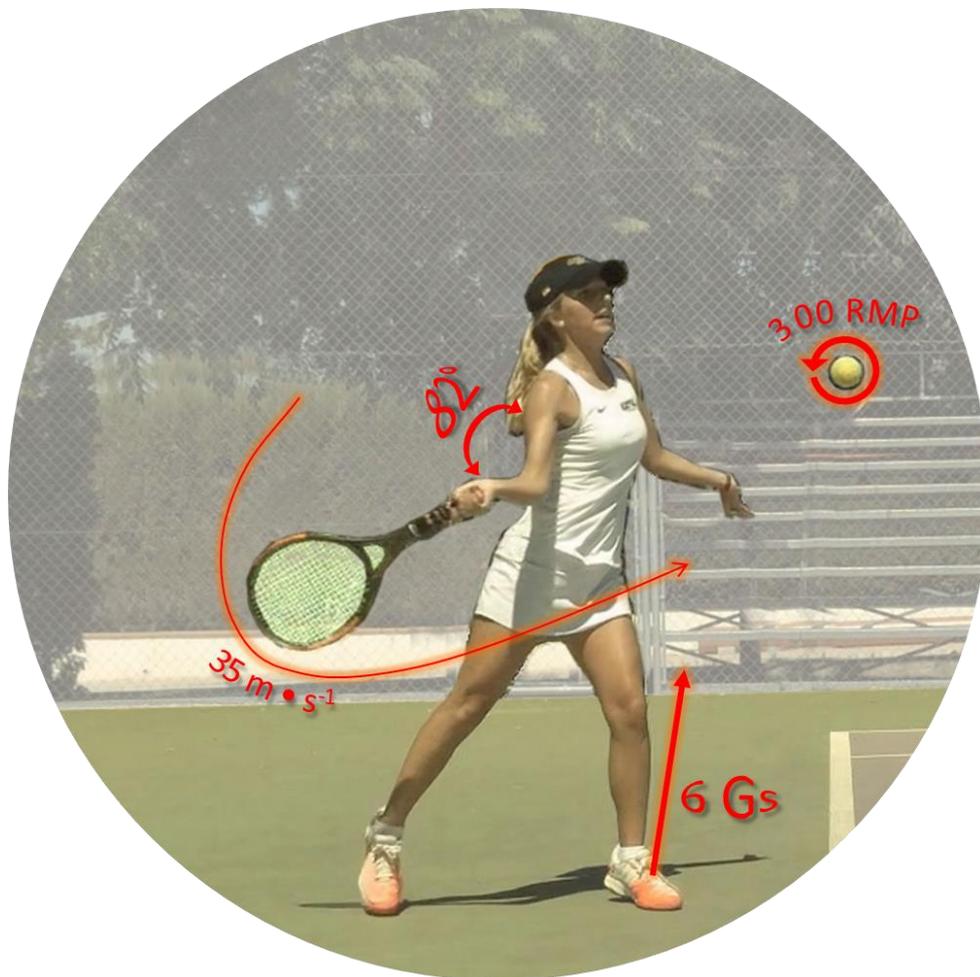




Protocolos para la evaluación biomecánico-técnica y la prevención de lesiones musculoesqueléticas, en deportistas de raqueta



Gabriel A. Delgado García

Programa de doctorado en Biomedicina

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales

Autor: Gabriel Delgado García

ISBN: 978-84-1306-893-0

URI: <http://hdl.handle.net/10481/69090>

Directores de tesis:

Víctor Manuel Soto Hermoso

Jos Vanrenterghem

Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud (iMUDS)

Departamento de Educación Física y Deportiva

Facultad de Ciencias del Deporte



Universidad de Granada

A todos los científicos y entrenadores dedicados a los deportes de raqueta

II. PREÁMBULO

PREÁMBULO

La presente tesis trata de desarrollar protocolos y herramientas de análisis orientados a los deportes de raqueta. Los motivos más importantes por los que decidí hacer una tesis sobre esta temática se exponen a continuación:

- He dedicado numerosas horas a la práctica del tenis y el pádel y a la preparación técnico/táctica de jugadores de diferentes niveles de juego (tengo una experiencia de más de 10 años como profesor de tenis y actualmente poseo el título de entrenador de nivel 2, concedido por la *Real Federación Española de Tenis*).
- Desde los inicios de la carrera universitaria he sentido un gran interés por la biomecánica del movimiento humano.
- Uno de los dos directores de la tesis doctoral, Víctor Manuel Soto Hermoso, lleva varios años dirigiendo un proyecto con corredores y un proyecto con adultos con una finalidad similar al de la presente tesis: crear herramientas de diagnóstico/evaluación para estas poblaciones.
- En 2014 se creó un centro de investigación asociado a la *Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Granada*: el *Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud*. Su laboratorio de biomecánica, probablemente sea uno de los mejor equipados de todo el territorio nacional. Este centro dispone de una pista de tenis cubierta y está junto a uno de los mejores clubes de tenis y pádel de toda la provincia de Granada, el *Campus Tenis y Padel club*. Estas infraestructuras facilitan la realización de esta tesis.

A finales de 2015 me puse en contacto con Víctor Manuel Soto Hermoso, director del *Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud* y que había sido profesor mío en la asignatura de Biomecánica de los Equipamientos Deportivos. El profesor Soto mostró un gran interés por comenzar una línea de estudio focalizada en los deportes de raqueta así que decidimos empezar el proyecto. En esta época compaginé la tesis con clases de tenis en las instalaciones de la Universidad. En 2016 recibí una beca de *Formación del Profesorado Universitario* (beca FPU, concedida por el *Ministerio de Educación, Cultura y Deporte*), que me permitió dedicarme a la tesis a tiempo total y que facilitó todo el proceso. Aunque este proyecto, se inició prácticamente desde cero (no existía una línea de estudio orientada a los deportes de raqueta en nuestra facultad), pensamos que las condiciones de partida eran adecuadas, y ya con los resultados en mano creemos que no nos hemos equivocado. Esperamos que la línea de estudio se prolongue y que la *Facultad del Deporte de la Universidad de Granada* y el *Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud* se conviertan en un referente a nivel nacional en el estudio de los deportes de raqueta y más en concreto en la biomecánica aplicada a dichos deportes.

V. ÍNDICE

Resumen/abstract	17
Índice de figuras y de tablas, abreviaturas y anglicismos	27
<i>Índice de figuras</i>	29
<i>Índice de tablas</i>	37
<i>Abreviaturas</i>	39
Capítulo1. Introducción	43
<i>1.1. Visión general sobre el rendimiento y la salud en los deportes de raqueta</i>	45
<i>1.2. Protocolos de evaluación de la condición física</i>	49
1.2.1. Evaluación de la fuerza y la potencia	49
1.2.2. Evaluación de la resistencia general	53
1.2.3. Evaluación de la resistencia específica	57
1.2.4. Evaluación de la velocidad y la agilidad	59
<i>1.3. Protocolos específicos de golpeo en campo</i>	63
1.3.1. Pruebas de golpeo de tenis	63
1.3.2. Test de golpeo para pádel	69
1.3.3. Evaluación de la técnica de golpeo en un test de campo	72
<i>1.4. Protocolos de evaluación orientados a la prevención de lesiones</i>	76
1.4.1. Lesiones más comunes	76
1.4.2. Evaluación de las asimetrías corporales	84
1.4.3. Alteraciones posturales del tenista	85
1.4.4. Aceleraciones verticales en las extremidades inferiores y en la cabeza	86
1.4.5. Pruebas que podrían incluirse en un protocolo de evaluación de deportistas de raqueta	89
Capítulo 2. Objetivos/Objectives	91
<i>2.1. Objetivos</i>	93
2.1.1. General	93

2.1.2. Específicos	94
2.2. <i>Objectives</i>	95
2.2.1. General	95
2.2.2. Specifics	96
Capítulo 3. Material y Métodos	97
3.1. <i>Diseño experimental</i>	99
3.2. <i>Muestra</i>	100
3.3. <i>Infraestructuras</i>	101
3.4. <i>Instrumentos y softwares empleados</i>	104
3.5. <i>VARIABLES de estudio</i>	106
3.6. <i>Procedimientos</i>	109
3.7. <i>Análisis estadístico</i>	111
Capítulo 4. Resultados y Discusión	115
4.1. <i>Protocolos de evaluación de la condición física</i>	117
4.1.1. Estudio 1: Batería de test de condición física para jóvenes padelistas	117
4.1.2. Estudio 2: Influencia de la potencia funcional sobre el rendimiento de golpeo	129
4.1.3. Estudio 3: Precisión de apps móviles para medir el tiempo del esprint de ida y vuelta	141
4.2. <i>Protocolos específicos de evaluación biomecánico/técnico en pista</i>	149
4.2.1. Estudio 4: Precisión de diferentes tipos de golpes en el pádel	149
4.2.2. Estudio 5: Análisis de la precisión de los golpes de tenis de fondo. Estructura probabilística del error	163
4.2.3. Estudio 6: Test de golpeo en pista asociado a una hoja de cálculo, para evaluar la precisión de golpeo	176
4.2.4. Estudio 7: Desarrollo de una metodología fotogramétrica low-cost de análisis del <i>swing</i> de golpeo	190
4.2.5. Estudio 8: Giróscopos <i>IMU</i> para análisis cinemático en tenis: nivel de acuerdo con un sistema <i>OCM</i>	203
4.2.6. Estudio 9: Predicción de la velocidad de la pelota mediante giróscopos	220

4.2.7. Estudio 10: Test para evaluar el rendimiento del revés en tenistas	233
4.2.8. Estudio 11: Validación de <i>wearables</i> para el análisis técnico de tenistas	242
4.2.9. Estudio 12: variabilidad motora en los golpes de tenis más habituales	249
4.2.10. Estudio 13: Evaluación del remate por tres metros de padel mediante giróscopos y fotogrametría <i>2D</i> : estudio piloto	260
4.3. Protocolos de evaluación orientados a la prevención de lesiones	268
4.3.1. Estudio 14: Asimetría de masa magra entre brazos en jóvenes padelistas	268
4.3.2. Estudio 15: Asimetrías en la fuerza de prensión manual en jóvenes padelistas	280
4.3.3. Estudio 16: Metodología fotogramétrica de bajo costo para evaluar la postura corporal en <i>3D</i>	289
4.3.4. Estudio 17: Picos de aceleración en la columna en partidos de tenis	306
Capítulo 5	325
Discusión general	325
<i>Bloque de condición física</i>	327
Propuesta de una batería de pruebas para jóvenes jugadores de pádel	327
Relación entre la potencia general y el rendimiento de golpeo	328
Propuesta de un sistema de cronometraje lowcost	329
<i>Bloque de evaluación técnica/biomecánica</i>	330
Evaluación de la precisión en tenistas y padelistas	330
Evaluación de la cinemática de golpeo	333
<i>Bloque de evaluación de la prevención de lesiones</i>	341
Asimetrías en jóvenes padelistas de competición	341
Validez de una metodología <i>lowcost</i> de análisis postural	342
Estudio de los picos de impacto y su atenuación en partidos de tenis	343
<i>Líneas futuras de estudio</i>	343
Bloque de condición física	343

Bloque biomecánico/técnico	344
Bloque de prevención de lesiones	344
Inclusión de los protocolos como fase del proceso pedagógico	345
Capítulo 6. Conclusiones	347
<i>Conclusiones (Español)</i>	349
<i>Conclusions (English)</i>	351
7. Referencias	353
8. Anexos	393
<i>8.1. Figuras suplementarias</i>	395
<i>8.2. Tablas suplementarias</i>	408
<i>8.3. Trabajos derivados de la tesis</i>	416
8.3.1. Trabajos publicados en revistas JCR con índices de calidad	416
8.3.2. Trabajos publicados en otras revistas	421
8.3.3. Trabajos en evaluación en revistas JCR	421
8.3.4. Trabajos presentados en congresos (relacionados con la tesis)	422
<i>8.4. Campos modificables de las plantillas de Excel de análisis postural</i>	425
<i>8.5. Ejemplos de informes</i>	430
8.5.1. Evaluación, seguimiento y optimización de la salud y el rendimiento en deportes de raqueta (tenis y pádel)	430
8.5.2. Curvas-percentiles del índice de masa corporal para niños y niñas de entre 5 y 15 años utilizadas en los informes	439
8.5.3. Ejemplo de informe generado por la aplicación “Tennis Swing Analyzer (2D)”	440
8.5.4. Informe generado por la plantilla de evaluación postural 3D	446
<i>8.6. Hoja de información para el proyecto “Eraqet”</i>	449
<i>8.7. Hoja de consentimiento informado para mayores de edad</i>	450
<i>8.8. Hoja de consentimiento informado para mayores de edad</i>	451
<i>8.9. Hoja de anotación del test de golpeo</i>	452
Agradecimientos	455

RESUMEN/ABSTRACT

RESUMEN

A pesar de que existen numerosos trabajos científicos que muestran un protocolo de pruebas de condición física, de técnica o de salud para jugadores de tenis y otros deportes de raqueta generalmente estos protocolos presentan una serie de inconvenientes como por ejemplo: I) las pruebas incluidas en ellos muchas veces no son específicas (no simulan las acciones reales de juego); II) se centran solo en evaluar la condición física, dejando de lado el estudio biomecánico/técnico y el análisis del riesgo de lesión musculoesquelética; III) se basan en instrumentos caros y de difícil manejo, no asequibles para los entrenadores y deportistas o para clínicas de salud que disponen de un bajo presupuesto o que no disponen de tiempo para aprender a utilizarlos. El objetivo de la presente tesis es desarrollar y evaluar una serie de test y herramientas de diagnóstico orientados a los deportes de raqueta que midan diferentes variables relacionadas con el rendimiento, la técnica deportiva, y la prevención de lesiones músculo-esqueléticas. Por otro lado, se generarán bases de datos de test que se han utilizado de manera recurrente en la literatura, que sirvan de referencia para futuros estudios. Algunos de los test que más se repiten en la bibliografía científica de los deportes de raqueta son:

- Bloque de condición física: pruebas de velocidad y agilidad específica, test de lanzamiento de balón medicinal, test de fuerza de prensión manual, saltos CMJ y RCMJ, test de esprints repetidos.
- Bloque de análisis biomecánico/técnico: test de golpeo de tenis (técnico) en el que se miden variables de precisión y potencia; test de golpeo de tenis (resistencia específica), en el que se relaciona la fatiga global con la precisión y potencia de golpeo; test de golpeo de pádel.
- Bloque orientado a la prevención de lesiones musculoesqueléticas. Análisis de la composición corporal, evaluación antropométrica o evaluación de los apoyos mediante plataformas de fuerzas o presiones.

Las herramientas y protocolos de evaluación que se muestran en esta tesis doctoral son asequibles para todos aquellos especialistas que deseen utilizarlos y están destinados sobre todo a entrenadores, deportistas y clínicas de salud con un presupuesto limitado, aunque también para científicos cuyo objeto de estudio sean los deportes de raqueta y que realicen estudios de campo. Se muestran además una serie de resultados derivados de la aplicación de los test en diferentes muestras de deportistas de raqueta. Los resultados más llamativos se mencionan a continuación, dividiéndolos en los tres bloques de evaluación propuestos:

Los resultados y hallazgos más llamativos en el bloque de condición física son:

- Se muestran los resultados de jóvenes jugadores de pádel en varias pruebas de condición física, seleccionadas basándose en la literatura científica. Además de pruebas de salto, velocidad, fuerza, resistencia de la zona *core*, se incluye una prueba de agilidad específica para deportes con frecuentes cambios de dirección, como es el caso del pádel. La información derivada de estas pruebas, podría servir de referencia para futuros estudios, teniendo en cuenta la escasez de datos en padelistas jóvenes de nivel competitivo. Los resultados fueron peores que los descritos para tenistas de la misma edad y de un nivel competitivo similar, en la prueba de fuerza de prensión manual, en la prueba de velocidad y en la de saltos.
- En tenistas amateurs que realizaron una prueba de golpeo en pista se halló una correlación moderada entre la potencia global (medida con el lanzamiento lateral de balón medicinal) y la potencia/precisión de golpeo. En concreto la distancia del lanzamiento se correlacionó de manera positiva con la velocidad de la derecha más rápida ($r = 0.52$; $p < 0.025$) y con la precisión del revés (r [% de buenos reveses] = 0.49 , $p < 0.025$). Teniendo en cuenta que las correlaciones fueron moderadas, si se desea mejorar el rendimiento de golpeo en jugadores con un tiempo de entrenamiento limitado (p. ej. en jugadores amateurs) es recomendable dedicar más tiempo a la preparación técnica que a la preparación física.
- En la presente tesis se muestra una metodología de cronometraje del *esprint de ida* y *vuelta* más precisa que un cronometrador humano, con un error sistemático de aproximadamente 0.04 segundos (el error humano oscila entre 0.20 y 0.30 segundos en esprints lineales). La metodología mostrada tan solo requiere del uso de un teléfono inteligente y de una aplicación móvil de bajo coste. Podría adaptarse para ser usada en un test de esprints repetidos, prueba muy frecuente en los protocolos de evaluación de la condición física de deportes de raqueta.

Los resultados más destacables en el bloque de análisis biomecánico son:

- El error en el tenis se distribuye en forma de elipse de confianza elongada en dirección a la línea de fondo. Esto podría explicarse por la teoría de *la ventana óptima de lanzamiento*, según la cual existe un momento óptimo de liberación del proyectil que permitirá alcanzar la mayor precisión. Haciendo una analogía de esta teoría en el caso de los deportes de raqueta, hablaríamos de momento óptimo de impacto. En el caso del pádel también se observa un error mayor en el sentido longitudinal que en la dirección lateral. Todo esto sugiere que se debería dedicar más tiempo a entrenar la profundidad de golpeo que la precisión medio-lateral. La comparación entre el golpeo de derecha y el golpeo de revés mostró que a derecha presentaba una mayor velocidad de la pelota (~107.2 vs. ~97.3 m/s; $p < 0.001$), una menor distancia longitudinal del centro de la elipse al centro de la diana (~123.3 vs. ~164.0 cm; $p = 0.024$) y una menor área (~34.4 vs. ~40.3 m²; $p = 0.045$). En el caso del pádel el golpeo que mostró la mayor magnitud del error fue

el revés de fondo con pared. La derecha de fondo y la volea de derecha mostraron los mejores valores de precisión. En esta sección de la tesis se propone una prueba de golpeo asociada a una hoja de cálculo elaborada en Excel para estudiar con detalle la precisión de los golpes de fondo de tenis (magnitud y forma del error).

- En la presente tesis se muestra una herramienta de Microsoft *Excel* para evaluar la cinemática *3D* de golpeo. Dicha hoja es fácil de usar y no requiere de un conocimiento avanzado de biomecánica o programación. Alguna de las variables que proporciona de manera semiautomática son la trayectoria de la raqueta y variables derivadas (p. ej. la altura de golpeo o el ángulo de la trayectoria de la raqueta), la velocidad y aceleración de la raqueta, la velocidad de la pelota antes y después del impacto y variables de tipo temporal (como por ejemplo el momento en el que se produce el pico de velocidad vertical de la raqueta). También se muestra una variante de dicha plantilla de análisis en *2D*, más sencilla de usar (solo requiere de una cámara y la metodología de calibración es más sencilla).
- Los giróscopos de los *IMUs* son una herramienta válida para evaluar la cinemática angular de golpeo, con diferencias pequeñas respecto a los sistemas de captura de movimiento basados en fotogrametría *3D*, que tradicionalmente se han considerado como el método de referencia. Los valores de correlación y de concordancia fueron altos (oscilaron entre 0.951 y 0.993). La magnitud de las diferencias varió entre 4.4 y 35.4 grados/s (en porcentaje relativo a los máximos el error fue menor de un 5%). Basándose en los datos de trabajos previos en tenistas podemos decir que este error es lo suficientemente bajo para detectar diferencias tanto en estudios que realizan comparaciones entre sujetos como en estudios intra sujeto (o de medidas repetidas). Teniendo en cuenta todo esto podemos decir que los giróscopos IMU pueden ser considerados como una alternativa a los sistemas fotogramétricos *3D* para evaluar los golpes en situación de campo.
- Los giróscopos de los *IMUs* permiten predecir la velocidad de golpeo de la derecha, revés y saque. Los valores *r de Pearson* parciales estuvieron por encima de 0.9 en el *eje x* del sensor del tronco y sobre los *ejes yz* del sensor del antebrazo. El modelo de regresión lineal múltiple mejoró los valores de las correlaciones parciales. Además, estos dispositivos podrían permitir el análisis de la participación de cada segmento corporal en la cadena cinética. Se deben realizar estudios que relacionen los movimientos anatómicos (p. ej., la abducción horizontal del hombro) con la velocidad angular de los sensores/ejes colocados en diferentes segmentos (p. ej., velocidad angular del sensor del brazo sobre su *eje x*).
- La derecha y el revés mostraron una mayor variabilidad motora que el primer y el segundo saque, lo que podría indicar que son golpes con una mayor complejidad coordinativa. Los mayores valores de varianza se dieron en la derecha en el sensor del antebrazo sobre su *eje x* y sobre su *eje z*, y en el sensor de la cabeza sobre su

eje z (fueron de 22.7 %, 21.5 % y 25.4 %). Hacen falta más estudios que analicen las fuentes de variabilidad y sus efectos sobre el rendimiento/aprendizaje.

En el bloque de salud musculoesquelético los resultados más destacables fueron:

- El pádel, al igual que otros deportes de raqueta es un deporte asimétrico a nivel de los miembros superiores. Hubo mayores asimetrías de masa magra que en un grupo control de esquiadores (7.2 ± 5 % vs. 1.4 ± 3.2 %; $p < 0.001$ para el total de la muestra) tanto en jugadores con un estado de madurez negativo (5.7 ± 3.2 % vs. 1.5 ± 3.8 %; $p < 0.001$), como en aquellos con un estado de madurez positivo (8.3 ± 5.8 % vs. 1.3 ± 2.4 %; $p < 0.001$). En el caso de la fuerza de prensión manual también existieron diferencias significativas entre ambos grupos. La asimetría fue de 22.1 ± 13.2 % en el caso de los padelistas (en el grupo sub-12 fue de 19.3 ± 14.8 %) y de 2.6 ± 13.3 % en los esquiadores (en el grupo sub-12 fue de 1.8 ± 16.9 %) siendo el tamaño del efecto grande (> 1) en todos los casos. Estos datos muestran que el desarrollo de las asimetrías en padelistas se produce incluso antes de la edad de crecimiento pico en altura. Por ello se sugiere que, desde el inicio de la práctica deportiva, el pádel se complemente con otras actividades de naturaleza simétrica.
- Se presenta una metodología *low-cost* para analizar la postura corporal en 3D, basada en un instrumento de calibración portable. Además, permite medir el error cometido en la unidad de medida real, algo que creemos que es fundamental en este tipo de estudios. Esta metodología se fundamenta en unas plantillas de *Excel* de fácil manejo, que podrían ser utilizadas por médicos y fisioterapeutas. El error de la medida del sistema propuesto fue de aproximadamente 2 mm y de entre 1 y 2 grados, usando como referencia un sistema fotogramétrico 3D de alta precisión.
- Al igual que ocurre en la carrera y la marcha, en las acciones de juego de tenis se ponen en juego una serie de mecanismos biomecánicos de atenuación de los picos de impacto en la columna que evitan que los picos de impacto en la cabeza sean demasiado altos (y así proteger los reflejos vestibulares). Aunque no se apreció un mecanismo de atenuación evidente entre la parte baja de la columna y la parte alta si existió una atenuación clara entre la parte alta de la columna y el cuello (la magnitud de los picos fue de ~ 25 m/s² y ~ 20 m/s² respectivamente; $p < 0.05$; con porcentajes de atenuación por encima del 15% en casi todos los jugadores). Futuros trabajos deben analizar los mecanismos biomecánicos que permiten que se produzca dicha atenuación.

ABSTRACT

Despite the fact that there are numerous studies aimed at designing a test protocol for tennis players and other racket sports, from our point of view these protocols have some disadvantages: I) the tests included in them are often not completely specific (they do not simulate the real actions of the game); II) they focus mainly on aspects of physical condition and a comprehensive protocol must also include biomechanical/technical aspects and aspects related to the risk of musculoskeletal injury; III) they are based on expensive and difficult to use instruments, not affordable for coaches and athletes or for health clinics that have a low budget or do not have time to learn how to use them.. Therefore, the objective of this thesis is to design, implement and validate comprehensive protocols oriented to racket sports that evaluates different variables related to performance, sports technique, and prevention of musculoskeletal injuries. On the other hand, databases of tests used repeatedly in the literature will be generated. This could serve as a reference for future studies. Some of these tests are:

- Physical condition block: specific speed and agility tests, medicine ball throwing test, manual grip strength test, CMJ and RCMJ jumps, repeated sprint test.
- Biomechanical/technical analysis block: tennis hitting test (technical) in which variables of precision and power are measured, tennis hitting test (specific endurance), in which global fatigue is related to the accuracy and power of the strokes.
- Block aimed at preventing musculoskeletal injuries. Analysis of the body composition by means of bioimpedance, anthropometric analysis and evaluation of the running mechanics with force platform and pressure sensors.

In this thesis, evaluation tools and protocols are designed for racquet sports, affordable for coaches, athletes and health clinics with a limited budget. A series of results derived from the application of the tests in different samples of racket athletes are also shown. The most interesting results are mentioned below, dividing them by blocks:

The most interesting results in the physical condition block are:

- The results of young paddle tennis players in a series of physical condition tests are shown, which could be used as a reference for future studies. The results were worse than those described in literature for tennis players of the same age and of a similar competitive level both in speed and jumping ability as well as hand grip strength.

- There is a moderate correlation between global power (measured with the lateral medicine ball throw) and hitting power / precision. Specifically, it was positively correlated with faster forehand speed ($r = 0.52$; $p < 0.025$) and with the accuracy of the backhand ($r = 0.49$; $p < 0.025$ with the % of good shots). In order to improve hitting performance in players with a limited training time (as is the case of amateur players) it is advisable to spend more time on technical preparation than on physical preparation.
- This thesis shows a methodology for timing the shuttle run sprint more accurate than a human timekeeper. The systematic error of measurement was of approximately 0.04 seconds (in previous studies it is estimated that human error is between 0.20 and 0.30 seconds). The methodology shown only requires the use of a smartphone and low-cost apps.

In the biomechanical / technical analysis block the most interesting results are:

- The error in tennis is distributed in the form of an elongated confidence ellipse in the direction of the baseline. This could be explained by the theory of the optimal launch window, which, making an analogy with hitting, indicates that there is an optimal hitting moment where the highest precision will be achieved. In the case of paddle tennis, a greater error is also observed in the longitudinal direction than in the lateral direction. All of this suggests that more time should be spent training the accuracy of the depth of strokes. The comparison between the forehand stroke and the backhand stroke showed that with the forehand the players reach greater speed of the ball (~ 107.2 vs. ~ 97.3 m/s; $p < 0.001$), had a lower longitudinal distance from the centre of the ellipse (~ 123.3 vs. ~ 164.0 cm; $p = 0.024$) and a smaller area (~ 34.4 vs. ~ 40.3 m²; $p = 0.045$). The hit that showed the greatest error was the backhand with the wall. The forehand performed from the baseline and the forehand volley showed the best accuracy values. Also, a hitting test associated with an Excel spreadsheet is proposed to study in detail the accuracy of tennis groundstrokes (magnitude and form of the error).
- In this thesis a Microsoft Excel tool is shown to evaluate the 3D kinematics of hitting. This sheet is easy to use and does not require advanced knowledge of biomechanics or programming. Some of the variables it provides are the trajectory of the racket and derived variables (e.g., the height of the ball impact or the angle of the racket trajectory and the horizontal), the speed and acceleration of the racket, the speed of the ball before and after impact and temporal variables (such as the moment at which the maximum racket's vertical speed occurs). A variant of said 2D analysis template is also shown (it only requires one camera and the calibration methodology is simpler).
- The gyroscopes of the IMUs are a valid tool to evaluate the angular kinematics of hitting, with small differences with respect to the motion capture systems based

on 3D photogrammetry, which have traditionally been considered as the reference method. The correlations and concordance statistics were strong (ranged from 0.951 to 0.993). The magnitude of the differences varied between 4.4 and 35.4 degrees/sec (in percentage relative to the maximums, the error was less than 5%). Based on data from previous work on tennis players, we can say that the error of the gyroscopes is low enough to detect differences both in studies that make a comparison between subjects and in repeated measures studies. Therefore, they can be considered as an alternative to evaluate hits in a field situation.

- The gyroscopes of the IMUs allow predicting the speed of hitting the forehand, backhand and serve. The partial *Pearson r* correlations were above 0.8 in some cases (in *x-axis* of the trunk sensor's and in the *y axis* and *z axis* of the forearm sensor). The multiple linear regression model improved the correlation values. In addition, the proposed method allows an analysis of the relative implication of the most relevant segments in the stroke. In the future, laboratory studies should be carried out that relate anatomical movements (for example, the horizontal abduction movement of the shoulder) with the angular velocity of the sensors placed at different points on the body (for example, angular velocity of the sensor of the arm on its medial-lateral axis).
- The forehand and the backhand showed greater motor variability than the serve, which could indicate that they are more complex hits from the coordinative point of view. The highest values of variance were found on the forehand in the forearm sensor on its *x axis* and on its *z axis*, and in the head sensor on its *z axis* (they were of 22.7%, 21.5% and 25.4%). More studies are needed on the anatomical significance of these movements and on the relevance to performance / skill learning of the greater variability in them.

The most relevant results in the musculoskeletal health block are:

- Paddle tennis, like other racket sports, is an asymmetrical sport at the level of the upper limbs. There were greater asymmetries of lean mass than a control group of skiers ($7.2 \pm 5\%$ vs. $1.4 \pm 3.2\%$; $p < 0.001$ for the total sample) both in players with a negative state of maturity ($5.7 \pm 3, 2\%$ vs. $1.5 \pm 3.8\%$; $p < 0.001$) and in those with a positive state of maturity ($8.3 \pm 5.8\%$ vs. $1.3 \pm 2.4\%$; $p < 0.001$). In the case of manual grip strength, there were also significant differences with big effect sizes (greater than one): it was of $22.1 \pm 13.2\%$ in the case of paddle tennis players (in the sub-12 group it was of $19.3 \pm 14.8\%$) and of $2.6 \pm 13.3\%$ in skiers (in the sub-12 group it was of $1.8 \pm 16.9\%$). These data show that the development of such asymmetries occurs even before the age of peak growth in height. For this reason, it is suggested that, from the beginning of sports practice, paddle tennis should be complemented with other activities of a symmetrical nature.

- A low-cost methodology is presented to analyse body posture in 3D, based on a portable calibration instrument. In addition, it allows to measure the error committed in the real unit of measurement, something that we believe is essential (and unusual) in this type of study. This methodology is based on easy-to-use Excel templates that could be utilised by trainers and scientists in the area. The error when compared to a high precision 3D photogrammetric system was small (approximately 2 mm for translations and between 1–2 degrees for angles).
- As in running and walking, in the game of tennis a series of mechanisms for attenuating the impact peaks are put into play in the spine that prevent the impact peaks on the head from being too high. Although there was no clear attenuation mechanism between the lower part of the spine and the upper part, there was a clear attenuation between the upper part of the spine and the head (the magnitude of the peaks was of $\sim 25 \text{ m/s}^2$ and of $\sim 20 \text{ m/s}^2$ respectively; $p < 0.05$; with attenuation percentages above 15% in almost all players). Future works should analyse the biomechanics of these attenuation mechanisms.

**ÍNDICE DE FIGURAS Y DE TABLAS,
ABREVIATURAS Y ANGLICISMOS**

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Curvas de carga adicional, altura del centro de gravedad. Adaptada de (Bosco, 1987).	50
Figura 2. Prueba de esprints repetidos. *FC: Fotocélula	56
Figura 3. Test de resistencia específica “Golpear y girar”	58
Figura 4. Prueba de resistencia específica de Girard <i>et al.</i> (2006)	58
Figura 5. Test de esprints específicos de tenis. *FC: Fotocélula	60
Figura 6. Test de la “carrera de la araña”	61
Figura 7. Test de agilidad de pádel. Las distancias son aproximadas (ver la distancia exacta en el trabajo original)	61
Figura 8. Test de agilidad “Stop and Go”.	62
Figura 9. Esquema del test de golpeo de la universidad de Lovaina. Los círculos con la cruz indican el centro de la diana. ML: Máquina lanzapelotas. Cuando la pelota sale de la máquina se enciende una de las dos bombillas indicando la dirección de golpeo.	64
Figura 10. Esquema del test de rendimiento de Lovaina adaptado a niños	65
Figura 11. Esquema del test de Smekal. El tiro se considera bueno si la pelota pasa por debajo de una cuerda (a 1.5 m de la red), da en la diana y sobrepasa la línea de potencia	66
Figura 12. Esquema del test HAAT. Se indican los puntos de cada zona	67
Figura 13. Esquema del test de Loughborough para los golpes de fondo (dianas A y B). Para el saque se colocan las dianas C (se realizan 10 saques a cada lado).	68
Figura 14. Test para la volea (García, 2007) y para el remate (FEP, 2007) de pádel.	70
Figura 15. Esquema de la prueba de precisión de golpeo para pádel. Adaptada de Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez (2020).	70
Figura 16. Test de diagnóstico para diferentes lesiones de miembros superiores causadas por el juego del tenis. Adaptado de Chung y Lark (2017).	81
Figura 17. Trabajos incluidos en la tesis	99

Figura 18. Pista de tenis de superficie acrílica donde se han desarrollado la mayor parte de los test de campo de la presente tesis.	102
Figura 19. Recta de regresión que relaciona la medida del tensiómetro Stringmeter con el tensiómetro de referencia	105
Figura 20 (Continuación). Variables de estudio (dependientes arriba e independientes abajo) -continúa-	107
Figura 21. Niveles del Número Internacional de Tenis (ITF, 2017)	109
Figura 22. Test estadísticos empleados en la tesis. Los tamaños del efecto se evalúan según las escalas de: Cohen (2013); Evans (1996) y McBride, Bland, Altman y Lin (2005)	112
Figura 23. Resultados del test de agilidad en jóvenes padelistas	122
Figura 24. Resultados del test de sprints en jóvenes padelistas	122
Figura 25. Resultados del test de velocidad de golpeo de los jóvenes padelistas	123
Figura 26. Resultados del test de resistencia de la zona core en jóvenes padelistas.	123
Figura 27. Resultado de la fuerza de prensión manual en jóvenes padelistas	124
Figura 28. Resultados de la prueba de salto en jóvenes padelistas	124
Figura 29. Resultados del test de saltos repetidos en jóvenes padelistas	125
Figura 30. Esquema de la prueba de golpeo del Estudio 2. Los rectángulos rayados representan las áreas de "Golpeos precisos" y los rectángulos punteados representan las áreas de "Golpeos muy precisos". Los círculos indican los puntos hacia los que el lanzador debía enviar la pelota. El jugador comenzó desde el fondo de la cancha. H: Altura a la que se colocó la cámara.	134
Figura 31. Correlación entre la distancia de lanzamiento de balón por el lado dominante y la velocidad del golpe de derecha más rápido (VDR)	137
Figura 32. Correlación entre el lanzamiento de balón por el lado dominante y los reveses clasificados como "Golpeos precisos" (%)	137
Figura 33. Correlación entre la fuerza de prensión manual de la mano dominante y la velocidad de la derecha más rápida (VDR)	137
Figura 34. Montaje de ambos experimentos realizados en el estudio 3	143

- Figura 35.** Configuración usada para la aplicación Laptracker (a) y Videography (b y c) 144
- Figura 36.** Fotografía tomada de manera automática por la aplicación *Videography*. En la figura de la izquierda se aprecian claramente los números del cronómetro mientras que en la figura de la derecha no (esta medición se descartaba para el análisis estadístico). 145
- Figura 37.** Gráficos BA que comparan las medidas de la barrera fotoeléctrica con las de la aplicación *Laptracker*, en el experimento 1 (a) y en el experimento 2 (b) 146
- Figura 38.** Gráficos BA que comparan las medidas de la barrera fotoeléctrica con las de la aplicación *Videography*, en el experimento 1 (a) y en el experimento 2 (b) 147
- Figura 39.** Esquema del test de golpeo de pádel. Localización de la diana en la situación de golpeo de derecha cruzada (para un jugador diestro). L: lanzador; J: Jugador. 152
- Figura 40.** Distancia media horizontal y vertical al centro de la diana en función del tipo de golpe en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$ 153
- Figura 41.** Distancia media al centro de la diana en función de la dirección en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$ 154
- Figura 42.** Distancia media al centro de la diana en función del lado de la pista en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$ 154
- Figura 43.** Distancia media al centro de la diana en función del tipo de golpe en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$. 155
- Figura 44.** Distancia media de cada golpe al centro de la diana en función del tipo de golpe (sin tener en cuenta la dirección) en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$. 156

- Figura 45.** Distancia media de cada golpe al centro de la diana en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$ 157
- Figura 46.** Distribución del error en forma de elipse de confianza (estudio 5). $\chi^2_{0.95,2}$: función de distribución acumulativa chi-cuadrado (2 grados de libertad) a un nivel de probabilidad del 95% (~ 5.99146); $\text{var}(x)$ y $\text{var}(y)$: varianzas de las posiciones x e y del bote de la pelota; $\text{cov}(x, y)$ la covarianza entre x e y ; λ_1 y λ_2 el valor propio (eigenvalue) máximo y mínimo de la matriz de covarianza; a : radio largo (*eje y*); b : radio corto (*eje x*); $EC_x, EC_y, EC_{\text{euc}}$: ubicación del centro de la elipse de confianza en la dirección medio-lateral y longitudinal y distancia euclidiana del centro de la elipse con respecto al centro del objetivo. 164
- Figura 47.** Elipses de confianza del 95% de la ubicación de los golpes de la muestra completa en el Estudio 5. Los golpes de derecha se representan con puntos negros y los de revés con puntos blancos. La elipse de confianza de la derecha se dibuja con una línea continua y la elipse de revés se dibuja con una línea discontinua. Los puntos negros más grandes representan los centros de las elipses de confianza. 170
- Figura 48.** Ejemplos de elipses de confianza de algunos participantes en el estudio 5 (en la Figura Suplementaria 4 [Anexos] se muestran las elipses del resto de participantes) 171
- Figura 49.** Ubicación de los botes de las pelotas lanzadas por la máquina de lanzamiento Lobster Grand Slam IV en el modo preconfigurado "Dos líneas" (usado en el Estudio 6). La figura muestra la distancia del centro de la elipse a la línea lateral y a la línea de fondo. La elipse A tiene un eje mayor de 108 cm, un eje menor de 55 cm y un área de 1.9 m^2 . La elipse B tiene un eje mayor de 118 cm, un eje menor de 59 cm y un área de 2.2 m^2 . El giro de la pelota fue de $855 \pm 55 \text{ rpm}$ y la altura de la pelota sobre la red fue de $246 \pm 9 \text{ cm}$. 180
- Figura 50.** Configuración de la prueba de tenis (vista desde la cámara que registra el rebote de la pelota) utilizada en el Estudio 6. Significado de los números: origen de coordenadas (1); esquina de la cuadrícula de perspectiva en *Kinovea* (2 a 5); ubicación aproximada del primer golpe (6); ubicación aproximada del segundo golpe (7); desplazamiento del jugador (8); Máquina lanzapelotas (9). 181
- Figura 51.** Ejemplo de una configuración de bolas ubicadas en posiciones conocidas y utilizadas para calcular la línea de regresión que permite predecir la posición del bote real de la bola en función del bote digitalizado (Estudio 6). Las bolas en cada columna tienen una separación entre ellas de 40 cm. 182

Figura 52. Elipses de confianza del jugador uno (a) y del jugador dos (b) para los golpes de derecha (elipse sólida) y de revés (elipse discontinua) (Estudio 6)	186
Figura 53. Elipses de confianza en la pista de tenis (Estudio 6). Las elipses de derecha se indican en líneas continuas y las elipses de revés en líneas discontinuas. Las elipses de confianza del jugador dos están marcadas en negrita. Los centros de las elipses se indican mediante círculos (jugador uno) o diamantes (jugador dos).	187
Figura 54. Figura explicativa de las variables ángulo de la trayectoria de la raqueta antes y después del impacto	195
Figura 55. Figura explicativa de las variables altura mínima y máxima alcanzada en el swing	195
Figura 56. Muestra de un fotograma del vídeo creado con la aplicación de <i>Excel</i>	196
Figura 57. Gráfica incluida en el informe que se entrega al jugador. Se muestra la trayectoria de la raqueta desde una vista lateral	197
Figura 58. Gráfica incluida en el informe que se entrega al jugador. Se muestra la velocidad de la raqueta en cada eje	198
Figura 59. Velocidad y aceleración resultante de la jugadora en el golpeo analizado. El círculo representa el momento del impacto.	199
Figura 60. Velocidad y aceleración resultante del jugador en el golpeo analizado. El círculo representa el momento del impacto.	200
Figura 61. Diagrama de flujo del Estudio 8. <i>IMU</i> : Unidad de medida inercial (Inertial Measurement Units); <i>OCM</i> : Sistema óptico de captura de movimiento.	206
Figura 62. Ubicación del sensor y de los cluster de marcadores utilizados para crear los giróscopos <i>CMO</i> en el Estudio 8. Las figuras a, b, c muestran la colocación del sensor y de los giróscopos <i>CMO</i> en el experimento 1. La Figura d muestra las ubicaciones de los giróscopos <i>IMU</i> y <i>CMO</i> para el experimento 2.	209
Figura 63. Gráfico que incluye un fragmento de un ejemplo real de la comparación entre la señal <i>IMU</i> y el sistema <i>CMO</i> en el Estudio . Muestra el pequeño retraso entre las dos señales. Se observa que en la zona de pendiente máxima el residual (d) es mayor que en otros puntos del gráfico.	212
Figura 64. Tres ejemplos de gráficas de <i>Bland-Altman</i> : del experimento 1 (a) y del experimento 2 (b-c) del Estudio 8. En Anexos hay más ejemplos para el experimento 2. Debajo de cada gráfico se muestran más detalles.	213

Figura 65. Ejemplos de la señal de velocidad angular obtenida con el giróscopo <i>IMU</i> superpuesta a la obtenida con los giróscopos <i>CMO</i> en el Estudio 8	214
Figura 66. Esquema del test de golpeo en el Estudio 9	222
Figura 67. Localización de los sensores y posición de los ejes	223
Figura 68. Gráfica que se ve en la aplicación de <i>Excel</i> desarrollada ad-hoc para este estudio. Las líneas verticales se colocan entre los picos y la aplicación devuelve la magnitud y el momento de aparición de los picos negativos y positivos.	224
Figura 69. Recta de regresión que relaciona los picos de velocidad angular del sensor del tronco sobre su <i>eje x</i> con la velocidad de la pelota para el golpe de derecha del jugador 1 en el Estudio 9	227
Figura 70. Recta de regresión que relaciona los picos de velocidad angular del antebrazo sobre su <i>eje z</i> con la velocidad de la pelota (para el golpe de revés) del jugador 1 en el Estudio 9	228
Figura 71. Recta de regresión que relacionan los picos de velocidad angular del antebrazo sobre su <i>eje x</i> con la velocidad de la pelota para el servicio del jugador 1 en el Estudio 9	228
Figura 72. Esquema de la prueba de golpeo del Estudio 10	235
Figura 73. Colocación de los sensores inerciales en el estudio del revés.	236
Figura 74. Rectas de regresión que relacionan la velocidad lineal de la pelota con las variables de velocidad angular seleccionadas en el jugador de competición (Estudio10). Las figuras a y b muestran datos del revés a una mano y las figuras c y d del revés a dos manos. <i>Tgx, Agz</i> : Picos de velocidad angular sobre el <i>eje x</i> del sensor del tronco y sobre el <i>eje z</i> del sensor del antebrazo.	238
Figura 75. Rectas de regresión que relacionan la velocidad lineal de la pelota con las diferentes variables de velocidad angular seleccionadas en el jugador recreacional (Estudio 10). Las figuras e y f muestran datos del revés a una mano y las figuras g y h del revés a dos manos. <i>Tgx, Agz</i> : Picos de velocidad angular sobre el <i>eje x</i> del sensor del tronco y sobre el <i>eje z</i> del sensor del antebrazo.	239
Figura 76. Esquema del experimento realizado en pista para la validación de los dispositivos <i>Zepp</i> y <i>Qlipp</i>	244
Figura 77. Gráficas <i>Bland-Altman</i> de las comparaciones de velocidad <i>Zepp</i> vs. <i>3D</i> (raqueta) (a) y Radar vs. <i>3D</i> (pelota) (b).	246

Figura 78a. Señales de velocidad angular de las señales seleccionadas en el estudio 12. Los picos de velocidad angular se indican con un círculo. Las señales han sido filtradas (filtro de <i>Butterworth</i> de 4º orden y frecuencia de corte de 6Hz) para mejorar la visualización.	253
Figura 79. Ejemplos de correlaciones parciales de cada segmento con la velocidad de la pelota (se han elegido los picos con las mayores correlaciones para cada segmento).	256
Figura 80. Figura explicativa de las variables utilizadas en el estudio. DT: Diferencia temporal. ω : velocidad angular. Además de la señal mostrada se evaluaron $\omega_{y_max_{antebrazo}}$; $\omega_{z_max_{antebrazo}}$; $\omega_{y_max_{brazo}}$ y $\omega_{z_max_{brazo}}$.	262
Figura 81. Esquema del estudio y principales técnicas estadísticas empleadas	263
Figura 82. Comparación de las medias de los picos de velocidad angular de los jugadores incluidos en el estudio.	264
Figura 83. Eventos clave de un remate por tres del jugador profesional (a, b y c) y del jugador joven promesa (a', b' y c'). Las fotos a y a' muestran el momento del impacto. Las fotos b y b' muestran el momento de máxima pronación de muñeca. Las fotografías c y c' muestran la terminación.	265
Figura 84. Media y desviación estándar de la señal de velocidad angular en los siete golpes del jugador mateur del sensor del antebrazo sobre el <i>eje z</i> , antes de las correcciones (a) y después de las correcciones del entrenador experto (b).	266
Figura 85. Rectas de regresión que relacionan la masa magra de brazo y pierna con la edad, en padelistas (a-d) y en esquiadores (e-h)	275
Figura 86a. Correlación de la fuerza de prensión manual con la edad en los padelistas. FMD: Fuerza mano dominante; FMND: Fuerza mano no dominante.	283
Figura 87. Comparaciones entre grupos de las diferencias bilaterales de fuerza de prensión manual según la categoría de edad (a) y según el sexo (b).	286
Figura 88. Conjunto de marcadores y lista de variables calculadas por la hoja de cálculo de <i>Excel</i> . Hor.: Horizontal; Ver.: Vertical; Ali.: Alineación. Para simplificar y facilitar la comprensión, sólo se muestran los parámetros de la mitad derecha del cuerpo	294
Figura 89. Disposición de los dos sistemas de cámaras empleados (MV: cámaras Matrix Vision; QL: cámaras <i>Qualisys</i> ; O: Origen).	296
Figura 90. Ejemplo de un marco de calibración virtual (Figura 3a) y marcadores que se digitalizan en cada cámara (Figura 3b, Figura 3c y Figura 3d).	298

- Figura 91.** Gráficas *Bland-Altman* de las medidas de ángulos (a y c) y distancias (b y d) del evaluador 1 (a y b) y del evaluador 2 (c y d). Punto de guión: línea de regresión; punto redondo: $DE \pm 2ES$; guión largo: $media \pm 2DE$; punto cuadrado: media 302
- Figura 92.** Ubicación de los botes de la máquina lanzapelotas en el modo preconfigurado "*Dos líneas-ancho*". La figura muestra la distancia del centro de la elipse a la línea lateral y a la línea de fondo. La elipse A tiene un eje mayor de 137 cm, un eje menor de 59 cm y una superficie de 2.5 m². La elipse B tiene un eje mayor de 108 cm, un eje menor de 56 cm y un área de 1.9 m². 309
- Figura 93.** Colocación de los sensores y dirección de los *ejes xy* del acelerómetro triaxial (el *eje z* es perpendicular al plano que contiene a los vectores mostrados). 310
- Figura 94.** Diagrama de flujo, en el que se recogen las principales técnicas estadísticas utilizadas. 314
- Figura 95.** Datos brutos de la aceleración vertical del sensor de la columna alta durante la serie de golpeo de uno de los jugadores. Se aprecia como en los instantes próximos al golpeo (indicado con círculos) los picos son mayores que en el resto de la señal. 315
- Figura 96.** Ejemplo de las señales de aceleración en la columna baja, alta y cabeza en tres apoyos consecutivos durante un partido de tenis. El pico de referencia de la columna alta se marca con un círculo negro. Los picos más próximos de la columna baja y de la cabeza se marcan con un círculo blanco. 317
- Figura 97.** *AT1* y *AT2* de cada jugador (medias y errores estándar) 318
- Figura 98.** Gráficos de Kernell que muestran la frecuencia de los picos según su magnitud (m/s²). En los Anexos se muestran las gráficas del resto de participantes 319
- Figura 99.** Recta de regresión que relaciona la media picos de impacto en la columna baja y el porcentaje de atenuación medio (los números hacen referencia a los jugadores). 321

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. El entrenamiento deportivo como un proceso de enseñanza-aprendizaje	45
Tabla 2. Resumen de las características de los test de golpeo mencionados	71
Tabla 3. Resumen de la muestra utilizada en cada uno de los estudios de la tesis	100
Tabla 4. Instalaciones donde se realizaron cada uno de los estudios	102
Tabla 5. Instrumentos más importantes usados en la tesis	104
Tabla 6. Cámaras de vídeo empleadas en la tesis	105
Tabla 7. Fórmulas de algunas variables de validez y fiabilidad empleadas en la tesis	113
Tabla 8. Test incluidos en la batería de pruebas de condición física de padelistas	120
Tabla 9. Resultados de las mediciones de fuerza y de la prueba de golpeo del Estudio 2	136
Tabla 10. Correlación entre las mediciones de fuerza y las variables de rendimiento de golpeo	136
Tabla 11. Características antropométricas de la muestra del estudio 4	150
Tabla 12. Resultados obtenidos por cada jugador en el test de golpeo de pádel	158
Tabla 13. Resultados de velocidad y precisión de la prueba de golpeo de tenis del Estudio 5 (media \pm desviación estándar)	169
Tabla 14. Posibles configuraciones de la prueba de golpeo de tenis propuesta en el Estudio y orden de los golpes dependiendo de la mano dominante del jugador	179
Tabla 15. Fórmulas de <i>Excel</i> utilizadas para calcular parámetros de elipse de confianza (Estudio 6)	184
Tabla 16. Parámetros de la elipse de confianza de ambos jugadores analizados (Estudio 6)	185
Tabla 17. Nivel de acuerdo entre los giróscopos basados en <i>IMU</i> y el sistema de captura de movimiento óptico <i>3D</i> para la medición de la cinemática angular de golpeo (sensores del tronco y del brazo) (Estudio 8).	215
Tabla 18. Pico y temporalizaciones de los picos de velocidad angular y correlaciones con la velocidad de la pelota	225

Tabla 19. Correlación entre la velocidad de la pelota y las diferentes variables de velocidad angular en el estudio del revés	237
Tabla 20. Resultados de la prueba de golpeo de los dos jugadores evaluados en el Estudio 10	240
Tabla 21. Jugadores incluidos en el estudio y golpes realizados por cada uno	243
Tabla 22. <i>Lin CCC</i> y <i>r de Pearson</i> entre las medidas de velocidad tomadas con diferentes dispositivos	245
Tabla 23. Medias medias de los <i>CV</i> (Coeficiente de Variación en %) de los picos de velocidad angular (grados/segundo) y coeficientes de correlación de Pearson que los relacionan con la velocidad media de golpeo.	256
Tabla 24. Medidas descriptivas y antropométrica de las muestras analizadas (Medias \pm DE) en el Estudio 14	273
Tabla 25. Valores de masa magra y asimetría apendicular de las muestras analizadas (media \pm DE) en el Estudio 14	276
Tabla 26. Características de la muestra de padelistas y esquiadores del estudio	281
Tabla 27. Comparaciones intragrupo de la fuerza de prensión manual en padelistas y esquiadores (media \pm DE)	285
Tabla 28. Fórmulas de <i>Excel</i> utilizadas para reconstruir la posición <i>3D</i> de los marcadores posturales	291
Tabla 29. Resultados de validez y de fiabilidad intra-evaluador e inter-grabación	301
Tabla 30. Resultados de la primera parte del Estudio 17: test de golpeo (medias \pm DE)	316
Tabla 31. Resultados de la segunda parte del Estudio 17: situación de juego real (medias \pm DE)	320

ABREVIATURAS

A

ANOVA: Análisis de la varianza (del inglés Analysis of Variance)

App: Aplicación software para un teléfono inteligente

ASIS: Espina ilíaca anterosuperior (del inglés Anterior Superior Iliac Spine)

AT: Atenuación de los picos de impacto

ATP: Asociación de Profesionales del Tenis (del inglés Association of Tennis Professionals)

B

2D: Bidimensional

BW: Variable equivalente al peso corporal (del inglés Body Weight).

C

CCC: Coeficiente de correlación de concordancia (del inglés Concordance Correlation Coefficient)

CD: Disco compacto (del inglés Compact Disc)

Cm: Centímetros

CMJ: Salto vertical con contramovimiento (del inglés Counter Movement Jump)

COD: Cambio de dirección (del inglés Change Of Direction). Se refiere a un tipo de test

CSV: Tipo de extensión de archivo informático que puede ser leído por Microsoft Excel

C3D: Tipo de extensión de archivo informático que puede ser leído por softwares específicos de biomecánica

D

DJ: Salto vertical con caída previa desde una altura (del inglés Drop Jump)

DLT: Algoritmo de fotogrametría de transformación lineal directa (del inglés Direct Linear Transformation)

DMA: Desviación media absoluta

E

ECU: Músculo extensor del carpo ulnar

EM: Estado de madurez

EMG: Electromiografía

F

FEP: Federación Española de Pádel

FET: Federación Española de Tenis

FMS: Test de análisis de movimientos funcionales *Functional Movement Screen*

FPS: Fotogramas por segundo (del inglés Frames Per Second)

G

GC: Grasa corporal

Gr: Gramos

Gráfico BA: Gráfico Bland Altman

H

Hz: Hercio

HPP: Batería de evaluación de lesiones para tenistas *High Performance Profile* propuesta por la USTA

I

IBM: Siglas de la empresa International Business Machines Corporation

IFE: Índice de fuerza elástica

IMC: Índice de masa corporal

IMU: Unidad de medición inercial (del inglés Inertial Measurement Unit)

IMUDS: Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud de la Universidad de Granada

ITF: Federación Internacional de Tenis (del inglés International Tennis Federation)

IS: Índice de simetría

K

Kg: Kilogramo

KHz: Kilohercios

L

Led: Diodo emisor de luz (las siglas proceden del inglés light-emitting diode)

Lpm: Latidos por minuto

M

M: Metros

MANOVA: Análisis multivariante de la varianza (del inglés Multivariate analysis of variance)

MECD: Ministerio Español de Cultura y Deporte

MME: Masa muscular esquelética

Mm: Milímetros

MOCAP: Captura de movimiento (del inglés Motion Capture)

N

NCAA: Asociación Nacional Deportiva Universitaria de los Estados Unidos (del inglés National Collegiate Athletic Association)

P

PDF: Tipo de extensión de archivo informático de lectura de datos

PSIS: Espina ilíaca postero superior (del inglés Posterior Superior Iliac Spine)

R

Rad: Radianes

RAT: Tiempo de reacción (del inglés Reaction Time). Se refiere a un tipo de test.

RCMJ: Salto vertical en contramovimiento repetitivo (del inglés Repetitive Counter Movement Jump)

RMSE: Error cuadrático medio (del inglés Root Mean Square Error)

Rpm: Revoluciones por minuto

S

S: Segundos (unidad de medida)

Salto ABK: Salto *Abalakov* (tipo de salto vertical con contramovimiento y con acción de brazos)

Sistema CMO: Sistema de captura de movimiento optoelectrónico

SJ: Salto vertical sin contramovimiento (del inglés Squat Jump)

T

3D: Tridimensional

U

UGR: Universidad de Granada

USB: Bus universal en serie (las siglas proceden del inglés Universal Serial Bus)

USTA: Asociación de tenis de los Estados Unidos (del inglés United States Tennis Association)

V

VFA: Velocidad final alcanzada (usado para el test de resistencia Course Navette)

VO₂max: Consumo de oxígeno máximo

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN



1.1. VISIÓN GENERAL SOBRE EL RENDIMIENTO Y LA SALUD EN LOS DEPORTES DE RAQUETA

El entrenamiento debe ser considerado como un proceso pedagógico de enseñanza-aprendizaje donde el alumno o deportista es el centro de la escena (Tabla 1) y en el que se busca la educación o formación integral de la persona (Feriche y Delgado, 2003). En dicho proceso los protocolos de evaluación deberían incluirse antes de empezar el programa de entrenamiento (diagnóstico inicial), durante el programa (evaluación continua) y al final de este (evaluación final) (Bermúdez y Chaurra, 2001) .

Tabla 1. El entrenamiento deportivo como un proceso de enseñanza-aprendizaje

Deportista (situación inicial)	Entrenamiento	Deportista (situación final)
Portador de circunstancias: - Psicológicas - Sociales - Culturales	- Métodos - Recursos - Estrategias	Necesariamente debe ser mejor que la situación inicial (el entrenamiento siempre persigue la potenciación)
Evaluación inicial	Evaluación continua	Evaluación final

Bermúdez y Chaurra (2001) conciben la planificación como una proyección lógica y sistemática que respeta las características de evolución y desarrollo de los aprendices/deportistas en todas las esferas, que incluye una evaluación continua y que está orientada a mejorar sus capacidades cognitivas y psicomotrices. Según Crum, (2001) la formación es un proceso pedagógico complejo en el que entran en juego diversos factores como, por ejemplo, motores, físicos, técnicos, tácticos, pero sobre todo psicológicos, neurobiológicos y sociales, y considera el control y evaluación del entrenamiento como uno de los pilares básicos de la pedagogía deportiva. En esta misma línea Rucco, Ascione, y Di Palma (2020) definen la pedagogía deportiva como la ciencia que estudia la teoría y práctica de la educación orientada a la actividad motora y deportiva que aborda los problemas de la motricidad y señalan que en el proceso de entrenamiento es fundamental describir, cuantificar y evaluar el movimiento humano.

La evaluación puede ser de tipo cualitativo o de tipo cuantitativo (Rucco *et al.*, 2020). La evaluación cualitativa es cada vez más frecuente en el área de las ciencias del deporte. Según Bartlett (2014) generalmente debe ser realizada por especialistas con un excelente conocimiento del deporte en cuestión. Por su parte un buen análisis

cuantitativo requiere de un diseño y de métodos experimentales rigurosos y debe informar sobre los tamaños del efecto (Bartlett, 2014). D'Isanto, D'Elia, Raiola, y Altavilla (2019) indican que el proceso de evaluación debe estar respaldado por trabajos de investigación científica, que tengan como objetivo establecer o verificar conocimientos, leyes, hipótesis y teorías sobre diferentes aspectos del conocimiento.

De todo lo anterior podemos concluir que la evaluación es una etapa fundamental del proceso de formación/entrenamiento. Permite al docente/entrenador planificar su trabajo de acuerdo con una evaluación preliminar, monitorear sus avances a través de evaluaciones intermedias, y tener una retroalimentación clara y objetiva sobre el logro final del conjunto de objetivos. De la misma forma, la evaluación debe servir a los deportistas como ejercicio de autoconocimiento (Di Palma y Agosti, 2020).

El entrenamiento deportivo incluye la preparación física, la preparación cognitiva, la preparación psicológica, la preparación biomecánico-técnica, la preparación táctica y la preparación biológica (Feriche y Delgado, 2003). Aunque no pueda ser considerado como un pilar del entrenamiento, la prevención de lesiones musculoesqueléticas es también una pieza clave en el entrenamiento deportivo, que además influye de manera clara en la mejora del rendimiento (USTA, 2015).

En los últimos años se están diseñando protocolos de evaluación para cada deporte. La tendencia actual es la de hacer protocolos lo más específico posibles y en situaciones próximas a las de competición. En el caso del tenis existen diversos trabajos de investigación que presentan una batería de pruebas de evaluación. El tenis requiere de velocidad, agilidad y potencia, combinado todo ellos con una capacidad aeróbica anaeróbica media-alta (Fernandez-Fernandez, Sanz-Rivas y Mendez-Villanueva, 2009) por lo que los protocolos de evaluación deben incluir pruebas en las que se midan todas estas capacidades. Algunos protocolos encontrados en la bibliografía se resumen a continuación:

- Ulbricht, Fernandez-Fernandez y Ferrauti (2013). Divide las pruebas en: I) protocolo de fisioterapia, donde se incluye la medición de parámetros antropométricos básicos (altura, peso, altura sentado), mediciones de fuerza (fuerza de prensión manual, test de flexiones, test de sentarse y levantarse) y II) pruebas de pista que incluye: esprints lineales, esprints específicos de tenis, saltos en contramovimiento, saltos repetitivos, lanzamiento de balón medicinal, medición de la velocidad del servicio y un test específico de resistencia. Fernandez-Fernandez, Ulbricht y Ferrauti (2014) muestran un protocolo muy similar que incluye una prueba de agilidad. También se incluye un test de golpeo

y se proporcionan valores de referencia por edad y sexo para cada una de las pruebas.

- Kraemer et al. (1995) pruebas de evaluación de la composición corporal (medición de los pliegues corporales de tríceps, suprailíaco y muslo), la evaluación del somatotipo, basándose en el método clásico de Heath y Carter (1967), esprints y pruebas de agilidad, rangos de movimiento de hombro y cadera, laxitud de rodilla, hombro y codo, fuerza de prensión manual, momento de fuerza de hombro a velocidades angulares específicas (test isocinético), fuerza isométrica de hombro, test de saltos, test *Wingate* de potencia anaeróbica, velocidad de la derecha, el revés y el servicio (mediante fotogrametría 2D).
- Kraemer et al. (2003). Miden la composición corporal, la potencia aeróbica, la capacidad aeróbica (VO_{2max}); la velocidad y agilidad; la fuerza de prensión manual; la altura de salto; la repetición máxima en prensa de piernas, de pecho y de hombro; la velocidad de la pelota en el servicio, en la derecha y en el revés; y las concentraciones séricas de factor de crecimiento similar a la insulina, de testosterona, de globulina fijadora de hormonas sexuales y de cortisol.
- Olivier Girard y Millet (2009) incluyen esprints de 5, 10, y 20 metros; saltos *SJ*, *CMJ*, *DJ* y saltos pliométricos, una contracción isométrica máxima de los músculos prensiles de la mano y de los flexores plantares (de la pierna dominante y de la no dominante).
- Kovacs, Pritchett, Wickwire, Green y Bishop (2007) incluyen los siguientes test: esprints de 5, 10 y 20 m, un test de agilidad (*carrera de la araña*), lanzamiento de balón medicinal, salto a pies juntos, una prueba de resistencia anaeróbica (*test de Wingate*), el cálculo del VO_{2max} , un test de flexión de brazos y un test de abdominales, la fuerza de prensión manual y un test de rango de movimiento (con goniometría) de hombros, caderas, isquiosurales y cuádriceps.
- Perry, Wang, Feldman, Ruth y Signorile (2004a) evaluaron características de tipo antropométrico como la envergadura o la composición corporal (medida con *hidrodensitometría*), el consumo de oxígeno en una prueba de esfuerzo en tapiz, la fuerza en un test isocinético, la fuerza de prensión manual, el tiempo de un esprint lateral, medidas de flexibilidad (de tronco y de hombro) y una prueba de golpeo de derecha, revés y saque (se midió la velocidad y el número de pelotas que entraban en la pista).

En el caso del pádel también existen una serie de protocolos de evaluación que incluyen diversas pruebas, como los que mencionamos a continuación:

- Müller y Vecchio (2018). Incluye un test de resistencia intermitente (Krustrup *et al.*, 2003), un test de agilidad (Iacono, Eliakim y Meckel, 2015), un test de salto, un test de lanzamiento de balón medicinal y un test de fuerza de prensión manual.

- Castellara, Pradas, Quintasb, Arracoc y Otínd (2007) y Castellar, Pradas, Quintas, Arraco y Pérez (2015) proponen pruebas como el salto con contramovimiento (CMJ), el *Squat Jump* (SJ), el salto *Abalakov* (ABK), la fuerza de prensión manual, el tiempo de reacción, el tiempo de desplazamiento lateral, la velocidad segmentaria (*tapping test*), la flexibilidad (*Sit and Reach*) y la potencia aeróbica (*Léger-Boucher*).
- De la Fuente, Otín, Hijós y Castellar (2016) midieron parámetros temporales y estructurales del juego (mediante análisis de vídeo) y una batería de pruebas de condición física entre las que se incluyeron el *CMJ* y el *SJ*, un test específico de tiempo de reacción y de velocidad de desplazamiento lateral, la fuerza de prensión manual y un test de flexibilidad de columna (*Sit and Reach*).
- Sánchez-Alcaraz Martínez y Sánchez-Pay (2014) proponen una evaluación antropométrica, basada en pliegues, perímetros y diámetros corporales, un test de resistencia (*Course Navette*), el test de carácter intermitente *Yo-Yo*, un test de lanzamiento de balón medicinal por encima de la cabeza, el test de salto vertical, un esprint de 20 metros, un test de agilidad (*10 x 5*), un test de flexibilidad (*Sit and Reach*), un test de flexibilidad de los rotadores del hombro, un test de agilidad específico para pádel (De Andrés, 2007), una prueba técnica para la volea (García, 2007) y una para el remate (*FEP*, 2007)
- Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez (2020) realizan la siguiente batería de pruebas: *absorciometría dual de rayos X*, un test específico de golpeo, un test de lanzamiento lateral de balón medicinal, un test de fuerza de prensión manual, un test de equilibrio (*Star Excursion Balance Test*), el *test de agilidad de Illinois* y un test de salud cardiorrespiratoria (*test Yo-Yo de recuperación intermitente*).

De todos los trabajos anteriores podemos deducir que la mayoría de los protocolos se centran sobre todo en la condición física, y en los deportes de raqueta la técnica juega un papel fundamental. Por otro lado, muchos de los test no tienen realmente en cuenta las necesidades específicas de la competición. Pensamos que es conveniente integrar la evaluación de la condición física con la evaluación técnica.

1.2. PROTOCOLOS DE EVALUACIÓN DE LA CONDICIÓN FÍSICA

Los protocolos de evaluación de la condición física de tenistas y jugadores de pádel suelen incluir:

- Pruebas de fuerza y/o potencia (Castellar et al., 2015; Castellara et al., 2007; Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez, 2020; de la Fuente et al., 2016; Olivier Girard y Millet, 2009; Kovacs et al., 2007; Kraemer et al., 2003, 1995; Müller y Vecchio, 2018; Sánchez-Alcaraz Martínez y Sánchez-Pay, 2014; Ulbricht et al., 2013)
- Pruebas de resistencia general (Castellar et al., 2015; Castellara et al., 2007; Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez, 2020; Kovacs et al., 2007; Kraemer et al., 2003, 1995; Müller y Vecchio, 2018; Sánchez-Alcaraz Martínez y Sánchez-Pay, 2014).
- Pruebas de resistencia específica (Fernandez-Fernandez *et al.*, 2014).
- Pruebas de velocidad y pruebas de agilidad/capacidad de reacción (Castellar et al., 2015; Castellara et al., 2007; Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez, 2020; de la Fuente et al., 2016; Olivier Girard y Millet, 2009; Kovacs et al., 2007; Kraemer et al., 2003, 1995; Müller y Vecchio, 2018; Sánchez-Alcaraz Martínez y Sánchez-Pay, 2014; Ulbricht et al., 2013).

1.2.1. EVALUACIÓN DE LA FUERZA Y LA POTENCIA

Como hemos mencionado en el párrafo introductorio de esta sección la evaluación de la fuerza y la potencia está presente en casi todos los protocolos de pruebas. Generalmente se evalúa la potencia del tren superior y sin embargo hay trabajos que encuentran más correlación entre las medidas de fuerza/potencia del tren inferior y la velocidad de golpeo. Por ejemplo Kraemer et al. (1995) encontraron que la fuerza isométrica e isocinética de rodilla (a todas las velocidades angulares estudiadas), explicó casi el 80% de la varianza en la velocidad de la pelota, mientras que la prensa militar explicó aproximadamente el 50% de la varianza en la velocidad de la pelota. Los test de fuerza o potencia más recurrentes para el tren inferior en estas baterías de pruebas son:

Test de saltos (CMJ, DJ, Abalakov, test de saltos repetidos)

Estas pruebas de saltos fueron desarrolladas por el profesor Carmelo Bosco, quién propone el cálculo de la curva carga-altura del salto (Figura 1) y una serie de

índices de valoración de la fuerza (Bosco, 1987; Kums, Ereline, Gapeyeva y Pääsuke, 2005):

- El *índice de Bosco*. Es el cociente de la altura del salto sobrecargado (carga igual al peso corporal) y la altura del salto sin carga.
- Índice de fuerza relativa. Es el cociente entre la altura del *SJ* y el peso corporal.
- Índice de fuerza pliométrica. Se determinado con el *DJ*. Se empieza cayendo a una altura de 20 cm y se realizan incrementos de altura de 20 cm. Se mide la altura en la que se consigue la máxima altura de salto.
- Índices de fuerza elástica (*IFE*) y de coordinación de brazos (*ICB*) (Ecuación 1).

$$IFE = ((CMJ - SJ)/SJ) \times 100; ICB = ((ABA - CMJ)/CMJ) \times 100 \quad (1)$$

- Test de potencia repetitiva. Se trata de realizar el mayor número de saltos posibles en 60 segundos y se calculan las siguientes variables: I) Media de altura de los saltos en los primeros 5 segundos, como medida de la potencia anaeróbica aláctica, II) media de altura en los primeros 15 segundos, como medida de la potencia anaeróbica y III) media de altura en los 60 segundos como medida de la capacidad anaeróbica; IV) índice de fatiga: Se calcula como el cociente entre la altura del último salto y la altura media alcanzada en el *CMJ*.

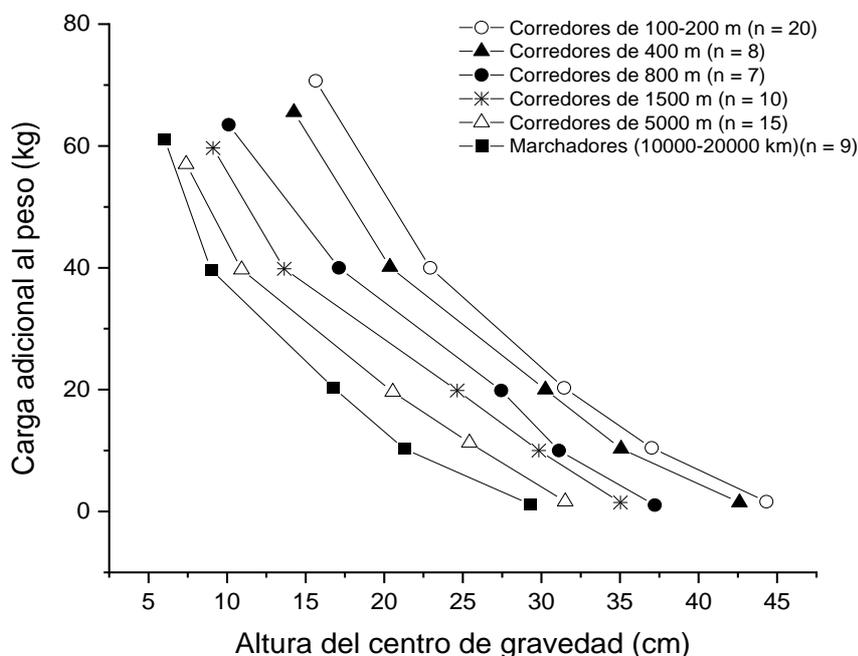


Figura 1. Curvas de carga adicional, altura del centro de gravedad. Adaptada de (Bosco, 1987).

Teniendo en cuenta que el *SJ*, el *CMJ* y el *DJ* se correlacionan de manera positiva con el nivel de juego ($r = 0.71$, $r = 0.80$ y $r = 0.66$, respectivamente) (Girard y Millet, 2009) creemos que es importante incluir pruebas de saltos en un protocolo de evaluación orientado a los deportes de raqueta.

Test de fuerza isocinética

Dichos test requieren del uso de una máquina isocinética, que mantiene la velocidad angular constante durante todo el rango de movimiento. Entre otras variables es capaz de medir la fuerza, el momento de fuerza y la potencia en diferentes posiciones angulares del segmento articular analizado (Drouin, Valovich-McLeod, Shultz, Gansneder y Perrin, 2004) y se considera el *gold standard* para la evaluación de la fuerza muscular (Martin et al., 2006). En el caso del tenis se han encontrado correlaciones entre la velocidad de la pelota y el momento de fuerza medido con una máquina isocinética en:

- Correlación de la velocidad del servicio con el momento de fuerza de extensión de antebrazo y con el ratio entre el momento de fuerza de rotación interna y rotación externa del hombro (a mayor desbalance mayor correlación), con valores de r de entre 0.3 y 0.5 (Cohen, Mont, Campbell, Vogelstein y Loewy, 1994).
- Correlaciones entre la velocidad del servicio y medidas de fuerza isocinética de extensión y flexión de rodillas a 3.14 rad/s y 5.24 rad/s, con valores de r de Pearson de aproximadamente 0.9 (Kraemer et al., 1995).
- Correlación entre la velocidad máxima del servicio y el momento de fuerza pico de lanzamiento diagonal ($r = 0.83$), entre la velocidad máxima de la derecha paralela y el momento de fuerza pico de rotación interna de hombro ($r \sim 0.5$) y entre la velocidad máxima del revés cruzado y paralelo y el momento pico de rotación externa de hombro ($r \sim 0.5$). Las mayores correlaciones se hallaron generalmente a 3.14 rad/s (Signorile, Sandler, Smith, Stoutenberg y Perry, 2005).
- Perry et al. (2004a) hallaron correlaciones entre medidas de fuerza isocinética y la velocidad y la precisión de golpeo de entre 0.3 y 0.6 a una velocidad angular de 3.14 rad/s. En el caso de la velocidad, la mayor correlación se halló entre la velocidad del servicio y la fuerza de rotación interna del hombro ($r = 0.4$).
- Otros autores no han encontrado correlaciones significativas entre la velocidad del servicio y la fuerza isocinética de extensión de rodilla y rotación interna y externa de hombro (a aproximadamente 5.35 rad/s) (Pugh, Kovaleski, Heitman y Gilley, 2003).

Test de fuerza isométrica

Se puede realizar con dinamómetro isocinético o con un dinamómetro de tracción o compresión basado en galgas extensiométricas (Baiget, Corbi, Fuentes y Fernandez-Fernandez, 2016).

Desde un punto de vista económico es menos costoso que la evaluación isocinética y también se ha correlacionado de manera positiva con la velocidad de golpeo:

- Kraemer et al. (1995) hallaron correlaciones próximas a 0.5 entre la fuerza isométrica de rotación interna del hombro y la velocidad del servicio.
- Baiget et al. (2016) hallaron correlaciones de 0.36 a 0.67 entre diferentes medidas de fuerza isométrica y la velocidad del servicio. La fuerza isométrica de rotación interna de hombro fue la que obtuvo el mayor valor de correlación.

Dentro de este apartado debemos mencionar la fuerza de presión manual como una medida de fuerza isométrica muy práctica: requiere de un instrumento sencillo, el dinamómetro de presión manual, es una prueba de corta duración y permite medir desbalances musculares entre ambos brazos. Hay pocos estudios que estudien la correlación entre la fuerza de presión manual y la velocidad de golpeo en el tenis. Si existe un trabajo que señala que la fuerza de presión manual se correlaciona con el nivel del jugador ($r = 0.67$) (Girard y Millet, 2009). Sin embargo Pugh et al. (2003) no hallaron correlación entre la velocidad de golpeo y la fuerza de presión manual. Del mismo modo, en el béisbol tampoco se halló correlación entre la velocidad de bateo y la fuerza de presión de la mano (Hughes, Lyons y Mayo, 2004).

Recomendaciones de descanso y calentamiento en las pruebas de fuerza/potencia

En el caso de las pruebas de condición física de fuerza/potencia se recomienda respetar unos tiempos de descanso de entre 3 y 5 minutos. Por ejemplo no se encontraron pérdidas significativas de potencia muscular entre series cuando se usaron tiempos de descansos de 3-5 minutos.

Antes de comenzar una prueba de fuerza/potencia se deben evitar los estiramientos estáticos ya que se ha visto que estos disminuyen el rendimiento. Por ejemplo, en el caso de un gesto explosivo como el drive de golf, el estiramiento estático pasivo durante el calentamiento (de una duración total de 20 minutos) causó una disminución de la velocidad (-4.19%), la distancia (-5.62%), la precisión (-

31.04%) y la consistencia del contacto (-16.34%) de la cabeza del palo Gergley (2009). El autor del trabajo sugiere que esta disminución del rendimiento se debe a la pérdida de la rigidez muscular, a la disminución de la sensibilidad del reflejo neuromuscular y a la inhibición neural, provocado por los estiramientos estáticos. compararon los efectos de los estiramientos balísticos y de los estiramientos estáticos sobre la flexibilidad y la fuerza máxima. En otro estudio la fuerza máxima en un ejercicio de prensa de piernas disminuyó tras realizar estiramientos estáticos (de 213.2 a 184.6 kg) pero no se vio afectada por los estiramientos balísticos (Bacurau et al., 2009).

1.2.2. EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA GENERAL

Fuentes metabólicas de obtención de la energía

Es difícil establecer que fuente de energía (aeróbica o anaeróbica) cobra mayor importancia en el caso del tenis y del pádel. Bergeron et al. (1991) indican que el metabolismo oxidativo es la vía más importante de resíntesis de ATP en el caso del tenis y por contra Elliott, Dawson y Pyke (1985) señalan que la principal fuente de energía era de tipo anaeróbico. Esta divergencia radica en que existen diferentes variables (nivel de juego, edad, tipo de superficie, sexo, etc.) que pueden afectar al metabolismo energético que se utiliza en estos deportes como veremos en los siguientes estudios:

- En jugadores de aproximadamente 45 años de edad, la duración de los peloteos y los tiempos de descanso entre puntos son de aproximadamente 6 y 14 segundos en jugadores de nivel avanzado y de aproximadamente 7 y 14 segundos en jugadores recreacionales. En una hora de partido se cubre una distancia aproximada de 3500 m (en jugadores avanzados) y de 3173 m (en jugadores recreacionales), se alcanza una frecuencia cardíaca media de aproximadamente el 80% de la frecuencia cardíaca máxima y un volumen de oxígeno del 55% del VO_{2max} (Fernandez-Fernandez *et al.*, 2009b).
- Reid, Morgan y Whiteside (2016) indican que las distancias recorridas en los partidos de *Grand Slam* son de aproximadamente 2000 metros en hombres y de aproximadamente 1000 m en mujeres. Kovalchik y Reid (2017) hallaron unos valores parecidos.
- En jugadores profesionales y en superficie dura, los puntos duraron aproximadamente 3-4 segundos. Los tiempos de recuperación fueron de aproximadamente 19 segundos entre puntos y de 40 segundos entre juegos. Los juegos tuvieron una duración de ~ 3 minutos y los partidos de ~ 167 minutos (Davey, Thorpe y Williams, 2003).

- En jugadores profesionales de diferentes sexos y en los diferentes *Grand Slam* (O'Donoghue y Ingram, 2001), los puntos de las mujeres fueron más largos que los de los hombres (~ 7 vs. ~ 5 segundos). Los puntos más largos se jugaron en Roland Garros (~ 8 segundos) y los más cortos en Wimbledon (~ 4 segundos). Los tiempos de descanso entre puntos fueron de entre 17 y 20 segundos.
- En jugadores masculinos profesionales (en superficie dura) el tiempo de duración de los puntos fue de aproximadamente 10 segundos y los descansos entre puntos fueron de ~ 19 segundos (Elliott et al., 1985). Estos autores indican que la principal fuente de energía procedía del sistema de los fosfágenos (metabolismo anaeróbico). La frecuencia cardiaca media fue de aproximadamente 152 *lpm* (o del 80% de la frecuencia cardiaca máxima), hallándose picos en los momentos de recuperación entre puntos y en los juegos de saque. Además, los jugadores mostraron unos valores altos de *VO2max* (65 ml/kg/min).
- En el trabajo de revisión de Kovacs (2007) se indica que el *VO2max* de tenistas de élite varía entre 55 ml/kg/min y 65 ml/kg/min.
- En el pádel el consumo de oxígeno máximo de los jugadores estudiados fue de aproximadamente 55 ml/kg/min. La frecuencia cardiaca media, registrada en condiciones de laboratorio, fue de aproximadamente del 74% de la máxima (Carrasco, Romero, Sañudo y de Hoyo, 2011). El tiempo de duración de los juegos fue de aproximadamente 163 segundos, el tiempo de los puntos de 7 segundos y el de los descansos entre puntos de 9 segundos (Carrasco et al., 2011). En el pádel la frecuencia cardiaca media de los partidos depende del nivel de los jugadores: en jugadores de menos nivel la frecuencia cardiaca media fue de 131 *lpm* y en los de más nivel de 150 *lpm*.
- En partidos de competición de pádel las distancias medias recorridas fueron de 2900 metros (50% en fase activa y 50% en fase pasiva) (Ramón-Illín *et al.*, 2021).
- Castillo-Rodríguez, Alvero-Cruz, Hernández-Mendo y Fernández-García (2014) indican que la distancia recorrida en un partido de pádel depende del nivel de los jugadores (en los jugadores de nivel alto fue de 1117 m y en los jugadores evaluados de un nivel más bajo fue de 2320).
- García-Benítez, Courel-Ibáñez, Pérez-Bilbao y Felipe (2018) analizan a jóvenes jugadores de pádel (sub 16 y sub 18). La duración de los partidos en hombres fue de aproximadamente 80 minutos y en las mujeres de 52 (sub 16) y 82 (sub 18) minutos. En un partido se realizan cerca de 1000 golpes en hombres y en mujeres menores de 16 años y aproximadamente 713 golpes en mujeres menores de 18 años. La duración de los puntos media varió entre 8 y 12 segundos y los tiempos de descanso medios fueron de aproximadamente 15 segundos.
- Torres-Luque, Ramirez, Cabello-Manrique, Nikolaidis y Alvero-Cruz (2015) hallaron tiempos de duración del partido de 50 minutos en hombres y de 60

minutos en mujeres. La duración de los puntos fue de aproximadamente 9 segundos y los tiempos de descanso entre puntos fueron de aproximadamente 20 segundos.

Test de evaluación de la resistencia general

Para evaluar la resistencia aeróbica (mediante el VO_2max) tanto en tenis como en pádel algunos de los test empleados en la literatura son:

- Test incrementales en tapiz rodante. Por ejemplo Perry, Wang, Feldman, Ruth y Signorile (2004b) proponen un test de carrera en el que se comienza a 8-9.6 km/h con incrementos de inclinación del 2.5 % cada dos minutos. La prueba termina cuando se alcanza una meseta o *plateau* en la curva del VO_2max . Smekal et al. (2000) proponen una prueba similar, pero en vez de incrementar la inclinación aumenta la velocidad en cada *palier* (se empieza a 8 km/h y cada tres minutos se incrementa en 2 km/h, manteniendo una inclinación constante de 1.5 %). El test termina con la fatiga volitiva del sujeto.
- *Course Navette* (Gimenez-Egido, Ortega-Toro, Palao, Verdú-Conesa y Torres-Luque, 2020). Este test tienen la ventaja de que pueden realizarse en un espacio relativamente pequeño (20 metros) y que permiten evaluar a varios deportistas al mismo tiempo (siendo la ratio evaluador-sujetos de un máximo de 1:10) (García y Secchi, 2014). La velocidad inicial es de 8.5 km/h y esta se incrementa 0.5 km/h cada minuto. La velocidad final alcanzada se usa para determinar el consumo de oxígeno con las Ecuaciones 2 y 3 (Léger, Mercier, Gadoury y Lambert, 1988):

$$VO_2 \max = (6 \times VFA) - 27.4; \text{ (en adultos de 18 años o más) (2);}$$

$$VO_2 = 31.025 + (3.238 \times VFA) - (3.249 \times \text{Edad (años)}) + (0.1536 \times VFA \times \text{Edad (años)}); \text{ en niños de 6 a 17.9 años (3);}$$

siendo *VFA* la velocidad final alcanzada en km/h.

- El test *Yo-Yo* de recuperación intermitente también se ha usado para evaluar la resistencia aeróbica en deportistas de raqueta (Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez, 2020). En este caso el deportista realiza trayectos de ida de 2 x 20 metros y tiene diez segundos de descanso activo entre periodos (mediante una carrera suave en un espacio de 2 x 5 metros). De esa manera se trata de simular la dinámica de un partido de fútbol, donde generalmente no hay momentos sin desplazamientos.
- Un test utilizado de manera recurrente para evaluar la capacidad anaeróbica es el test de sprints repetidos (Figura 2). Fernandez-Fernandez, Zimek, Wiewelhove y Ferrauti (2012) adaptan este test para poder realizarlo en una pista de tenis. Según

los autores el test mide tanto la capacidad de realizar esprints repetidos como la capacidad de realizar cambios de dirección. El test consiste en realizar 10 esprints de 22 metros ($5m + 11m + 5m$), con 15 segundos de descanso entre esprints.

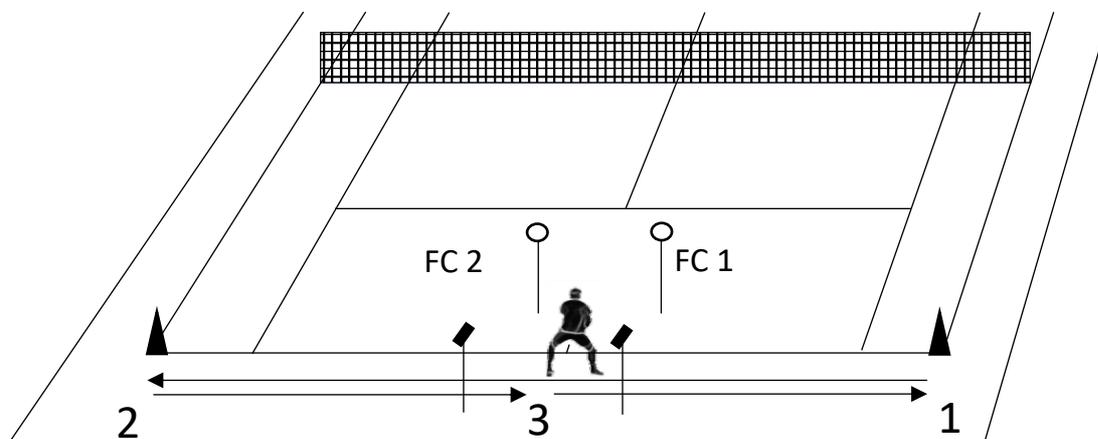


Figura 2. Prueba de esprints repetidos. *FC: Fotocélula

Recomendaciones de calentamiento y descanso en las pruebas de resistencia

Antes de comenzar una prueba de resistencia se recomienda la realización estiramientos dinámicos (Yamaguchi, Takizawa y Shibata, 2015). No se recomienda realizar pruebas de resistencia anaeróbica extensiva antes de pruebas de condición física o de pruebas técnicas, teniendo en cuenta que se recomienda un reposo de 48 horas tras una prueba de este tipo (Olbrecht, 2015). Por el contrario, otros autores indican que una prueba de resistencia como el *Course Navette* no afecta a los parámetros técnicos. Juárez, de Subijana, Mallo y Navarro (2011), en jugadores de fútbol profesionales no hallaron diferencias en parámetros cinéticos y cinemáticos de un *CMJ* y de un golpeo de balón tras correr 20 minutos en un tapiz rodante al 80% del ritmo cardíaco máximo. Otros estudios que han empleado protocolos de fatiga de mayor duración si han encontrado pérdidas de rendimiento en tareas de fuerza o potencia. Por ejemplo Kellis, Katis y Vrabas (2006) informaron que la velocidad del balón y el cociente entre la velocidad de la pelota y la velocidad del pie disminuyeron significativamente (de 25 m/s a 22 m/s y de 1.4 a 1.3) después de un protocolo de ejercicio intermitente de 90 minutos, o Apriantono, Nunome, Ikegami y Sano (2006) encontraron una reducción significativa de la velocidad del balón (de 28.4 a 26.8 m/s) en jugadores adultos de fútbol después de movimientos repetidos de extensión de rodilla cargada (con un peso igual 40% de la masa corporal) y de flexión de rodilla

(con un peso equivalente al 50% de la masa corporal) hasta llegar al agotamiento. Estos autores no mencionan la duración de la prueba, pero si indican que el número de repeticiones máximas en las tres series de extensión y flexión de rodilla fueron de 41, 30 y 23 y de 35, 25 y 20, por lo que podría considerarse como una prueba de resistencia de fuerza (de corta duración).

Al terminar la prueba de resistencia, se recomienda que el deportista realice carrera continua (a ritmo autorregulado durante 10-15 minutos), ya que de esta forma se aclarará el lactato sanguíneo generado en la prueba (Menzies et al., 2010).

1.2.3. EVALUACIÓN DE LA RESISTENCIA ESPECÍFICA

Como se ha mencionado anteriormente, el tenis no puede considerarse como un deporte eminentemente aeróbico ni tampoco como un deporte de naturaleza anaeróbica. Por tanto, consideramos que la mejor manera de evaluar la resistencia específica es mediante un test que simule las características del juego real, incluyendo golpes y desplazamientos similares a los de los partidos. Podría usarse un test de evaluación de golpeo en pista (en los próximos apartados se mostrarán algunos) como test de evaluación específico de la resistencia, repitiendo las series hasta que el sujeto alcance la fatiga volitiva o según otros criterios (sus pulsaciones se eleven por encima de un límite, comience a cometer errores de golpes evidentes debido a la fatiga, etc.). Sin embargo, estos test presentan ciertos inconvenientes: I) requieren de una máquina lanzapelotas, no disponible en todos los centros de entrenamiento y II) no se pueden evaluar un gran número de sujetos en cada turno. Por ello se han diseñado test específicos que no requieren máquina lanzapelotas y que pueden ser realizados por varios sujetos al mismo tiempo. Dos que aparecen de manera recurrente en la literatura científica de los deportes de raqueta se describen a continuación:

- Test de golpear y girar (Ferrauti, Kinner y Fernandez-Fernandez, 2011). Este test se sirve de las líneas de una pista de tenis y puede ser realizado de manera simultánea por varios jugadores. Combina sprints y desplazamientos laterales con golpes de derecha y revés (Figura 3). El jugador empieza en medio de la pista y tras la señal sonora (emitida por una grabación de CD): 1) corre en la dirección indicada por el audio y realiza un golpeo -al aire- de derecha o revés; 2) vuelve al centro con pasos laterales; 3) al llegar el centro se gira, corre hacia el otro lado de la pista y realiza un golpeo -al aire- de derecha o revés; 4) recupera al medio con pasos laterales. El test termina cuando el jugador no es capaz de realizar toda la secuencia en el tiempo marcado por el audio. Se mide la frecuencia cardiaca y la percepción subjetiva del esfuerzo (según una escala de 6 a 20) al inicio y al fin del test.

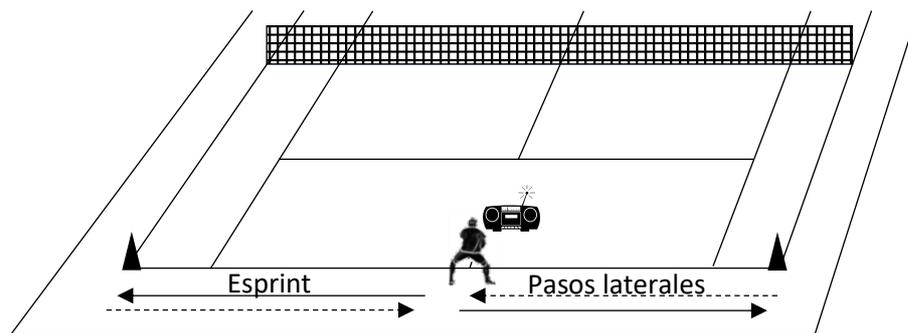


Figura 3. Test de resistencia específica “Golpear y girar”

- Test de resistencia aeróbica para tenis de Olivier Girard, Chevalier, Leveque, Micallef y Millet (2006). Estos autores desarrollaron un test para evaluar la resistencia aeróbica con movimientos específicos de tenis (Figura 4). Compararon una serie de variables de salud cardiorrespiratoria en dicha prueba (usando un analizador de gases portable) con las obtenidas en un test clásico en tapiz rodante y llegaron a la conclusión de que la prueba en tapiz infraestimaba el consumo de oxígeno máximo en los tenistas evaluados. La prueba se realiza en la mitad de una pista de tenis. Consiste en realizar series de 7 trayectos de ida y vuelta con 15 segundos de descanso pasivo entre ellos. Cuando el jugador llega al cono debe realizar un golpe al aire. Un vídeo le va indicando hacia donde debe moverse. La primera serie tiene una duración de 40.5 segundos que se va disminuyendo en 0.8 segundos entre series consecutivas.

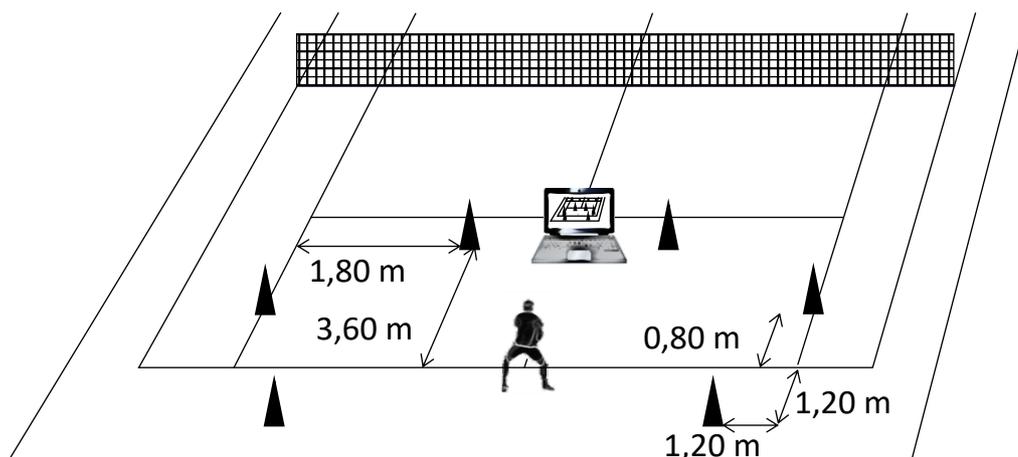


Figura 4. Prueba de resistencia específica de Girard *et al.* (2006)

En el caso del pádel no hemos encontrado ningún test para evaluar la resistencia específica.

1.2.4. EVALUACIÓN DE LA VELOCIDAD Y LA AGILIDAD

En el tenis moderno la forma en la que el jugador se desplaza por la pista, lo que los entrenadores denominan el *juego de pies*, cobra una gran importancia en el rendimiento (Giles, Peeling, Dawson y Reid, 2019). A pesar de ello, pocos trabajos han evaluado el juego de pies en el caso del tenis. Así por ejemplo Hughes y Meyers (2005), mediante análisis de vídeo del campeonato de *Wimbledon* de 2001, concluyen que algunos de los movimientos más importantes del tenis son: *el paso lectura* (se realiza el 65% de las veces), los pasos laterales y las zancadas hacia la pelota. También indican que la mayor parte de los movimientos se realizaron detrás de la línea de fondo. En cuanto a la dirección de los movimientos la mayor parte se realizan en una dirección lateral (el 72 %), el 17 % son hacia delante y solo el 8 % son hacia atrás (Weber, Pieper y Exler, 2007). En cuanto a la velocidad de desplazamiento existen datos diferentes en la literatura. En jugadores veteranos la velocidad media de desplazamiento no supera los 5 km/h (Fernandez-Fernandez *et al.*, 2009b), mientras que en jugadores de más nivel fue de cerca de 13 km/h (Reid *et al.*, 2016). La distancia media recorrida en los puntos de aproximadamente 10 metros (Reid *et al.*, 2016). En otros trabajos la velocidad de carrera fue de aproximadamente 10 km/h en hombres y de 9 km/h en mujeres (con un rango de entre ~ 5 y ~ 18 km/h en hombres y de ~ 4 y ~ 16 km/h en mujeres) y la distancia media recorrida en los puntos de aproximadamente 7.5 m y 6 m en hombres y mujeres (Kovalchik y Reid, 2017). En ciertos momentos los jugadores profesionales pueden alcanzar velocidades por encima de los 30 km/h (hombres) y por encima de 20 km/h (mujeres) (GIG, 2016).

El *paso lectura* es uno de los movimientos más importantes del tenis (Mecheri *et al.*, 2019). Se trata de un pequeño salto vertical que el jugador da casi al mismo tiempo que se produce el golpeo del rival (Mecheri *et al.*, 2019) y que le permite una activación temprana del gemelo y una salida hacia la pelota más rápida (Nieminen, Piirainen, Salmi y Linnamo, 2014; Uzu, Shinya y Oda, 2009). Para que sea efectivo el jugador debe aterrizar aproximadamente 180 ms (tiempo que coincide con el tiempo de respuesta del jugador) después de la señal visual (Uzu *et al.*, 2009).

La capacidad de aceleración, desaceleración y la capacidad de cambio de dirección son fundamentales para obtener un buen rendimiento (Kovacs, Roetert y Ellenbecker, 2015). El número de cambios de dirección por punto es muy variable, estando la media en torno a 4-6 cambios de dirección (con un rango de entre 4 y 21) (Kovalchik y Reid, 2017). El deslizamiento es otra acción muy específica del tenis, que parece mejorar la recuperación al centro de la pista. Pavailler y Horvais (2014) hallaron una disminución del tiempo de reposicionamiento (tiempo entre el contacto de la pelota y el momento en el que el centro de gravedad inicia el movimiento de

recuperación) de un 40% usando una zapatilla que permitía deslizar en pista dura. Los autores también concluyen que realizar grandes zancadas, deslizar y golpear en una posición abierta es mejor para recuperar la posición en la pista que utilizar pequeños pasos de ajuste.

En el caso del pádel las distancias medias recorridas por punto son de 11 metros (Ramón-Illín *et al.*, 2021). En cuanto a los desplazamientos, aproximadamente el 50% se realizan en una dirección lateral, aproximadamente el 43% se realizan hacia delante y tan solo el 4% son hacia atrás (Priego *et al.*, 2013). El *paso lectura* es también una acción muy frecuente (Priego *et al.*, 2013).

La agilidad es una cualidad física difícil de definir. Algunos autores simplemente la definen como la capacidad de cambiar de dirección de manera rápida. Para otros la agilidad incluye elementos cognitivos y debe ser evaluada usando estímulos similares a los del deporte en cuestión (Sheppard, Young, Doyle, Sheppard y Newton, 2006). Leone, Comtois, Tremblay y Léger (2006) hallaron una baja correlación entre la agilidad (en una prueba específica para tenis) y la velocidad por lo que consideran que ambas habilidades deben ser analizadas por separado. Las pruebas más usadas para medir la velocidad en tenistas son los esprints, utilizando como instrumento de medida las fotocélulas. Lo más frecuente es medir esprints de 5, 10 y 20 metros (Olivier Girard y Millet, 2009; Ulbricht *et al.*, 2013). En ciertos trabajos también se utilizan esprints específicos (Figura 5), que simulan la acción del juego real (Ulbricht *et al.*, 2013).

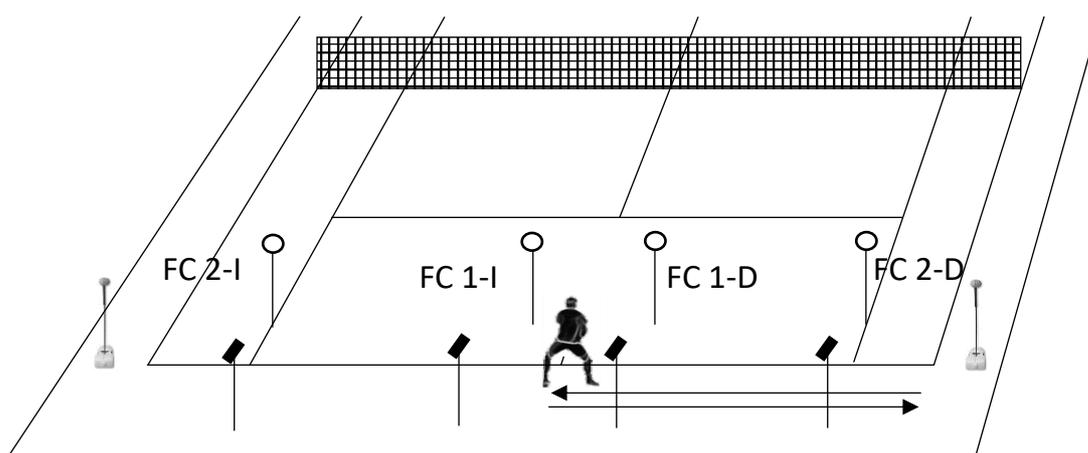


Figura 5. Test de esprints específicos de tenis. *FC: Fotocélula

En el caso de la agilidad existen diferentes tipos de pruebas que se han utilizado en los deportes de raqueta. Algunos de ellos se muestran a continuación:

- Carrera de la araña (Kovacs *et al.*, 2007) y test de las tapas de pádel (De Andrés, 2007) (Figura 7), que por su duración también puede ser considerado un test de

resistencia a la velocidad. Ambos test pueden realizarse en la pista de tenis o pádel y requieren de un instrumental muy sencillo (pelotas, las tapas de los botes de pelotas y un cronómetro). El test de la *carrera de la araña* mostró una buena fiabilidad en atletas de tenis jóvenes (Huggins, Jarvis, Brazier, Kyriacou y Bishop, 2017).

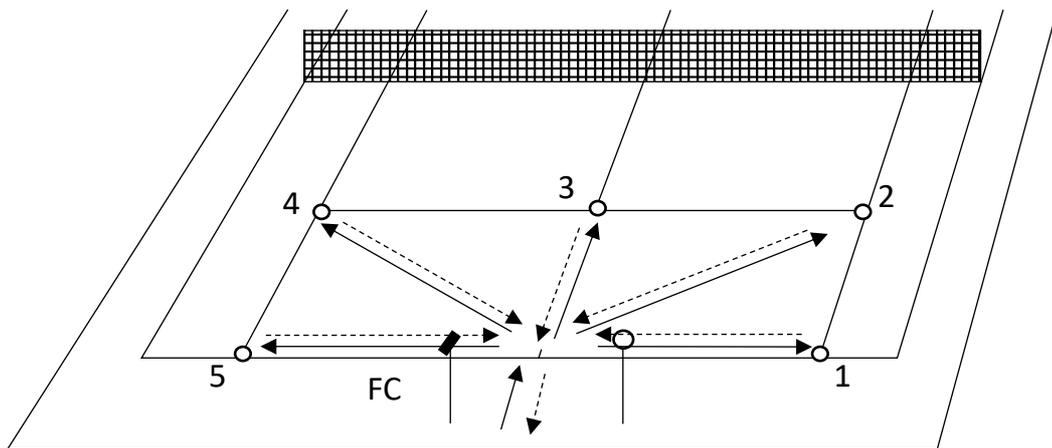


Figura 6. Test de la “carrera de la araña”

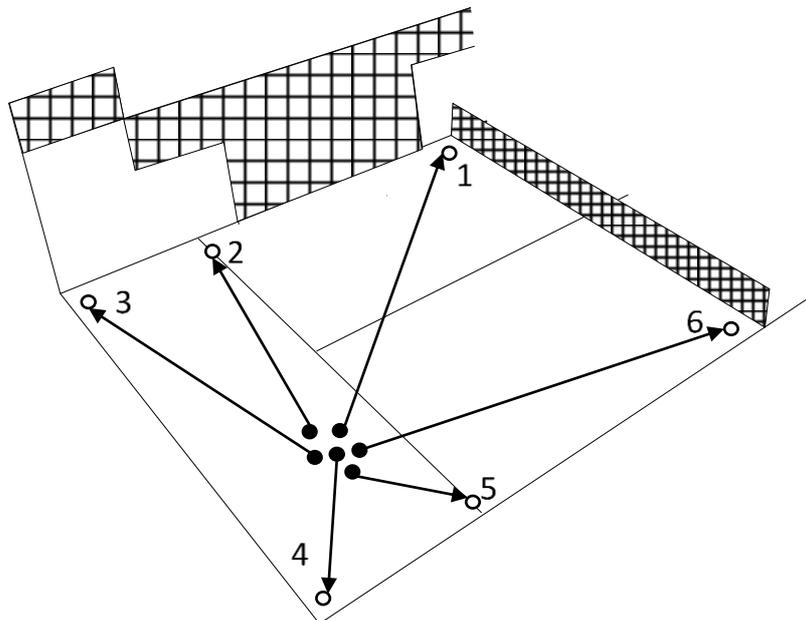


Figura 7. Test de agilidad de pádel. Las distancias son aproximadas (ver la distancia exacta en el trabajo original)

- Test de agilidad de Illinois (Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez, 2020). Este test se emplea de manera frecuente en deportes que presentan numerosos cambios de dirección (Stewart, Turner y Miller, 2014) pero parece no ser del todo específico

para evaluar la agilidad en deportistas de raqueta- más concretamente en jugadores de squash (Wilkinson, Leedale-Brown y Winter, 2009).

- Test de Cooke, Quinn y Sibte (2011) desarrollan un test de agilidad específico para tenis que trata de simular la naturaleza abierta de este deporte. Este test presenta dos partes: una parte planeada (sin aleatoriedad), donde se mide la capacidad de cambio de dirección y una parte de desplazamientos aleatorios donde se mide la agilidad. El test utiliza distancias de desplazamientos similares a las de los partidos, de menos de 3 metros (Ferrauti y Weber, 2001). Para ello se colocan tres barreras fotosensibles (formando puertas de 1 m de ancho) a 3 metros del jugador, usando como referencia la línea del medio de la pista y las diagonales que unen el centro de la línea de fondo con la intersección entre la línea de saque y las líneas laterales de individuales. El jugador debe realizar tres trayectos de ida y vuelta. La diferencia de tiempo entre la situación planeada y la situación no planeada informa sobre la capacidad de reacción del jugador. La prueba tiene una duración más o menos similar (de aproximadamente 8 segundos) a la duración de un punto real, tanto de tenis como de pádel (Carrasco et al., 2011; Fernandez-Fernandez, Sanz-Rivas, Sanchez-Muñoz, et al., 2009).
- Test de Sekulic, Krolo, Spasic, Uljevic y Peric (2014) (Figura 8). Estos autores, proponen un test muy similar al de Cooke et al. (2011). También presenta dos partes, una planeada (mide la capacidad de cambio de dirección) y una no planeada que mide la agilidad. Entre ambas pruebas la r^2 fue de menos de 0.4, sugiriendo que la capacidad de cambio de dirección y la agilidad son cualidades diferentes. La gran ventaja de este test es que presenta un momento de velocidad cero, igual que sucede por ejemplo en el tenis o en el pádel, donde el jugador se haya en ciertos momentos del punto en una situación prácticamente estática. Los autores recomiendan que en mujeres se haga la prueba de tres trayectos ya que la original de 5 trayectos es más bien una prueba de resistencia a la velocidad. Los tiempos de esta prueba son similares (aunque ligeramente mayores) que los de los puntos de un partido de tenis.

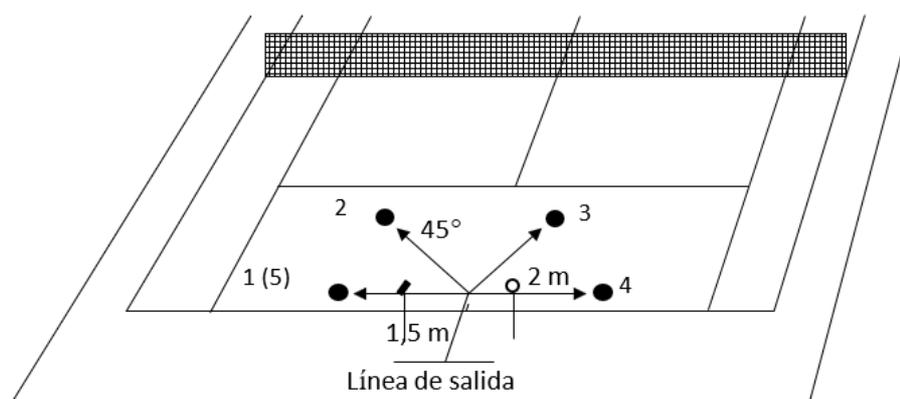


Figura 8. Test de agilidad "Stop and Go".

1.3. PROTOCOLOS ESPECÍFICOS DE GOLPEO EN CAMPO

En la literatura científica existen diferentes propuestas de test de campo que miden aspectos técnicos, variables de precisión y velocidad de golpeo o los efectos de la fatiga sobre el rendimiento de golpeo. A continuación, se describen con más detalle estos test.

1.3.1. PRUEBAS DE GOLPEO DE TENIS

Prueba de rendimiento de golpeo de Lovaina

Se aplicó en jugadores profesionales, semiprofesionales y amateurs (Vergauwen, Spaepen, Lefevre, y Hespel, 1998). Las bolas lanzadas por la máquina deben ser dirigidas a la izquierda o a la derecha de la pista según lo indicado por dos luces programables, colocadas en la parte superior de la máquina lanzapelotas (Figura 9).

La prueba consta de 350 golpes, agrupados en 5 *juegos* de 10 golpes cada uno (intercambios). El primer juego permite a los sujetos acostumbrarse a las condiciones de la prueba. Los cuatro juegos posteriores se consideran para el análisis de rendimiento. Cada intercambio comienza con un primer y un segundo saque, ejecutado de manera alternativa desde el lado derecho e izquierdo de la pista, y dirigido al centro del cuadro. Tras el segundo servicio la máquina lanza 5 pelotas que deben ser golpeadas de derecha o de revés. Hay intercambios ofensivos, defensivos y neutros. Se permiten 20 segundos máximo de descanso entre intercambios y las pausas entre juegos son de 90 segundos.

Los tiros que dan en la red, o en el lado equivocado de la pista (respecto al letrero luminoso) se consideran errores y no se tienen en cuenta en el análisis estadístico. La precisión de golpeo se evalúa mediante fotogrametría 2D. Las coordenadas xy de la posición del jugador en la pista en el golpeo y el punto de aterrizaje de la pelota son digitalizados. La deformación lineal de la pista de tenis en las imágenes de vídeo se corrige utilizando un algoritmo denominado *Transformación Lineal Directa*, usando en la calibración las coordenadas de puntos conocidos de las líneas de la pista.

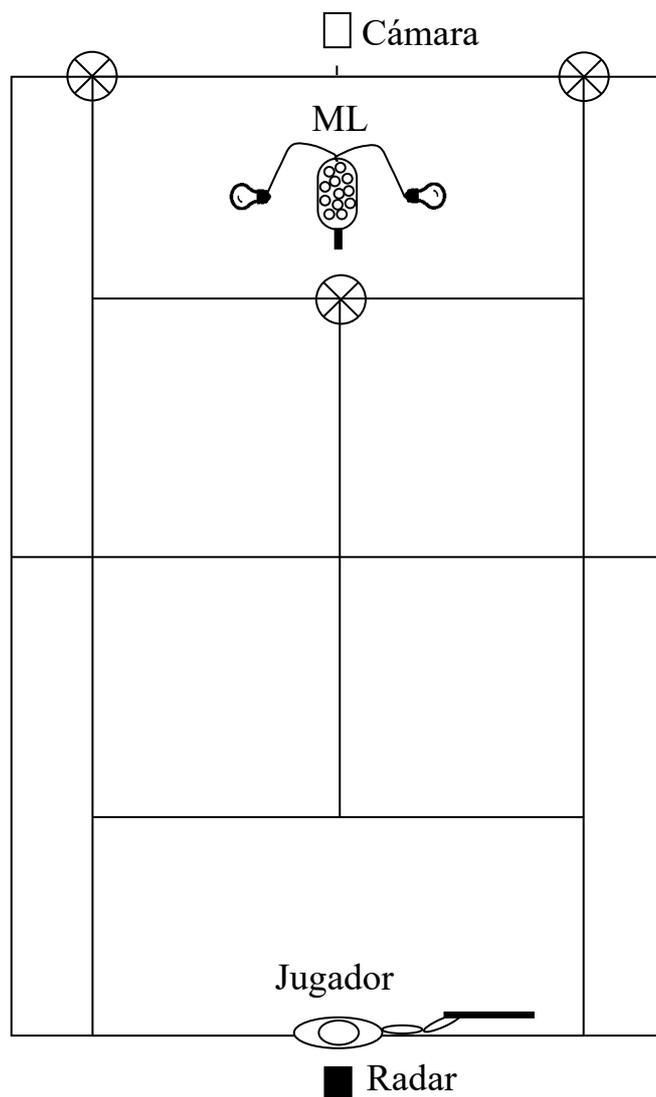


Figura 9. Esquema del test de golpeo de la universidad de Lovaina. Los círculos con la cruz indican el centro de la diana. ML: Máquina lanzapelotas. Cuando la pelota sale de la máquina se enciende una de las dos bombillas indicando la dirección de golpeo.

Se miden la velocidad y la precisión (distancia en el *eje-x*, en el *eje-y* y distancia euclídea al centro de la diana). Además, se calcula una nueva variable que tiene en cuenta tanto la velocidad como la precisión (Ecuación 4).

$$\text{Índice velocidad – precisión} = 100 \times \frac{(VP_{tot}^2 / VP_{long}^2)}{\log_{10}(D_{lat} + 10)}; (4)$$

siendo VP_{tot} la velocidad resultante de la pelota, VP_{long} la velocidad de la pelota en la dirección longitudinal de la pista y D_{lat} la distancia del bote de la pelota a la línea lateral. Multiplicando el resultado de esta fórmula por la proporción de golpes que no fueron errores los autores obtienen una medida global del rendimiento de golpeo.

Prueba de rendimiento de Lovaina adaptada a niños

Solo evalúa el golpeo de derecha, teniendo en cuenta que es uno de los golpes que más se usa durante el juego (Vergauwen *et al.*, 2004). Se realiza en una pista de tenis de 13.4 x 6.1 m (altura de la red de 0.8 m) y en este caso es el entrenador el que sirve las pelotas (Figura 10). Al igual que en el test de Vergauwen *et al.* (1998) para adultos se evalúa la precisión, la velocidad, el índice de velocidad-precisión adaptado y una medida global de la calidad de golpeo. Se miden estas variables en tres situaciones de juego diferentes, mostradas en la Figura 10.

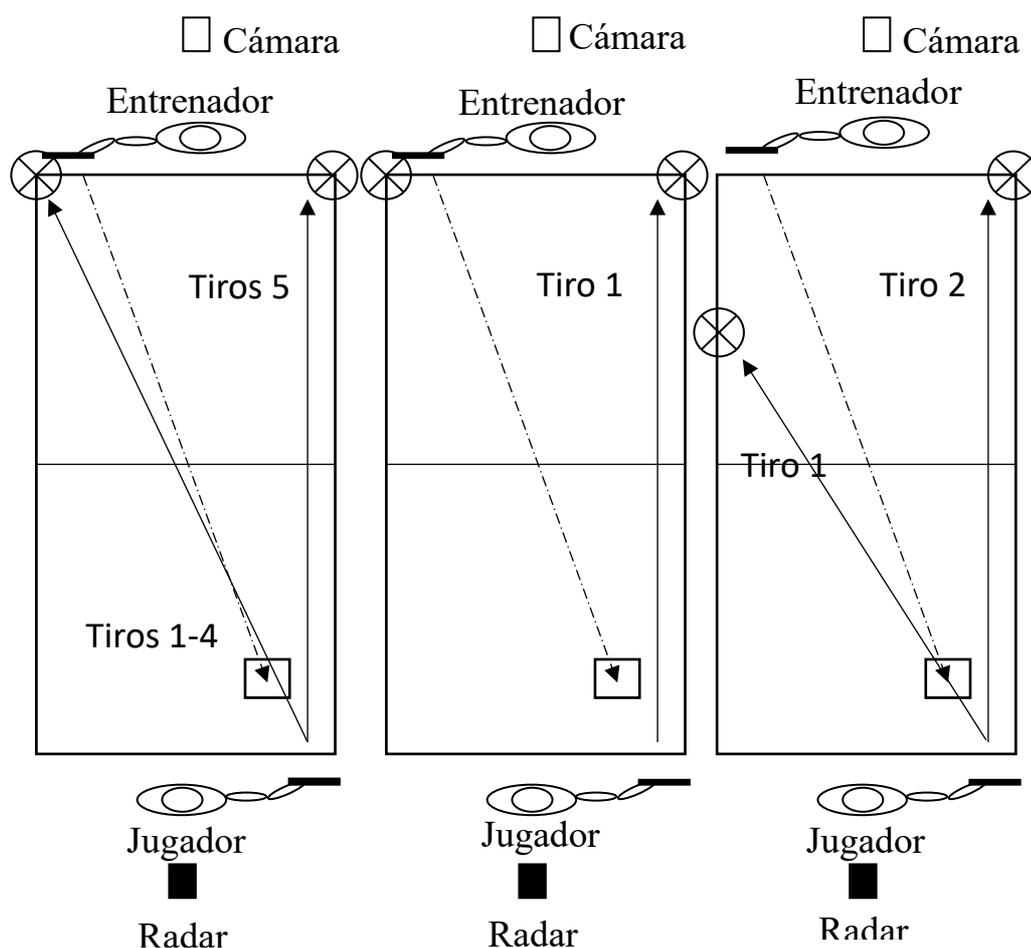


Figura 10. Esquema del test de rendimiento de Lovaina adaptado a niños

Test de Smekal *et al.* (2000)

Smekal *et al.* (2000) proponen una prueba incremental (Figura 11), para sustituir las pruebas de esfuerzo en tapiz rodante, que no tienen en cuenta las características específicas del deporte (por ejemplo, no consideran los golpes). La muestra de su estudio estuvo conformada por jugadores austriacos de ranking

nacional. La prueba termina tras la fatiga volitiva del sujeto o cuando el jugador no es capaz de golpear la pelota con suficiente velocidad y precisión (según el criterio subjetivo del entrenador). Cada serie de golpeo consistió en realizar 12 golpes en un minuto (alternando derechas y reveses). El ritmo fue incrementando en 2 tiros por minuto cada 3 minutos.

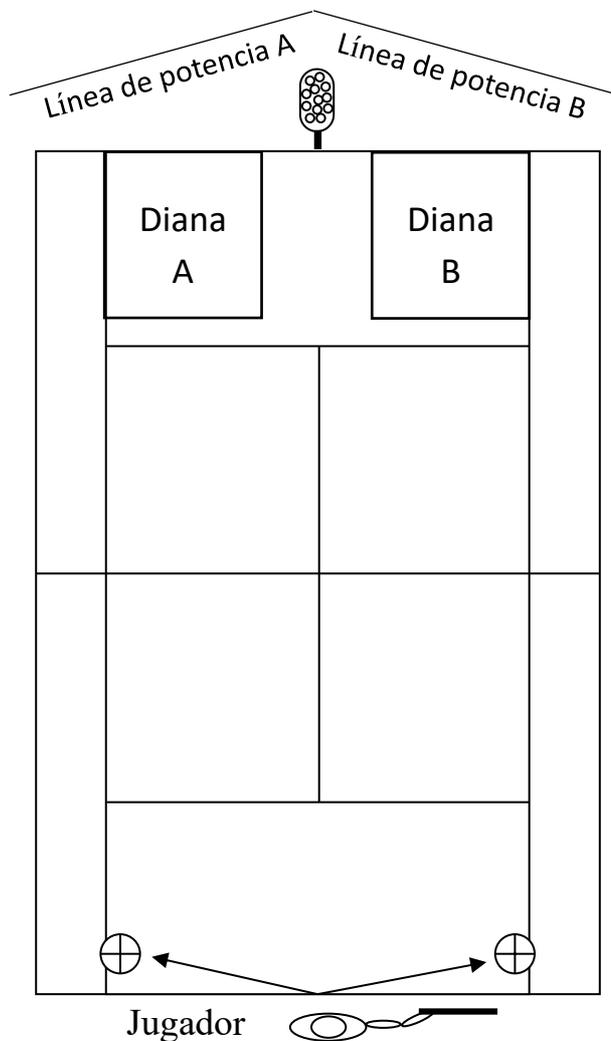


Figura 11. Esquema del test de Smekal. El tiro se considera bueno si la pelota pasa por debajo de una cuerda (a 1.5 m de la red), da en la diana y sobrepasa la línea de potencia

Baiget, Fernández-Fernández, Iglesias, Vallejo y Rodríguez (2014) incluyen series más cortas (de tan solo 2 minutos) para reducir el tiempo total de la prueba. La máquina lanza la pelota a una velocidad aproximada de 70 km/h.

Test HATT (del inglés “*Hitting Accuracy Tennis Test*”)

Strecker, Foster y Pascoe (2011) proponen un test de golpeo de fácil aplicación para entrenadores (Figura 12). El sistema de puntuación se basa en la definición de tiro neutro, ofensivo y ofensivo de Vergauwen et al. (1998). El test se aplicó en 12 jugadores de la Asociación Nacional Deportiva Universitaria americana (NCAA) (jugadores de alto nivel). La prueba incluye 4 series de 15 golpes en una dirección fija (derecha paralela, derecha cruzada, revés paralelo y revés cruzado), con 45-60 segundos de descanso entre series. El intervalo de tiempo entre golpes es de 3 segundos.

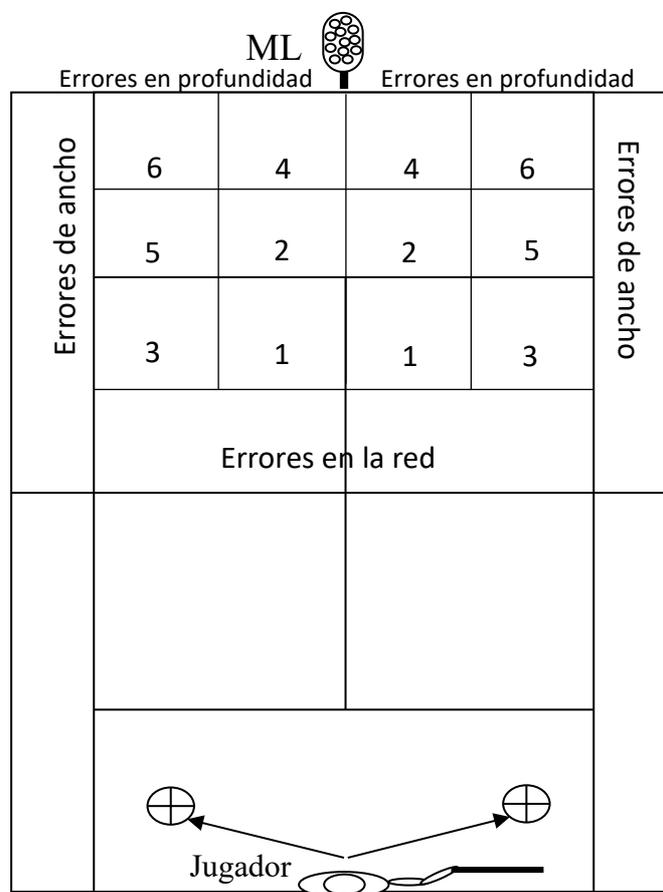


Figura 12. Esquema del test HAAT. Se indican los puntos de cada zona

Test de *Loughborough* (Davey, Thorpe y Williams, 2002).

El test muestra dos variantes: un test de fatiga y un test de habilidad. La frecuencia de lanzamiento de la máquina es de 15 lanzamientos por minuto (1 cada 4 segundos) y cada serie incluye 20 golpes de derecha y revés en paralelo hacia las dianas (Figura 13).

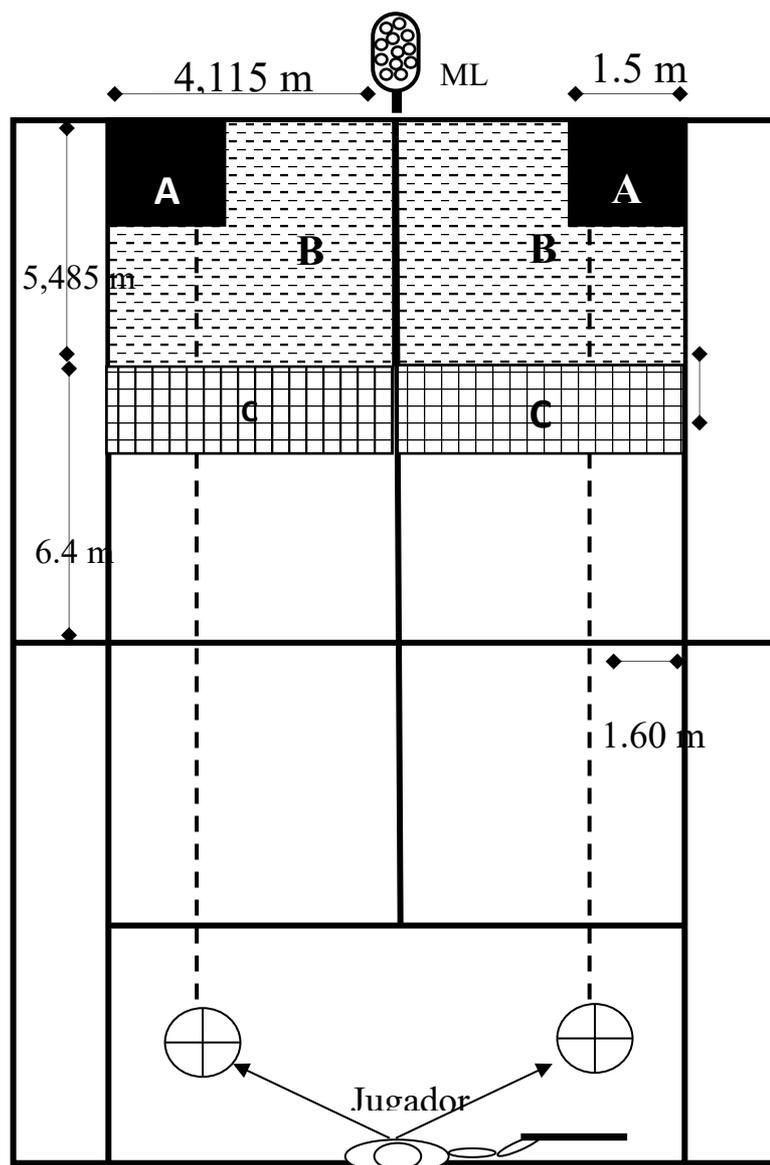


Figura 13. Esquema del test de Loughborough para los golpes de fondo (dianas A y B). Para el saque se colocan las dianas C (se realizan 10 saques a cada lado).

Este test fue adaptado por Lyons, Al-Nakeeb, Hankey y Nevill (2013), usando dianas más pequeñas, de 2 x 2 m. Cada jugador completó tres series de 20 golpes

(con descansos de 3 a 5 minutos). La máquina lanzó las bolas a una velocidad aproximada de 70 km/h.

Otros test de tenis

- El test de Fernandez-Fernandez, Kinner y Ferrauti (2010). Simula algunos ejercicios que luego se usan en los entrenamientos de tenis.
- El test de Brechbuhl, Girard, Millet y Schmitt (2016). Es una modificación del test de Baiget et al. (2014), en este caso se carácter intermitente (más similar a las demandas del juego real).
- El test propuesto por la *Federación Internacional de Tenis* (ITN, 2009) que evalúa la profundidad, la potencia y la precisión de los golpes de fondo, las voleas y los servicios y que devuelve un valor numérico que puede ser utilizado para medir el nivel del jugador.
- El test de Landlinger, Stöggl, Lindinger, Wagner y Müller (2012) que también mide la distancia euclídea al centro de la diana y evalúa los golpes considerando todos los golpes, los golpes más rápidos y los golpes más precisos. La máquina lanzapelotas también se configuró a una velocidad de lanzamiento de ~ 70 km/h.

1.3.2. TEST DE GOLPEO PARA PÁDEL

En el caso del pádel existe menos bibliografía al respecto. Algunos test que se proponen son:

Test de pádel de Sánchez-Alcaraz Martínez y Sánchez-Pay (2014).

Presentan una batería de test en las que incluyen una prueba de evaluación técnica para la volea (García, 2007) y una para el remate (*FEP*, 2007) (Figura 14). En la primera el jugador voleará de manera alternativa de derecha y revés durante 15 segundos, colocado a una distancia de tres metros de una pared y entre dos líneas laterales a una distancia de 5 metros. En la segunda se rematará, de manera alternativa a cada lado de la línea de servicio, tratando de que la bola primero impacte en el suelo y luego en la pared.



Figura 14. Test para la volea (García, 2007) y para el remate (FEP, 2007) de pádel.

Test de Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez (2020)

En esta prueba cada serie dura 30 segundos. En ese tiempo el entrenador envía pelotas al jugador evaluado que realiza (

Figura 15): 1) una bajada de pared, 2) una volea de derecha, 3) una bandeja y una derecha. El test completo consta de 8 series con 20 segundos de descanso entre ellas. Las voleas deben dirigirse hacia las zonas de puntuación más próximas a la red.

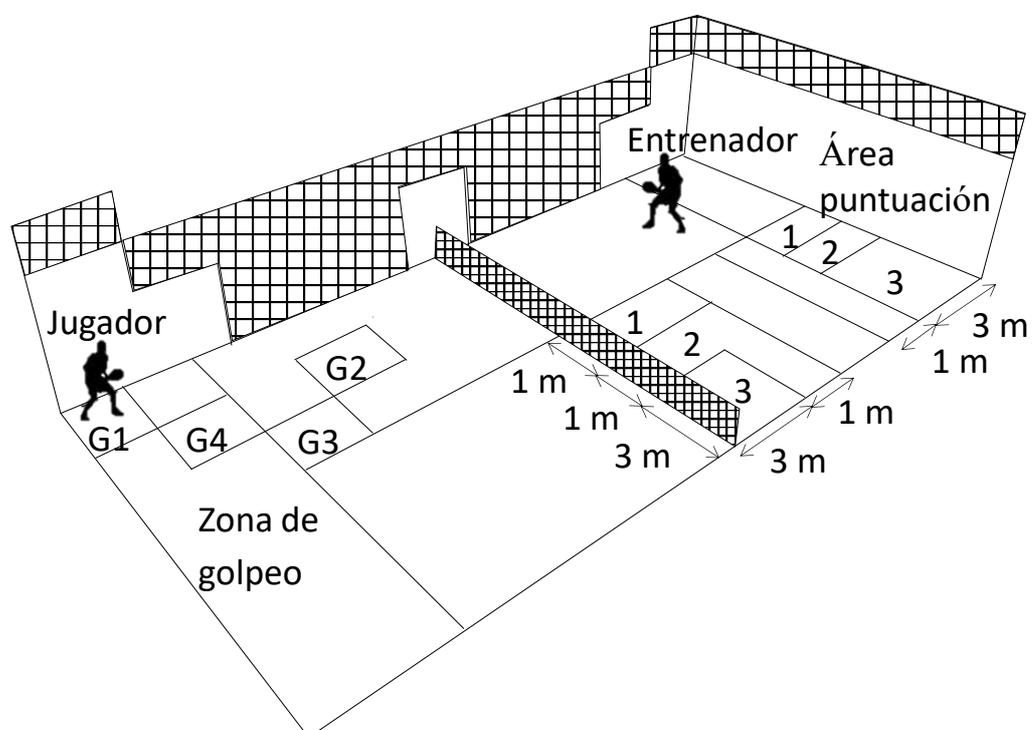


Figura 15. Esquema de la prueba de precisión de golpeo para pádel. Adaptada de Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez (2020).

Test de precisión del servicio de Menayo, Manzanares, Conesa y López (2015)

En este test se mide la velocidad de golpeo con un radar deportivo y la precisión como una variable continua (distancia euclídea del bote de la pelota al centro de la diana). En el estudio se analiza la relación entre la velocidad y la precisión del servicio de pádel, un estudio clásico en el área del control motor en diferentes tipos de lanzamientos (Calvin, 1983; Fitts, 1954; Freeston y Rooney, 2014; Fitts, 1954). Con este test los autores hallaron una posible relación inversa entre la dificultad de la tarea y la velocidad de golpeo y una posible relación directa entre la velocidad y la precisión de golpeo.

Castillo-Rodríguez et al. (2014) también muestran una prueba de precisión para la volea.

En la Tabla 2 se resumen las características de alguno de los test mencionados.

Tabla 2. Resumen de las características de los test de golpeo mencionados

Test	Mide velocidad	Mide precisión	Incluye fatiga	Mide precisión como VC	Incluyen aleatoriedad
Test de Lovaina	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
Test de Smekal et al.	Sí	Sí	Sí	No	No
Test HATT	No	Sí	No	No	No
Test Loughborough	Sí	Sí	Sí	No	No
Test de Fernandez et al.	Sí	No	Sí	No	No
Test de la ITN	No	Sí	No	No	No
Test de Landlinger et al.	Sí	Sí	No	Sí	No
Prueba volea de García	No	No	No	No	No
Prueba remate FEP	No	No	No	No	No
Test de Courel et al.	No	Sí	No	No	No
Test de Menayo et al.	Sí	Sí	No	Sí	No

*VC: Variable continua

1.3.3. EVALUACIÓN DE LA TÉCNICA DE GOLPEO EN UN TEST DE CAMPO

Existen pocos test en la literatura en los que además del rendimiento de golpeo (velocidad y precisión), se evalúe la técnica. Probablemente esto se deba a que la evaluación biomecánica/técnica suele realizarse con instrumentos caros y/o de difícil manejo, y que requieren de un tiempo de post procesado de datos demasiado elevado.

El análisis técnico-táctico en una situación de campo, podría hacerse mediante un sistema fotogramétrico. Existen soluciones cerradas como el Ojo de Halcón (*Hawk-Eye Innovations*, 2016), las pistas de tenis inteligentes de la empresa *PlaySight* (*PlaySight Interactive, Ltd.*, Kokhav Ya'ir, Israel), el propuesto por Messelodi, Modena, Ropele, Marcon y Sgrò, (2019) o el descrito por Wawrzyniak y Kowalski (2016). También existen aplicaciones móviles que se podrían usar para tal fin, como *Swing Vision* para iOS (*Mangolytics Inc.*, 2019), basada en inteligencia artificial o *Mojjo*, que utiliza la cámara de dos teléfonos móviles inteligentes (*Mojjo*, 2019, París, Francia). Estos sistemas se centran sobre todo en el registro de parámetros espacio-temporales del vuelo de la pelota y además requieren de unas condiciones de iluminación muy concretas. Una alternativa más sencilla pueden ser los sensores inerciales, que se han usado anteriormente para evaluar la técnica de golpeo en tenis (Ahmadi, Rowlands y James, 2010, 2009) o en otros gestos de naturaleza balística (Grimpampi, Masci, Pesce y Vannozzi, 2016). Sin embargo, se requieren más estudios que analicen la validez de estos instrumentos para evaluar la técnica de golpeo.

Debido a los cambios en la fabricación de las raquetas de tenis (estas son más grandes, más ligeras y más rígidas), las técnicas de golpeo han cambiado drásticamente en los últimos años (Bahamonde, 2005) obteniéndose una mayor potencia y un mayor control. Existe una gran variedad de técnicas de golpeo, con empuñadores semioestres y oestres, posiciones abiertas, donde los jugadores se colocan de frente a la red, bucles de preparación circulares y *swings* en los que intervienen todos los segmentos corporales. En prácticamente todos los trabajos de investigación y manuales de enseñanza el golpe se divide en las siguientes fases (en la Figura Suplementaria 1 [en anexos] se muestran fotografías de cada fase para cada golpeo) (Crespo y Reid, 2009):

- Preparación (*backswing*). A la hora de enseñar el golpe existe controversia sobre si se debe enseñar un movimiento de preparación curvilíneo (en bucle) o un movimiento de preparación rectilíneo. Antes se pensaba que el movimiento curvo daría más potencia pero que el control y el “*timing*” (coordinación de los movimientos corporales con el vuelo de la pelota) podrían verse afectados. Por eso se enseñaba una preparación rectilínea. Ahora se sabe que con un pequeño bucle

de preparación se obtiene la mejor relación entre frecuencia y control (Bahamonde, 2005). El movimiento curvilíneo permite almacenar energía potencial al final de la fase de preparación, que en la fase de avance se transformará en energía cinética. El patrón del movimiento del codo durante la fase de *backswing* también varía de acuerdo con la técnica utilizada por el jugador. En los jugadores que utilizan un golpe de derecha multi-segmentario el codo va hacia atrás después del giro del tronco. En la derecha tradicional o de una sola unidad, la raqueta y el brazo son llevadas para atrás a la vez que el hombro rota, manteniendo el codo en un ángulo constante (Bahamonde, 2005). El movimiento de preparación debe ser fluido para que se pueda producir un preestiramiento eficaz de la musculatura agonista (Elliot, 2006). De esta forma se almacena energía elástica que hace que incremente la fuerza en la fase concéntrica. Además, el frenado de la fase excéntrica hace que exista una fuerza inicial mayor que si se empezara el movimiento en fase concéntrica. Para que se cumpla el principio de preestiramiento es necesario que exista una rotación de hombros mayor que de caderas y que el tiempo que existe entre la fase excéntrica y la fase concéntrica sea óptimo. Elliott, Baxter, y Besier (1999) demostraron que la velocidad de rotación interna de la parte superior del brazo se incrementó en un 20% cuando no existía pausa en relación a cuando existía una pausa de 1.5 segundos.

- Avance de la raqueta e impacto. La trayectoria de la raqueta y la orientación de la cara de la raqueta en el impacto juegan un rol fundamental en el resultado del golpeo (Knudson y Blackwell, 2005). Landlinger et al. (2010) comparan las diferencias cinemáticas entre los golpes paralelos y los golpes cruzados y concluyen que en los tiros cruzados el impacto es más adelantado. Además, en los tiros paralelos se imprimió una menor velocidad horizontal y un mayor efecto liftado a la pelota, para evitar que los tiros salieran fuera de los límites, teniendo en cuenta que la distancia al fondo de la pista es menor que en los tiros cruzados.
- Terminación o acompañamiento (*followthrough*). Tiene dos funciones principales: I) asegurar un impacto con la adecuada posición de la raqueta; II) evitar lesiones, produciendo una desaceleración progresiva de los segmentos implicados (Bahamonde, 2005). En los profesionales se ve a menudo que su pierna retrasada se mueve hacia delante en la fase de acompañamiento como consecuencia de la gran velocidad angular generada en la cadera y en el tronco en el golpeo. El momento lineal antes del golpeo también facilita ese paso de avance, que ayuda a frenar las rápidas acciones de los segmentos corporales y a disipar la energía cinética para poder mantener el equilibrio. Además, permite una recuperación más rápida de la posición.

En el golpe de derecha, de revés y en el servicio se produce una sumación de la velocidad angular entre segmentos adyacentes (son cadenas cinéticas de tipo

secuencial) (Landlinger, Lindinger, Müller, Stögl, y Wagner, 2010; Elliot, 2006). Este concepto queda bien explicado en la Tabla suplementaria 2 -donde se aplica al golpe de derecha. En la cadena cinética de la volea intervienen menos segmentos corporales que actúan en unidad (el objetivo sería conseguir precisión y no velocidad) (Elliot, 2006). En la derecha, existe un patrón de movimiento próximo-distal, cualquiera que sea el nivel de juego y la edad (Rogowski, Ducher, Brosseau, y Hautier, 2008). Brosseau, Hautier, Rogowski y Rouffet, (2008) tras realizar estudios de EMG señalan que la actividad de los músculos del tronco y las extremidades superiores es relativamente moderada durante la fase de preparación y acompañamiento, mientras que se registra una fuerte actividad durante la fase de aceleración. En su estudio con jugadores de una edad de $11,5 \pm 2,3$ años determinaron que en el tronco y el miembro superior la secuencia de activación (sólo de los músculos a los que se les colocaron los electrodos) es la siguiente:

I. Activación precoz del músculo pectoral mayor seguida de la del músculo bíceps. Esto ayuda a generar la rotación interna y la aducción del hombro en el inicio de la fase de aceleración.

II. En la mitad de la fase de aceleración se activa el músculo flexor radial del carpo, que contribuye a la flexión de la muñeca y que origina una gran aceleración de la cabeza de la raqueta justo antes del impacto.

III. Al final de la fase de aceleración la activación de los músculos deltoides, tríceps, braquial y extensor radial del carpo se superponen con las de los músculos pectoral mayor, bíceps braquial y flexor radial del carpo respectivamente. La activación del tríceps braquial prepara a la articulación del codo para el impacto y se prolonga más allá de la fase de aceleración, frenando el movimiento en el inicio de la fase de acompañamiento. Los últimos músculos activados, el deltoides y el extensor radial del carpo estabilizan la articulación de hombro y muñeca en el momento del impacto. La activación simultánea del flexor radial del carpo y del extensor radial del carpo también permite que la empuñadura sea firme en el momento del impacto.

Al respecto Takahashi, Elliott, y Noffal (1996) observaron un incremento de la flexión lateral y palmar de la mano (incrementando la velocidad de la raqueta) de aproximadamente un 10% cuando se jugaron tiros liftados respecto a tiros planos. Los autores destacan la importancia de la musculatura de la muñeca a la hora de generar una mayor velocidad vertical de la raqueta para liftar más la pelota.

Respecto a la posición de las piernas en el golpeo existen tres tipos distintos de golpes de fondo en función de la posición de las caderas: el golpeo con la cadera

orientada inicialmente en posición perpendicular a la red (de lado), el golpeo en posición abierta (con la cadera inicialmente de frente a la red) y el golpeo con las caderas orientadas a la valla de fondo o golpeo cerrado (empleado en situaciones de emergencia). Los jugadores actuales han de reaccionar más rápido y se ven forzados a golpear en carrera debido a la potencia que se desarrolla en los golpes de fondo y en los saques. De ahí que adopten una posición abierta al golpear. La posición tradicional de lado lleva más tiempo para ejecutarse, pero facilita la generación de momento lineal (permite transferir el peso de la pierna de detrás a la pierna de delante). El momento angular se logra con la rotación de las piernas, caderas y tronco. En contraste, en la posición abierta existe poca o ninguna transferencia del momento lineal, ya que el paso se da hacia un lado, y por tanto se basa sobre todo en la generación de momento angular de los segmentos implicados (Knudson y Blackwell, 2000). Las raquetas más ligeras y de mayor superficie también han contribuido a que haya más jugadores que golpeen en posición abierta (Knudson y Blackwell, 2000). Aunque algunos entrenadores creen que las derechas en posición abierta requieren una mayor activación del tronco que la derecha en posición perpendicular los datos de EMG sugieren que no existe una diferencia significativa en la activación de los músculos entre ambas posiciones (Knudson y Blackwell, 2000). Estos autores también concluyen que la señal electromiográfica de los músculos erectores espinales fue significativamente mayor que la de los oblicuos externos o que la actividad del recto del abdomen, en ambos tipos de posiciones.

1.4. PROTOCOLOS DE EVALUACIÓN ORIENTADOS A LA PREVENCIÓN DE LESIONES

1.4.1. LESIONES MÁS COMUNES

Para estudiar las lesiones en el tenis se realizó una búsqueda bibliográfica en Google Académico, ordenando los trabajos por relevancia.

Revisión sistemática de Babette M. Pluim, Staal, Windler y Jayanthi (2006).

La mayor parte de las lesiones parecen producirse en las extremidades inferiores, luego en las extremidades superiores y finalmente en el tronco. También parece que la mayor parte de las lesiones en los miembros inferiores son de tipo agudo y de tipo crónico en los miembros superiores y que un bajo porcentaje de lesiones requieran cirugía.

La mayoría de los trabajos con máquinas isocinéticas concluyen que en el tenis existe una mayor fuerza de rotación interna en el brazo dominante respecto al no dominante y una menor ratio rotación externa/rotación interna. No está claro que estos desequilibrios incrementen el riesgo de lesión del hombro. La incidencia de lesión varía entre los diferentes estudios epidemiológicos entre 0.05 y 2.9 lesiones por jugador y por año. Las cifras son muy similares cuando se analiza la incidencia de lesión cada 1000 horas de juego. Una de las lesiones con mayor incidencia de lesión es el codo de tenista (la tasa de lesión varía entre un 9% y un 35% y la prevalencia varía entre un 14% y un 41%). Aunque no parece haber diferencias en la tasa de lesiones entre hombres y mujeres, existe cierta controversia y algún estudio indica que la tasa de lesiones en hombres es significativamente mayor que en mujeres. En cuanto al nivel de juego, tampoco hay diferencias en cuanto a la tasa de lesiones entre diferentes grupos de nivel. A medida que aumenta la edad de los practicantes la tasa de lesiones aumenta. Esto es bastante evidente por ejemplo en el caso del codo de tenista. Cuando se compara la tasa de lesiones con la de otros deportes comunes el tenis tiene una tasa baja. Así por ejemplo durante los juegos olímpicos de verano se estudiaron las lesiones en diferentes deportes. En el tenis hubo 54 lesiones por cada 1000 partidos y en el balonmano y el fútbol 114 y 108, respectivamente. El voleibol tuvo tan solo una tasa de 7.7 lesiones por cada 1000 partidos. El tenis también parece tener menos incidencia de lesión que otros deportes individuales, pero esta afirmación requiere ser contrastada con estudios en los que se compare la incidencia de lesiones entre diferentes deportes. Los autores de esta revisión indicaron que apenas existen

estudios de intervención para reducir el riesgo de lesión. Se desconoce por ejemplo si un mayor rango de movimiento reduce la incidencia de lesiones.

Revisión sistemática de Kibler y Safran (2005)

Como en la revisión anterior, los autores indican que la mayor parte de las lesiones se producen en los miembros inferiores (40-60%), sobre todo en tobillo y muslo, luego en los miembros superiores (20-45%), especialmente en el codo y finalmente en el tronco (11-30%), siendo la mayoría en la zona lumbar. El servicio es el golpe que genera el mayor estrés en hombro y antebrazo. Aunque no existe evidencia científica sobre el tema parece que los jugadores de saque volea tienen un menor riesgo de lesión, lo que debería ser estudiado. Las distensiones musculares parecen ser las lesiones más frecuentes, seguidas de la inflamación y de los esguinces. Estos autores indican que el hombro es la articulación de los miembros superiores que más sufre con una incidencia de entre el 25% y el 45.7%. Las lesiones agudas de hombro son muy poco frecuentes (se producen generalmente en las caídas).

Algunas de las lesiones que pueden producirse por el juego del tenis son:

- En el codo: la epicondilitis lateral, la epicondilitis medial (menos frecuente y generalmente en niveles altos) el *síndrome de apofisitis epicondilar medial*.
- En la mano y en la muñeca: Frecuentes en jóvenes tenistas, sobre todo en chicas. Es bastante típico el dolor en la mano no dominante de jugadores que ejecutan el revés a dos manos o la tendinitis de muñeca (generalmente de los extensores, aunque también se da en la musculatura flexora) en jugadores que imprimen un gran efecto a sus golpes y en jugadores con una técnica inadecuada. También es frecuente la dislocación recurrente del tendón del *musculo extensor del carpo cubital*, lo que se asocia con la hipersupinación o la desviación cubital de muñeca, en el revés cortado, en la derecha baja o en los saques con efecto.
- Antebrazo: fractura del cúbito por estrés.
- Lesiones en la región central: un alto porcentaje de tenistas de élite han sufrido una lesión en la parte baja de la columna que les ha incapacitado para jugar durante al menos una semana. Parece que las causas son las altas tensiones que se generan en esta zona, unido a una falta de flexibilidad. Otras posibles causas son las frecuentes hiperextensiones y rotaciones de columna que podrían provocar un deterioro de los discos intervertebrales, herniaciones, pinzamientos de las articulaciones facetarias y espondilosis. Los saques y las derechas en posición abierta también podrían causar lesiones de la musculatura abdominal (distensiones).
- Lesiones en pelvis/cadera: las lesiones más frecuentes son las distensiones de los aductores (en cambios de dirección bruscos combinados con un deslizamiento del

pie externo o cuando se resbala en tierra batida) y de los isquiotibiales (en aceleraciones bruscas). En ciertas ocasiones se produce una distensión del cuádriceps, cuando el jugador desliza en pista de tierra y trata de extender la rodilla adelantada de manera brusca.

- Rodilla: Algunas lesiones por sobreuso en esta zona son: el síndrome de *Osgood-Schlatter*, *tendinitis patelar* y de *cuádriceps*, *síndrome patero-femoral* o *condromalacia patelar*. De tipo agudo son los esguinces de rodilla y los *desgarros meniscales* (no muy frecuentes). Las más frecuentes son las lesiones de los ligamentos colaterales.
- La distensión del gastrocnemio es frecuente en acciones como el salto o el esprint. A veces también se provocan lesiones en el sóleo, cuando se desliza en pista de tierra con la rodilla flexionada. Otras lesiones que aparecen en los tenistas con cierta frecuencia son la *apofisitis del calcáneo*, la *tendinitis Aquilea*, los dolores en las espinillas y la *periostitis* (sobre todo en pista dura).
- Tobillo: el esguince de tobillo es la lesión traumática más frecuente en tenistas.
- Pie: Fracturas por estrés (generalmente en la base del 5º metatarso y en la diáfisis del metatarso), fascitis plantar, pie de tenista (lesión en el 1º y 2º dedo debido al choque de estos con la zapatilla).

Las lesiones de la columna lumbar podrían tener relación con la técnica. Por ejemplo parece que en el revés a una mano se reducen los momentos de las articulaciones de la columna vertebral ya que el hombro y el codo tienen una mayor implicación (Kawasaki et al., 2005).

Revisión sistemática de Fu, Ellenbecker, Renstrom, Windler y Dines, (2018)

Los autores de la revisión indican que las lesiones más frecuentes en el tenis - según la región corporal - son: 1) en el hombro: lesión del *labrum* superior, pinzamiento interno o subacromial, tendinopatía o desgarro del manguito de los rotadores; 2) en el codo: tendinopatía medial o lateral del codo; 3) en la muñeca: tendinitis o *subluxación del extensor cubital del carpo*, *esguince del ligamento carpiano*; 4) en la cadera: distensión de la musculatura inguinal 5) en la rodilla: distensión de la musculatura del muslo, ruptura/esguince del ligamento de la rodilla, desgarro de menisco, tendinopatía/rotura de la musculatura extensora 6) en el tobillo: rotura/esguince de tobillo 7) en el tronco: distensión de la musculatura paraespinal, distensión de la musculatura de las costillas, herniación y degeneración de los discos lumbares, distensión de la musculatura abdominal.

Lesiones más frecuentes en los Grand Slam

- Open de Australia. La incidencia de lesiones en el open de Australia entre 1994 y 2009 (Sell, Hainline, Yorio y Kovacs, 2014) fue de 48 lesiones por 1000 exposiciones al partido (en cada partido de individuales hay dos exposiciones al partido), siendo la mayoría de tipo agudo (aprox. 28 vs. 20 de tipo crónico). La mayoría de lesiones se produjeron en las extremidades inferiores (23), luego en el tronco (18) y finalmente en las extremidades superiores (6). El 84% de las lesiones fueron musculares/tendinosas. Gescheit et al. (2017) estudiaron las lesiones en el Open de Australia entre 2011 y 2016. Hallaron una incidencia de lesión de 202 lesiones por cada 10000 exposiciones a los juegos en mujeres y de 149 en hombres. Señalan que las lesiones se distribuyen de manera diferente en hombres y en mujeres, siendo las lesiones más frecuentes en mujeres en hombro, pies, muñeca y rodilla y en hombres en rodilla, tobillo y muslo. Además, en el periodo de tiempo analizado se halló una incidencia de lesión creciente en las extremidades superiores.
- Wimbledon. McCurdie, Smith, Bell y Batt (2017) analizaron las lesiones en el campeonato de Wimbledon entre 2003 y 2012. Hallaron una incidencia de lesión de 21 por 1000 sets jugados. Solo se anotaron las lesiones reportadas por los fisioterapeutas del torneo por lo que seguramente se infraestimó la incidencia de lesión. El 39 % de las lesiones fueron agudas, el 34 % se denominaron como agudas pero anteriores al inicio del torneo, el 16% fueron crónicas y el 11% fueron recurrentes. Hallaron una menor incidencia de lesión en los hombres respecto a las mujeres (18 vs. 23 lesiones por 1000 sets jugados). De nuevo se indica que la mayor parte de las lesiones se dieron en los miembros inferiores, luego en los miembros superiores y finalmente en la columna.

Lesiones más frecuentes en las extremidades superiores. Revisión de (Chung y Lark, 2017)

Revisión de las lesiones más frecuentes en las extremidades superiores. Los autores indican que la mayor parte de estas lesiones se producen en los tejidos blandos y que se deben al sobreuso. Hablan de la gran importancia de la biomecánica de golpeo en estas lesiones. Las lesiones en la muñeca suelen producirse en el tendón del extensor carpo cubital (*ECU*) en los golpes de derecha (ya que este golpe se realiza con la muñeca en supinación y la muñeca flexionada en dirección cubital). Las empuñaduras más cerradas parecen incrementar el riesgo de tendinopatía en el extensor carpo cubital (en la Figura Suplementaria 1 de los anexos se muestran las empuñaduras más habituales). Lo mismo ocurre en la mano no dominante en el revés

a dos manos. Se diagnóstica porque el deportista siente dolor en la zona cuando efectúa el movimiento lesional, por palpación de la zona y por radiografía. La tendinitis del *ECU* se trata con reposo, entablillado y modificación técnica.

El codo de tenista, una lesión muy prevalente en este deporte, parece ser debida a una sobrecarga de la musculatura extensora de la muñeca durante el golpe de revés (especialmente en el revés a una mano). Parece importante la fuerza con la que se empuña la raqueta. En este sentido Wei, Chiang, Shiang y Chang (2006) indican que los jugadores experimentados ejercen una mayor fuerza en los momentos próximos al impacto y luego liberan la tensión en el acompañamiento. El uso de esta técnica redujo en un 90% las fuerzas de impacto transmitidas al epicóndilo lateral. En el caso de los jugadores recreacionales esta fuerza solo se redujo en un 62%. La electromiografía confirmó este hallazgo (el pico de actividad muscular en los experimentados se alcanzó en momentos próximos al impacto). Existen diferentes tests de diagnóstico, y se suele detectar por el dolor que siente el paciente. Se suele tratar con antiinflamatorios, corticoesteroides, entablillamiento, ejercicios de fuerza y estiramientos.

La *epicondylitis medial* implica al pronador redondo y al flexor del carpo radial, en la inserción del tendón en el epicóndilo medial. Se piensa que se debe a la carga excéntrica excesiva de esta musculatura en golpes como la derecha abierta, en jugadores con una preparación corta. También aparece en jugadores que usan excesivamente la muñeca en el saque y en la derecha. Generalmente los jugadores sufren dolor en la fase de aceleración de la derecha y el servicio, con el antebrazo pronado y la muñeca en flexión. Se trata con reposo, antiinflamatorios y con ejercicios de fuerza y flexibilidad.

Las lesiones en el hombro son una de las principales causas de abandono en tenistas profesionales (Okholm Kryger *et al.*, 2015). Las lesiones en el hombro podrían deberse a una mala cinética escapular durante el servicio por lo que es fundamental evaluar la escápula (disposición y cinética). El déficit de rotación interna en comparación con la rotación externa (frecuente en tenistas) también es causa de las lesiones en el hombro y podría tratarse con estiramientos de la capsula postero-inferior. Otra causa de las lesiones en el hombro es el pinzamiento de los tendones del manguito de los rotadores contra el borde superior de la glenoide y contra el *labrum*, que también ocurre en el servicio. El deshilachado o desgarro del *labrum* es una lesión que se produce antes del comienzo de la fase de aceleración en el servicio (cuando se alcanzan los mayores rangos de rotación externa del hombro, acompañado de momentos de fuerza de gran magnitud) y que provoca una pérdida de estabilidad en el hombro. Se trata generalmente con antiinflamatorios, reposo, ejercicios de

fuerza y flexibilidad. La lesión del manguito de los rotadores es frecuente en la población general, y suele agravarse con la edad. Sin embargo, también está presente en población joven de atletas que realizan lanzamientos por encima del hombro. Se debe al pinzamiento de los tendones y a las discinesias escapulares. Se suele usar un tratamiento conservador.

La Figura 16 muestra los test de diagnóstico más utilizados según el tipo de lesión.

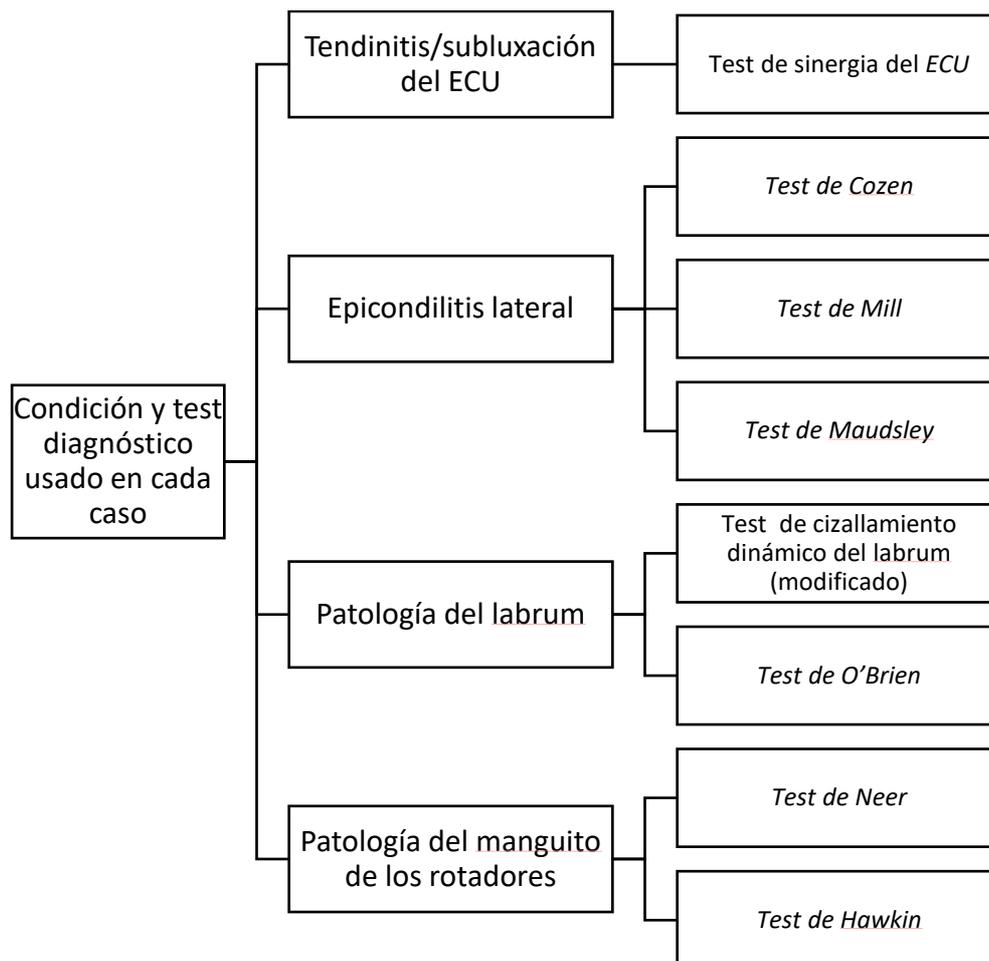


Figura 16. Test de diagnóstico para diferentes lesiones de miembros superiores causadas por el juego del tenis. Adaptado de Chung y Lark (2017).

Lesiones más frecuentes en el pádel

En el caso del pádel hay menos fuentes bibliográficas. García–fernández et al. (2019) indican que la tasa de lesiones fue de 2.75 lesiones por cada 1000 horas de exposición al riesgo. Las lesiones leves y con mecanismos de lesión intrínseca fueron las más frecuentes. Al igual que en el tenis la extremidad inferior fue el área corporal más lesionada. El tejido que más se lesionó fue el sistema musculotendinoso y la

patología más común la epicondilitis. El pie y la rodilla también tuvieron una alta incidencia de lesión. Otro hallazgo importante de este trabajo es que un alto porcentaje de lesiones se produjo al final de la actividad deportiva (42%). Castillo-Lozano y Casuso-Holgado (2014) hallaron que la mayor parte de las lesiones en el pádel se localizan en el codo (37% en seniors y 10% en juniors), en la parte baja de la columna (13% en seniors y 23% en juniors) y en rodilla (20% en seniors y 10% en juniors). Romualdo Castillo-Lozano y Casuso-Holgado (2017) señalan que la mujer de mediana edad, pesada y diestra parece ser el perfil más propenso de lesión en el pádel.

La epicondilitis y su relación con la técnica de golpeo

Como se ha mencionado en los puntos anteriores, la tendinitis en el codo (medial o lateral) es bastante frecuente en los deportes de raqueta. La epicondilitis lateral es una lesión por sobreuso que provoca un dolor repetitivo en la parte anteroexterna (epicondilitis) del codo, que se da sobre todo cuando el jugador lesionado golpea un revés, una volea o un resto. Se debe sobre todo a una técnica incorrecta, a una musculatura hipertónica y a un equipamiento inadecuado (p. ej. una raqueta que absorbe mal las vibraciones o un cordaje excesivamente tenso) (Crespo y Reid, 2009). Principalmente se produce cuando la muñeca golpea en mala posición, con la musculatura en contracción excéntrica. Los jugadores expertos impactan la pelota con la muñeca extendida y la siguen extendiendo durante el impacto. La epicondilitis se produce cuando el jugador golpea de revés de manera repetida con la muñeca flexionada (~13° e incluso más) (Blackwell y Cole, 1994) causando una gran tensión en los extensores de la muñeca con inserción en el epicóndilo.

Otra causa de las epicondilitis (medial y lateral) es el gran momento de varo que se produce en el codo durante el impacto. Parece que golpear la derecha con el codo más extendido ayuda a disminuir estos momentos de varo que sobre todo afectan al ligamento medial colateral (Bahamonde y Knudson, 2003). Es probable que la carga sobre dicho ligamento sea mayor en los jugadores con golpes de derecha con una mayor flexión de codo. Esto es frecuente en jugadores que utilizan una empuñadura oeste de derecha y una técnica multisegmentaria. Al respecto, Elliott, Takahashi, y Noffal (1997) indican que la flexión de codo fue de aproximadamente 60 grados en el impacto de los jugadores con empuñadura este, y de aproximadamente 80 grados en los jugadores con agarre oeste. Morrey y An (1983) demostraron con cadáveres que cuando una carga en valgo se aplica a un codo en flexión el momento de fuerzas de varo en el ligamento colateral medial es mayor. Al extender el codo, las contribuciones se reparten de manera más equitativa entre dicho ligamento, los tejidos blandos, y el resto de elementos de la articulación.

Protocolos de evaluación orientados a la prevención de lesiones

Apenas existen protocolos de evaluación de deportistas de raqueta orientados a la prevención de lesiones. El más conocido es el desarrollado por la *Federación Americana de Tenis (USTA, 2015)*, denominado *High Performance Profile (HPP)*. El propósito de este protocolo es destacar los déficits de fuerza y/o flexibilidad e identificar las áreas en las que los jugadores deben centrar su preparación física. El *HPP* no sustituye la evaluación completa de una lesión por parte de un especialista. Debe ser realizado por un profesional de la salud cualificado (un médico deportivo, un fisioterapeuta, un entrenador cualificado o un ortopedista). Está diseñado para tenistas desde los 11 años de edad y solo requiere de dos pesas de entre 0.5 y 1 kg, un goniómetro, un cajón de salto de 31 cm de altura y un dinamómetro manual. El manual viene con un cuestionario que el deportista debe rellenar antes de las pruebas. El protocolo incluye un test para evaluar la cinética de la escápula en el que el deportista elevados dos pesas (realizando una flexión de brazos y luego una abducción) y se observa cualquier anomalía en la movilidad de la escápula mediante la *escala de Kibler*, que describe 4 posibles anomalías. En el segundo test se evalúa la fuerza de rotación externa de la musculatura del hombro (manualmente). En el tercer test se evalúa el rango de movimiento del hombro, tanto en rotación interna como en rotación externa. En el cuarto se mide la estabilidad de la rodilla y de la cadera en un movimiento de media sentadilla con una sola pierna. En el quinto se evalúa la estabilidad de la rodilla y la cadera en un aterrizaje de un salto. En el sexto se evalúa el rango de rotación interna y externa de cadera, relacionado con el estrés mecánico en la zona de la cadera y de la rodilla. Además, se evalúa la flexibilidad de la musculatura flexora de la cadera (*test de Thomas*) (test 7), la flexibilidad de los isquiotibiales (test de elevar la pierna en posición recta) (test 8), la flexibilidad del cuádriceps (test 9), y la fuerza muscular de la zona central mediante *planchas frontales* y *planchas laterales* (test 10). Esta batería, aunque es muy completa, debe ser realizada por un profesional de la salud y se basa principalmente en el análisis cualitativo. Sería interesante cuantificar los test empleando por ejemplo dinamómetros y fotogrametría.

Otra batería de pruebas muy utilizada en deportistas de diferentes disciplinas es el *Functional Movement Screening (FMS)*. Se trata de una batería de 7 pruebas orientada a evaluar los movimientos funcionales (Minick *et al.*, 2010; Teyhen *et al.*, 2012). Cada test se puntúa de 0 a 3 y si la puntuación final es menor de 14 entonces el deportista presenta un mayor riesgo de lesión musculoesquelética. Cuando es aplicado por evaluadores noveles presenta de una moderada a una buena fiabilidad inter e intra evaluador, con medidas de error aceptables (Teyhen *et al.*, 2012). Incluye una prueba de paso de valla, una de zancada en línea, una sentadilla profunda, una

prueba de estabilidad de la zona *core* en posición de cuadrupedia, una de rango de movimiento de hombro y una flexión de brazos. Las puntuaciones se basan tanto en criterios de tipo cuantitativo como de tipo cualitativo. Se ha aplicado en futbolistas (Kiesel, Plisky y Voight, 2007; Sprague, Mokha y Gatens, 2014), en jugadores de voleibol (Sprague *et al.*, 2014), en el entrenamiento militar (Lisman, O'Connor, Deuster y Knapik, 2013), en atletas universitarios de diferentes modalidades deportivas (Garrison, Westrick, Johnson y Benenson, 2015; Y. Li, Wang, Chen y Dai, 2015), en artes marciales (Bodden, Needham y Chockalingam, 2015), en corredores (Loudon, Parkerson-Mitchell, Hildebrand y Teague, 2014) y en deportes de raqueta (Filipicic y Filipicic, 2020; Leeder, Horsley y Herrington, 2016; Yildiz, 2018). A pesar de su uso en estos deportes, el *FMS* no parece adecuado para identificar deficiencias de movimiento en saltos y esprints multidireccionales en atletas deportivos masculinos (Lockie *et al.*, 2015), dentro de los que podrían incluirse a los tenistas y a los padelistas.

1.4.2. EVALUACIÓN DE LAS ASIMETRÍAS CORPORALES

Los deportistas de raqueta, debido a que ejercen sistemáticamente mayores fuerzas con el brazo de juego que con el opuesto constituyen un caso interesante para el estudio de la plasticidad fenotípica muscular y ósea en respuesta a un entrenamiento asimétrico (Lucki y Nicolay, 2007). La naturaleza asimétrica de los deportes de raqueta ha dado lugar a numerosos estudios que analizan las diferencias en las extremidades superiores, concluyendo la mayor parte que estos deportes promueven el desarrollo temprano de asimetrías debido a la hipertrofia muscular del brazo dominante (Sanchis-Moysi *et al.*, 2016; Sanchis-Moysi, Dorado, Olmedillas, Serrano-Sanchez y Calbet, 2010). Los deportistas de raqueta muestran diferencias entre el brazo dominante y el brazo no dominante en volumen (Rogowski, Ducher, Brosseau y Hautier, 2008), en circunferencias segmentales (Lemos, Ferreira, Dittrich, Teixeira y de Lucas, 2019), en la masa magra (Filipicic, Cuk y Filipicic, 2016; Sanchis-Moysi *et al.*, 2010), en la densidad mineral ósea (Haapasalo *et al.*, 1998; Sanchis-Moysi *et al.*, 2010), en el contenido mineral óseo y en el área ósea (Sanchis-Moysi *et al.*, 2010). Estas asimetrías parecen ocurrir en edades tempranas, incluso antes de *la etapa de crecimiento pico en altura* (Rogowski *et al.*, 2008) y dependen, entre otros factores, del número de horas semanales de entrenamiento (Haapasalo *et al.*, 1998; Sanchis-Moysi *et al.*, 2010) o de la edad a la que se inicia la práctica deportiva (Ireland, Maden-Wilkinson, Ganse, Degens y Rittweger, 2014).

1.4.3. ALTERACIONES POSTURALES DEL TENISTA

Como ya se ha mencionado existen diferentes alteraciones posturales específicas del juego del tenis. Una alteración muy frecuente es el *hombro de tenista* que consiste en que el hombro dominante es significativamente más bajo que el no dominante. Esto aparece en el 82% de los tenistas profesionales (Ellenbecker, 2018). Puede deberse al mayor peso del brazo dominante (debido a su mayor masa muscular), y/o al alargamiento de la musculatura *periescapular* del lado dominante debido a su mayor carga excéntrica (Dines, Ellenbecker y Berkowitz, 2018)

Las asimetrías musculares podrían estar relacionadas con alteraciones de la columna vertebral y, por ejemplo, el 80% de los atletas que participan en deportes con una carga asimétrica en el tronco y en los hombros, como los lanzadores de jabalina y los jugadores de tenis (Swärd, 1992) presentan escoliosis. Existe controversia sobre si la escoliosis debida a la práctica de estos deportes debe considerarse como un problema de salud musculo-esquelética (Zaina *et al.*, 2016). Gallotta *et al.* (2015), mediante el método denominado *Raster-estereografía* hallaron que los tenistas profesionales tenían valores de rotación de la superficie y de desviación lateral derecha, por encima de los fisiológicos (0-5° y 0-5 mm, respectivamente) y mayores que jugadores recreacionales. La rotación de la superficie es el parámetro más cercano a la rotación de los cuerpos vertebrales: este parámetro describe la máxima rotación de la superficie hacia el lado derecho o izquierdo, calculada a partir de la línea de simetría de los cuerpos vertebrales. La desviación lateral corresponde a la desviación máxima a la izquierda o a la derecha de la línea media con respecto a una línea que conecta la vértebra C7 y el punto medio entre las dos espinas ilíacas postero-superiores. Los autores sugieren que los tenistas deben realizar ejercicios de fortalecimiento de la zona core, tratando de fortalecer la musculatura implicada en los movimientos de rotación sobre el eje axial y sobre el eje antero-posterior.

Muyor, Sánchez-Sánchez, Sanz-Rivas y López-Miñarro (2013) indican que durante el tenis la columna se extiende y flexiona constantemente lo que podría traer consigo alteraciones sobre el plano sagital y una mayor probabilidad de lesión de la columna. Estudian las curvaturas de la columna y la inclinación pélvica mediante un escáner de superficie en jugadores adolescente muy entrenados y concluyen que el tenis no altera las curvaturas de la columna en esta población. A pesar de ello numerosos estudios indican que las lesiones de la columna lumbar en tenistas son muy frecuentes y por ejemplo Alyas, Turner y Connell (2007) mediante resonancia magnética de la columna lumbar hallaron anomalías en 28 de 32 jugadores analizados, tales como lesiones parciales a nivel de la L5 (n = 9), fracturas completas

(n = 3), espondilosis (n = 2), signos de artropatía facetaria en la L5/S1 y L4/L5 (n = 23) o quistes sinoviales (n = 14).

Cools et al. (2010) también hallaron disimetrías a nivel escapular, tales como una mayor elevación escapular en el brazo dominante, debido a un incremento de la fuerza del trapecio superior y del serrato anterior y a un acortamiento del pectoral mayor (esta alteración fue más frecuente en las mujeres). Ribeiro y Pascoal (2013) indican que estas alteraciones escapulares son una adaptación a la práctica deportiva en deportes en los que existen lanzamientos por encima de la cabeza. Oyama, Myers, Wassinger, Ricci y Lephart (2008) hallaron una mayor protracción escapular en el lado dominante respecto al no dominante en jugadores de tenis, además de una mayor rotación interna escapular e inclinación anterior. Julienne et al. (2012) señalan que estas alteraciones podrían estar causadas por una disfunción en los músculos escapulares debido a la repetición de movimientos estereotipados. En los lanzamientos por encima de la cabeza (como es el caso del servicio de tenis), los trapecios superior e inferior desempeñan un papel fundamental en la estabilización de la escápula contra la pared torácica.

Estas alteraciones posturales en tenistas (sobre todo a nivel de la columna y a nivel escapular) deben ser estudiadas con mayor detalle. Por ejemplo, se debe analizar la relación entre las alteraciones estructurales y alteraciones de tipo funcional. También se requieren métodos no invasivos que permitan estudiar un gran número de sujetos, y lo suficientemente sensibles para ver la evolución tras un programa de rehabilitación. La fotogrametría 3D se ha mostrado como alternativa válida para este fin (D'Amico, Kinel y Roncoletta, 2017). El problema es que la mayor parte de los sistemas fotogramétricos 3D son caros y requieren de un procesado de datos complejo. Es necesario crear *softwares* que permitan realizar un análisis postural 3D, y que generen informes de manera semiautomática. Teniendo en cuenta que la fotogrametría 3D presenta numerosas fuentes de error (Aritan, 2010; Challis y Kerwin, 1992; Codarin, Felicio, Coelho y Oliveira, 2012; Di Marco et al., 2017; Rossi, Silvatti, Dias y Barros, 2015) es necesario que el *software* propuesto proporcione una medida del error en milímetros o centímetros para que el investigador decida si dicho error es válido para su estudio.

1.4.4. ACELERACIONES VERTICALES EN LAS EXTREMIDADES INFERIORES Y EN LA CABEZA

Existen pocos estudios que analicen los picos de impacto vertical tanto en el caso del tenis como en el pádel y la mayor parte de estos trabajos se centran en los equipamientos y en la superficie de juego. Stiles y Dixon (2007) encontró diferencias

máximas de $\sim 19.5 \text{ m/s}^2$ en la fuerza de impacto vertical entre las distintas superficies analizadas (las superficies de menor a mayor pico de impacto fueron: césped artificial, poliuretano grueso [7 mm], acrílico y poliuretano fino [4 mm]). Sin embargo, podemos suponer que la actividad propuesta en este estudio ("correr a un ritmo relajado") no fue suficiente para simular los movimientos reales del tenis. Los picos de presión y fuerza en este estudio fueron de aproximadamente $33\text{-}36 \text{ N/cm}^2$ y $1280\text{-}1350 \text{ N}$ con un tipo de zapatilla (con menos propiedades amortiguadoras) y de aproximadamente $42\text{-}46 \text{ N/cm}^2$ y $1290\text{-}1370 \text{ N}$ (con una zapatilla con una mayor amortiguación en la mediasuela). En otro trabajo de estos mismos autores se hallaron picos de fuerza y aceleración de: I) en acrílico: 2363 N , 2.66 veces el peso corporal (BW), $\sim 274 \text{ m/s}^2$ y 34.8 N/cm^2 en el talón; II) en acrílico y goma: 1958 N , 2.66 BW, $\sim 274 \text{ m/s}^2$ y 31.4 N/cm^2 en el talón; en acrílico y espuma fina: 1513 N , 3.58 BW, $\sim 175 \text{ m/s}^2$ y 23.9 N/cm^2 en el talón; en espuma gruesa: 590 N , 3.25 BW, $\sim 70 \text{ m/s}^2$ y 21.6 N/cm^2 en el talón.

Tiegermann (1983) comparó las fuerzas de reacción del suelo y la activación muscular del sóleo y el peroneo largo en movimientos laterales rápidos en pistas de moqueta y arcilla. Las fuerzas de reacción del suelo y la actividad electromiográfica fueron significativamente mayores en la moqueta que en la arcilla. Oliver Girard, Eicher, Fourchet, Micallef y Millet (2007) hallaron fuerzas menores en la arcilla que en la pista de *GreenSet*®, una pista de resina sintética ($\sim 615 \text{ N}$ vs. $\sim 720 \text{ N}$). Además, el juego en *GreenSet*® produjo una mayor carga en el *hallus* y en los dedos menores y una menor carga relativa en la zona lateral y medial del mediopié. Llana-Belloch, Brizuela, Pérez-Soriano, García-Belenguer y Crespo (2013) comparan el comportamiento mecánico de diferentes tipos de zapatillas en desplazamientos laterales seguidos de cambios de dirección, mediante plataformas de fuerzas y fotogrametría 3D. Encontraron diferencias en el tiempo de contacto y en el movimiento de supinación, existiendo correlación entre ambas variables. El impulso de fuerza no se vio modificado por lo que los autores concluyen que las zapatillas que limitan la supinación permiten realizar cambios de dirección laterales más rápidos. Hallaron fuerzas verticales de aproximadamente 1.6 veces el peso corporal.

En el caso del pádel los estudios también son escasos. Priego Quesada et al. (2014) indican que en el pádel las tres lesiones que más se repiten son los esguinces de tobillo (27.27%), las microrrupturas de gastrocnemios (18.18%) y las sesamoiditis y fascitis plantares (18.18%) de lo que se deduce que es fundamental estudiar las fuerzas de reacción con el suelo. Acedo y Bella (2007) sostienen la hipótesis de que las articulaciones del pie y tobillo son de las que más pueden sufrir durante la práctica del pádel y realizan un estudio de presurometría y fotogrametría 2D en los movimientos más representativos. Sugieren que el antepié es la zona que soporta las

mayores presiones hecho que fue confirmado por la filmación con video, donde se observó que en todos los movimientos analizados (desplazamiento lateral, carrera frontal, *salto de lectura* y giros de pivote) en el antepié se realizó la mayor parte del apoyo plantar. En la carrera frontal y en el *salto de lectura* es donde se hallaron las mayores presiones en esta zona.

Hay numerosos estudios que analizan, los picos de impacto en la locomoción, y cómo estos picos se atenúan de los pies a la cabeza. Se suelen utilizar acelerómetros localizados en diferentes posiciones caudocraneales, generalmente en rodilla, cadera, columna y/o cabeza (Busa, Lim, van Emmerik y Hamill, 2016; Gruber, Boyer, Derrick y Hamill, 2014; Macdermid, Fink y Stannard, 2017). Los acelerómetros se han usado en tenis para estudiar los picos de aceleración en el codo (Creveaux, Sevrez, Coste y Rogowski, 2014; Mohandhas et al., 2016; Walther, Kirschner, Koenig, Barthel y Gohlke, 2002). Por ejemplo Walther et al. (2002) analizan la atenuación de los picos de aceleración desde el antebrazo hasta el codo, utilizando diferentes sistemas de reducción de las vibraciones. Hallaron que las *abrazaderas almohadilladas* colocadas en el antebrazo mostraron la mayor reducción de las amplitudes de aceleración (-46%) y de la integral de aceleración (-42%). Mohandhas et al. (2016) concluyen que la tensión del cordaje determina la magnitud de los picos de aceleración en el codo (una tensión de 200N generaba picos de aceleración de aproximadamente 5.58 m/s^2 , menores que los picos de aceleración con el cordaje a 222N [6.83 m/s^2] o a 245N [7.45 m/s^2]).

En el caso de los apoyos, el impacto del pie en el suelo genera un pico de impacto evidente y las articulaciones de pie/tobillo, rodilla, cadera y columna/cuello deben actuar para que los picos de aceleración en la cabeza no sean excesivos, ya que de otro modo se podrían ver comprometidos los reflejos vestíbulo-oculares (Pozzo, Berthoz y Lefort, 1990) o se podrían producir lesiones (Davis, Bowser y Mullineaux, 2016). Como se ha mencionado esto ha sido muy estudiado en marcha y carrera pero apenas existen trabajos donde se analice este hecho en deportes con frecuentes esprints, cambios de dirección, aterrizajes de saltos, etc. (Tran, Netto, Aisbett y Gastin, 2010), tales como los deportes de raqueta. La técnica de carrera también juega un papel fundamental en los picos de impacto. Es posible mejorar la amortiguación reduciendo el ángulo de impacto del pie, aumentando la flexión de la rodilla, o disminuyendo la velocidad de impacto del talón y de caída del pie (Stiles y Dixon, 2007). Basándose en la bibliografía previa podemos decir que es necesario realizar más estudios que analicen los picos de impacto durante movimientos específicos de tenis, modificando la técnica de desplazamiento, el tipo de apoyo o la posición de las piernas durante los golpes.

1.4.5. PRUEBAS QUE PODRÍAN INCLUIRSE EN UN PROTOCOLO DE EVALUACIÓN DE DEPORTISTAS DE RAQUETA

Algunas de las pruebas de evaluación de deportistas de raqueta que se han mencionado en la introducción y que se han usado de manera frecuente en las baterías de evaluación de deportistas de raqueta se listan a continuación:

Bloque de condición física

- Potencia general mediante la prueba de lanzamiento de balón medicinal.
- Fuerza de prensión manual mediante el test de dinamometría de prensión manual.
- Velocidad de carrera mediante esprints de 5, 10 y 20 metros, prueba específica de agilidad y pruebas de salto (*CMJ*, *Abalakov*, *DJ* y test de saltos repetidos)
- Evaluación de la resistencia general mediante la prueba *Hit and Turn* o el test *Course Navette*.

Bloque de evaluación biomecánico/técnico

- Evaluación de la velocidad y de la precisión de golpeo en un test de campo.
- Evaluación de la cinemática de golpeo mediante fotogrametría *2D/3D*.

Bloque de evaluación del riesgo de lesión

- Test de la USTA de evaluación del rango de movimiento y fuerza de hombro y cadera (reducido y adaptado).
- Análisis de la composición corporal (por ejemplo, con Absorciometría Dual de Rayos X).
- Análisis de antropometría (pliegues, perímetros y diámetros segmentarios).
- Análisis de los apoyos mediante plataformas de fuerzas.
- Análisis de los picos de impacto con acelerometría.

Muchas de estas pruebas requieren de un material caro o difícil de usar en situaciones real de juego y suelen utilizarse en condiciones de laboratorio (p. ej. el DEXA, las plataformas de fuerza o la fotogrametría 3D). Al respecto hay autores que señalan que el análisis biomecánico de los gestos deportivos en un entorno natural y en situaciones de campo permite una reproducción más fiel de los patrones de movimientos reales que los trabajos de laboratorio (Verheul, Nedergaard, Vanrenterghem, & Robinson, 2020). En estos casos se requieren alternativas más portables.

CAPÍTULO 2

OBJETIVOS/OBJECTIVES



2.1. OBJETIVOS

2.1.1. GENERAL

El objetivo general de esta tesis es diseñar, implementar y validar protocolos de evaluación orientados a los deportes de raqueta que midan diferentes variables relacionadas con el rendimiento, la técnica deportiva, y la prevención de lesiones músculo-esqueléticas. Para ello será necesario registrar variables relacionadas con el rendimiento, la técnica deportiva, y la prevención de lesiones músculo-esqueléticas mediante test específicos para deportes de raqueta (con mención especial al tenis). Nos hemos centrado en la medición de variables de tipo biomecánico mediante sistemas de evaluación que cumplan las siguientes características:

- Sean fáciles de utilizar por entrenadores y otros profesionales del ámbito de las ciencias de la actividad física y el deporte.
- Permitan realizar la evaluación en condiciones reales de juego para lo que deben ser portables y poco intrusivas.
- Tengan un coste económico bajo y sean accesibles para centros deportivos con un presupuesto limitado.
- El tiempo de evaluación no sea excesivo. De esa forma un deportista puede ser medido en diferentes momentos temporales o se puede evaluar a varios deportistas al mismo tiempo.
- Sean test que han sido usados con frecuencia para evaluar a deportistas de raqueta. De esta forma se disponen de datos de referencia con los que se pueden comparar los resultados.

2.1.2. ESPECÍFICOS

Los objetivos específicos de la presente tesis son los siguientes:

- Generar una base de datos de una serie de pruebas de condición física en jóvenes jugadores de pádel.
- Estudiar si la potencia general se correlaciona con la velocidad y precisión de golpeo.
- Desarrollar una metodología de cronometraje *low-cost*, basada en aplicaciones móviles.
- Desarrollar test de campo que permitan evaluar la precisión y la distribución espacial de los golpes con alta resolución.
- Desarrollar plantillas de cálculo que permitan generar un informe sobre la cinemática de golpeo, en base a la trayectoria *2D/3D* de la raqueta/pelota.
- Medir la capacidad de los sensores inerciales para evaluar la técnica de golpeo (fiabilidad, precisión, portabilidad, etc.).
- Estudiar la variabilidad en el movimiento en los golpes de tenis más habituales.
- Estudiar el desarrollo de asimetrías entre ambos brazos en jóvenes jugadores de pádel de competición.
- Desarrollar y evaluar un sistema fotogramétrico *low-cost* de análisis postural.
- Analizar los picos de impacto y su atenuación en la columna, en situación real de juego.

2.2. OBJECTIVES

2.2.1. GENERAL

The general objective of this thesis is to design, implement and validate evaluation protocols oriented to racket sports that measure different variables related to performance, sports technique, and prevention of muscle-skeletal injuries. To do so, it will be necessary to record variables related to performance, sports technique, and prevention of musculoskeletal injuries; by means of specific tests for racket sports (with special mention to tennis). We have focused on the measurement of biomechanical variables through evaluation systems that meet the following characteristics:

- They are easy to use by coaches and other professionals in the field of physical activity and sport sciences.
- They allow the evaluation to be carried out under real playing conditions (data ecology) and must therefore be portable and unobtrusive.
- Be affordable for sports centres with a limited budget.
- The evaluation time is not excessive. Tests can be carried out several times on the same athlete (for repeated measurement studies) and can be applied to several athletes in a reasonable amount of time.
- Tests that have previously been used to evaluate racket sportsmen and women to have a database with which to compare the results of our work and/or to ensure that they are racket sports specific tests.

2.2.2. SPECIFICS

The specific objectives of this thesis are as follows:

- Generate a database of a series of physical condition tests in young paddle tennis players
- To study whether general power correlates with hitting speed and accuracy.
- Develop a *low-cost* sprint timing methodology, based on mobile apps.
- To develop field tests to evaluate the precision and spatial distribution of strokes with high resolution.
- Develop calculation templates to generate a semiautomatic report on the stroke kinematics, based on the *2D/3D* trajectory of the racquet.
- To measure the capacity of the inertial sensors to evaluate the hitting technique (reliability, precision, portability, etc.).
- Study the variability of movement in the most common tennis strokes, considering the level of play.
- To study the development of asymmetries between both arms in young competitive paddle-tennis players.
- Evaluate a low-cost camera system for *3D* measurement of postural parameters.
- Analyse impact peaks and their attenuation in the spine in real play situations.

CAPÍTULO 3

MATERIAL Y MÉTODOS



3.1. DISEÑO EXPERIMENTAL

En la Figura 17 se muestran los diferentes trabajos incluidos en la tesis.

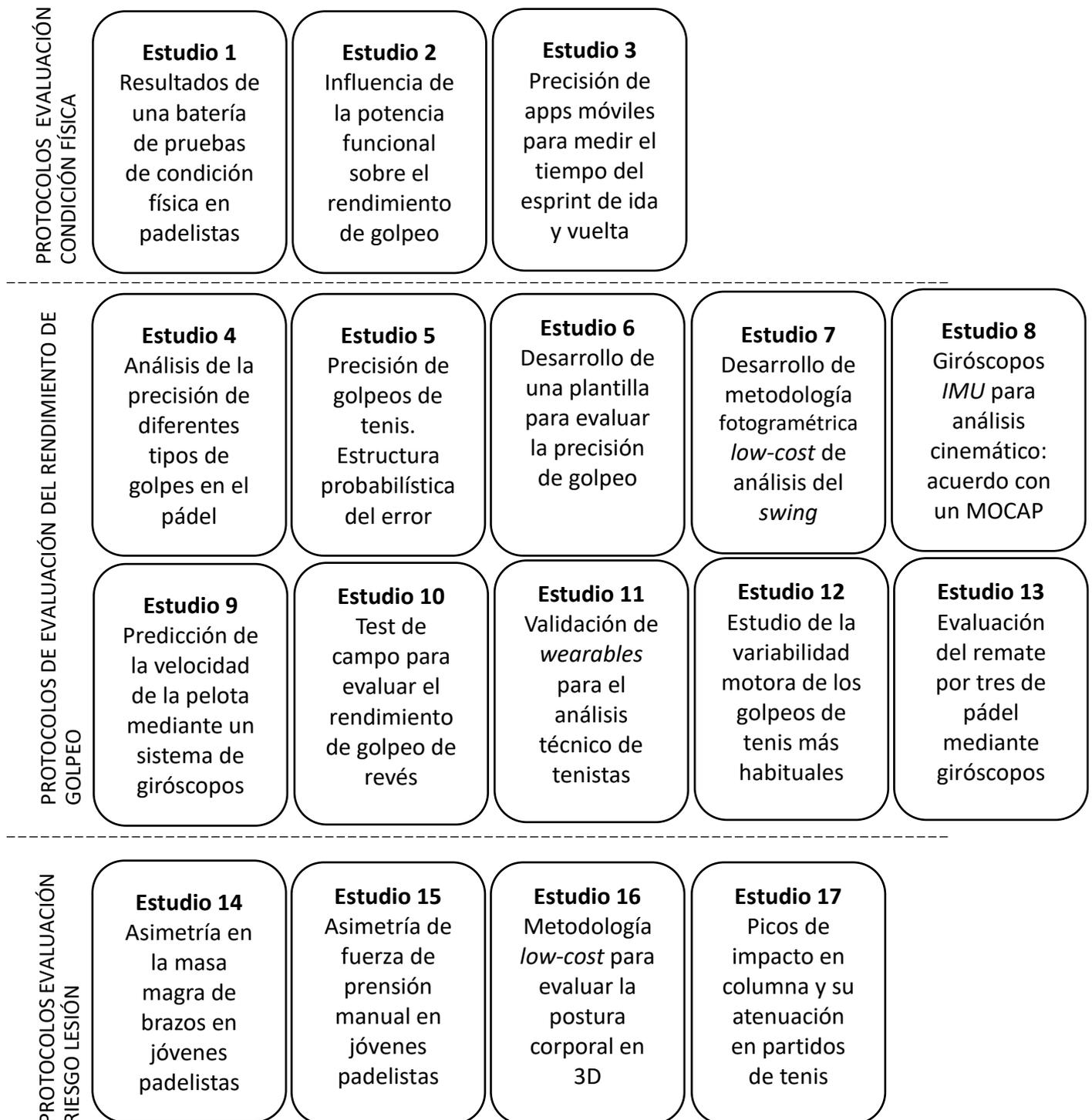


Figura 17. Trabajos incluidos en la tesis

3.2. MUESTRA

La presente tesis se centra sobre todo en jugadores de nivel amateur, aunque en algún caso también se incluyeron jugadores de nivel competitivo. La Tabla 3 muestra a grandes rasgos las muestras utilizadas en cada estudio.

Tabla 3. Resumen de la muestra utilizada en cada uno de los estudios de la tesis

Bloque	Estudio	N	Edad (años)	Sexo	Nivel/salud
Protocolos de evaluación de la condición física	Estudio 1: Resultados de una batería de pruebas de condición física en padelistas jóvenes de competición	21	12.36 ± 2.07	V y M	Competición
	Estudio 2: Influencia de la potencia funcional sobre el rendimiento de golpeo	21	33.7 ± 4.6	V	Amateur
	Estudio 3: Precisión de apps móviles para medir el tiempo en esprints de ida y vuelta	2	25 y 30	V	Competición
Protocolos de campo de evaluación técnica	Estudio 4: Análisis de la precisión de diferentes tipos de golpes en el pádel	10	26.6 ± 6.3	8 V y 2 M	Amateur
	Estudio 5: Análisis de la precisión de los golpes de tenis de fondo. Estructura probabilística del error	31	27.3 ± 6.7	V	Heterogénea
	Estudio 6: Desarrollo de un test de golpeo asociado a una hoja de cálculo para evaluar la precisión	2	49 y 33	V	Avanzados
	Estudio 7: Desarrollo de una metodología fotogramétrica <i>low-cost</i> de análisis del swing de golpeo	2	22 y 29	V y M	Competición
	Estudio 8: Giróscopos <i>IMU</i> para análisis cinemático en tenis: nivel de acuerdo con un sistema <i>MOCAP</i>	4	25.7 ± 3.9	V	Heterogénea

V: Varones; M: Mujeres

- continúa -

Tabla 3 (Continuación). Resumen de la muestra utilizada en cada uno de los estudios de la tesis

Bloque	Estudio	N	Edad (años)	Sexo	Nivel/salud
Protocolos de campo de evaluación técnica	Estudio 9: Predicción de la velocidad de la pelota mediante un sistema de giróscopos <i>IMU</i>	3	22, 29 y 30	V	Competición
	Estudio 10: Test de campo para evaluar el golpeo de revés	2	28 y 29	V y M	Heterogénea
	Estudio 11: Validación de <i>wearables</i> para el análisis técnico de tenistas	4	20-30	V y M	Heterogénea
	Estudio 12: Variabilidad técnica en los golpes de tenis más habituales	35	20-40	V	Heterogénea
	Estudio 13: Evaluación del remate por tres metros de pádel mediante giróscopos y fotogrametría <i>2D</i> : estudio piloto	3	20-40	V	Heterogénea
Protocolos de evaluación del riesgo de lesión	Estudio 14: Asimetría de masa magra en brazos en jóvenes jugadores de pádel de competición.	96 + 76	13.8 ± 2.5	50 % M	Competición
	Estudio 15: Asimetría de fuerza de prensión manual en jóvenes padelistas	42+5 4	8-20	V y M	Competición
	Estudio 16: Metodología <i>low-cost</i> para evaluar la postura corporal en <i>3D</i>	9	22.9 ± 5	8 V y 1 M	Sanos
	Estudio 17: Picos de aceleración caudocraneal en partidos de tenis	14 + 19	24.2 y 31.5	V	Heterogénea

V: Varones; M: Mujeres

3.3. INFRAESTRUCTURAS

La mayor parte de los estudios realizados dentro del marco de esta tesis se han llevado a cabo en el *Instituto Mixto Universitario de la Universidad de Granada (IMUDS)* (Tabla 4), un centro multidisciplinar adscrito a la *Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* donde también trabajan investigadores de otras facultades, tales como medicina, biología, nutrición, telecomunicaciones o informática.

Las pruebas de pista se han realizado en el pabellón multiusos de dicho centro, que dispone de una pista de tenis con superficie acrílica (Figura 18), que correspondería a una superficie de tipo A (*International Tennis Federation, 2015*).

Al estar rodeada por edificios en todos sus lados excepto en uno y al estar techada queda bien protegida de las inclemencias medioambientales (sol y viento).



Figura 18. Pista de tenis de superficie acrílica donde se han desarrollado la mayor parte de los test de campo de la presente tesis.

En cuanto a las pruebas de laboratorio la mayor parte de ellas han sido realizadas en el laboratorio de biomecánica del centro. Este laboratorio dispone de una sala de captura de movimiento de aproximadamente 8 x 9 metros y de una pequeña sala de análisis postural. En la Tabla 4 se indican las instalaciones donde se han realizado cada uno de los estudios.

Tabla 4. Instalaciones donde se realizaron cada uno de los estudios

Bloque	Estudio	Instalación
Protocolos de evaluación de la condición física	Estudio 1: Resultados de una batería de pruebas de condición física en padelistas jóvenes de competición	Pista polideportiva del <i>IMUDS</i>
	Estudio 2: Influencia de la potencia funcional sobre el rendimiento de golpeo	Pista de tenis del <i>IMUDS</i>
	Estudio 3: Precisión de apps móviles para medir el tiempo en sprints de ida y vuelta	Pista polideportiva del <i>IMUDS</i>
Protocolos de campo para evaluar el rendimiento de golpeo	Estudio 4: Análisis de la precisión de diferentes tipos de golpes en el pádel	Pista de pádel del Campus Padel Club (Granada)
	Estudio 5: Análisis de la precisión de los golpes de tenis de fondo. Estructura probabilística del error	Pista de tenis del <i>IMUDS</i>

- continúa -

Tabla 4 (Continuación). Instalaciones donde se realizaron cada uno de los estudios

Bloque	Estudio	Instalación
Protocolos de campo para evaluar el rendimiento de golpeo	Estudio 6: Desarrollo de un test de golpeo asociado a una hoja de cálculo para evaluar la precisión	Pista de tenis del <i>IMUDS</i>
	Estudio 7: Desarrollo de una metodología fotogramétrica <i>low-cost</i> de análisis del <i>swing</i> de golpeo	Pista de tenis del polideportivo municipal de Albolote (Granada)
	Estudio 8: Giróscopos <i>IMU</i> para análisis cinemático en tenis: nivel de acuerdo con un sistema <i>MOCAP</i>	Laboratorio de biomecánica del <i>IMUDS</i>
	Estudio 9: Predicción de la velocidad de la pelota mediante un sistema de giróscopos	Pista de tenis del <i>IMUDS</i>
	Estudio 10: Test de campo para evaluar el golpeo de revés	Pista de tenis del polideportivo municipal de Almuñécar (Granada)
	Estudio 11: Validación de <i>wearables</i> para el análisis técnico de tenistas	Pista de tenis del <i>IMUDS</i>
	Estudio 12: Variabilidad técnica en los golpes de tenis más habituales	Pista de tenis del <i>IMUDS</i>
Protocolos de evaluación del riesgo de lesión	Estudio 13: Evaluación del remate por tres metros de pádel mediante giróscopos y fotogrametría <i>2D</i> : estudio piloto	Pista de pádel del Campus Padel Club (Granada)
	Estudio 14: Asimetría entre brazos en jóvenes jugadores de pádel de competición.	Pabellón Deportivo Municipal de Almuñécar y laboratorio de biomecánica del <i>IMUDS</i>
	Estudio 15: Asimetría de fuerza de prensión manual en jóvenes padelistas	Laboratorio de biomecánica del <i>IMUDS</i>
	Estudio 16: Metodología <i>low-cost</i> para evaluar la postura corporal en <i>3D</i>	Laboratorio de biomecánica del <i>IMUDS</i>
	Estudio 17: Picos de aceleración caudocraneal en partidos de tenis	Pista de tenis del <i>IMUDS</i> y pista de tenis del Campus Tenis Club

3.4. INSTRUMENTOS Y SOFTWARES EMPLEADOS

Ya que el objetivo principal es el desarrollo de protocolos de pruebas que pueda ser utilizado en el campo tanto por investigadores como por entrenadores, la mayor parte de los instrumentos usados eran portables. En las siguientes tablas se recogen los instrumentos, videocámaras y sistemas *MOCAP* más importantes de cada estudio.

Tabla 5. Instrumentos más importantes usados en la tesis

Instrumentos	Fabricante	Estudio	Datos de interés
Máquina lanzapelotas <i>Lobster Grand Slam IV</i> (Figura suplementaria 3)	<i>Lobster Sports, Inc.</i> , California, EEUU.	Estudio 6 Estudio 9 Estudio 12 Estudio 17	Se han realizado 2 estudios internos de validez (detalles en estudios 6 y 17).
Sensores inerciales <i>I2M SXT</i>	<i>Nexgen</i> , Montreal, Canadá	Estudio 8 Estudio 9 Estudio 12 Estudio 13 Estudio 17	Frecuencia: 128 Hz; Rango: $\pm 2000^\circ$ y ± 6 g; peso: 22 gr; tamaño: 48.5 x 36.5 x 13.5 mm ³
Sensores inerciales <i>Axivity AX6</i>	<i>Axivity Ltd</i> , Newcastle	Estudio 10	Frecuencia: 400 Hz; Rango: $\pm 2000^\circ$ y ± 16 g; peso: 11 gr; tamaño: 35 x 24 x 9 mm ³
Radar de velocidad <i>Stalker Pro II</i> (Figura suplementaria 3)	<i>Stalker Radar</i> , Texas, EEUU	Estudio 1 Estudio 2 Estudio 5 Estudio 9 Estudio 10 Estudio 11 Estudio 12	Precisión: $\pm 3\%$; rango: 1.6–1432 km · h ⁻¹ ; frecuencia de muestreo: 100 hercios (Stalker, 2020). Se calibró antes de cada experimento con un diapasón específico.
Leds fotosensibles <i>fitlight trainer</i>	<i>Fitlight corp.</i> , Ontario, Canadá	Estudio 1	8 luces sincronizadas entre sí, que sirven como sistema de cronometraje deportivo
Fotocélulas <i>Witty</i>	<i>Microgate</i> , Bolzano, Italia.	Estudio 1	Precisión: ± 0.4 milésimas de segundo (Witty, 2020)
Dinamómetro digital manual <i>TKK-5401</i>	<i>Takei Scientific Instruments</i> , Niigata, Japón	Estudio 1 Estudio 2	Rango: 5.0-100 kgf; Precisión: ± 2.0 kgf; Dimensiones: 154 x 235 x 62 mm; Peso: 0.63kg (Takei Scientific, 2020)
Impedanciómetro <i>Inbody 230</i>	<i>Inbody</i> , Seúl, Corea	Casi todos los estudios.	Doble frecuencia (20 kHz y 100 kHz). Sistema de electrodos táctiles de 8 puntos.

En las pruebas que implicaban golpes cada jugador uso propia raqueta. Se realizó un control para asegurarse de que estaban en buen estado y que estaban aprobados por la *Federación Internacional de Tenis* (2015). Dado que la tensión de la cuerda de la raqueta afecta el control del golpe y a la potencia (Brody y Roetert, 2004), esta variable se midió con un medidor de tensión específico (*Tourna Stringmeter*), para verificar que todas las raquetas tuvieran una tensión adecuada. En un estudio interno, encontramos una r^2 de 0.98 (Figura 19) entre este dispositivo y un tensiómetro modelo *ProsPro MQT*.

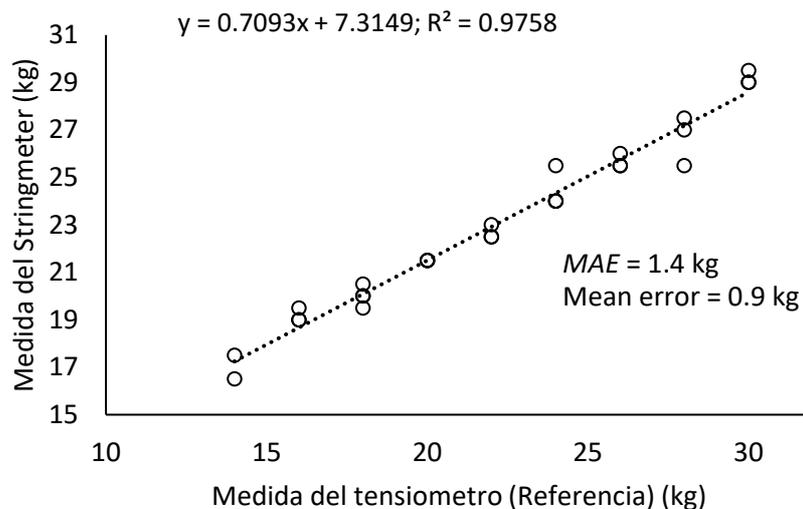


Figura 19. Recta de regresión que relaciona la medida del tensiómetro Stringmeter con el tensiómetro de referencia

Los modelos de cámaras usados se muestran en la tabla 6 (en la Figura suplementaria 2 de los anexos se muestran fotografías).

Tabla 6. Cámaras de vídeo empleadas en la tesis

Cámaras de vídeo	Fabricante	Estudio	Frecuencia (fps)
Vídeo-cámara <i>Panasonic HC-V160EC-K</i>	<i>Panasonic</i> , Japón	Estudio 2 Estudio 5	50 fps
<i>Sony RX100 IV</i>	<i>Sony Corporation</i> , Tokio, Japón	Estudio 6 Estudio 17	1000 fps
<i>Casio Exilim FH100</i>	<i>Casio</i> , Taiwán	Estudio 4	120 y 240 fps
Sistema <i>MOCAP Optitrack</i>	<i>NaturalPoint Inc.</i> , Oregon, EE. UU.)	Estudio 8	128 fps
Sistema <i>MOCAP Qualisys</i>	<i>Qualisys AB</i> , Göteborg, Sweden	Estudio 11 Estudio 16	50 fps
Cámaras <i>mvBlueCOUGAR-XD104C</i>	<i>MATRIX VISION GmbH</i> , Alemania	Estudio 16	50 fps
Camara <i>GoPro Hero III</i>	<i>GoPro, Inc.</i> , California, EEUU.	Estudio 17	60 fps

3.5. VARIABLES DE ESTUDIO

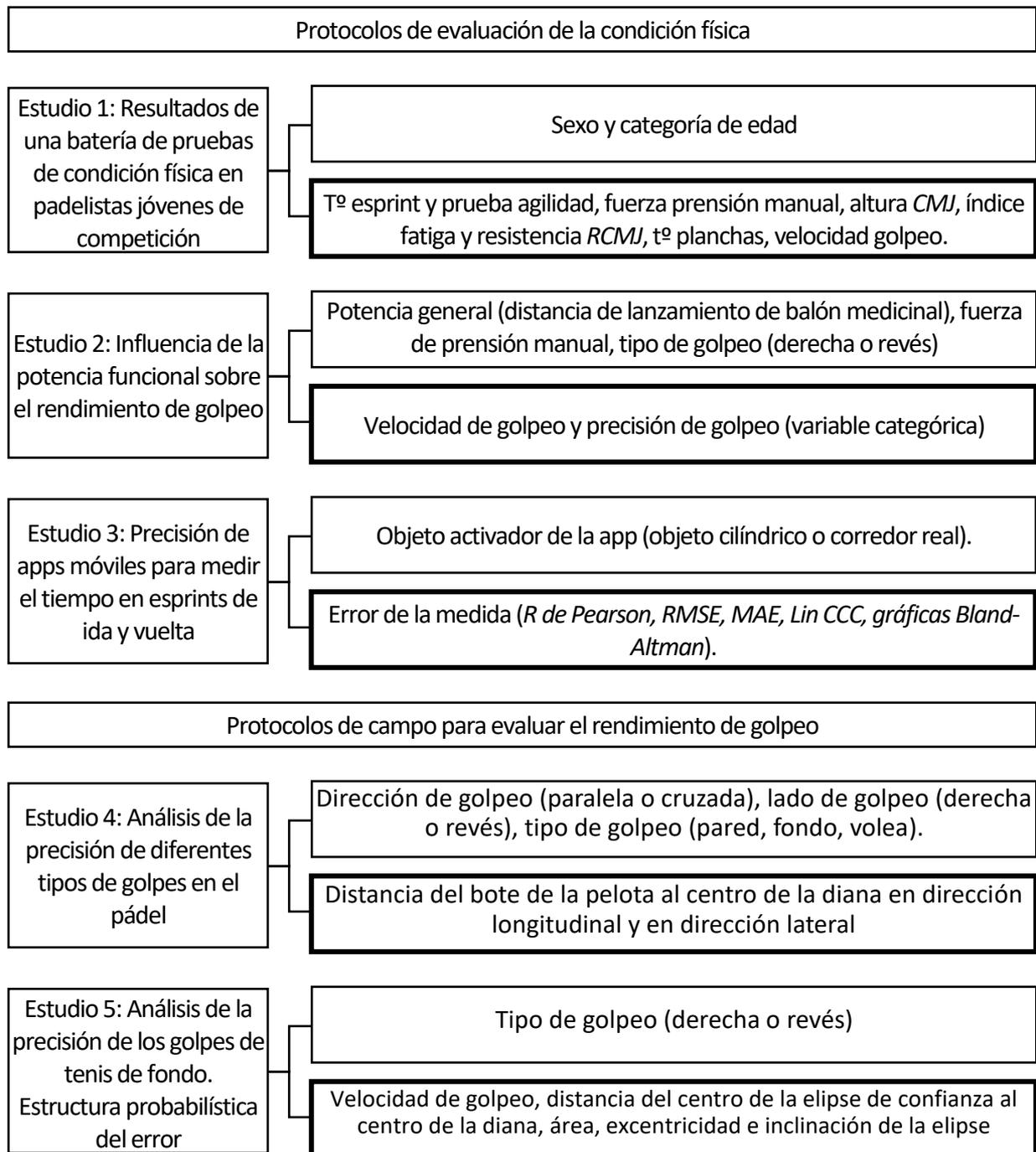


Figura 20 . Variables de estudio (dependientes arriba e independientes abajo) -continúa –

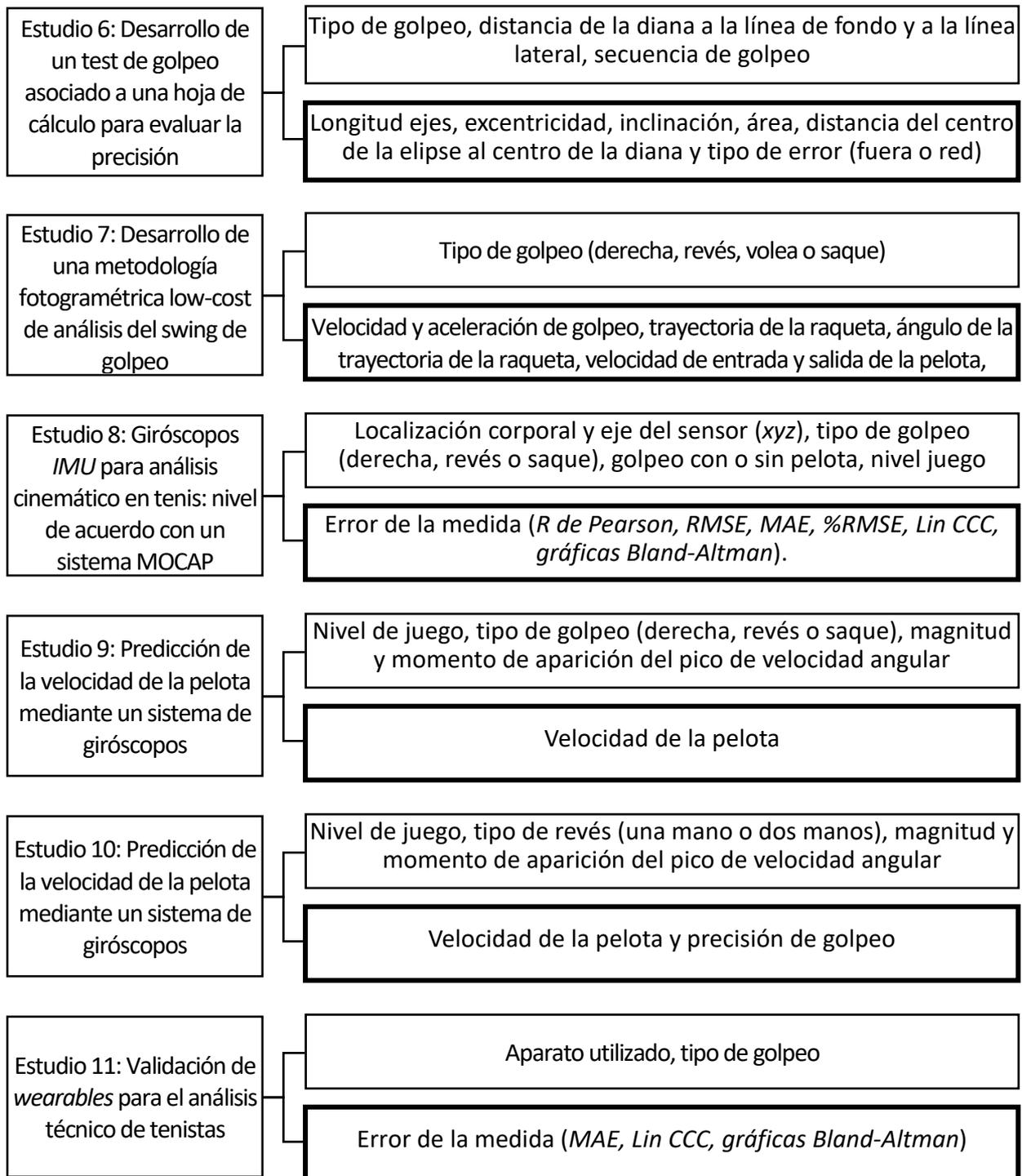


Figura 20 (Continuación). Variables de estudio (dependientes arriba e independientes abajo) -continúa-

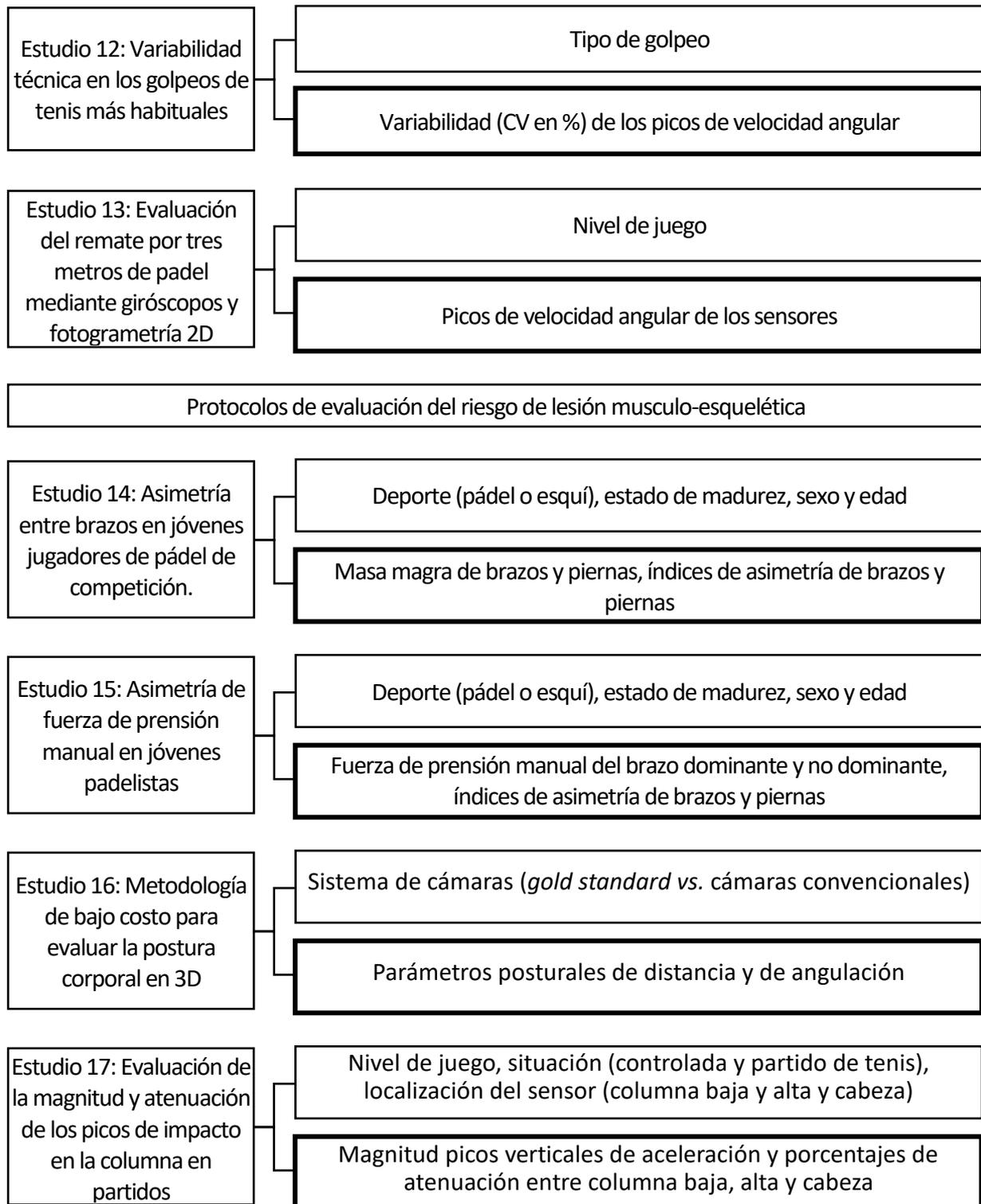


Figura 20 (Continuación). Variables de estudio (dependientes arriba e independientes abajo)

3.6. PROCEDIMIENTOS

Se midió la altura, el peso y la composición corporal de los participantes y se les preguntó sobre aspectos relacionados con las lesiones musculoesqueléticas, con los años de práctica y el nivel de juego y sobre su rutina de entrenamiento. El nivel de los sujetos se evaluó utilizando el Número Internacional de Tenis (*ITF*, 2017) (Figura 21)

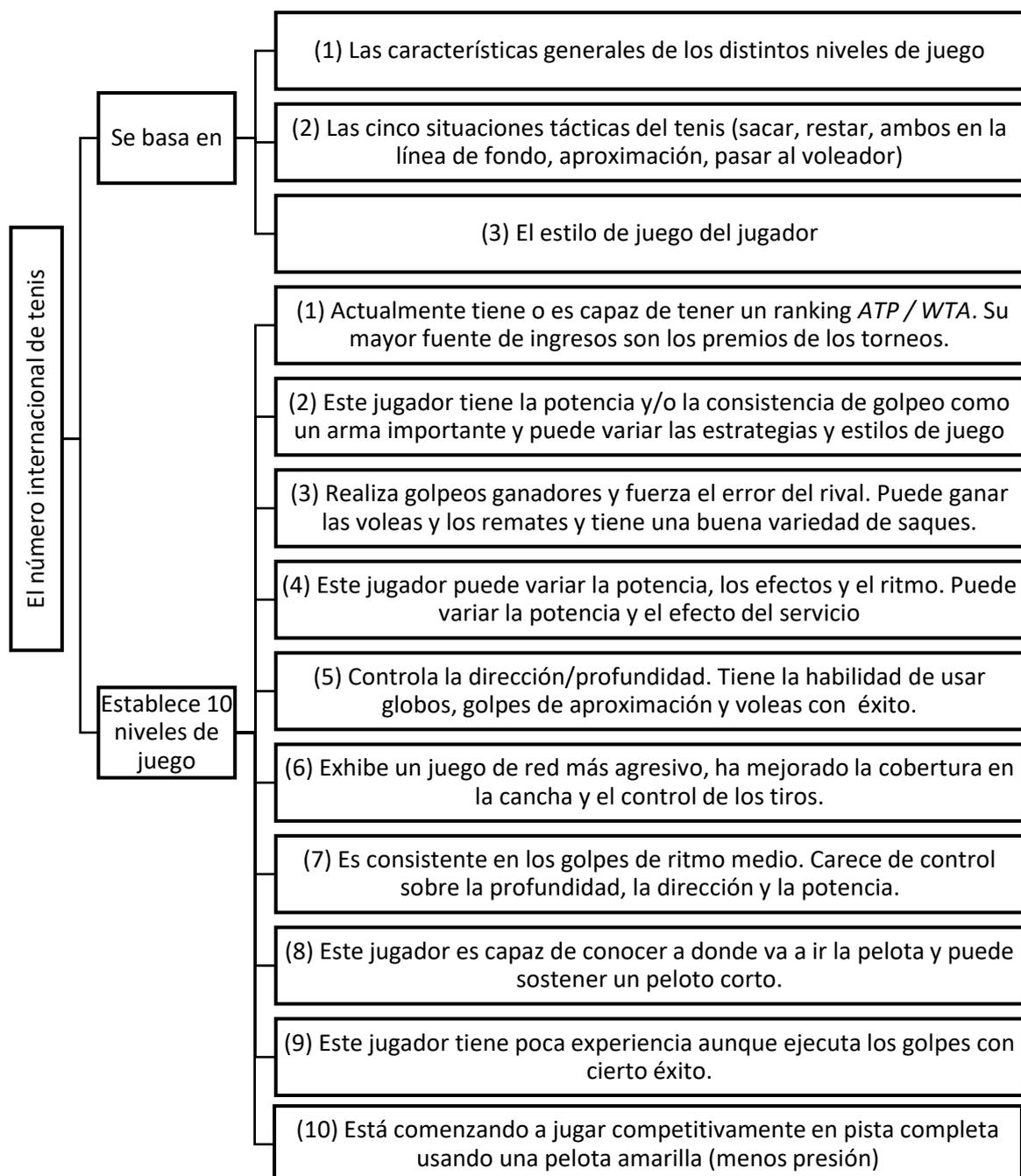


Figura 21. Niveles del Número Internacional de Tenis (*ITF*, 2017)

Aunque cada trabajo de investigación presentó una metodología singular, los siguientes trabajos presentan una forma de proceder muy similar:

- Estudio 2: Influencia de la potencia funcional sobre el rendimiento de golpeo
- Estudio 4: Análisis de la precisión de diferentes tipos de golpes en el pádel
- Estudio 5: Análisis de la precisión de los golpes de tenis de fondo. Estructura probabilística del error
- Estudio 6: Desarrollo de un test de golpeo asociado a una hoja de cálculo para evaluar la precisión
- Estudio 9: Predicción de la velocidad de la pelota mediante un sistema de giróscopos
- Estudio 10: Test de campo para evaluar el golpeo de revés
- Estudio 12: Variabilidad técnica en los golpes de tenis más habituales.
- Estudio 17: Evaluación de la magnitud y atenuación de los picos de impacto en la columna en partidos.

En todos ellos la principal prueba de estudio es un test de golpeo donde se controla la frecuencia de lanzamiento, bien mediante una máquina lanzapelotas o bien mediante un metrónomo (las pelotas las lanzó un entrenador experto). Para asegurarse de que la fatiga no afectaba a la prueba de golpeo (eran test técnicos), se controlaron los tiempos de descansos entre series y/o se usó un pulsómetro para confirmar que la frecuencia cardiaca estuviera por debajo de unos límites.

Análisis de señales

El análisis de señales se ha efectuado mediante el *software OriginLab*. Los principales filtros empleados han sido filtros de *Butterworth* de paso bajo de segundo orden. El punto de corte del filtro se ha establecido basándose en trabajos similares de la literatura científica o en el análisis de los residuales de la señal filtrada.

3.7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para la presente tesis se han usado diferentes técnicas estadísticas, la mayor parte de ellas para evaluar las diferencias entre grupos, la asociación/correlación, la relación/predicción entre variables y la fiabilidad de instrumentos/métodos de medida.

Como valores descriptivos se usaron generalmente la media y la desviación estándar.

Previamente al análisis estadístico se evaluó la normalidad de las variables usando diferentes gráficos y test:

- Histogramas de frecuencia y *gráficos Q-Q*.
- Ratio media-mediana entre 0.95 y 1.05
- Prueba de normalidad de *Kolmogórov-Smirnov*
- Prueba de normalidad de *Shapiro-Wilk*
- *Teorema central del límite*

El nivel de significación p se estableció generalmente en un valor alfa de 0.05 pero cuando el número de comparaciones era alto se aplicó la corrección *Holm-Bonferroni* para ajustar el valor de p (Gaetano, 2013). En la Figura 22 se resumen las principales técnicas estadísticas empleadas.

Los *softwares* empleados para la presente tesis fueron:

- **Microsoft Excel:** *software* de cálculo desarrollado por *Microsoft* (Washington, EE. UU). Se usó tanto para hacer cálculos matemáticos y estadísticos, como para construir los gráficos. Para el análisis estadístico se ha utilizado la extensión para *Excel* “*Real Statistic Using Excel*” (Zaiontz, 2018).
- **Originlab 9** (*OriginLab Northampton, MA*): Se ha utilizado para construir los gráficos y para hacer parte de los análisis estadísticos. En los estudios 8, 9, 10, 12, 13 y 17 ha servido para analizar las señales de velocidad angular o de aceleración.
- **SPSS** (*IBM, Nueva York, EEUU*): *Software* de análisis estadístico.
- **Kinovea** (www.Kinovea.org). Es un *software* libre de análisis fotogramétrico. Se utilizó en los estudios 4, 5, 6, 7, 10, 11, 16 y 17.
- **Psychometrica** (Lenhard y Lenhard, 2016). Es un *freeware* que se usó para calcular el tamaño estadístico del efecto.

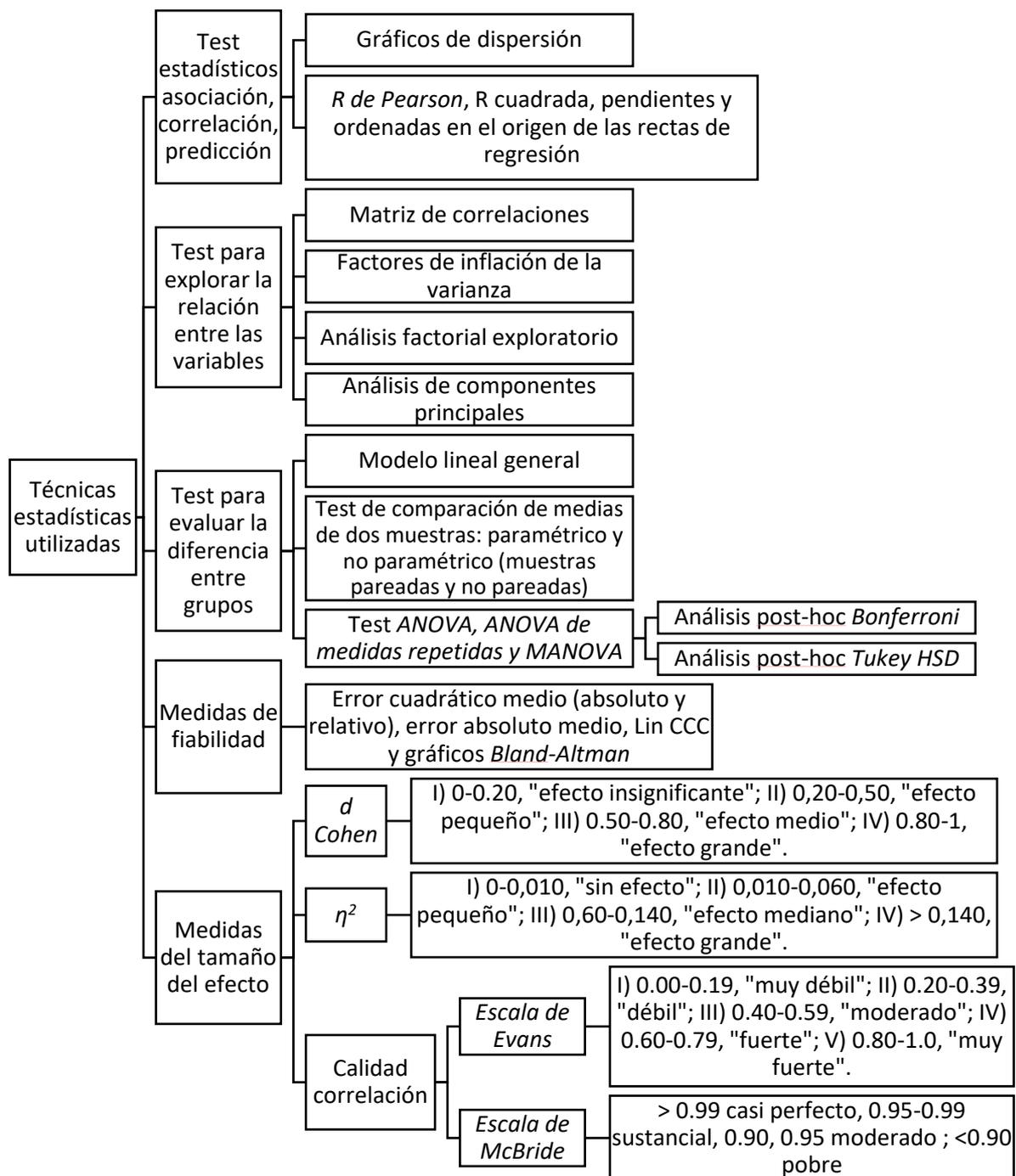


Figura 22. Test estadísticos empleados en la tesis. Los tamaños del efecto se evalúan según las escalas de: Cohen (2013); Evans (1996) y McBride, Bland, Altman y Lin (2005)

Además para evaluar la homogeneidad de las varianzas se aplicó el test de Levene de homogeneidad de las varianzas (en el caso de los test de Student) y el test de *esfericidad de Mauchly*, en el caso de los ANOVA de medidas repetidas,

estableciendo el límite del valor de *épsilon* en $1/(k-1)$ (Maxwell, Delaney y Kelley, 2017), donde k es el número de grupos de tratamiento.

En algunos estudios los valores atípicos se eliminaron utilizando la mediana y la desviación media absoluta (*DMA*). Este método es preferible a utilizar la media y la desviación estándar, ya que los valores atípicos no son sensibles a la mediana y la *DMA* (Leys, Ley, Klein, Bernard y Licata, 2013).

Las fórmulas para las medidas de fiabilidad se muestran en la Tabla 7 (Ecuaciones 5 a 13).

Tabla 7. Fórmulas de algunas variables de validez y fiabilidad empleadas en la tesis

Variable	Fórmula
Coefficiente de correlación <i>r</i> de Pearson	$r_{xy} = \frac{s_{xy}}{s_x \cdot s_y} \quad (5)$
Coefficiente de correlación de concordancia de Lin (<i>CCC</i>)	$r_{C_{xy}} = \frac{2 \cdot r_{xy} \cdot s_x \cdot s_y}{(\bar{x} - \bar{y})^2 + s_x^2 + s_y^2} \quad (6)$
Error cuadrático medio (<i>RMSE</i>)	$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2} \quad (7)$
Error absoluto medio (<i>MAE</i>)	$MAE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i - y_i } \quad (8)$
Porcentaje de error cuadrático medio (% <i>RMSE</i>)	$\%RMSE = \frac{RMSE}{Max} \quad (9)$
Gráficos <i>Bland-Altman</i>	Valores del eje-x $\rightarrow \frac{x_i + y_i}{2} \quad (10)$
	Valores del eje-y $\rightarrow x_i - y_i \quad (11)$
	Sesgo sistemático $= \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i - y_i \quad (12)$
	Límites de acuerdo $= \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i - y_i \right) \pm 1.96 \cdot s_{x_i - y_i} \quad (13)$

$f(x)$ = señal del instrumento a validar; $f(y)$ = señal del instrumento de referencia; s_{xy} : Covarianza de x e y; s_x : Desviación estándar de x; s_y : Desviación estándar de y; \bar{x} : media de x; \bar{y} : media de y; Max: Máximo valor de $f(y)$ en términos absolutos

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y DISCUSIÓN



4.1. PROTOCOLOS DE EVALUACIÓN DE LA CONDICIÓN FÍSICA

4.1.1. ESTUDIO 1: BATERÍA DE TEST DE CONDICIÓN FÍSICA PARA JÓVENES PADELISTAS

Antecedentes

A nivel recreacional el tenis es el octavo deporte que más se practica en España, mientras que el pádel ocupa el puesto número diez (González, Vicente, Orbáiz y Cabello, 2015). En el caso del pádel la cantidad de participantes incrementa cada año y el número de licencias aumentó de 31510 a 49463 entre 2010 y 2014 (MECD, 2015). A nivel competitivo España está considerada como una potencia mundial y existe una gran inversión económica tanto en capital humano como en infraestructuras. Por tanto, es fundamental el diseño de protocolos de evaluación para obtener variables relacionadas con el rendimiento.

El pádel es un deporte de reciente aparición, y no ha sido hasta los últimos años cuando la preparación física ha empezado a tener una mayor relevancia. La bibliografía científica en la que se muestra una batería de pruebas de condición física para padelistas es escasa en relación a la de otros deportes como el tenis. Algunos trabajos que incluyen protocolos de pruebas de condición física en padelistas y sus conclusiones más relevantes se mencionan a continuación:

- Müller y Vecchio (2018). Incluye el test de resistencia intermitente *Yo-Yo* (Krustrup et al., 2003), el test de agilidad *HAST* (Iacono, Eliakim y Meckel, 2015), un salto vertical, un test de lanzamiento de balón medicinal y un test de fuerza de prensión manual. En este estudio los jugadores de pádel con un nivel competitivo más alto no mostraron un mejor desempeño físico.
- Castellar, Pradas, Quintas, Arraco y Otín (2007) y Castellar, Pradas, Quintas, Arraco y Pérez (2015) proponen pruebas como el salto en contramovimiento (CMJ), el *squat jump* (SJ), el *Abalakov* (ABK), la fuerza de prensión manual, el tiempo de reacción, el tiempo de desplazamiento lateral, la velocidad segmentaria (*tapping test*), la flexibilidad (*Sit and Reach*) y la potencia aeróbica (Léger-Boucher). Estos autores indican que la fuerza del tren inferior es menor que la de otros deportistas de raqueta, pero la fuerza de los brazos es superior.
- Sánchez-Alcaraz Martínez y Sánchez-Pay (2014) indican que los test incluidos en una batería de evaluación de la condición física deben cumplir los criterios de fiabilidad, validez, objetividad y utilidad. Incluyen la medición de perímetros y diámetros corporales, dos test de resistencia (el *Course Navette* y el test de carácter

intermitente *Yo-Yo*), diferentes pruebas de fuerza, potencia y velocidad (un test de lanzamiento de balón medicinal por encima de la cabeza, el test de salto vertical, un esprint de 20 metros y el test de agilidad 10 x 5), y pruebas de rango de movimiento (*Sit and Reach* y el test de flexibilidad de los rotadores del hombro). También utilizan en la batería test específicos de pádel: uno de agilidad (De Andrés, 2007), un test para evaluar la volea (García, 2007) y una para el remate (*FEP*, 2007).

- La batería de pruebas de Courel-Ibáñez y Herrera-Gálvez (2020) se compone de: I) prueba de *absorciometría dual de rayos X*; II) test específico de golpeo; III) test de lanzamiento lateral de balón medicinal y test de fuerza de prensión manual; IV) test de equilibrio dinámico (*Star Excursion Balance Test*); V) *test de agilidad de Illinois* y VI) test *Yo-Yo* de recuperación intermitente. Los autores indican que la recuperación de la frecuencia cardiaca es uno de los mejores predictores del rendimiento.

Teniendo en cuenta lo anterior y la escasa literatura al respecto en el caso concreto del pádel el objetivo de este estudio fue seleccionar y aplicar una batería de pruebas de condición física en una muestra de jugadores jóvenes, incluyendo test de evaluación de la fuerza, potencia y agilidad y test específicos de golpeo. La base de datos generada puede servir para futuros estudios de condición física en padelistas. De manera secundaria también se compararon los datos entre diferentes categorías de edad y sexo.

Metodología específica

Muestra

La muestra estuvo formada por 21 niños de competición, con una edad comprendida entre los 8 y los 16 años (12.36 ± 2.07 años) y una carga de entrenamiento de aproximadamente 5 horas a la semana (3 horas de preparación técnico-táctica y 2 horas de preparación física). Todos ellos participaban en competiciones, al menos un fin de semana al mes.

Procedimientos

El protocolo de evaluación de la condición física se basó en una batería de test orientada a padelistas (Rodríguez, 2014). Todas las pruebas que se incluyeron en el protocolo se pueden hacer en un único día. Se ordenaron, dejando los test más exigentes para el final y así minimizar los efectos de la fatiga neuromuscular. El orden de las pruebas fue: I) fuerza de prensión manual (dinamómetro manual); II) test de salto bipodal *CMJ* y *CMJ* repetido en 20 segundos (se usó para ello una plataforma

de fuerzas de la marca *Kistler*); III) planchas abdominales (frontal y lumbar); IV) velocidad de golpeo del remate, de la derecha y del revés medida con un radar (*Stalker Pro II*, Figura suplementaria 3); V) velocidad de desplazamiento (esprint de 5, 10 y 20 metros) y test de agilidad y capacidad de reacción (*Stop and Go COD* y *Stop and Go RAT*), en ambos casos usando sensores de detección de movimiento (barreras fotoeléctricas *Witty* y *leds* fotosensibles de la marca *Fitlights*).

Velocidad y agilidad

Con el fin de evaluar la velocidad y la agilidad se utilizaron dos sistemas optoelectrónicos (barreras fotoeléctricas y sensores *leds* de la marca *Fitlight*). La velocidad se evaluó mediante la realización de esprints de 5, 10 y 20 metros, que son las distancias que se suelen usar en las baterías de pruebas para deportes de raqueta. El test de agilidad se basó en el estudio de Sekulic et al. (2014), quienes concluyen que dicha prueba mostró una buena fiabilidad tanto entre sujetos como a nivel intrasujeto (el CV fue del 4-5%). Incluye aleatoriedad en los desplazamientos para evaluar -además de la habilidad para hacer cambios de dirección- la capacidad perceptiva y el tiempo de reacción. Además, carece de un momento de "velocidad cero", igual que ocurre en un punto de pádel (en los momentos en los que se espera la pelota) y está diseñado por entrenadores de baloncesto, balonmano y tenis de reconocido. La distancia de los desplazamientos es parecida a la de un punto de pádel y tiene una duración muy similar.

Fuerza de prensión manual

Es una variable clásica y muy evaluada en deportes de raqueta. En el caso del tenis se piensa que la fuerza del antebrazo es importante para mantener la raqueta firme en el impacto, sobre todo cuando este se produce fuera del *punto dulce* (Knudson, 1991). En pádel debe ocurrir algo similar. La articulación de la muñeca también juega un papel fundamental en la aceleración de la cabeza de la raqueta por lo que los músculos del antebrazo son importantes para generar las velocidades angulares necesarias y para frenar el movimiento (fase excéntrica) (Sanchis-Moysi et al., 2012).

Saltos

Se evaluaron el test de salto bipodal *CMJ* y *CMJ* repetido en 20 segundos (plataforma de fuerzas *Kistler*). EL *CMJ* se realiza con las manos en las caderas y permite valorar la fuerza explosiva de los miembros inferiores, cualidad muy importante en deportes con frecuentes arrancadas como el pádel y que se correlaciona con otras variables como la agilidad (Barnes et al., 2007). Para evaluar el *RCMJ* se

usaron el *endurance index* y el *fatigue index*. En el primer caso se compara la media de los últimos saltos con la media de los primeros saltos y en el segundo caso se compara la media de saltos intermedios con la media de los primeros saltos. Un mayor porcentaje indica que el sujeto ha ido perdiendo menos altura en los últimos saltos e indica una mejor resistencia anaeróbica. Esta medida parece fiable para medir la resistencia a la fuerza explosiva y ha sido utilizado en atletas adolescentes (Kums, Erelina, Gapeyeva y Pääsuke, 2005).

Planchas abdominales (frontal y lumbar).

Estas pruebas se incluyeron basándose en el hecho de que la musculatura del core actúa como un puente entre las extremidades superiores y las extremidades inferiores. Algunos estudios han demostrado que existe una relación entre la estabilidad del core y la incidencia de lesión (Bliss y Teeple, 2005).

Velocidad de golpeo del remate, de la derecha y del revés

Se midió con un radar (*Stalker Pro II*). Es una variable muy relacionada con el éxito en competición. De hecho, muchas jugadas se ganan consiguiendo una buena velocidad de la pelota para así sacarla fuera de la pista o hacer que vuelva al campo del que golpea.

Los test empleados en este estudio se resumen en la Tabla 8.

Tabla 8. Test incluidos en la batería de pruebas de condición física de padelistas

Orientación del test	Tipo de test
Fuerza del tren superior	Dinamometría dominante y no dominante
Estabilidad de la zona core	Plancha frontal y lumbar
Velocidad y agilidad	Esprints de 5, 10 y 20 metros y prueba de agilidad específica
Potencia del tren inferior	Salto en contramovimiento
Test de golpeo	Velocidad máxima de la derecha, del revés y del remate
Resistencia anaeróbica	Prueba de saltos repetidos

Análisis estadístico

Se realizaron comparaciones entre categorías de edad y entre sexos (mediante *pruebas t* para muestras no pareadas y comparaciones *post-hoc* de *Bonferroni*). Para ello se utilizó el software SPSS (IBM, Nueva York, EEUU). El valor de *p* significativo se estableció en 0.05.

Resultados

En el caso del tiempo de los sprints, tras aplicar el análisis *ANOVA* solo se apreciaron diferencias significativas entre la categoría sub 12 y la categoría sub 16 en el sprint de 20 metros. Cuando se compararon los grupos por sexo no hubo diferencias significativas. En el caso del *SAG (COD)* y del *SAG (RAT)* cuando se compararon las tres categorías no hubo diferencias significativas (

Figura 23). Tampoco cuando se compararon ambos sexos (

Figura 23). El test *ANOVA* mostró diferencias significativas tanto para la derecha, como para el revés como para el remate entre las tres categorías de edad (

Figura 25). El análisis *post-hoc* mostró diferencias en la velocidad de la derecha entre el grupo de mayor edad y los otros dos grupos. Lo mismo ocurrió en el caso del revés y del remate. Entre ambos sexos no hubo diferencias significativas (

Figura 25). En las planchas no hubo diferencias, ni en la comparación por categoría de edad ni en la comparación por sexo (Figura 26). En el caso de la dinamometría (

Figura 27), el test *ANOVA* mostró diferencias significativas entre las tres categorías de edad. El análisis *post-hoc* de *Bonferroni* mostró diferencias significativas entre los grupos de menor y mayor edad ($p = 0.018$). Cuando se compararon ambos sexos no hubo diferencias significativas. En el *CMJ* (Figura 28) hubo diferencias significativas en la potencia relativa ($p = 0.002$) entre el grupo el grupo de mayor edad y los otros dos grupos ($p = 0.016$ y $p = 0.003$). En el caso del *endurance index* y del *fatigue index* del *RCMJ* (Figura 29), no hubo diferencias significativas entre las tres categorías de edad.

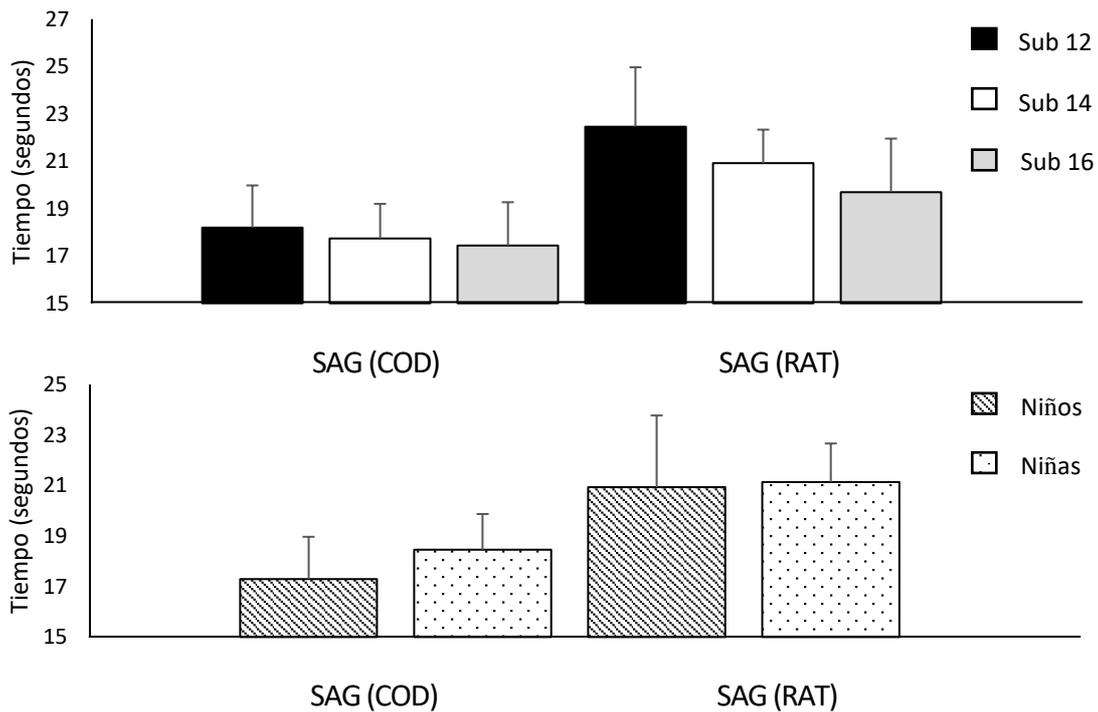


Figura 23. Resultados del test de agilidad en jóvenes padelistas

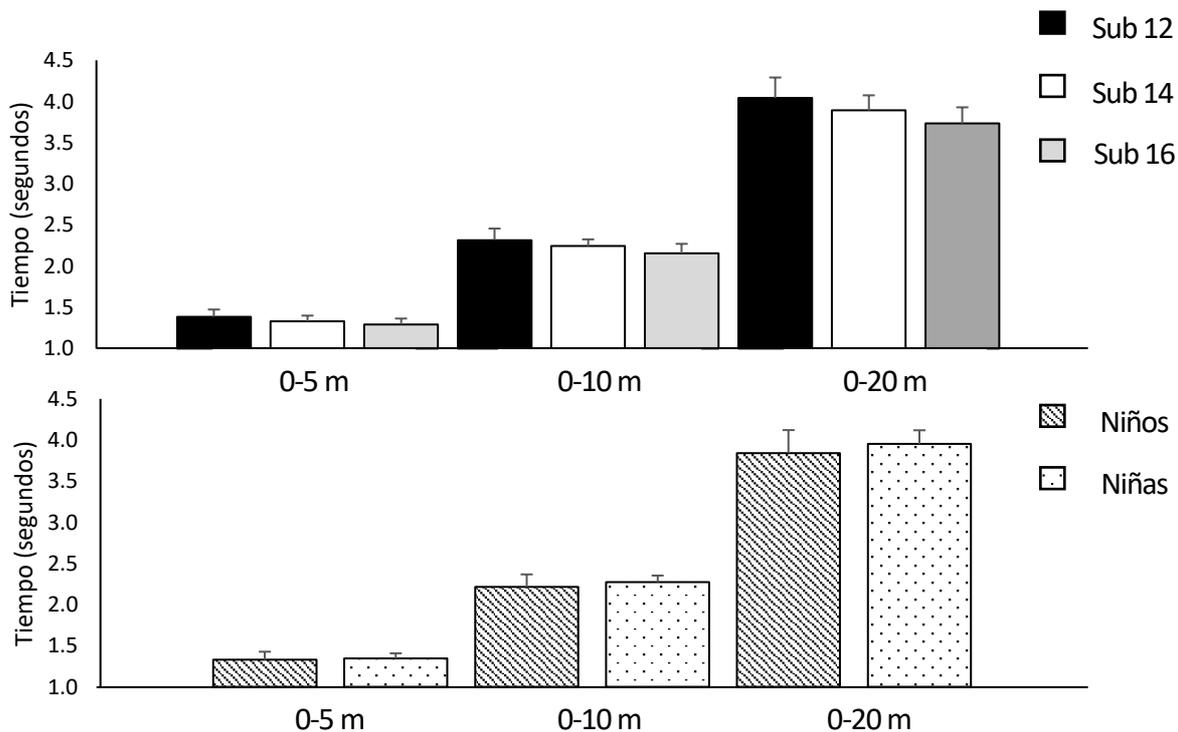


Figura 24. Resultados del test de esprints en jóvenes padelistas

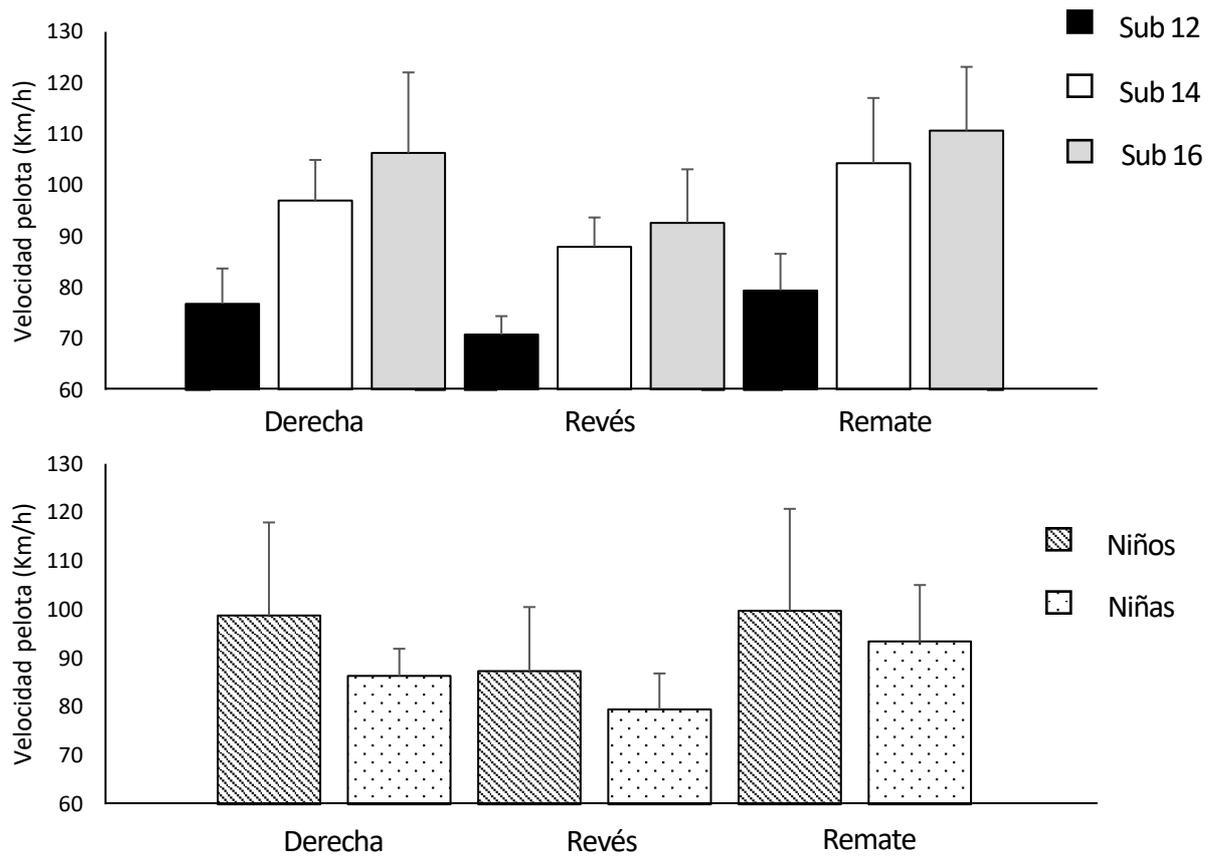


Figura 25. Resultados del test de velocidad de golpeo de los jóvenes padelistas

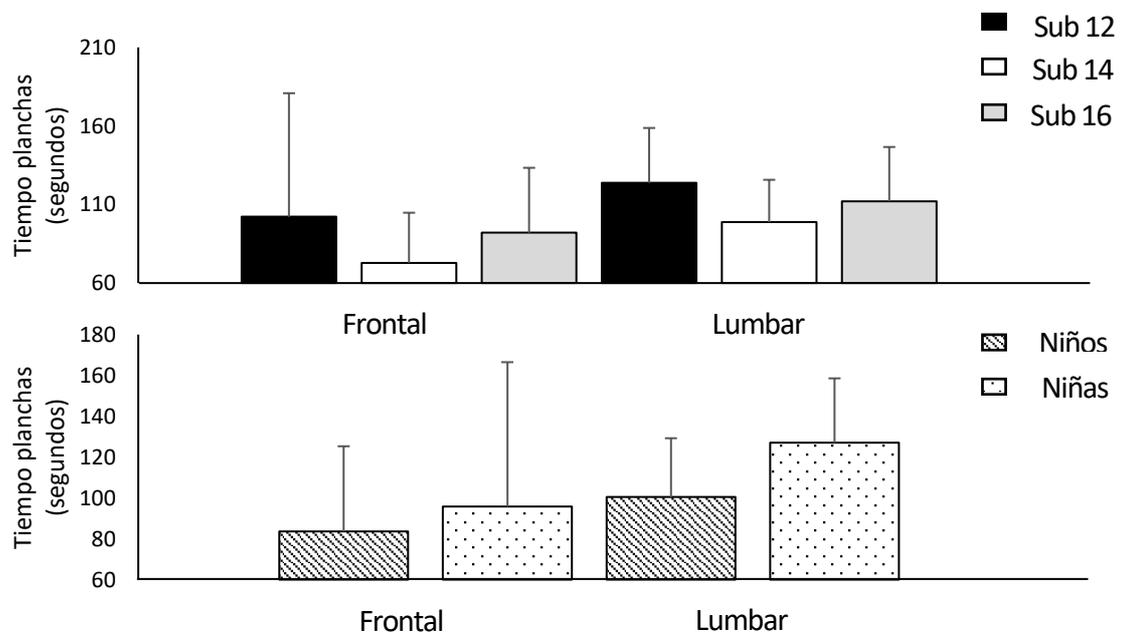


Figura 26. Resultados del test de resistencia de la zona core en jóvenes padelistas.

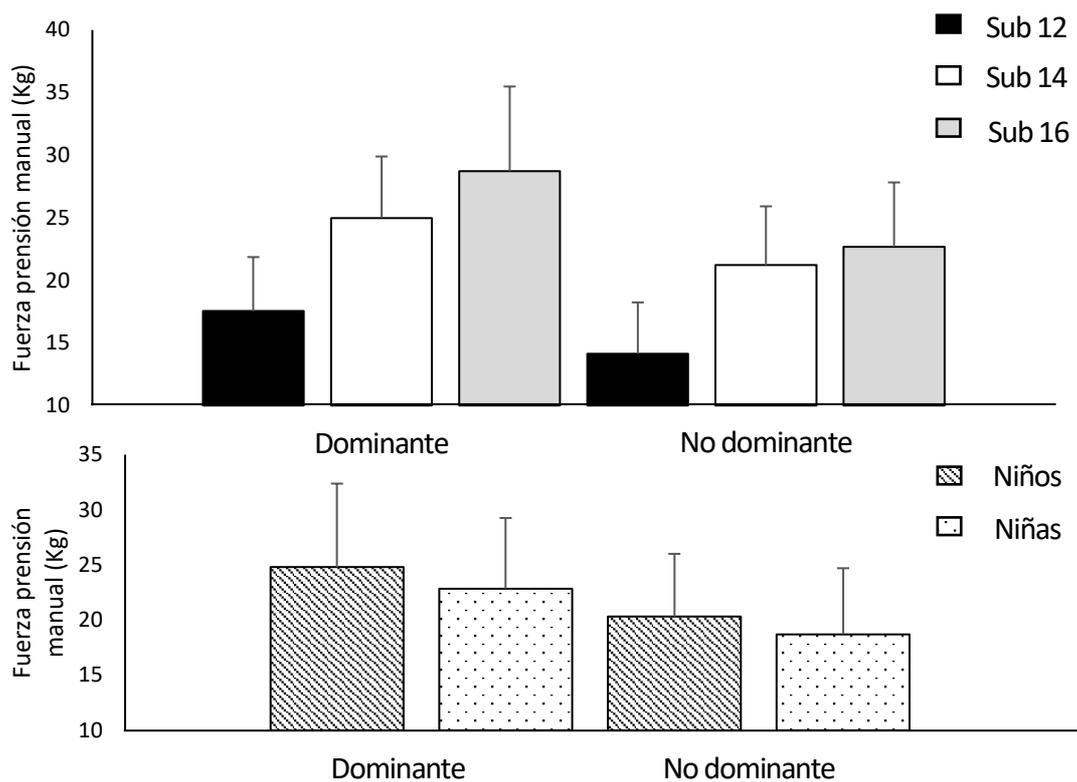


Figura 27. Resultado de la fuerza de prensión manual en jóvenes padelistas

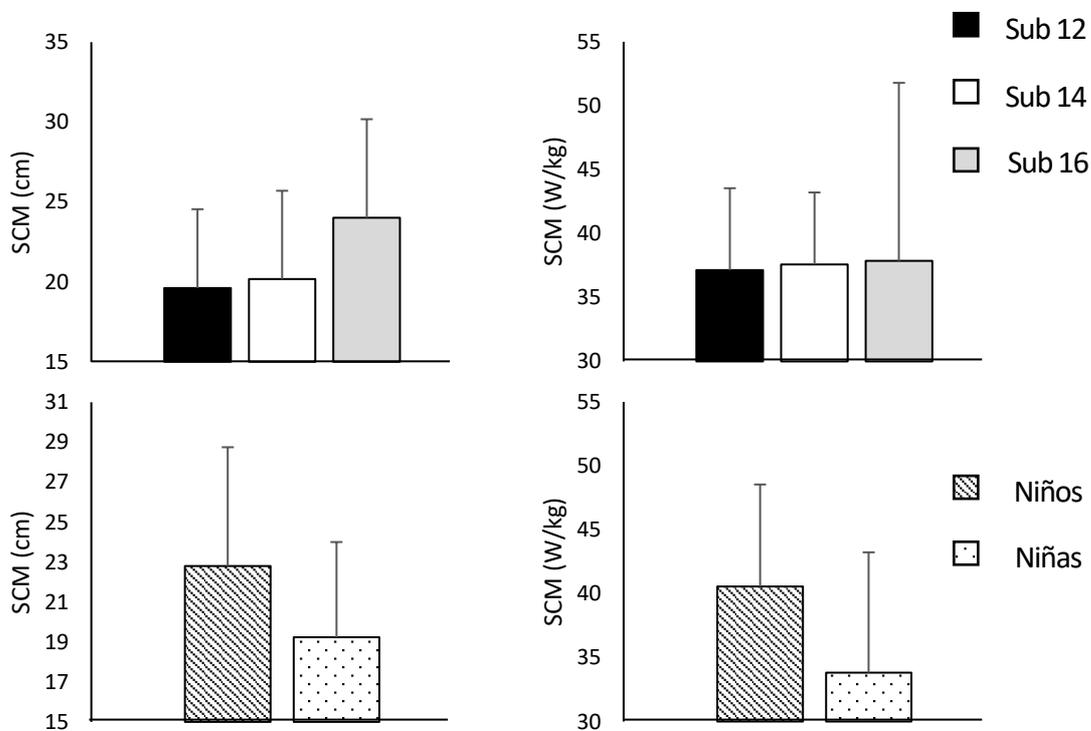


Figura 28. Resultados de la prueba de salto en jóvenes padelistas

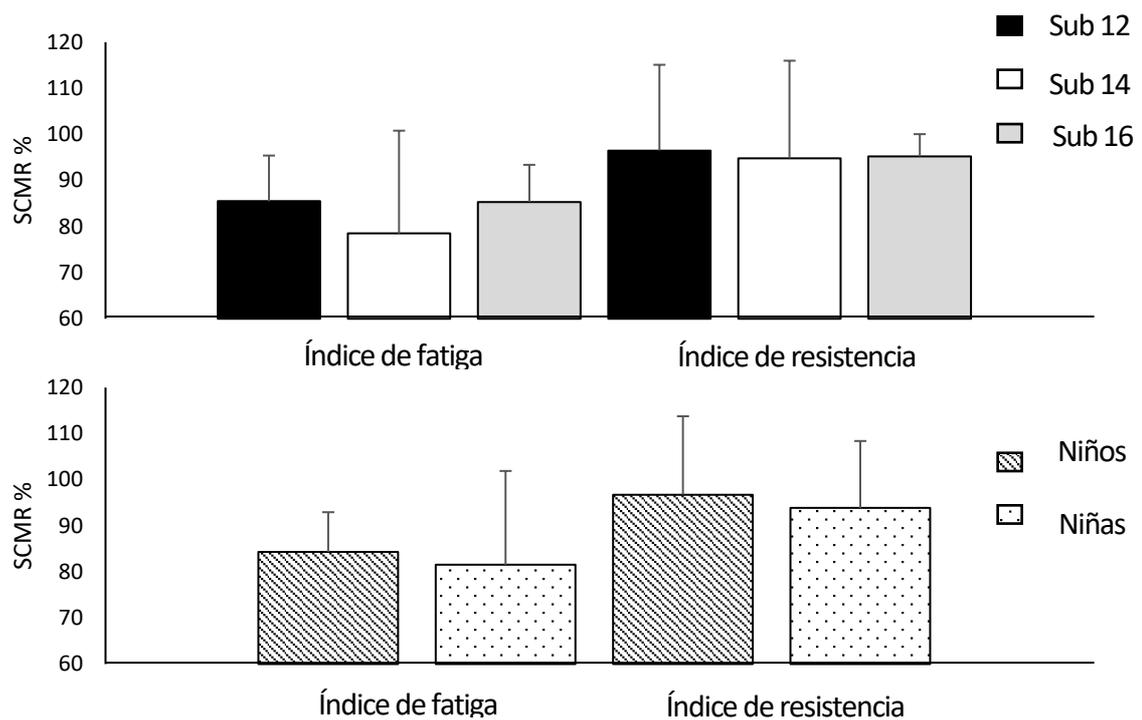


Figura 29. Resultados del test de saltos repetidos en jóvenes padelistas

Discusión

Existen numerosos estudios en los que se aplica una batería de pruebas de condición física a deportistas de raqueta. Sin embargo, en el caso concreto del pádel apenas existen trabajos, por lo que los resultados de este estudio pueden ser de interés para la comunidad científica y para los entrenadores.

La prueba de agilidad específica fue una modificación del test de Sekulic et al. (2014). Estos autores usan un sistema de cronometraje optoelectrónico conectado a un ordenador mientras que en el presente trabajo se usó un sistema similar pero inalámbrico, con ciertas diferencias en cuanto a la configuración del *software*, lo que hace que los datos de uno y otro estudio no sean del todo comparables. Por otro lado su muestra estuvo conformada por deportistas adultos. Estas diferencias pueden explicar en parte los menores tiempos obtenidos por la muestra de deportistas del estudio de Sekulic et al. (2014). En el test de cambio de dirección obtuvieron valores de entre 9 y 10 segundos y en la prueba de agilidad reactiva de aproximadamente un segundo más. En el caso de este estudio los valores superaron los 17 segundos y los 19 segundos en el caso del test de agilidad reactiva. En cuanto a las prueba de esprints los tiempos fueron mayores que los de la muestra del estudio de Girard y Millet (2009) con una muestra de 20 jugadores de mayor edad (13.6 ± 1.4 años). En su caso

los tiempos medios de los esprints de 5, 10 y 20 m fueron de 1.19 ± 0.07 segundos, 2.02 ± 0.14 segundos y 3.55 ± 0.27 segundos. Fernandez-Fernandez et al. (2014), en el esprint de 10 metros hallaron valores de 2.04 ± 0.07 segundos en el grupo U12 ($n = 102$), de 1.96 ± 0.11 segundos en el grupo U14 ($n = 229$) y de 1.85 ± 0.11 segundos en el grupo U16 y en el esprint de 20 metros hallaron valores de 3.64 ± 0.19 , 3.47 ± 0.16 y 3.25 ± 0.17 segundos (todo esto en la muestra masculina). En la muestra femenina los valores fueron de 2.03 ± 0.09 segundos, 1.98 ± 0.08 segundos, 1.96 ± 0.15 segundos en el esprint de 10 metros y de 3.61 ± 0.14 segundos, 3.5 ± 0.14 segundos y 3.41 ± 0.14 segundos en el de 20 m. Una muestra de niños escolares de 10.8 ± 0.4 años obtuvo peores valores que los de nuestro estudio (4.52 segundos en las chicas y 4.40 segundos en los chicos) (Marta, Marinho, Barbosa, Izquierdo, y Marques, 2012). En relación a la velocidad de golpeo apenas existen datos en la bibliografía científica con los que comparar los datos. Rivilla-García, Moreno, Lorenzo, Tillaar, y Navandar (2019) analizan la velocidad del remate de pádel, tanto en una situación sin oposición como en una situación de oposición. La velocidad de golpeo del grupo de jugadores semi profesionales fue de 133.1 ± 8.2 km/h (sin oposición) y de 120.72 ± 9.8 km/h (con oposición) y la de los jugadores amateurs fue de 124.6 ± 9.2 km/h (sin oposición) y de 104.5 ± 10.0 km/h (con oposición). En este estudio las velocidades fueron menores (se trataba de padelistas en etapas de formación). También se muestran valores inferiores a los de estudios previos con tenistas, lo que se explica en parte por las diferencias físicas entre la pala de pádel y la raqueta de tenis (la pala tiene un menor brazo de palanca y una menor capacidad elástica que la raqueta). El golpe más rápido fue el remate. Se trata de un golpe en el que se intenta que la pelota vaya directamente a la pista del rival (sin parábola). Por otro lado es posible que permita conseguir una mayor implicación de la musculatura flexo-extensora de tronco y cadera. El golpe menos rápido fue el revés. Una posible explicación para esto es que la cinemática del húmero y el antebrazo en el patrón de lanzamiento que se aprende en la infancia (Stodden, Langendorfer, Fleisig y Andrews, 2006) tiene una mayor similitud con el golpe de derecha y con el saque que con el golpe de revés. Los tiempos obtenidos en la plancha frontal superaron los 30 segundos, que es el mínimo tiempo que indica una buena estabilidad de la zona core (USTA, 2015). Si un deportista no llega a dicho umbral se le recomienda realizar ejercicios de fortalecimiento del core. Los resultados registrados en esta prueba indican que los jugadores analizados tuvieron una buena estabilidad de la zona *core*, lo que disminuye el riesgo de sufrir lesiones en cadera y en la zona lumbar y puede mejorar el rendimiento (USTA, 2015). Los tiempos registrados en la plancha lumbar fueron mayores que los de la plancha frontal. Varios de los jugadores manifestaron dolor en la zona lumbar tras la finalización de la prueba por lo que desaconsejamos su uso en esta población, más siendo jugadores en etapas de desarrollo. Tanto en las planchas frontales como en las planchas lumbares las chicas obtuvieron mejores

valores que los chicos, lo que podría deberse a un mayor desarrollo físico considerando que las chicas alcanzan el pico de crecimiento antes que los chicos (Marta, Marinho, Barbosa, Izquierdo, y Marques, 2012), aunque no podemos saberlo con certeza ya que no se midió el estado madurativo. Teniendo en cuenta que en poblaciones de adultos los tiempos de los hombres en esta prueba son mayores que los de las mujeres (Amaro-Gahete *et al.*, 2019) no se nos ocurre otra explicación lógica. Al respecto Marta, Marinho, Barbosa, Izquierdo, y Marques (2012) compararon a chicos y chicas en diferentes test físicos. Indican que en el caso de la resistencia de la zona core los chicos obtuvieron mejores valores pero los tamaños del efecto fueron más pequeños que en otros test físicos. Señalan que se debió a las diferencias en el morfotipo entre ambos sexos en esa edad (en chicos fueron más frecuentes los morfotipos ectomorfo y mesomorfo y en chicas fue más frecuente el morfotipo enfomorfo). En cuanto a los valores de dinamometría de prensión manual existieron asimetrías claras entre el brazo dominante y el no dominante, debido a la naturaleza asimétrica del pádel. En este caso los chicos también obtuvieron valores más altos que las chicas. Comparando los resultados con los de otros estudios con tenistas los valores medios obtenidos son menores. Así por ejemplo Fernandez-Fernandez *et al.* (2014) hallaron valores próximos a los 20 kg en una muestra de jugadores menor de 12 años, próxima a los 25 kg en una muestra menor de 14 años y de 40 kg en la muestra menor de 16 años (en este caso los valores fueron muy superiores a los nuestros). Posiblemente los tenistas de este estudio tuvieran más horas de entrenamiento acumuladas. Los datos de los padelistas son muy similares a los hallados por Marta, Marinho, Barbosa, Izquierdo, y Marques (2012) con niños escolares (17 y 14 kg para el brazo dominante y no dominante en el presente estudio *vs.* 17.52 kg y 16.24 kg en el estudio citado) lo que indica que los niños del presente estudio presentan un perfil más parecido al de la media de la población general que a la de una población de deportistas. En el caso de los saltos, la altura del salto CMJ mostró diferencias más evidentes que el resto de pruebas físicas entre los diferentes grupos de edad. Sin embargo cuando los datos se normalizaron con respecto al peso los datos se igualaron. En este caso los datos también fueron peores que en el estudio de Fernandez-Fernandez *et al.* (2014), quienes reportan valores medios de 29-30 cm en el grupo de edad sub12, de 31-32 cm en el grupo sub14 y de 36.5-37.5 cm en el grupo sub16, mayores en los tres casos que los del presente trabajo. Considerando los datos del presente estudio creemos que en los futuros estudios además de la altura de salto, también se deberían reportar los datos normalizados en función del peso. En cuanto a la prueba de saltos repetidos la mayor parte de los sujetos no la realizaron de manera correcta y no se observó una disminución en la altura de salto a lo largo de la prueba. Teniendo en cuenta que es una prueba de cierta complejidad técnica se deberían de haber realizado saltos de familiarización, donde se enseñara la correcta ejecución técnica de los saltos.

Considerando que se trata de jugadores en edades de formación la pedagogía debe jugar un rol fundamental. Pensamos que los resultados de las pruebas deberían ser entregadas y explicada a los deportistas y entrenadores por un profesional con experiencia comunicativa. Además se les debería de entregar unos informes con información de tipo visual, que incluyeran una serie de objetivos tanto a corto como a medio plazo. Un ejemplo de informe se muestra en los anexos.

Consideraciones finales

Los datos de condición física son menos favorables que otros encontrados en tenistas de competición. El protocolo da un perfil completo de variables relacionadas con el rendimiento y se realiza en un solo día. Puede servir para detectar los puntos débiles y las fortalezas de un jugador de pádel y para hacer una planificación del entrenamiento individualizada.

4.1.2. ESTUDIO 2: INFLUENCIA DE LA POTENCIA FUNCIONAL SOBRE EL RENDIMIENTO DE GOLPEO

Antecedentes

Tradicionalmente, el trabajo técnico ha recibido una mayor atención en el entrenamiento. En paralelo a los avances tecnológicos de los equipos deportivos y, en particular, a la mejora de las raquetas de tenis modernas, el acondicionamiento físico se ha vuelto más importante, y los entrenadores actuales incluyen un alto porcentaje de horas de entrenamiento físico dentro del programa de entrenamiento. Si bien se espera que esto sea relevante para los jugadores de un nivel de élite, la importancia de la fuerza muscular en el rendimiento de los golpes puede haber sido sobrevalorada en el caso de los jugadores aficionados. Comprender en qué medida la velocidad y la precisión de los golpes de fondo dependen de la fuerza en los jugadores aficionados podría ayudar a los entrenadores a decidir la cantidad de tiempo que deberían dedicar a mejorar la fuerza, teniendo en cuenta el tiempo limitado del que disponen en sus programas de entrenamiento.

Varios estudios han estudiado la relación entre la fuerza de miembros inferiores y superiores y el rendimiento de golpeo en el tenis (Baiget et al., 2016; Cohen et al., 1994; Olivier Girard y Millet, 2009; Kraemer et al., 1995; Mavvidis, Mantis, Tamboulis y Pilianidis, 2008; Pugh et al., 2003; Signorile et al., 2005; Zingaro, 2008) y en otros deportes balísticos como el béisbol (Fry et al., 2011; Hughes et al., 2004; Lehman, Drinkwater y Behm, 2013; Miyaguchi y Demura, 2012; Szymanski et al., 2007), el golf (Kibler, 2008) o el balonmano (Gorostiaga, Granados, Ibanez y Izquierdo, 2005). La mayoría de estos estudios utilizan un test de evaluación que consiste en una contracción muscular aislada, no funcional. Por ejemplo, las pruebas isocinéticas (Cohen et al., 1994; Kraemer et al., 1995; Mont, Cohen, Campbell, Gravare y Mathur, 1994; Pugh et al., 2003; Signorile et al., 2005) se consideran muy adecuadas para evaluar la capacidad de generar fuerza de grupos musculares aislados, pero las características de la contracción muscular de un golpe de tenis son muy diferentes. La secuencia de activación muscular en un golpe de tenis produce un aumento progresivo en la velocidad angular de los segmentos implicados, siguiendo una secuencia próximo-distal. De esa manera y aprovechando el principio de conservación de la cantidad de movimiento (o del momento de inercia), se maximiza la velocidad de la raqueta. Las pruebas isométricas, que tampoco tienen en cuenta la capacidad coordinativa inter muscular, también se usan con frecuencia (Baiget et al., 2016; Girard y Millet, 2009; Kraemer et al., 1995; Zingaro, 2008). Este tipo de test solo considera la capacidad máxima de generación de fuerza y no la capacidad de generar fuerza a altas velocidades de acortamiento del tendón muscular

durante un corto período de tiempo, lo que se conoce como potencia muscular. La relación entre la fuerza isométrica de prensión manual y el rendimiento de golpeo ha sido estudiada en diferentes trabajos (Girard y Millet, 2009; Kraemer et al., 1995; Pugh et al., 2003) probablemente basándose en el hecho de que esta prueba es un buen predictor de la fuerza muscular general (Wind, Takken, Helders y Engelbert, 2010). Kraemer et al. (1995) encontraron correlaciones más fuertes entre la velocidad de golpeo y la potencia de las extremidades inferiores que con mediciones aisladas de fuerza isocinética, lo que sugiere que la potencia muscular es más importante para obtener un buen rendimiento en los golpes de tenis que la fuerza máxima. Hasta donde sabemos no existen trabajos que relacionen la potencia general con el rendimiento de golpeo. El lanzamiento lateral de balón medicinal es una prueba funcional que se ha utilizado con frecuencia para evaluar la potencia (Kovacs *et al.*, 2007) o como método de preparación física en el tenis (Fernandez-Fernandez, Ellenbecker, Sanz-Rivas, Ulbricht y Ferrauti, 2013). Su patrón de movimiento es muy similar al de un golpeo de fondo. En el caso del béisbol, se han encontrado correlaciones positivas entre la capacidad de lanzamiento lateral de balón medicinal y la velocidad de bateo (Szymanski *et al.*, 2007; Lehman *et al.*, 2013).

El rendimiento del golpe en el tenis depende de la velocidad y la precisión. Si bien la mayoría de las investigaciones anteriores se han centrado en estudiar la velocidad, los jugadores de tenis aficionados probablemente mejorarán su rendimiento en los golpes de fondo entrenando tanto la velocidad como la precisión. Además, la velocidad y la precisión están estrechamente unidas, tal y como indican los estudios clásicos de *Fitt*, que halló una relación inversa entre ambas variables (Fitts, 1954a). Hoy en día existen otras teorías que intentan explicar la relación entre la velocidad y la precisión, como la *hipótesis de la variabilidad del impulso* (Silva, Lott, Wickrama, Mota, & Welk, 2011) o la *teoría de la ventana de lanzamiento* (Freeston, Ferdinands y Rooney, 2015). Por lo tanto, en los estudios que analizan la relación entre la potencia muscular general y la velocidad, hay que incluir la precisión como variable dependiente.

El objetivo de este trabajo fue determinar cómo la potencia global evaluada de manera funcional se relaciona con el rendimiento de los golpes de fondo en el caso particular de tenistas aficionados. Para ello se midió la potencia con un test de lanzamiento de balón medicinal y se relacionó con la velocidad y precisión de la pelota durante un test de golpeo en pista. Teniendo en cuenta la importancia que se le ha dado a la fuerza de prensión manual en este tipo de estudios que relacionan la fuerza con el rendimiento también se hará este test. Considerando la popularidad del tenis y el hecho de que los jugadores aficionados desean mejorar su rendimiento dentro de unas limitaciones de tiempo, dilucidar si el rendimiento del golpe de fondo

depende de la potencia ayudará a priorizar sus esfuerzos. Estudiar las correlaciones entre diferentes mediciones de fuerza y el rendimiento en una prueba de golpeo también puede servir para mejorar los sistemas de entrenamiento, mejorando el conocimiento de los grupos musculares que se deben fortalecer para mejorar la velocidad y/o la precisión de los golpes. Además, ayudaría en el desarrollo de protocolos de evaluación específicos (Signorile *et al.*, 2005), conociendo las pruebas que más información proporcionen.

Metodología específica

Muestra

La muestra estuvo conformada por 21 jugadores varones adultos, de 33.7 ± 4.6 años (media \pm DE), con un mínimo de 8 años de juego (17.1 ± 6.7 años). Todos ellos habían participado en al menos una competición local en el año anterior al estudio. Su carga de entrenamiento durante el mes anterior a la toma de datos fue de 3.80 ± 0.34 horas por semana. 17 de ellos ejecutaban el revés a dos manos, 4 de ellos el revés a una mano y dos de ellos eran zurdos. Las características antropométricas de la muestra fueron: altura, 178.37 ± 4.87 cm; peso corporal, 75.90 ± 2.56 kg; masa muscular esquelética, 35.63 ± 3.48 kg; índice de masa corporal, 24.02 ± 3.98 ; porcentaje de grasa corporal, $16.64 \pm 9.30\%$. La composición corporal se midió mediante un bioimpedanciómetro (*Inbody 230*, *Inbody*, Seúl, Corea), transcurrido un mínimo dos horas sin comer ni beber y sin haber realizado ejercicio físico extenuante en las 48 horas previas. La *bioimpedancia* es una herramienta para evaluar la composición corporal global y segmentaria que se ha validado contra la *absorciometría dual de rayos X* (Ling *et al.*, 2011). Los criterios de exclusión fueron: tener una lesión musculoesquelética que limitaría su técnica de golpeo o de desplazamiento, o el uso de medicamentos debido a enfermedades graves.

Los sujetos fueron informados de los beneficios y riesgos de la investigación antes de firmar un consentimiento informado, el estudio fue aprobado por el *Comité de Ética de la Universidad de Granada* y cumple con los principios éticos para la investigación médica sobre sujetos humanos, de la *Declaración de Helsinki*.

Procedimientos

Las mediciones se realizaron en el *Instituto de Deporte y Salud de la Universidad de Granada (IMUDS)*. Los participantes solo tuvieron que ir un día al centro. Para asegurarse de que cumplían con los criterios de inclusión, completaron un breve cuestionario sobre aspectos generales relacionados con las lesiones, el

descanso y el entrenamiento. Después de eso realizaron las pruebas físicas. Se citó a un máximo de dos jugadores por día.

Primero, los jugadores realizaron una prueba de fuerza de prensión manual. Para ellos se usó un dinamómetro digital (*TKK-5401, Takei Scientific Instruments, Niigata-City, Japón*) y se realizó el test alternativamente con ambas manos (se hicieron dos intentos para cada mano y se tomaron los mejores resultados) tal y como han hecho otros autores (Kibler, 2008). El dinamómetro *Takei* mencionado demostró una fuerza de agarre similar a la de un transductor manual basado en electromiografía, en una muestra de adultos (Amaral, Mancini y Novo Júnior, 2012). Se permitió a los jugadores ajustar el diámetro del agarre según sus preferencias (Kibler, 2008).

Después de al menos 10 minutos de descanso (para minimizar los efectos de la fatiga neuromuscular), se midió la potencia general usando el test de lanzamiento lateral de balón medicinal. La elección de este test para el presente estudio se basa principalmente en el hecho de que es una cinética abierta, con una secuencia de activación muscular próximo-distal, similar a los golpes de tenis (Putnam, 1993). Además, tanto en los golpes de fondo del tenis como en los lanzamientos de balón medicinal existe una rotación muy evidente de los segmentos sobre su eje axial (Kibler, Press y Sciascia, 2006). Por otro lado, se ha informado de que el lanzamiento lateral de balón medicinal es un método válido para examinar la potencia de rotación del tronco en atletas masculinos (Ikeda, Kijima, Kawabata, Fuchimoto y Ito, 2007). Para la prueba de lanzamiento de balón medicinal se usó un balón de 2 kg y 18 cm de diámetro. Los jugadores agarraron la pelota con ambas manos, colocaron la línea imaginaria que une los pies paralela a la dirección de lanzamiento y realizaron una rotación del tronco primero en dirección contralateral (fase excéntrica) y luego en la dirección de lanzamiento (Ikeda *et al.*, 2007). Se les pidió que lanzaran la pelota lo más lejos posible usando todos los elementos de la cadena cinética. El mejor de los tres lanzamientos se utilizó para el análisis estadístico. Se midió la distancia entre la punta del pie delantero y el bote de la pelota (que quedaba marcado en la pista, en la capa superficial de polvo). Los participantes realizaron 5 lanzamientos de familiarización (a baja intensidad) por cada lado, para ajustar la técnica y el ángulo de lanzamiento que consideraban óptimo para lograr la máxima distancia y también como calentamiento. El período de recuperación entre lanzamientos fue de 3 minutos para reducir la fatiga neuromuscular.

La prueba específica de rendimiento de golpeo se basó en una prueba utilizada anteriormente (Davey, Thorpe y Williams, 2002; Davey, Thorpe y Williams, 2003; Lyons, Al-Nakeeb, Hankey y Nevill, 2013). Antes de comenzar la prueba, se realizó un calentamiento estandarizado de 8 minutos. Consistió en la realización de ejercicios

de movilidad articular y en un intercambio de golpes de 5 minutos (2 sobre las líneas de servicio y 3 en el fondo de pista) con un entrenador experimentado. En el presente estudio la tensión media de las cuerdas de la raqueta fue de 22.35 ± 0.57 kg. Se utilizaron pelotas de tenis de 56.8 ± 1.15 g de peso y 6.56-6.84 cm de diámetro, dentro de los rangos permitidos por la *ITF* (2015). La tasa de rebote relativa fue similar entre todas las bolas con una diferencia máxima de un 9.33%, que es inferior al límite de 10% establecido por la *ITF* (2015). Para calcular la tasa de rebote relativa (porcentaje de altura alcanzada con respecto a la altura a la que la pelota se deja caer), la pelota se soltó desde una altura de 154.2 cm respecto del suelo (superficie dura) y la altura de rebote alcanzada se midió usando una cámara de 240 fps (*Casio Exilim FH100*, Casio, Taiwán) y una cinta métrica pegada a la pared.

Todos los disparos se realizaron en paralelo para minimizar el error debido al ángulo de la trayectoria de la pelota con respecto a la dirección de la cabeza del radar de velocidad (*Stalker Pro II*, *Stalker Radar*, Plano, Texas). Este dispositivo tiene una precisión de $0.16 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$, un rango de velocidad de 1.6–1432 km/h y una frecuencia de muestreo de 100 hercios (Yamada *et al.*, 2013). Este modelo se ha utilizado con frecuencia en estudios de tenis (Blache, Creveaux, Dumas, Chèze y Rogowski, 2017; Fernandez-Fernandez, Granacher, et al., 2017; Ojala y Häkkinen, 2013). Fue configurado para medir la velocidad máxima de la pelota. Los jugadores tenían que dirigir la pelota hacia un objetivo de 2 x 2 m colocado en la línea de fondo (Figura 30). Las bolas que impactaban en el objetivo se clasificaron como "*Golpeos muy precisos*" y las que entraron detrás de la línea de servicio pero que no alcanzaron el objetivo se clasificaron como "*Golpeos precisos*". Los disparos que no alcanzaron esta zona se clasificaron como "*Golpeos fuera de la diana*". Esta clasificación fue muy similar a la de otros trabajos (Davey *et al.*, 2002; Lyons *et al.*, 2013), pero modificando la terminología. Cada jugador realizó 4 series de 22 golpes alternativos de derecha y revés (88 golpes en total), volviendo a la posición inicial de fondo de pista después de cada golpe. El tiempo de recuperación entre series fue de 4 minutos para minimizar los efectos de la fatiga en los resultados de la prueba. La pelota fue lanzada por un entrenador experto, con 20 años de experiencia en la enseñanza y con el título de entrenador de nivel 2 -sobre 3 niveles-, otorgado por la *Real Federación Española de Tenis (RFET)*, 2020). Se colocó en el medio de la línea de servicio, y lanzó las pelotas a una frecuencia de 19.2 ± 0.81 lanzamientos/min. Las pelotas debían botar a una distancia de aproximadamente 2.54 m de la línea lateral y de 3.7 m de la línea de fondo (se usaron marcaciones en la pista para indicar esta zona). La tasa de lanzamiento (analizada en los videos de la prueba) fue muy consistente entre series y entre jugadores. El número de lanzamientos por minuto fue siempre de entre 18 y 22. Para el análisis estadístico se utilizaron dos variables de precisión: el % de "*golpeos muy precisos*" y el % de "*golpeos precisos*".

Se pidió a los jugadores que "golpearan hacia el objetivo con la mayor velocidad posible" (Landlinger et al., 2012; van den Tillaar y Ettema, 2006). Debían usar golpes planos o con efecto liftado y no se permitían golpes con efecto cortado (para más información sobre el concepto de golpeo *liftado* y *cortado* y sus consecuencias sobre el vuelo de la pelota se recomienda ver las Figuras suplementarias 5, 6 y 7). No se dieron indicaciones sobre la técnica o sobre el tipo de empuñadura. La zona de bote de la pelota se grabó a 50 fps (*Panasonic HC-VI60EC-K*, *Panasonic*, Japón) desde punto de vista cenital-posterior para el análisis posterior de la precisión del golpe.

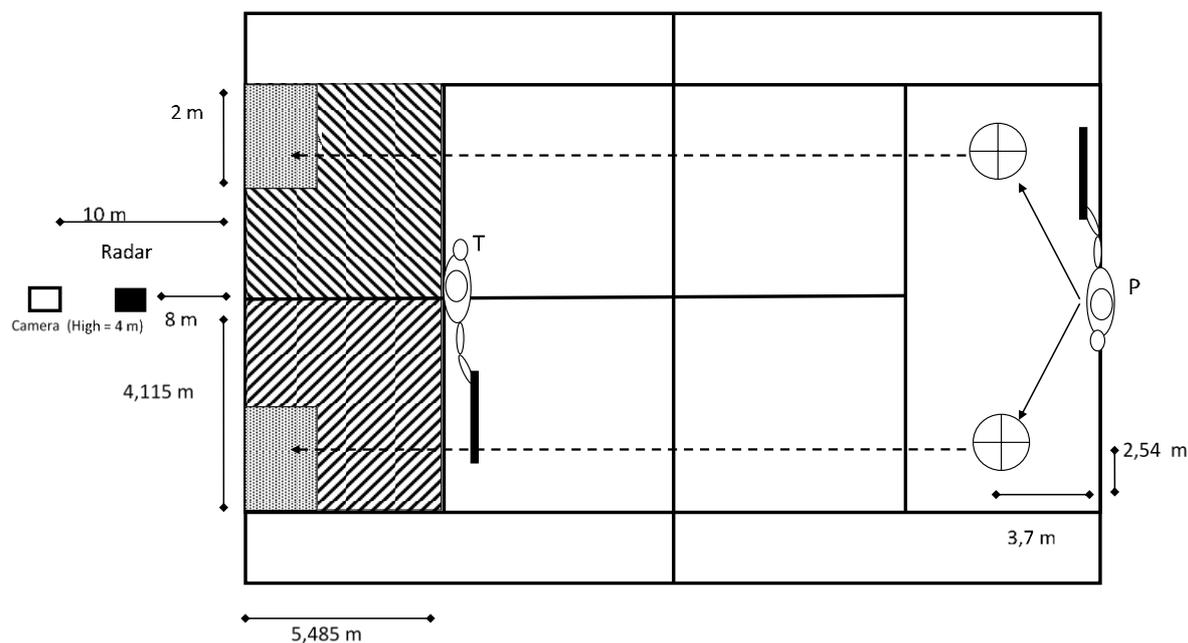


Figura 30. Esquema de la prueba de golpeo del Estudio 2. Los rectángulos rayados representan las áreas de "Golpeos precisos" y los rectángulos punteados representan las áreas de "Golpeos muy precisos". Los círculos indican los puntos hacia los que el lanzador debía enviar la pelota. El jugador comenzó desde el fondo de la cancha. H: Altura a la que se colocó la cámara.

Para el análisis de velocidad de la velocidad de golpeo se utilizaron la velocidad media de todos los golpes de cada tipo que impactaron en el área marcada y la velocidad del golpe más rápido que impactó en dicha área. Este procedimiento es similar al propuesto por Landlinger et al. (2010).

Análisis estadístico

El análisis de los datos se realizó utilizando el paquete estadístico *SPSS v. 20*. Para estudiar la normalidad de las variables se usó el test de *Shapiro Wilk*. Se calcularon estadísticos descriptivos (medias y desviaciones estándar) para todas las variables. Para comparar la velocidad y la precisión de los golpes de revés y de derecha, usamos la prueba *t de Student* para muestras emparejadas. El coeficiente de correlación de *Pearson (r)* se utilizó para evaluar la relación entre las medidas de fuerza/potencia y de rendimiento de golpeo.

Debido al elevado número de correlaciones que se calcularon, se estableció un nivel de significación estadística ligeramente conservador ($p = 0.025$). De esta forma se reduce la probabilidad de cometer el *error de tipo 1*, pero se evita ser extremadamente conservador, como sería el caso usar la corrección de *Bonferroni*.

El tamaño del efecto de todos los análisis estadísticos realizados (medido como *d de Cohen*) se calculó utilizando el *software GPower 3.1.9.2* (Buchner, Erdfelder, Faul y Lang, 2014). El tamaño del efecto se consideró de la siguiente manera: I) 0-0.20, "*efecto insignificante*"; II) 0.20-0.50, "*efecto pequeño*"; III) 0.50-0.80, "*efecto medio*"; IV) 0.80-1, "*efecto grande*".

Para evaluar la calidad de las correlaciones, utilizamos la escala de Evans, (1996) que establece cinco niveles cualitativos: I) 0.00-0.19, "*muy débil*"; II) 0.20-0.39, "*débil*"; III) 0.40-0.59, "*moderado*"; IV) 0.60-0.79, "*fuerte*"; V) 0.80-1.0, "*muy fuerte*".

Resultados

El porcentaje de "*Golpeos muy precisos*", la velocidad media y la velocidad máxima fueron mayores en el golpe de derecha que en el revés (Tabla 9). Las correlaciones entre las medidas de fuerza/potencia y las medidas de precisión y velocidad del golpe se presentan en la Tabla 10. La distancia de lanzamiento de balón medicinal por el lado dominante se correlacionó positivamente con la velocidad máxima del golpe de derecha ($r = 0.52$; $p = 0.017$) (Figura 31). En el caso de la precisión de los golpes, la distancia de lanzamiento de balón medicinal por el lado dominante se correlacionó positivamente con el porcentaje de revés clasificados como "*Golpeos muy precisos*" ($r = 0.49$; $p = 0.024$) (Figura 32).

Tabla 9. Resultados de las mediciones de fuerza y de la prueba de golpeo del Estudio 2

Resultados de las pruebas de fuerza					
	Lado dominante		Lado no dominante		TE
	Media	DE	Media	DE	
Fuerza de prensión manual (kg)	46.4*	6.4	40.9	7.2	0.80
Lanzamiento lateral BM (m)	13.5**	1.5	12.7	1.6	0.51
Resultados del test de golpeo					
	Derecha		Revés		TE
	Media	DE	Media	DE	
Muy buenos tiros (%)	19.0**	5.7	12.2	5.5	1.21
Buenos tiros (%)	38.3	11.5	42.3	7.0	0.40
Tiros fuera (%)	42.7	11.4	45.5	8.9	0.27
Velocidad media (km/h)	106.2***	11.5	99.2	10.0	0.65
Velocidad máxima (km/h)	124.3*	13.3	116.6	11.9	0.61

*BM: Balón medicinal; DE: Desviación estándar; TE: Tamaño del efecto; * $p < 0.025$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

Tabla 10. Correlación entre las mediciones de fuerza y las variables de rendimiento de golpeo

		Mediciones de fuerza				
		Lanzamiento lateral BM (m)		Fuerza de prensión manual (kg)		
		Lado dominante	Lado no dominante	Mano dominante	Mano no dominante	
Mediciones de rendimiento de golpeo	Derecha	Buenos tiros (%)	-0.39 (0.085)	-0.30 (0.182)	0.12 (0.618)	
		Muy buenos tiros (%)	0.39 (0.073)	0.13 (0.576)	0.09 (0.719)	
		Velocidad media (km/h)	0.43 (0.052)	0.29 (0.195)	0.43 (0.056)	
		Velocidad máxima (km/h)	0.52 (0.017)*	0.42 (0.060)	0.52 (0.019)*	
	Revés	Buenos tiros (%)	0.49 (0.024)*	0.41 (0.066)	0.10 (0.676)	0.21 (0.372)
		Muy buenos tiros (%)	0.10 (0.66)	0.04 (0.874)	0.11 (0.639)	0.00 (0.985)
		Velocidad media (km/h)	0.35 (0.116)	0.27 (0.233)	0.23 (0.323)	0.11 (0.626)
		Velocidad máxima (km/h)	0.12 (0.596)	0.08 (0.717)	0.25 (0.279)	0.24 (0.293)

r de Pearson (valor de *p*); * $p < 0.025$

La fuerza de prensión de la mano dominante también se correlacionó positivamente con la velocidad máxima del golpe de derecha ($r = 0.52$; $p = 0.019$)

(Figura 33). No hubo correlación entre la fuerza de presión manual y la precisión del golpe, ni para el golpe de derecha ni para el golpe de revés ($p > 0.025$ en todos los casos). Todas las correlaciones fueron moderadas atendiendo a la escala cualitativa de Evans (1996).

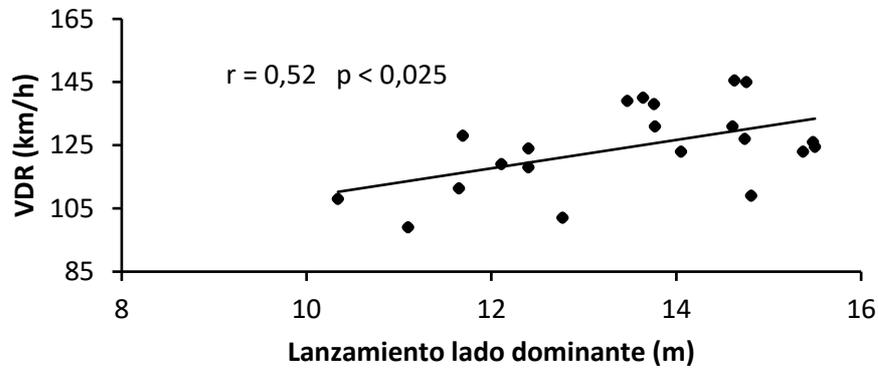


Figura 31. Correlación entre la distancia de lanzamiento de balón por el lado dominante y la velocidad del golpe de derecha más rápido (VDR)

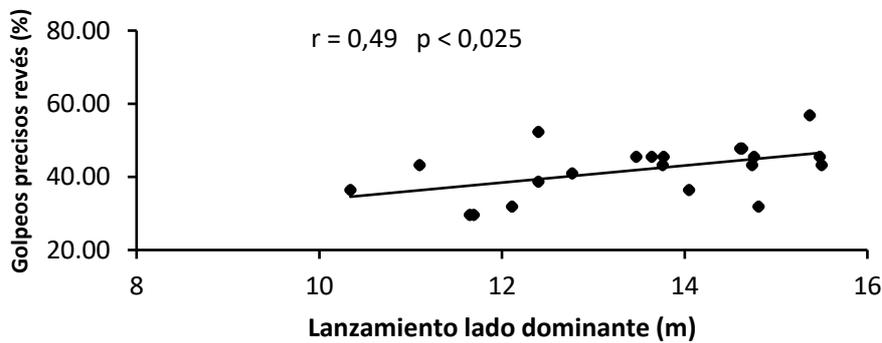


Figura 32. Correlación entre el lanzamiento de balón por el lado dominante y los reveses clasificados como “Golpeos precisos” (%)

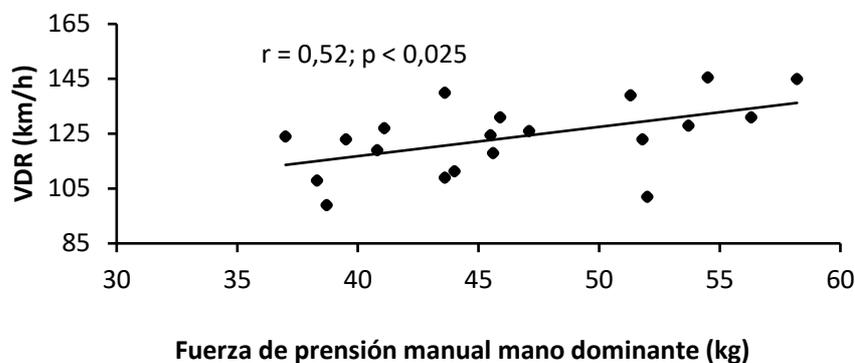


Figura 33. Correlación entre la fuerza de presión manual de la mano dominante y la velocidad de la derecha más rápida (VDR)

Discusión

Las características de la muestra fueron similares a las de un estudio previo (Calbet, Moysi, Dorado y Rodriguez, 1998) con jugadores profesionales y aficionados, con los mismos años de juego, altura, peso y porcentaje de grasa corporal que los del presente trabajo (para comparar los datos de ambos estudios se realizó la prueba *t de Student* o el *test de Welch*).

En tenistas aficionados, hubo una correlación positiva moderada entre la potencia global, evaluada mediante lanzamientos laterales de balón medicinal y la velocidad y precisión en algunos, pero no en todos los casos estudiados. Esto indica que la potencia general (evaluada mediante este test) predice parte del rendimiento de golpeo, por lo que recomendamos incluirla en los protocolos de evaluación. Concretamente la distancia de lanzamiento del balón medicinal por el lado dominante se correlacionó con la velocidad de la derecha más rápida ($r = 0.52$; Figura 31) y con el porcentaje de reveses que entraron en la zona de fondo de pista ($r = 0.49$; Figura 32).

La correlación entre la distancia de lanzamiento de balón medicinal por el lado dominante y la velocidad máxima del golpe de derecha podría deberse a la importancia de la potencia de rotación de la cadera/tronco en la generación de velocidad de los segmentos distales en gestos de lanzamiento (Kibler, 1995). La fuerza de nuestra correlación con la velocidad de golpeo fue similar a la encontrada por otros autores (Signorile *et al.*, 2005; Mavvidis *et al.*, 2008; Zingaro, 2008). En el caso particular del revés a dos manos, se indica que la rotación del tronco es más relevante en términos de generación de velocidad que en el golpe de derecha (Kibele, Classen, y Triebfuerst, 2009). En nuestro caso no encontramos una correlación entre la distancia de lanzamiento del balón medicinal y la velocidad de revés (Tabla 10). Quizás la técnica de jugadores aficionados es una variable limitante que no permite estudiar dicha correlación. Es más difícil para los jugadores jóvenes coordinar los movimientos de tronco y brazo en el revés que en la derecha (Mavvidis, Stamboulis, Dimitriou, y Giampanidoy, 2010). Lo mismo parece suceder en los jugadores aficionados. En un patrón motor más estable, las variables físicas podrían jugar un rol más importante en la generación de velocidad. En el caso de la precisión, hubo una correlación entre el lanzamiento del balón medicinal por el lado dominante y la precisión obtenida con el revés, por lo que la potencia de rotación del tronco parece ser un factor que contribuye a la precisión del golpe de revés. Probablemente, durante el golpe de revés, la musculatura del *core* juega un papel importante en la estabilización del gesto técnico en la fase excéntrica, como ocurre con habilidades similares como el bateo de béisbol (Shaffer, Jobe, Pink y Perry, 1993). En líneas

similares, (Kibler *et al.*, 2006) afirmaron que el *core* es fundamental para casi todas las actividades deportivas que involucran movimientos multisegmentales, y que una mayor fuerza muscular en esta zona optimizará la acción de las extremidades superiores e inferiores.

A la vista de los resultados podemos concluir que en jugadores aficionados una buena potencia global se asocia con un buen rendimiento de golpeo, pero no es el principal factor limitante. Para mejorar la precisión y velocidad de los golpes de fondo en jugadores de tenis aficionados, considerando que disponen de un tiempo de entrenamiento limitado. Sin embargo, teniendo en cuenta que el lanzamiento de balón medicinal se correlaciona con la velocidad y con la precisión, consideramos que es una prueba que se debería incluir tanto en los protocolos de evaluación de tenistas como en los programas de entrenamiento.

La fuerza de prensión manual también se correlacionó de manera positiva con la velocidad máxima del golpe de derecha ($r = 0.52$; Figura 33). No se halló correlación significativa entre la velocidad del revés y la fuerza de prensión (Tabla 10). En un estudio similar con bateadores (Hughes *et al.*, 2004), tampoco existió correlación entre la dinamometría de prensión y la velocidad de bateo. Quizás durante el golpe con una mano, la fuerza de prensión es más decisiva que la de un golpe con dos manos (y un bateo de béisbol) donde el agarre se reparte entre ambas manos. A diferencia de lo observado en el lanzamiento de balón medicinal, en este caso no encontramos una correlación significativa entre la fuerza de prensión y la precisión. Probablemente esta diferencia se deba a que, a diferencia de la prueba de prensión manual, el lanzamiento lateral del balón medicinal involucra a casi todos los grupos musculares que intervienen en los golpes de fondo del tenis y sigue una secuencia de activación similar. Knudson (1991) estudió las fuerzas de agarre de la raqueta durante los golpes utilizando transductores de fuerza y galgas extensiométricas, y las fuerzas oscilaron entre 5 y 214 N. Estas fuerzas son considerablemente más bajas que la fuerza de agarre máxima, reafirmando que la fuerza de agarre no parece ser un factor limitante para obtener una alta velocidad de golpeo o una mayor precisión. King, Kentel y Mitchell (2012), con modelos matemáticos concluyen que cuando el impacto ocurre fuera del eje longitudinal de la raqueta, el momento de fuerzas es hasta seis veces mayor que cuando el impacto ocurre en el medio de las cuerdas, y que un agarre fuerte provoca un aumento en el ángulo de flexión de muñeca, en comparación con un agarre normal. La modificación de la fuerza de agarre no tuvo efectos significativos en los impactos ocurridos en el centro. Estos resultados sugieren que, para obtener más precisión, la fuerza de agarre máxima no es una variable crítica. Hamill y Knutzen (2009) sugieren que existe una correlación negativa entre la fuerza de agarre y la movilidad de la muñeca, por lo que

probablemente los jugadores no usen un agarre demasiado rígido para lograr una mayor velocidad de la cabeza de la raqueta.

Una posible limitación del estudio es la dificultad coordinativa-especificidad de la tarea motora de lanzamiento de balón medicinal. Quizás un lanzamiento más analítico y que incluya a menos grupos musculares se correlacionaría más con la potencia de golpeo, al ser menos específico-complejo desde el punto de vista coordinativo. Sin embargo, se buscó una prueba de potencia global que es exactamente lo que mide la prueba de lanzamiento de balón medicinal lateral. Esta implica la activación de grandes grupos musculares siguiendo una secuencia de coordinación intermuscular similar a la de los golpes de fondo. Aunque la validez de contenido de la variable *distancia de lanzamiento* como un indicador de la potencia global puede ser cuestionada, es una medida fácil de obtener y más útil para cualquier entrenador de tenis que otras variables más complejas.

Consideraciones finales

El objetivo de este estudio fue identificar el nivel de dependencia del rendimiento de golpeo en la potencia general, en el caso particular de tenistas aficionados. Se observó que el resultado de una prueba de lanzamiento de balón medicinal se relaciona con la velocidad máxima del golpe de derecha y con la precisión del golpe de revés. Aunque el análisis correlacional no permite establecer relaciones causales, estas observaciones proporcionan información valiosa sobre el valor de la potencia general en tenistas aficionados.

4.1.3. ESTUDIO 3: PRECISIÓN DE APPS MÓVILES PARA MEDIR EL TIEMPO DEL ESPRINT DE IDA Y VUELTA

Antecedentes

El esprint de ida y vuelta es muy utilizado en baterías de test de deportes en los que los cambios de dirección son frecuentes (Boddington, Lambert y Waldeck, 2004; Gatterer et al., 2014; Lemmink, Visscher, Lambert y Lamberts, 2004; te Wierike et al., 2014; Teixeira et al., 2018). Una de las tecnologías más empleadas para medir los tiempos en los esprints de ida y vuelta son las barreras fotoeléctricas (Bond, Willaert y Noonan, 2017; Bond, Willaert, Rudningen y Noonan, 2017; Earp y Newton, 2012). Estas tienen un coste que generalmente supera los 300 euros, un precio que muchos entrenadores no están dispuestos a pagar, sobre todo cuando no las piensan usar a diario. También es posible medir el tiempo de un esprint de ida y vuelta usando cámaras de alta velocidad (Bond, Willaert y Noonan, 2017; Bond, Willaert, Rudningen, et al., 2017). El problema de los sistemas basados en cámaras es que no proporcionan la información a tiempo real, requieren de un visualizado del vídeo. El cronómetro manual que sigue siendo el instrumento que usan muchos entrenadores, conlleva un error sistemático de medida, debido al tiempo de reacción humano y a problemas de paralelismo (Faux y Godolphin, 2019). Por ejemplo Mann, Ivey, Brechue y Mayhew (2015) indican que los cronometradores humanos infraestiman el tiempo del esprint. En su estudio hallaron un error humano de 0.22 segundos en cronometradores expertos y de 0.26 segundos en cronometradores no expertos en un esprint de 40 yardas (~35 metros).

Con la mejora de las cámaras de los teléfonos inteligentes (capaces de grabar a altas resoluciones y a frecuencias de muestreo por encima de los 250 fotogramas por segundo) han aparecidos *apps* que permiten medir el tiempo del esprint de manera instantánea. Por ejemplo, la aplicación *MySprint* permite medir el tiempo del esprint lineal (Romero-Franco *et al.*, 2017) o la aplicación *COD Timer* (Balsalobre-Fernández *et al.*, 2019) mide el tiempo del esprint de ida y vuelta. Existen otras aplicaciones orientada al análisis deportivo, como *LapsMeter*, que pueden usarse para medir el tiempo de un esprint de ida y vuelta. Incluso hay aplicaciones que, aunque no están orientadas al análisis del deporte, capturan imágenes cuando detectan movimiento (p. ej. *Videography*) y que podrían usarse como sistema de cronometraje colocando un cronómetro delante de ellas.

Por tanto, el objetivo de este trabajo es evaluar la precisión de la aplicación *Laptracker* y de una metodología nueva basada en una aplicación móvil de detección de movimiento (*Videography*) para medir el tiempo de un esprint de ida y vuelta,

usando una barrera fotoeléctrica como sistema de referencia. Se sostiene la hipótesis de que tanto *Laptracker* como la metodología basada en la aplicación *Videography* permitirán evaluar de manera precisa el tiempo del esprint de ida y vuelta. Si estas apps fueran lo suficientemente precisas podrían usarse en los entrenamientos para evaluar sprints de ida y vuelta, sin necesidad de adquirir otros instrumentos de mayor coste económico.

Metodología específica

Diseño experimental

Se realizarán dos estudios para analizar la precisión de la aplicación *Laptracker* y de la metodología basada en la app *Videography*. En el primer experimento se evaluará la precisión de ambas aplicaciones usando un objeto cilíndrico (simulando un tronco humano) como activador de la cámara y comparando los tiempos con los de una barrera fotoeléctrica, considerado como el sistema de referencia. De esa forma se eliminará el error debido al balanceo de los brazos del corredor, que puede activar la foto antes de que pase el tronco por el plano de llegada (Bond *et al.*, 2017b). En el segundo estudio se evaluará la precisión de la aplicación *Laptracker* y de la app *Videography*, realizando sprints de ida y vuelta.

Procedimientos

Estudio 1: validación de las aplicaciones móviles usando un objeto de una sección similar al tronco humano

El objetivo de este experimento fue comprobar la precisión de la aplicación *Laptracker* (su coste es de 2.29 euros en la *PlayStore*) y de la metodología basada en la aplicación para iOS *Videography* (su coste es de 5 euros en la *AppStore*) para medir el tiempo que transcurre entre que un objeto cilíndrico pasa por el campo de visión de la cámara del móvil y el momento en el que el mismo objeto vuelve a pasar por delante de la cámara. Se pretendió analizar la precisión de ambas aplicaciones para medir el tiempo de un supuesto esprint de ida y vuelta en ausencia de braceo del corredor (el objeto cilíndrico simula el tronco del corredor). Se llevó a cabo el experimento primero con la aplicación *Laptracker* y luego con la metodología basada en la aplicación *Videography*. En ambos casos el dispositivo emisor de las células fotoeléctricas se colocó a 120 cm de altura y el móvil (iPhone A1586) se colocó encima, con la cámara a una altura de 140 cm. El dispositivo receptor de la fotocélula se situó a la misma altura que el móvil (140 cm) (Figura 34). Tanto el haz de la fotocélula como el haz de la cámara formaron un ángulo de 90 grados con la trayectoria del objeto cilíndrico, que fue lanzado por uno de los investigadores del

estudio (tratando de que el cilindro mantuviera una posición vertical, simulando la posición de un tronco humano al correr). Los parámetros de configuración de la aplicación *Laptracker* fueron los siguientes: *zone tracks (1)*; *zone width (1)*; *zone height (1)*; *detection reset (0)*; *start timer (start)*; *stop after (2 pass [All])*; *finish last lap (disable)* (Figura 35a). En ensayos piloto se detectó que los reflejos de la luz solar eran confundidos con movimiento y activaban el cronómetro de la aplicación. Para disminuir estos reflejos se colocó un ocluidor de cartón que disminuía el campo de visión (y enfocaba la cámara a la zona por la que pasaba el cilindro/corredor).

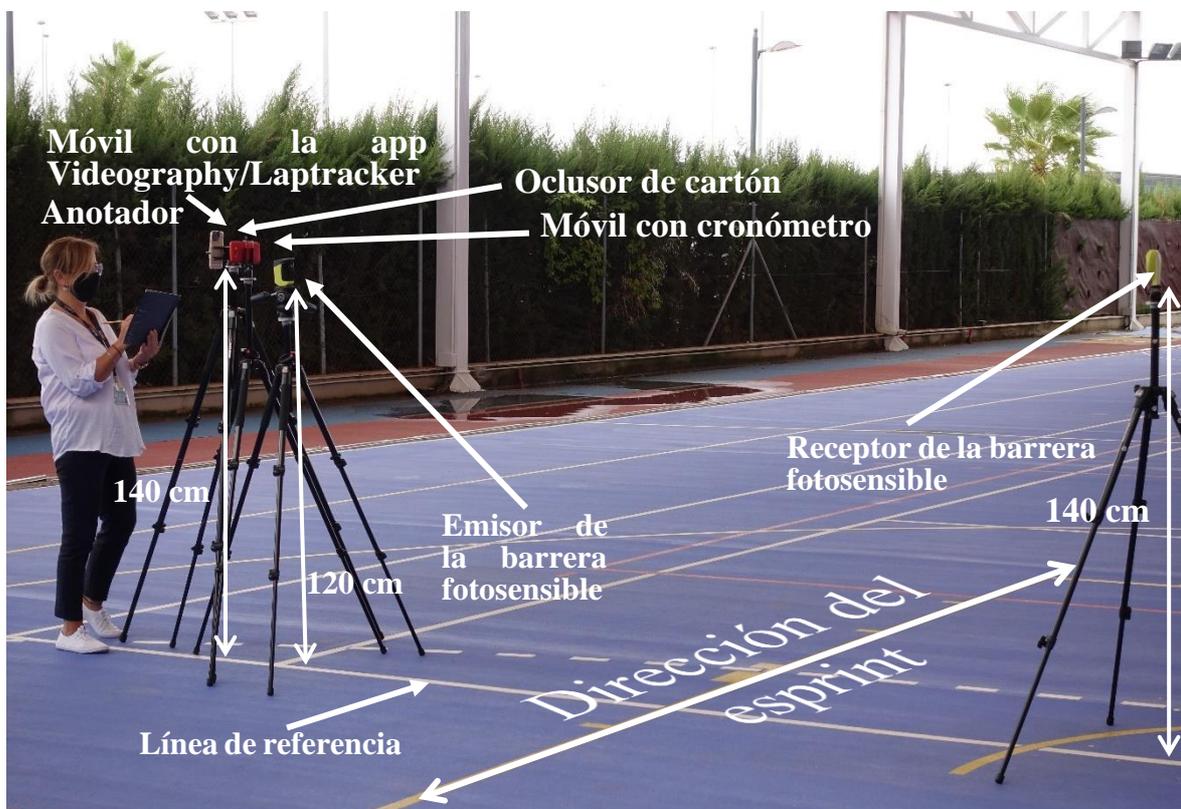


Figura 34. Montaje de ambos experimentos realizados en el estudio 3

Cuando se usó la metodología basada en la *app Videography* el ocluidor de cartón, además de para disminuir los reflejos, sirvió para delimitar la zona de detección de movimiento (teniendo en cuenta que la *app* no permitía la opción de seleccionar una zona de grabación) (Figura 36). En este caso se colocó un cronómetro debajo (se utilizó el cronómetro de un móvil Huawei honor 9 lite) para saber el momento exacto en el que el corredor pasaba por delante de la cámara (el ocluidor de cartón tenía una zona más ancha por debajo para que se pudieran ver los números del cronómetro) (Figura 36). La configuración de la *app* fue la siguiente: *format (1980 x 1080, 2-30 fps)*; *framerate limit (240 fps)*; *max when recording* (desactivado); *motion* (activado); *noise* (desactivado); *fase* (desactivado); *video* (desactivado); *photo*

(activado); *delay* (no) (Figura 35b y Figura 35c). La sensibilidad de movimiento (*Motion sensitivity*) fue ajustada dependiendo de la iluminación, tratando de evitar que los brillos pudieran activar la cámara. Si alguno de número del cronómetro no se visualizaba de manera clara en la foto tomada por la aplicación *Videography* y se captaba un momento de cambio de número, se descartaba esa prueba (Figura 36b). Se realizaron 50 mediciones con cada aplicación.

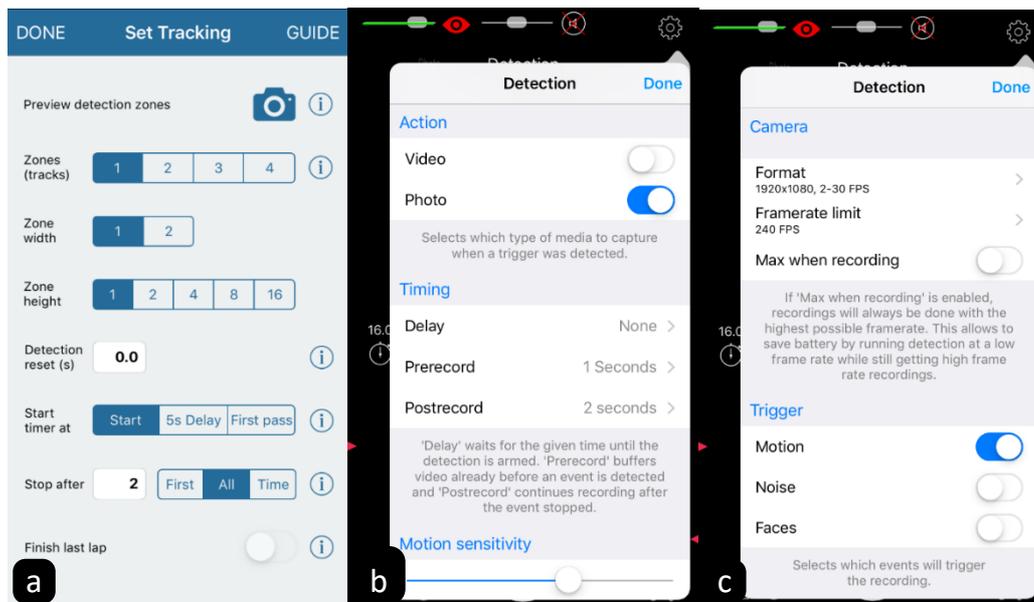


Figura 35. Configuración usada para la aplicación Laptracker (a) y Videography (b y c)

Para estudiar las veces que falla la medición porque no se aprecian correctamente los números del cronómetro se lleva a cabo un estudio a parte en el que se tomaron 50 fotografías del cronómetro de un móvil. Se repitió el proceso dos veces.

Estudio 2: validación de las aplicaciones móviles en esprints reales

En este caso se midieron esprints reales empleando una disposición de la cámara móvil y de la barrera fotoeléctrica similar al experimento 1. La muestra estuvo conformada por dos deportistas: un futbolista de 25 años y un tenista de 30 años (ambos participaban en competiciones regionales), habituados a realizar esprints. El futbolista tenía una altura de 170 cm y una longitud de brazo de 71 cm (desde el extremo del dedo corazón al acromion). Su hombro estaba a una altura de 143 cm (la medición se tomó desde el acromion al suelo). El tenista tenía una altura de 180 cm y una longitud de brazo de 73.5 cm (el hombro estaba a una altura de 149.5 cm). Se pidió a cada uno que realizaran 50 esprints de ida y vuelta (25 con cada aplicación) a velocidades máximas o sub máximas y se incluyeron descansos de 5 minutos tras

cada 5 sprints. En este caso la cámara se colocó a la altura del hombro-cuello del corredor que pasaba por delante de la cámara, tal y como se ha hecho en estudios previos en los que no se emplea el criterio del *doble haz y corte más largo* (Cronin y Templeton, 2008). La toma de datos se realizó en dos días: el primer día se midió el tiempo del sprint con la barrera fotosensible y con la aplicación *Laptracker*. El segundo día se hizo lo mismo con la aplicación *Videography*.

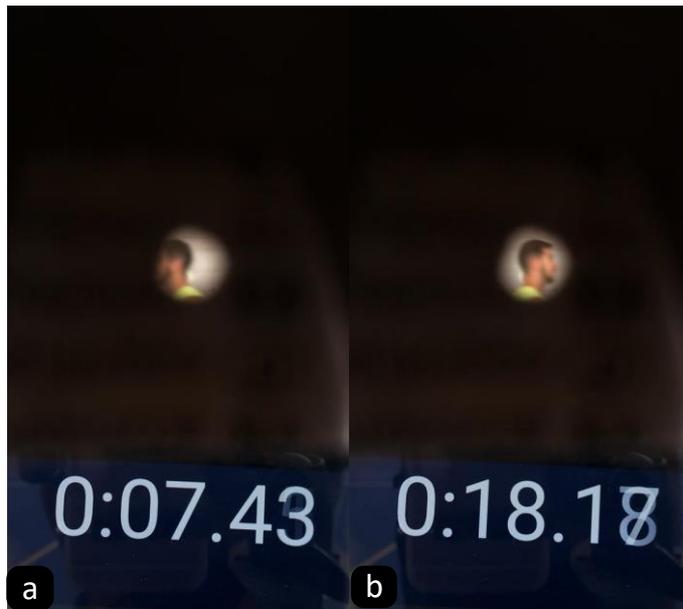


Figura 36. Fotografía tomada de manera automática por la aplicación *Videography*. En la figura de la izquierda se aprecian claramente los números del cronómetro mientras que en la figura de la derecha no (esta medición se descartaba para el análisis estadístico).

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con la herramienta *Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018). Para evaluar la validez de la aplicación *Laptracker* y *Videography* para medir el tiempo del sprint de ida y vuelta, respecto al sistema de fotocélulas se calcularon el error absoluto medio (*MAE*), el coeficiente de correlación de concordancia de Lin (*Lin CCC*) y el gráfico *Bland-Altman (BA)*. Además, se realizó un *t test de medidas independientes* para comparar el error de la medida de ambos corredores y así evaluar los efectos de los parámetros antropométricos (se aplicó dicho test dos veces, una con cada aplicación). El valor de *p* estadísticamente significativo se estableció en 0.05.

Resultados

En las 50 mediciones realizadas para comprobar el porcentaje de error no se apreciaron bien los números en 9, lo que supone un porcentaje de error del 18 %. En las segundas 50 mediciones hubo 8 errores (16 %). El *MAE* para la aplicación

Laptracker fue de 0.019 segundos cuando se usó objeto cilíndrico como activador de la cámara y de 0.051 segundos cuando se evaluaron esprints reales. En el caso de la metodología basada en la aplicación *Videography* estos valores fueron de 0.017 segundos y 0.018 segundos, respectivamente. Los valores *Lin CCC* fueron mayores de 0.999 en todos los casos. Los gráficos *Bland-Altman* mostraron heterogeneidad en los residuales.

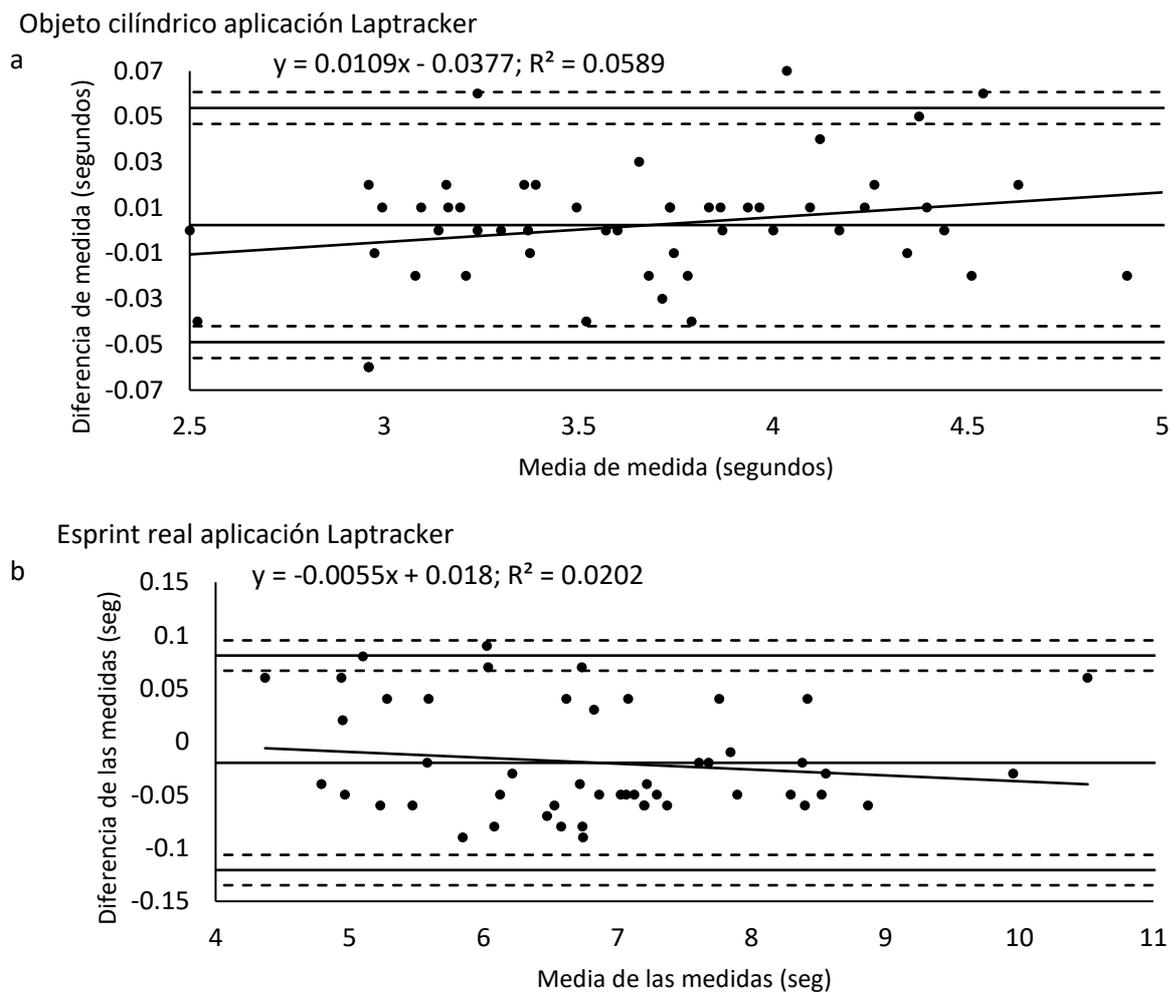
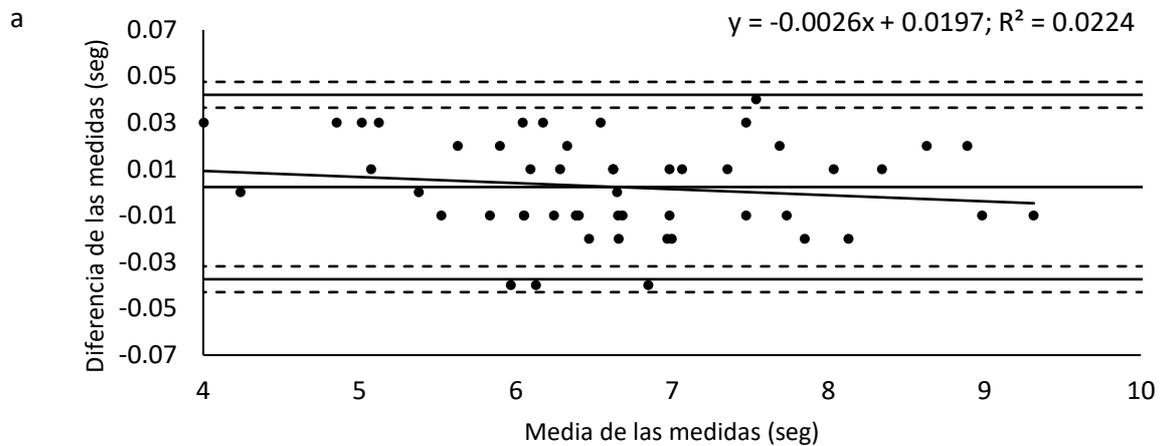


Figura 37. Gráficos BA que comparan las medidas de la barrera fotoeléctrica con las de la aplicación *Laptracker*, en el experimento 1 (a) y en el experimento 2 (b)

Objeto cilíndrico aplicación Videography



Sprint real aplicación Videography

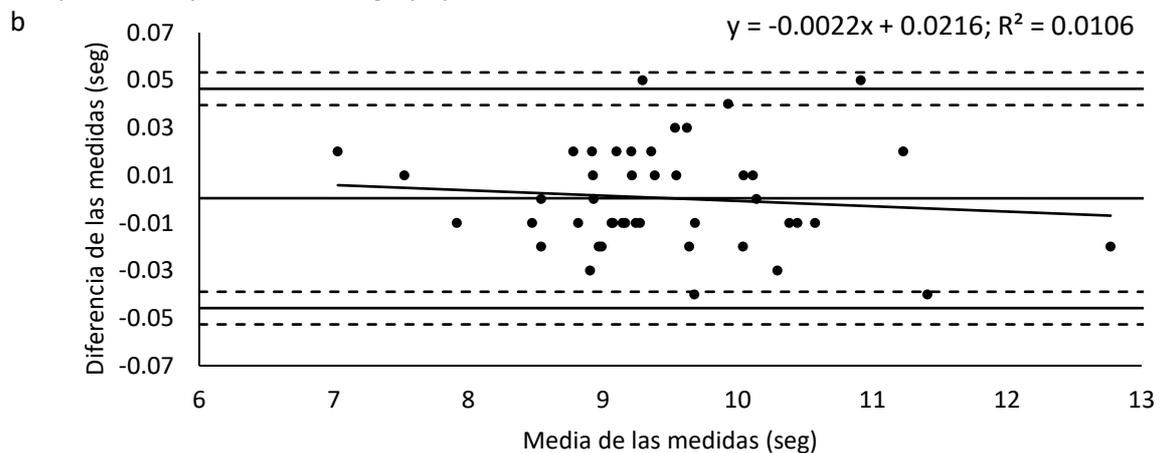


Figura 38. Gráficos BA que comparan las medidas de la barrera fotoeléctrica con las de la aplicación *Videography*, en el experimento 1 (a) y en el experimento 2 (b)

Cuando se comparó el error de medida de ambos sujetos con la app *Laptracker* no existieron diferencias significativas (error medio de medida del tenista: 0.001 ± 0.024 segundos y error medio del futbolista: -0.0005 ± 0.019 segundos; $p = 0.78$). Tampoco existieron diferencias significativas entre ambos deportistas cuando se comparó el error de medida con la app *Videography* (error medio de medida del tenista: -0.032 ± 0.035 segundos y error medio del futbolista: -0.006 ± 0.061 segundos; $p = 0.07$).

Discusión

Tanto la metodología de medición basada en la aplicación *Laptracker* como la metodología de medición basada en la aplicación *Videography* parecen precisas para medir el tiempo del sprint de ida y vuelta (el MAE fue menor a 50 ms [*Laptracker*]

y 20 ms [*Videography*] cuando se midieron esprints reales). Además, los residuales de las gráficas BA mostraron heterogeneidad, lo que indica que el error no se vio afectado por el tiempo del esprint.

Sería necesario evaluar el funcionamiento de las dos metodologías propuestas en otras condiciones de iluminación (ya que los reflejos pueden ser confundidas con movimiento por la cámara y pueden afectar a las mediciones de ambas *apps*) y con sujetos de diferentes parámetros antropométricos (considerando especialmente la altura y la longitud del brazo que pueden afectar en el corte de los haces de luz que llegan a la cámara).

Existen otros estudios que analizan la validez de aplicaciones móviles para medir los tiempos del esprint. Así por ejemplo Romero-Franco et al. (2017) indican que los límites de acuerdo entre la aplicación *MySprint* y unas barreras fotoelectrónicas en los *gráficos BA* fueron de ± 0.028 segundos, valor inferior al encontrado en el presente estudio (donde fueron de aproximadamente 0.04 segundos). Balsalobre-Fernández et al., (2019) hallaron un error sistemático de 0.02 segundos y unos límites de acuerdo de -0.04 segundos y de 0.09 segundos. A pesar de ellos el error fue muy inferior al encontrado en cronometradores humanos (Mann, Ivey, Brechue y Mayhew, 2015)

A pesar de que la metodología basada en la *app Videography* fue más precisa que la aplicación *Laptracker*, su principal limitación es que requiere de un cronómetro externo al móvil para medir los tiempos (y a veces no se visualiza el número correctamente) y que no permite seleccionar una zona de detección de movimiento en el campo de visión de la cámara, por lo que se requiere del uso de un ocluser físico. Estas dos opciones deberían incluirse en la *app* para que sea más cómoda de usar cuando se quieren medir esprints de ida y vuelta (tal y como se hace en la aplicación *Laptracker*).

Consideraciones finales

Las metodologías propuestas mejoran la precisión del cronometrador humano por lo que recomendamos su uso para entrenamiento. En el campo de la investigación pensamos que es más adecuado el uso de células fotoeléctricas, una tecnología altamente precisa y fiable y de uso contrastado. Estas aplicaciones podrían usarse tanto para medir el tiempo de un esprint de ida y vuelta simple y en otros test frecuentemente empleados en las baterías de condición física como por ejemplo el 4 x 10 (Ortega *et al.*, 2008), en test de esprints repetidos específicos (te Wierike *et al.*, 2014) o en test de agilidad en los que el deportista cruza varias veces una misma zona (Sekulic *et al.*, 2014).

4.2. PROTOCOLOS ESPECÍFICOS DE EVALUACIÓN BIOMECÁNICO/TÉCNICO EN PISTA

4.2.1. ESTUDIO 4: PRECISIÓN DE DIFERENTES TIPOS DE GOLPES EN EL PÁDEL

Antecedentes

La precisión de golpeo es una variable muy relacionada con el rendimiento en los deportes de raqueta (Landlinger *et al.*, 2012). A pesar de que en otros deportes de raqueta existen numerosos test de golpeo, en pádel la literatura al respecto es escasa (Sánchez-Alcaraz *et al.*, 2015; Müller *et al.*, 2019; Courel-Ibáñez & Herrera-Gálvez, 2020). Courel-Ibáñez & Herrera-Gálvez (2020) concluyen que los jugadores con una mejor recuperación de la frecuencia cardiaca son los que muestran los mejores valores de precisión. Hallaron diferencias de precisión entre un grupo de más nivel y uno de menos nivel en la derecha, en la volea y el remate. No analizaron las diferencias entre golpes de derecha y golpes de revés. Sánchez-Alcaraz, Courel-Ibáñez, & Cañas (2015) realizan un análisis más detallado diferenciando entre golpes de derecha y de revés. Hallan que los jugadores avanzados obtuvieron mejores valores de precisión que los de iniciación, especialmente en la derecha de fondo y en la bandeja. Müller, Goulart, & Del Vecchio (2019) hallaron diferencias de precisión entre el grupo que tomó un suplemento de cafeína y el grupo placebo, obteniendo mejores valores de precisión los primeros. Es necesario diseñar más test que midan la precisión en una situación similar a la de un partido, incluyendo diferentes tipos de golpes (con pared, de fondo, de volea), con desplazamientos previos del jugador y modificando la dirección de los tiros, tal y como ya se ha hecho en otros deportes de raqueta (Lyons *et al.*, 2013; Vergauwen, Spaepen, Lefevre y Hespel, 1998). Teniendo en cuenta que en el pádel los jugadores suelen especializarse en el juego en una mitad de la pista también sería interesante que en estos test se tuviera la posición (diferenciando entre zona derecha y zona izquierda). Estudios previos en tenis indican que el error longitudinal es mayor que el error medio-lateral (Vergauwen *et al.*, 1998b; Yamamoto *et al.*, 2018).

El objetivo del artículo es comparar la precisión de algunos de los golpes más habituales en pádel (paredes de fondo, golpes de fondo y voleas, tanto de derecha como de revés) usando un test específico en pista. Por otro lado, se pretende evaluar dicho test analizando la precisión de la medida (comprobar si el test es capaz de estimar la distancia al centro de la diana con un mínimo error), su aplicabilidad (tiempo de realización del test y materiales necesarios) y la información que proporciona, así como la diferencia entre el error longitudinal de golpeo y el error

medio-lateral. Se sostiene la hipótesis de que con los golpes de derecha se lograra una mayor precisión que con los golpes de revés y que las paredes serán los golpes con los que se obtengan los peores resultados. También se cree que el error longitudinal será mayor que el error medio-lateral.

Metodología específica

Instrumental

El test fue realizado en las instalaciones deportivas del Campus Club de Pádel, localizado junto al *Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud*, centro perteneciente a la *Universidad de Granada* y que dispone de los instrumentos necesarios para poder llevar a cabo la investigación. Estos fueron los siguientes: bioimpedanciómetro *Inbody 230*, alfombra de calibración de 510 x 210 m, dos cámaras *Casio Exilim FH100* (120 fps), 40 pelotas no presurizadas (para minimizar la pérdida de sus propiedades elásticas) *Artengo 720* y un cronómetro. El test fue realizado con luz natural.

Muestra

La muestra estuvo formada por 10 jugadores de pádel (8 hombres y 2 mujeres) de nivel amateur y de una edad de 26.6 ± 6.3 años. 9 de ellos tenían una experiencia mínima de 8 años en la práctica de deportes de raqueta (tenis y/o pádel). Tan solo 2 de ellos no habían participado en competiciones regionales de tenis o de pádel. Las características antropométricas de la muestra se recogen en la Tabla 11.

Tabla 11. Características antropométricas de la muestra del estudio 4

Variable	N	Media	Desviación típica
Peso (kg)	10	78.58	17.09
Altura (cm)	10	175.41	7.57
Masa muscular esquelética (kg)	10	33.45	6.16
Índice de masa corporal	10	25.21	4.15
Porcentaje de grasa corporal (%)	10	23.6	6.52

Los criterios de exclusión fueron: 1) haber realizado actividad física extenuante las 48 horas previas al test, 2) presentar algún tipo de lesión musculoesquelética que pudiera afectar a la técnica de golpeo y/o de desplazamiento.

Todos ellos participaron de forma voluntaria en la investigación, fueron debidamente informados de las características del estudio y firmaron un consentimiento informado.

Procedimientos

Antes de realizar el test se hizo un análisis de la composición corporal y una pequeña anamnesis para obtener datos generales y otros que pudieran estar relacionados con la precisión de golpeo (edad, años de juego, lado dominante, lado preferente, participación en competiciones, etc.).

El test se basó en la literatura previa de los deportes de raqueta (Vergauwen *et al.*, 1998b; Lyons *et al.*, 2013). Consistió en la realización de 96 golpes por sujeto organizados en 4 series de 24 golpes cada una. Dos series se hicieron en el lado de la derecha y dos en el lado del revés (una golpeando en paralelo y otra en cruzado). En cada serie se ejecutó un golpe con pared (la bola botaba por detrás de la línea de servicio), un golpe sin pared (la pelota botaba por delante de la línea de servicio, tomando como referencia la reja lateral) y una volea (realizada a la altura del hombro). Dicha secuencia se repitió 8 veces por serie. El sujeto empezó cada serie en la mitad del cuadro de servicio por detrás de la línea de saque (Figura 39). El tiempo de descanso entre series fue de 3 minutos para evitar que la fatiga neuromuscular pudiera afectar a la precisión. Las pelotas fueron lanzadas por un entrenador experto, con diez años de experiencia en la enseñanza de los deportes de raqueta. Para enviar las pelotas a un ritmo constante, a la vez que lanzaba iba contando el número del golpe dentro de la serie. A pesar de que una máquina lanzapelotas proporciona mayor consistencia que un lanzador humano, es una situación que se aleja de la realidad e incrementa el tiempo de reacción en relación a cuando se devuelven pelotas de un oponente real (Shim, Carlton y Kwon, 2006). Los sujetos debían apuntar a un cono localizado en la mitad del cuadro de saque de la pista contraria, justo encima de la línea de servicio. La única directriz que se les dio fue la de golpear con la mayor precisión posible.

Se utilizaron dos cámaras que fueron colocadas siempre a la misma altura, con un *zoom* similar y enfocando siempre al mismo punto. Una de las cámaras grabó el bote de la pelota para poder medir la precisión y la otra cámara grabó los golpes del jugador para identificar las pelotas que daban en la red o los tiros que se repetían por algún tipo de circunstancia (porque tocaban la cinta y entraban o porque el lanzamiento no era correcto).

Para calcular la distancia al centro de la diana se digitalizó la pista con el *software* de análisis deportivo *Kinovea*, utilizando una cuadrícula de perspectiva y

colocando en la pista una alfombra de 210 cm x 510 cm (alfombra de calibración). El programa permite indicar el tamaño real de la cuadrícula. Para corregir el error debido a la deformación de la imagen en el eje vertical (en el eje horizontal dicha deformación era inapreciable) se calibró la zona de la diana en cada mitad de la pista, colocando 303 pelotas a una distancia conocida, tanto en el eje horizontal, como en el eje vertical. Para ello se utilizó la alfombra de calibración ya que tiene dibujados cuadrados de 15 cm de lado. La precisión fue medida como la distancia al centro de la diana de tal forma que a menor distancia mayor era la precisión. Para facilitar el análisis estadístico solo se consideraron las pelotas que entraron en un radio de 300 cm respecto del centro de la diana. El resto de tiros fueron considerados como errores.

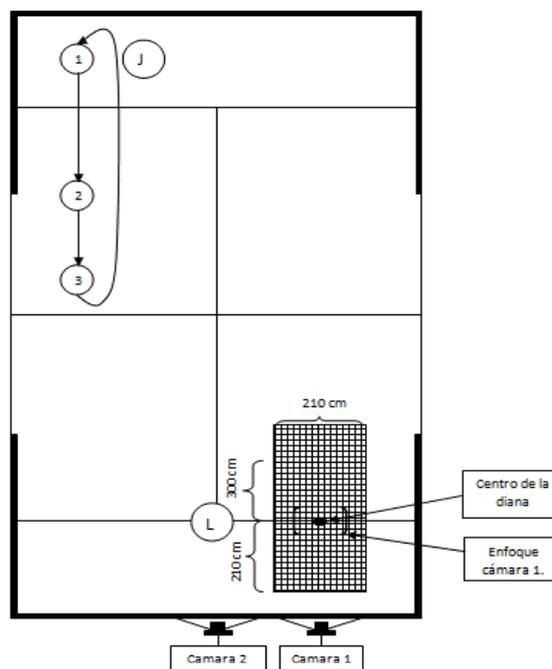


Figura 39. Esquema del test de golpeo de pádel. Localización de la diana en la situación de golpeo de derecha cruzada (para un jugador diestro). L: lanzador; J: Jugador.

Análisis estadístico

Se utilizó el *software* de análisis estadístico SPSS. El nivel de significatividad se estableció en $p < 0.05$.

Para comparar la diferencia de las medias de la distancia horizontal y vertical se utilizó el test de la *t de Student* para muestras relacionadas. Para el resto de variables se utilizó el test de la *t de Student para muestras no relacionadas* o el test *ANOVA unidireccional*. En el caso de que la *p* fuera significativa se usó el análisis *post-hoc* de *Bonferroni*.

Resultados

Se obtuvo una precisión horizontal de -0.26 ± 1.36 cm. En el eje vertical la precisión fue de 0.006 ± 2.21 cm tras aplicar la fórmula de corrección. Estos resultados se obtuvieron con pelotas en situación estática. Dicho error pudo verse incrementado por el movimiento de la pelota cuando impacta en el suelo. Teniendo en cuenta que la cámara grabó a 120 fps casi siempre se captó el fotograma en el que la pelota tocaba el suelo de la pista (o un fotograma muy próximo) por lo que dicho error se vio minimizado.

Cada serie tuvo una duración de 30 segundos (rango de 28 a 35 segundos). Esto se comprobó con las grabaciones, seleccionando series al azar de algunos jugadores. Teniendo en cuenta que los descansos entre series tenían una duración de 3 minutos, el test completo tuvo una duración aproximada de 12 minutos.

Eliminando los tiros que no entraron en la zona circular de 300 cm de radio, se analizó la precisión de un total de 672 golpes. Cuando se analizaron todos los golpes hubo diferencias significativas entre la distancia horizontal al centro de la diana (74.07 ± 53.95 cm) y la distancia vertical al centro de la diana (106.24 ± 74.37). También ocurrió lo mismo cuando se analizaron de forma individual los golpes de pared, los golpes de fondo y las voleas (Figura 40).

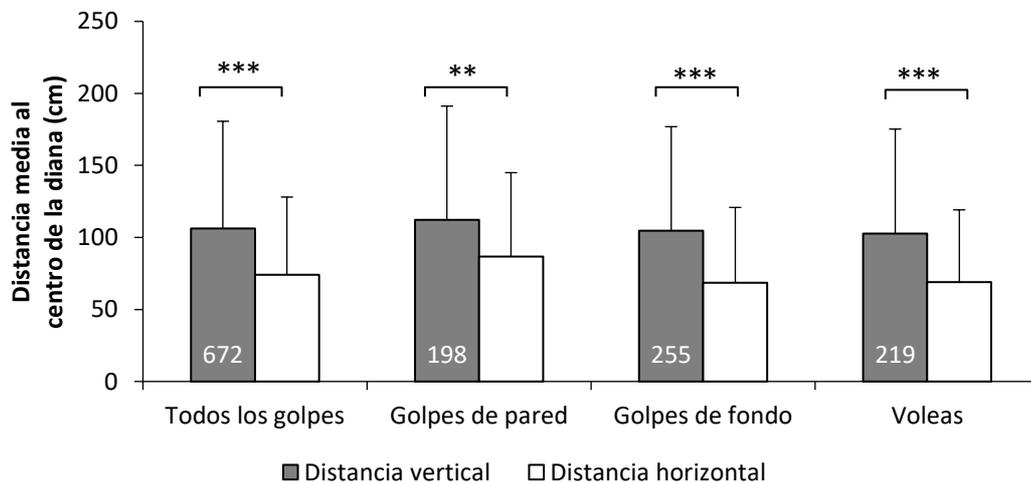


Figura 40. Distancia media horizontal y vertical al centro de la diana en función del tipo de golpe en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

En relación a la dirección de golpeo, cuando se aplicó el test de la *t de Student para muestras independientes* no hubo diferencias significativas entre la precisión de los golpes paralelos y los golpes cruzados ($p > 0.05$) (Figura 41).

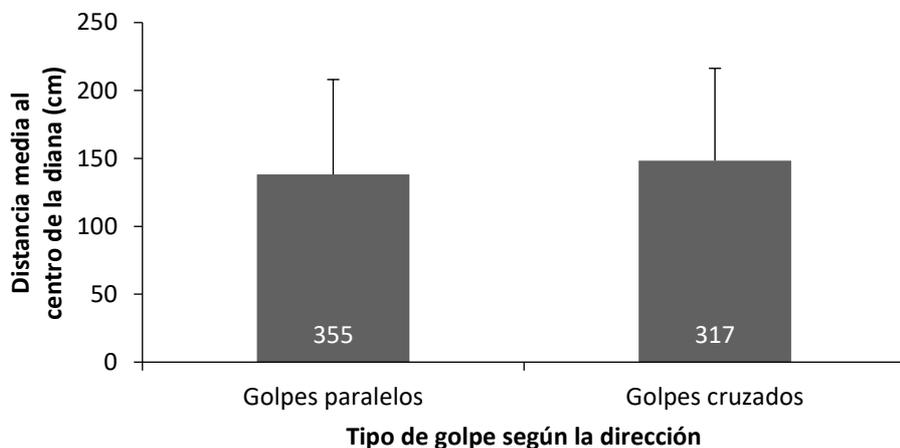


Figura 41. Distancia media al centro de la diana en función de la dirección en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

Respecto a la mitad de la pista en la que se ejecutaron los tiros, cuando se aplicó el test de *Student para muestras independientes* se hallaron diferencias significativas obteniéndose más precisión con los golpes en el lado de derecha ($p < 0.05$) (Figura 42).

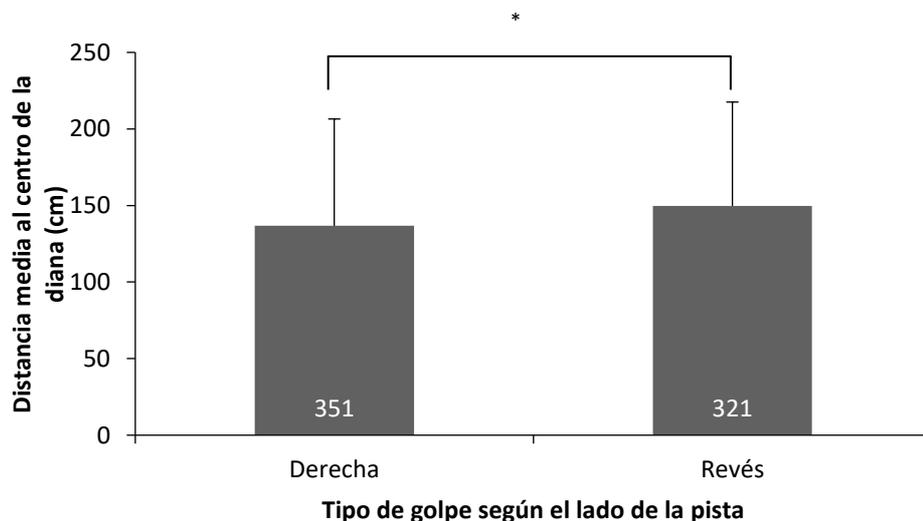


Figura 42. Distancia media al centro de la diana en función del lado de la pista en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

Atendiendo al tipo de golpe (pared, fondo o volea), el test *ANOVA* unidireccional mostró diferencias significativas ($p < 0.01$) entre los tres golpes. El análisis *post-hoc* de *Bonferroni* indicó diferencias significativas entre el golpe con pared y la volea ($p < 0.01$) y entre la pared de fondo y el golpe de fondo ($p < 0.05$) (Figura 43).

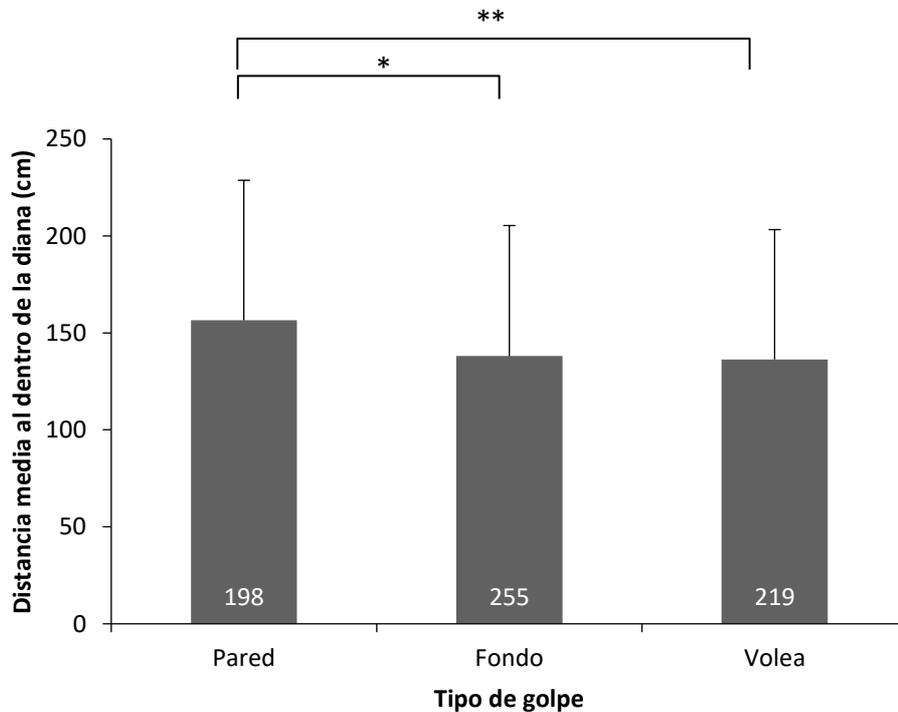


Figura 43. Distancia media al centro de la diana en función del tipo de golpe en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$.

Cuando se analizaron los golpes teniendo en cuenta el lado de la pista y el tipo de golpe que era (pared, fondo o volea), los golpes con los que se obtuvo la mayor precisión fueron la volea de derecha, la derecha de fondo y el revés de fondo y los golpes con los que se obtuvo peor precisión fueron la pared de fondo de revés, la pared de fondo de derecha y la volea de revés, independientemente de si los tiros eran cruzados o paralelos (Figura 44). El análisis *ANOVA* unidireccional mostró diferencias significativas. El análisis *post-hoc* de *Bonferroni* mostró diferencias significativas de precisión entre la volea de derecha y la pared de fondo de revés ($p < 0.01$) y entre la derecha de fondo y la pared de fondo de revés ($p < 0.05$).

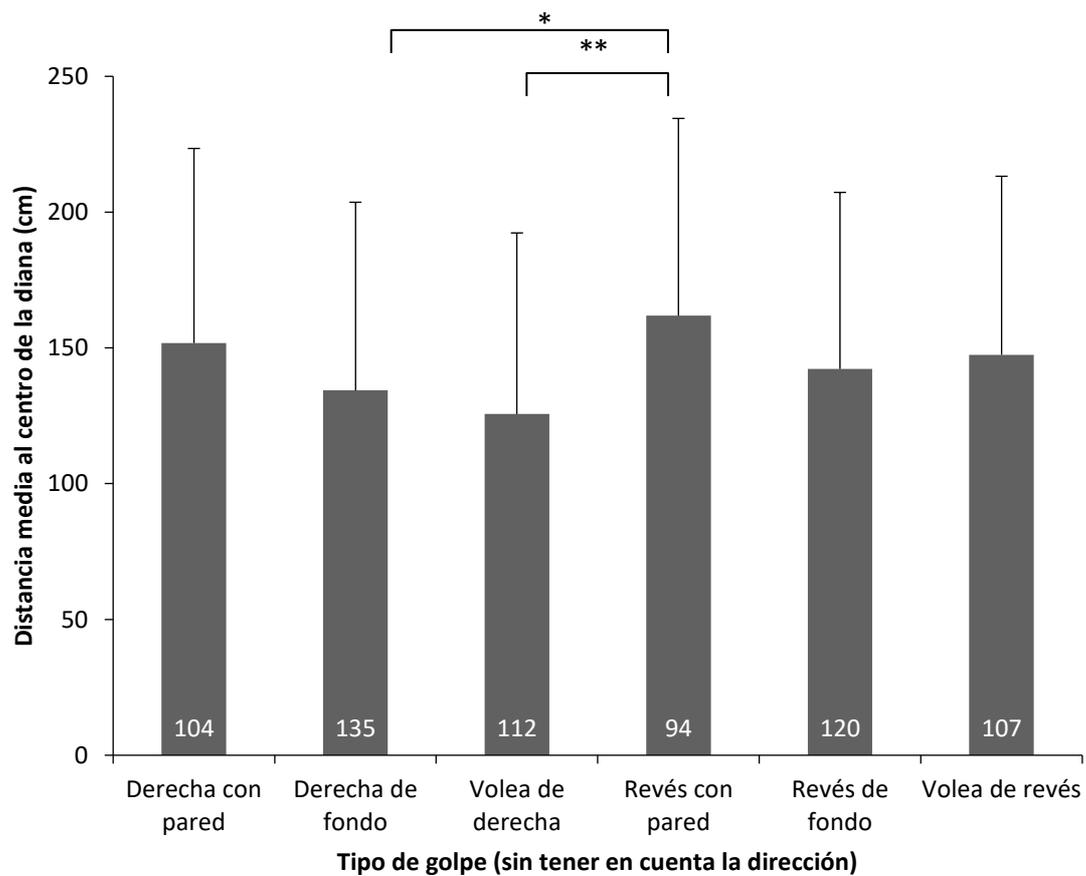


Figura 44. Distancia media de cada golpe al centro de la diana en función del tipo de golpe (sin tener en cuenta la dirección) en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$.

El test *ANOVA* unidireccional mostró que existían diferencias significativas ($p < 0.01$) entre grupos, cuando se clasificaron los golpes según el tipo de golpe, el lado de la pista y la dirección (Figura 45). Sin embargo, el análisis *post-hoc* de *Bonferroni* no mostró diferencias significativas entre ninguno de los golpes.

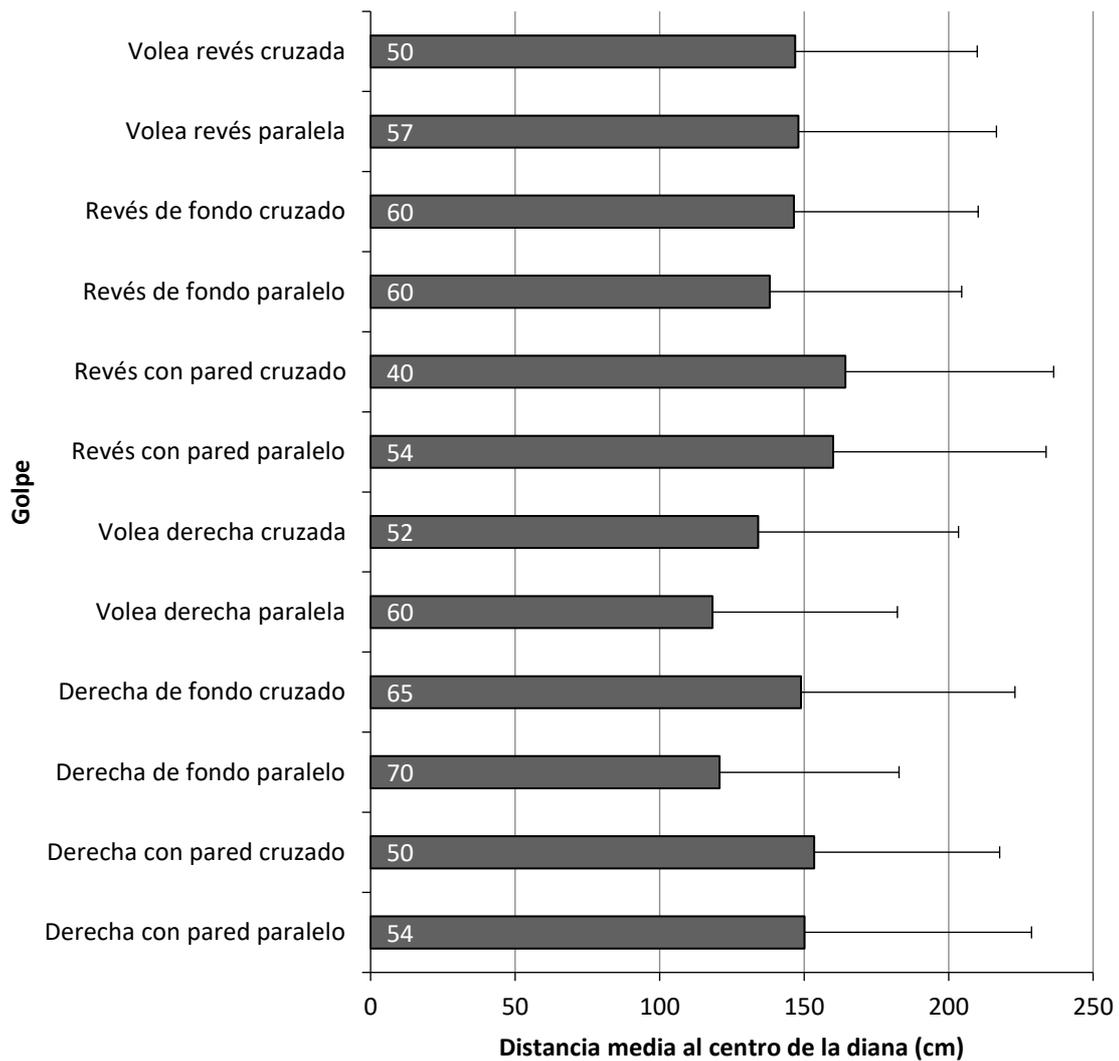


Figura 45. Distancia media de cada golpe al centro de la diana en el test de golpeo de pádel. En la base de cada barra aparece el número de golpes que entraron en el radio delimitado de 300 cm. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

En la Tabla 12 se muestran los resultados de cada uno de los jugadores que participaron en el estudio.

Tabla 12. Resultados obtenidos por cada jugador en el test de golpeo de pádel

Jug	Pelotas dentro (%)	Precisión total (cm)	Precisión derecha con pared (cm)	Precisión derecha de fondo (cm)	Precisión volea derecha (cm)	Precisión revés con pared (cm)	Precisión revés de fondo (cm)	Precisión volea revés (cm)
1	74.0	155.77 ± 73.37	149.57 ± 71.50 (68.8%)	132.02 ± 78.03 (100%)	105.74 ± 71.68 (75%)	198.19 ± 61.77 (56.3%)	176.42 ± 57.45 (75%)	193.88 ± 58.51 (68.8%)
2	81.3	127.40 ± 66.33	150.94 ± 60.01 (87.5%)	112.68 ± 64.98 (81.2%)	102.58 ± 59.21 (75%)	124.11 ± 65.60 (68.8%)	141.36 ± 82.55 (87.5%)	127.42 ± 62.21 (87.5%)
3	72.2	132.65 ± 66.92	139.83 ± 94.10 (75%)	136.14 ± 63.35 (100%)	103.56 ± 57.92 (68.8%)	-	141.37 ± 50.68 (58.3%)	152.17 ± 42.12 (50%)
4	79.2	160.52 ± 62.62	119.59 ± 96.20 (33.3%)	142.77 ± 54.89 (50%)	144.86 ± 38.84 (58.3%)	217.92 ± 56.63 (81.3%)	162.98 ± 54.47 (87.5%)	129.71 ± 45.75 (81.3%)
5	59.4	150.27 ± 64.79	138.56 ± 82.90 (31.2%)	139.22 ± 58.68 (68.8%)	161.76 ± 52.73 (50%)	152.36 ± 66.28 (62.5%)	145.82 ± 73.51 (81.2%)	162.39 ± 70.19 (62.5%)
6	66.7	151.95 ± 79.01	211.75 ± 41.61 (37.5%)	191.20 ± 67.31 (93.8%)	163.60 ± 70.48 (68.8%)	124.25 ± 98.08 (50%)	120.74 ± 62.05 (81.2%)	111.18 ± 86.53 (68.8%)
7	80.2	118.69 ± 57.76	143.25 ± 56.50 (75%)	95.47 ± 54.61 (93.8%)	93.90 ± 43.17 (81.2%)	124.72 ± 53.19 (68.8%)	116.12 ± 73.07 (81.2%)	145.08 ± 46.43 (81.2%)
8	80.2	135.84 ± 72.69	126.84 ± 74.84 (87.6%)	129.85 ± 81.56 (100%)	126.77 ± 79.41 (81.2%)	148.78 ± 69.40 (75%)	134.80 ± 68.89 (75%)	155.57 ± 66.02 (62.5%)
9	56.3	157.09 ± 69.60	176.63 ± 69.65 (68.8%)	105.77 ± 53.35 (68.8%)	151.67 ± 64.82 (62.5%)	179.02 ± 66.45 (43.8%)	172.93 ± 59.70 (56.3%)	175 ± 95.88 (37.5%)
10	88.5	148.66 ± 67.05	164.55 ± 68.74 (93.8%)	153.08 ± 66.13 (100%)	129.21 ± 76.74 (93.8%)	177.35 ± 71.32 (81.2%)	119.49 ± 30.06 (81.2%)	147.84 ± 66.74 (81.2%)

*Media y desviación típica. Jug: Jugador. Entre paréntesis, el porcentaje de pelotas que entraron en un área de 300 cm

Discusión

Para la presente tesis se diseñó un test específico de evaluación de la precisión en el pádel. El test midió con precisión la distancia del bote de la pelota al centro de la diana y requiere de poco equipamiento. Además, no superó los 15 minutos de duración y proporciona información relevante acerca de la precisión de cada uno de los golpes. Por todo ello podría ser incluido en los protocolos de evaluación de jugadores de pádel.

Cuando se comparó la distancia horizontal y la distancia vertical al centro de la diana hubo diferencias significativas, siendo mayor la distancia vertical. Esto concuerda con los resultados de Vergauwen, Spaepen, et al. (1998) en un test de tenis, en el que también se midió la distancia vertical y horizontal al centro de una diana. En dicho estudio la distancia lateral a la diana fue siempre menor que la distancia vertical, tanto en una situación defensiva de golpeo, como en una situación ofensiva, para el primer y segundo servicio y para la volea, en jugadores de tenis de nivel nacional y de nivel internacional ($p < 0.001$ en todos los casos). En un estudio posterior con jugadores de 12-13 años (Vergauwen, Madou, y Behets, 2004) se halló también que la distancia horizontal al centro de la diana fue significativamente menor que la distancia vertical, en todos los test realizados ($p < 0.001$ en todos los casos). En un estudio de Delgado-García, Vanrenterghem, Muñoz-García, et al. (2019) se explicó este hecho basándose en la teoría de Calvin (1983) de la *ventana óptima de lanzamiento*. Una posible explicación de este hallazgo es que en el eje horizontal no existen fuerzas que puedan modificar la trayectoria de la pelota, por lo que esta será una línea recta, facilitando el cálculo al jugador. En caso de que las piernas, el tronco y los hombros estén bien colocados, el jugador solo debe preocuparse de colocar las cuerdas de la raqueta en la dirección deseada. Igual que ocurre en otro tipo de lanzamiento como el de dardos (Smeets, Frens y Brenner, 2002), en el eje vertical la fuerza de la gravedad modifica la trayectoria de la pelota y en función de la altura a la que se realice el golpeo las cuerdas deberán estar más o menos inclinadas y además habrá que modificar la velocidad de la raqueta, calculando en cada golpe la parábola que debe efectuar la pelota para caer en el centro de la diana. Hore, Watts, Martin y Miller (1995) señalan que el control del momento en el que se produce el lanzamiento (en el caso de los deportes de raqueta podemos hacer una analogía con el momento del golpeo) es el factor más importante para un lanzamiento preciso. Hore, Timmann y Watts (2002) indican que lanzadores de beisbol profesionales presentan una precisión menor de 7 ms en el momento de realizar el lanzamiento para lograr enviar la pelota al lugar adecuado. En el caso de los lanzamientos en el plano vertical (como la volea), como la dirección de la mano es la misma que la localización de la diana, la imprecisión debido al momento del lanzamiento (o impacto) apenas influye en la

distancia horizontal a la diana, tal y como ocurre en el lanzamiento de dardos (Smeets *et al.*, 2002). La estereoscopia humana también podría explicar parte de las desigualdades encontradas entre la precisión en el eje vertical y en el eje horizontal ya que ambos ojos se encuentran en un plano horizontal lo que puede provocar que controlemos más la distancia horizontal que la vertical. Prinzmetal y Gettleman (1993) indican que debido a que el campo visual de la visión binocular es una elipse orientada horizontalmente las líneas verticales estarán más próximas al límite que las horizontales y por tanto las líneas verticales parecerán más largas. La comparación de la precisión del bote de la pelota en los planos vertical u horizontal en el caso de los deportes de raqueta podría ser una futura línea de investigación. A la vista de los resultados podemos concluir que en el entrenamiento habría dar más peso al control de la profundidad que a la colocación lateral de los golpes.

Cuando se compararon la precisión de los tiros en función de la dirección (paralela o cruzada) se obtuvo más precisión con los tiros paralelos (Figura 41), sin embargo, no hubo diferencias significativas. Si se hubiera aumentado la muestra probablemente si podría haber existido significatividad ya que la *p* estuvo muy próxima a 0.05. Harían falta más estudios para corroborarlo. Al contrario de lo encontrado en este trabajo, Perry *et al.* (2004a) hallaron que tenistas adolescentes tenían más precisión cuando jugaron tiros cruzados que cuando estos fueron paralelos, pero solo en el caso del revés. En dicho estudio se pidió a los jugadores que golpearan la pelota con potencia. Teniendo en cuenta que la distancia entre el impacto de la pelota y la localización del centro de la diana es menor en los tiros paralelos, quizás si en nuestro estudio hubiéramos pedido a los jugadores que golpearan con potencia hubiera habido un mayor porcentaje de errores en el tiro paralelo ya que deberían realizar un tiro parabólico (sobre todo en los golpes más alejados de la red), con la misma altura de salida y logrando la misma velocidad que en los tiros cruzados, lo cual no es posible sin utilizar el efecto liftado, cuyo uso en pádel es complejo por las características físicas de la pala. Para comprobarlo se debería hacer un estudio similar en el que se pidiera a los jugadores que golpearan al centro de la diana con la mayor potencia posible.

Cuando se comparó la precisión de los golpes en función del lado de la pista también hubo diferencias significativas, obteniéndose más precisión con la derecha que con el revés (Figura 42). Esto coincide con los resultados de otros estudios en deportes de raqueta como el de Mavvidis *et al.* (2010). En ambos casos los jugadores que realizaron el test eran de nivel amateur e iniciación. En sentido contrario Davey *et al.* (2002), Lyons *et al.*, (2013) y Strecker *et al.* (2011) no hallaron diferencias significativas entre la precisión de la derecha y el revés en el caso del tenis. Probablemente sus estudios fueron realizados con jugadores de mayor nivel y los

programas de entrenamiento que han seguido los jugadores han logrado equilibrar las diferencias entre ambos golpes. Por otro lado, podría deberse a las diferencias entre el tenis y el pádel (longitud de la pista, biomecánica de los golpes) y a las características intrínsecas de los test empleados (precisión medida como una variable continua o uso de dianas de puntuación, velocidad y ritmo de lanzamiento de la pelota, etc.). Hacen falta más estudios que analicen las diferencias en cuanto a la precisión entre la derecha y el revés.

En relación a si el golpe era ejecutado de pared, de fondo o de volea, el golpe menos preciso fue el de pared (Figura 43). No hemos hallado ningún estudio que compare la precisión de los golpes con pared con la de los otros golpes en pádel por lo que no podemos comentar este resultado en relación a la bibliografía científica. Además de que en los golpes de pared el cálculo de la trayectoria de la pelota es más complejo porque hay dos rebotes, estos fueron ejecutados más lejos de la diana que los golpes de fondo y que las voleas. Estas son dos de las posibles causas de por qué los golpes con pared son menos precisos que los golpes de fondo y las voleas. Entre la volea y el golpe de fondo no hubo diferencias significativas ya que, aunque la volea de derecha fue el golpe más preciso con la volea de revés se obtuvieron peores resultados que con los golpes de fondo (Figura 43).

Cuando se atendió al tipo de golpe sin tener en cuenta la dirección, la volea de derecha fue el golpe más preciso (Figura 44). En el presente test la volea se realizó muy cerca de la red y se ejecutó de arriba abajo, directamente a la dirección de la diana, sin necesidad de buscar una trayectoria parabólica. Además, es un golpe que se ejecuta por el lado dominante y que requiere un recorrido corto de la raqueta en comparación con la pared de fondo y con el golpe de fondo. En el caso de la volea de revés, es un golpe que requiere de una buena coordinación por el lado no dominante y de un antebrazo fuerte para evitar rotaciones no deseadas de la cabeza de la raqueta (la muñeca no presenta una posición de fuerza como en el caso de la volea de derecha). Además, la rotación de tronco y hombros es mayor que en la volea de derecha (Chow *et al.*, 1999). Por otro lado, en un estudio previo el tiempo de reacción para iniciar la volea de revés fue mayor que para la volea de derecha, en jugadores de nivel principiante e intermedio (Andrew, Chow, Knudson y Tillman, 2003). De todas formas, en el presente estudio no se midieron los tiempos de reacción por lo que esto es solo una posible explicación de por qué la volea de revés no fue uno de los golpes con los que se consiguió mayor precisión.

Los resultados de cada jugador tuvieron relación con el nivel de juego basado en las horas de práctica y en la participación en competiciones. Un resultado inesperado fue la mayor precisión obtenida en el revés, respecto a la derecha por el

jugador número 6 en el golpe con pared y en el golpe de fondo ($p < 0.05$ en ambos casos; Tabla 12). Puede tener relación a su lateralidad ya que, aunque su brazo dominante es el izquierdo, su brazo-raqueta es el derecho, ya que así se le enseñó a jugar cuando era pequeño (con la edad de 8 años). Haría falta un estudio más profundo de este jugador. El jugador número 4 obtuvo mejor precisión con la volea de revés que con la volea de derecha, pero las diferencias no fueron significativas ($p > 0.05$; Tabla 12). En el jugador número 7 la precisión de la derecha con pared fue menor que la del revés con pared, pero las diferencias tampoco fueron significativas. El jugador número 10 obtuvo menor precisión con la derecha de fondo que con revés de fondo, pero la p fue mayor del límite establecido en 0.05 por lo que no podemos decir que esas diferencias sean significativas (Tabla 12).

Consideraciones finales

Cuando se aplicó un test de precisión en pista a diez jugadores de pádel de nivel amateur se obtuvieron los siguientes resultados: 1) El golpe más preciso fue la volea de derecha y el menos preciso la pared de revés; 2) Los golpes de derecha fueron más precisos que los golpes de revés; 3) No hubo diferencias en la precisión entre los golpes paralelos y los golpes cruzados; 4) Los golpes de pared fueron menos precisos que los golpes de fondo y que las voleas 5) El error longitudinal fue mayor que el error medio-lateral.

El test midió con precisión la distancia del bote de la pelota al centro de la diana y requiere poco equipamiento. Además, no superó los 15 minutos de duración y proporciona información relevante acerca de la precisión de cada uno de los golpes. Por todo ello podría ser incluido dentro de un protocolo de evaluación global de un jugador de pádel. Algunas de las posibles aplicaciones de este test son: evaluación de la mejora de la precisión tras un programa de entrenamiento, elección del lado de la pista, selección de la pala idónea para cada jugador realizando el test con palas distintas (en peso, balance, grosor del puño, etc.), evaluación de la capacidad aeróbica específica del jugador repitiendo el test hasta la fatiga volitiva.

4.2.2. ESTUDIO 5: ANÁLISIS DE LA PRECISIÓN DE LOS GOLPES DE TENIS DE FONDO. ESTRUCTURA PROBABILÍSTICA DEL ERROR

Antecedentes

El éxito en el tenis depende de numerosos factores, como la condición física, la habilidad técnica y la capacidad táctica. Un indicador de rendimiento importante es poder generar altas velocidades de golpeo con una alta precisión (Landlinger *et al.*, 2012). La precisión, en términos globales, se define como el error basado en la distancia, es decir, la distancia entre la ubicación de la diana y la posición del bote de la pelota. La mayoría de las pruebas de campo utilizadas en la literatura científica del tenis miden la precisión mediante un sistema categórico basado en dianas (Davey, Thorpe y Williams, 2002; Smekal *et al.*, 2000; Strecker *et al.* 2011). Pocos estudios han analizado la distribución espacial del error con más detalle y con una resolución más alta. En general, se ha sugerido que la media del error longitudinal es típicamente mayor que la media del error medio-lateral (Vergauwen, Madou y Behets, 2004; Vergauwen, Spaepen, Lefevre y Hespel, 1998; Yamamoto, Shinya y Kudo, 2018). Yamamoto *et al.* (2018) indican que el error en el caso del golpe de derecha se ajusta a una *distribución normal bivariada*, representada por una elipse. Este tipo de distribución también se ha encontrado en una tarea de movimiento dirigido (Van Beers, 2012) y en el lanzamiento de béisbol (Kawamura *et al.*, 2017; Kawamura, Shinya, Kobayashi y Obata, 2016; Shinya *et al.*, 2017). Este concepto se ejemplifica en la Figura 1, donde un tenista ficticio golpea las pelotas lanzadas por un entrenador de tenis. La estructura probabilística del error para el golpe de derecha y de revés está representada por una *distribución normal bivariada*, es decir por una elipse (Figura 46). Si el jugador tiene que golpear en paralelo, la distribución del error en el golpe de derecha es más elongada que en el golpeo de revés (esto se aprecia tanto en la forma como en el tamaño de la elipse). La Figura 46 también incluye una ilustración gráfica de una *distribución normal bivariada*. El jugador ficticio de la Figura 46 tiene más probabilidad de cometer un error largo que un error lateral con el golpe de derecha que con el golpe de revés y viceversa y debe dedicar más horas de entrenamiento para mejorar el control de la precisión longitudinal con el golpe de derecha y el control de la precisión medio-lateral en el caso del revés.

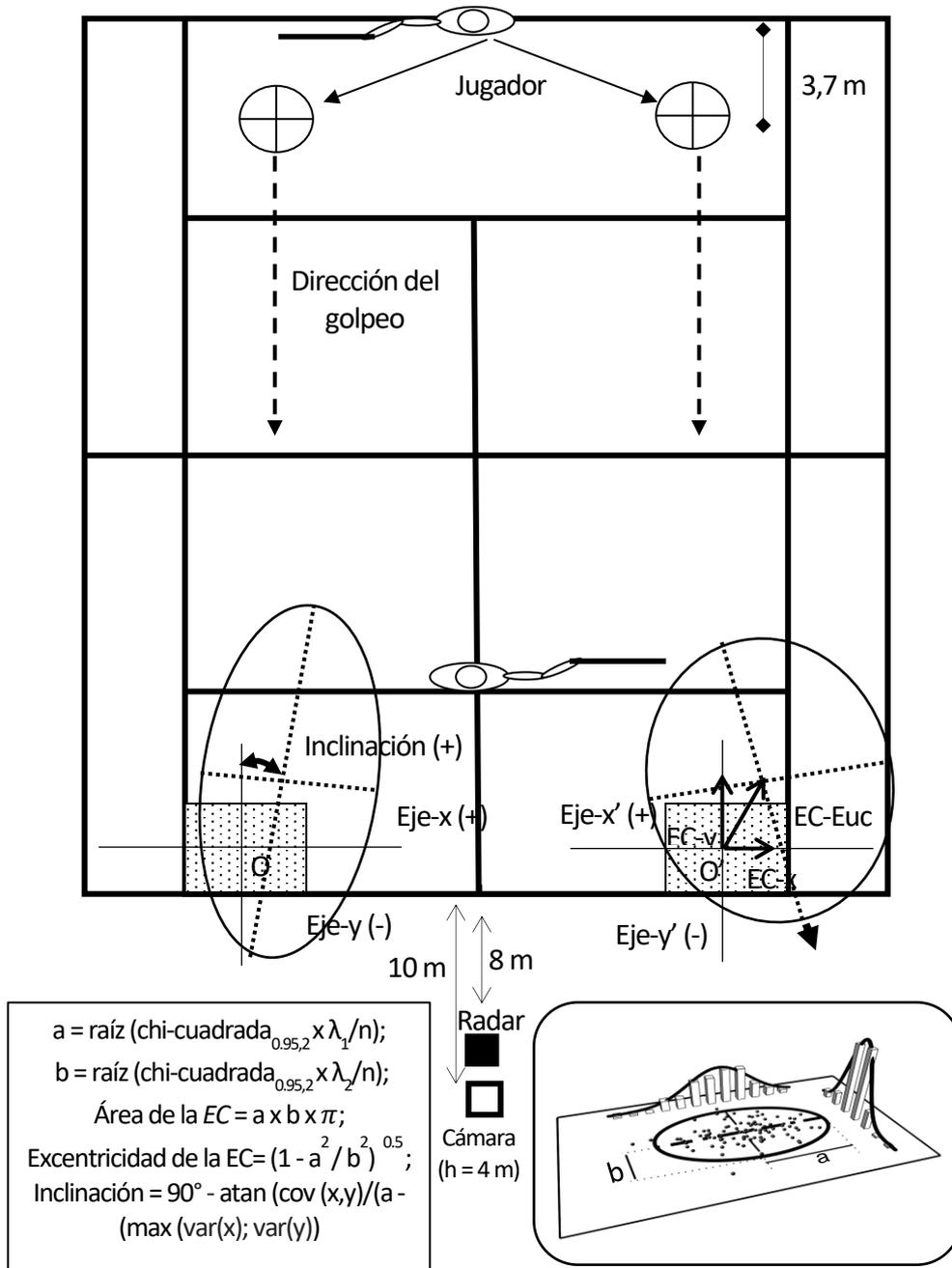


Figura 46. Distribución del error en forma de elipse de confianza (estudio 5). $\text{chi-cuadrada}_{0.95,2}$: función de distribución acumulativa chi-cuadrado (2 grados de libertad) a un nivel de probabilidad del 95% (~ 5.99146); $\text{var}(x)$ y $\text{var}(y)$: varianzas de las posiciones x e y del bote de la pelota; $\text{cov}(x, y)$ la covarianza entre x e y ; λ_1 y λ_2 el valor propio (eigenvalue) máximo y mínimo de la matriz de covarianza; a : radio largo (eje y); b : radio corto (eje x); $\overrightarrow{EC_x}$, $\overrightarrow{EC_y}$, $\overrightarrow{EC_{Euc}}$: ubicación del centro de la elipse de confianza en la dirección medio-lateral y longitudinal y distancia euclidiana del centro de la elipse con respecto al centro del objetivo.

Las diferencias halladas en la magnitud del error entre el golpe de derecha y de revés indican que el primero es generalmente más preciso (Landlinger et al., 2012; Mavvidis, Stamboulis, Dimitriou y Giampanidoy, 2010), pero apenas existen datos sobre las diferencias en cuanto a la forma en la que se distribuye el error. Comprender mejor la forma de la distribución del error beneficia el aprendizaje (van Beers, 2012), y permite el diseño de ejercicios de tenis diseñados específicamente para cada tipo de golpeo.

El objetivo de nuestro estudio fue determinar la estructura probabilística del error en golpes de derecha y de revés. Basándonos en el conocimiento previo, se plantea la hipótesis de que la estructura probabilística del error mostrará una *distribución normal bivariada* elongada (representada por una elipse) en los golpes de derecha y de revés, pero con diferencias notables entre ambos tipos de golpes.

Metodología específica

Muestra

La muestra estuvo formada por 31 jugadores varones adultos, de 27.3 ± 6.7 años (media \pm DE), con un mínimo de 15 años de experiencia. Todos ellos participaban en competiciones regionales. Durante el mes anterior a la recopilación de datos, cada participante jugó al tenis durante más de 3 horas por semana. Tenían un número internacional de tenis (ITN) de 3 (jugadores de tenis avanzados según la clasificación de la *ITF* [2017]). Veinticinco de ellos ejecutaban el revés a dos manos, seis de ellos el revés a una mano, y tres jugadores eran zurdos. La composición corporal se evaluó mediante *bioimpedancia* (*Inbody 230*), respetando las dos horas de ayuno requeridas para la prueba y las 48 horas sin haber realizado ejercicio físico extenuante. Las características antropométricas de la muestra fueron: altura, 178.4 ± 5.2 cm; peso corporal, 75.5 ± 10.2 kg; masa musculoesquelética, 36.3 ± 3.5 kg; índice de masa corporal, 23.7 ± 3.0 ; porcentaje de grasa corporal, $14.9 \pm 6.4\%$. Los criterios de exclusión fueron: 1) tener una lesión musculoesquelética que limitara su técnica de golpeo o de desplazamiento; 2) uso de medicamentos debido a una enfermedad grave. Los participantes fueron informados de los beneficios y riesgos de la investigación antes de firmar un consentimiento informado aprobado institucionalmente de acuerdo con los principios éticos para la investigación médica en seres humanos, definidos en la Declaración de Helsinki.

Cada participante utilizó su propia raqueta. Se revisó que estuvieran en buen estado y que estuviera aprobada por la Federación Internacional de Tenis (*ITF*, 2018). Dado que la tensión de la cuerda de la raqueta afecta el control y a la potencia de golpeo (Allen, Choppin y Knudson, 2016) verificamos al inicio de la prueba si estaba

dentro del rango recomendado por el fabricante, utilizando un medidor de tensión (modelo *Tourna Stringmeter*).

Diseño y procedimientos

En la prueba de golpeo se utilizaron pelotas de tenis *Wilson Trainer*, con un peso y un diámetro dentro del rango permitido por la *ITF* (2015). Antes de comenzar la prueba, se realizó un calentamiento estandarizado de 8 minutos que consistió en ejercicios de movilidad articular, carrera continua y un intercambio de golpes de 5 minutos con un entrenador experimentado (siempre fue el mismo).

El test de golpeo se basó en una prueba desarrollada en la Universidad de Loughborough (Davey, Thorpe y Williams, 2002; Delgado, Vanrenterghem, Munoz, Molina y Soto, 2018; Lyons et al., 2013). Todos los golpes se realizaron en paralelo para minimizar el error del radar debido al *efecto coseno* (Kelley, Choppin, Goodwill y Haake, 2010). Los jugadores tenían que enviar la pelota a un objetivo de tela cuadrado de unas dimensiones de 2 x 2 m, colocado en la línea de fondo. Cuando el bote de la pelota era más próximo al centro del objetivo más preciso era el tiro. A partir de imágenes de video grabadas desde un punto de vista aéreo (Panasonic HC-V160EC-K, 50 fps), el bote de la pelota en la pista se digitalizó manualmente usando el *software Kinovea* (versión 0.8.24) obteniendo sus coordenadas 2D en cm. La distorsión de la perspectiva de la cámara se corrigió utilizando las coordenadas de posición conocidas de 100 bolas colocadas en la pista, y empleando ecuaciones de regresión lineal. Evaluamos la precisión del método colocando 100 bolas distribuidas al azar en la cancha y comparando la distancia medida con el método mencionado con la obtenida usando una cinta métrica. El error de precisión fue de 2.61 ± 1.65 cm a lo largo de la dirección de la línea de fondo (medio-lateral) y de 3.81 ± 4.28 cm a lo largo de la dirección perpendicular a la línea de fondo (longitudinal). Consideramos que esta precisión es suficiente para el propósito de esta investigación. Con las coordenadas 2D del rebote, calculamos las distancias mediolaterales (*eje x*), longitudinales (*eje y*) y euclidianas relativas al centro del objetivo.

Cada participante realizó cuatro series de 20 golpes (80 golpes en total), golpeando alternativamente de derecha y de revés y volviendo a la posición inicial en la línea de fondo. Se les pidió que alcanzaran el centro de la diana con la mayor velocidad y precisión posibles. Solo los disparos que pasaron por encima de la red y entraron en el ángulo de visión de la cámara se consideraron en el análisis de datos. No se incluyó en el análisis aquella pelota que tras tocar la red pasaba al otro lado de la pista. El tiempo de recuperación entre series fue de 4 minutos para minimizar cualquier efecto debido a la fatiga. La pelota fue lanzada por un entrenador experto, con más de 20 años de experiencia docente en tenis, a una frecuencia aproximada de

20 tiros/min, con tiros planos y lentos. La pelota debía caer aproximadamente en una línea marcada en la cancha a 3.7 m de distancia de la línea de fondo. Aunque la frecuencia de lanzamiento y la zona de bote de la pelota pueden haber tenido una mayor variabilidad que si se hubiera utilizado una máquina lanzapelotas, un lanzador de bolas experto permite una ejecución del golpe en una condición más ecológica (Pinder, Renshaw y Davids, 2009; Shim et al., 2006). El análisis de video confirmó que las tasas de lanzamiento se mantuvieron constantes entre las diferentes series y participantes (oscilaron entre 18 y 22 lanzamientos por minuto).

La estructura probabilística del error se evaluó mediante una *distribución normal bivariada* (una elipse de confianza [EC]), al 95% de confianza. La Figura 46 muestra los parámetros de la elipse que se calcularon en base a dos estudios previos similares (Shinya *et al.*, 2017; Yamamoto *et al.*, 2018): I) Ubicación del centro *EC* en la dirección medio-lateral (*eje x*), en la dirección longitudinal (*eje y*) y la distancia euclidiana del centro de la elipse con respecto al centro del objetivo como medidas del error medio (*EC-x*, *EC-y* y *EC-euc*, respectivamente) ; II) Área la *EC* como medida de precisión global; III) Excentricidad de la *EC* como medida de la forma de elipse; IV) Inclinación de la *EC*, como el ángulo entre el eje largo y la línea lateral (0 grados indicaría un paralelismo total). La variable *EC-euc*, no se utilizó para el objetivo principal del trabajo, sirvió como una simple medida de la precisión del jugador en las diferentes series de la prueba, como veremos en la sección de análisis estadístico. *EC-x* y *EC-y* además de medir magnitud del error, discriminan entre el error longitudinal y el error medio-lateral. El área de la *EC* da una idea global de la magnitud del error. La excentricidad de la *EC* y la inclinación de la *EC* proporcionan información sobre la distribución espacial de los golpes.

Los parámetros de elipse de confianza se calcularon con el paquete estadístico *Real Statistic using Excel* (Zaiontz, 2018). Este complemento de *Excel* calcula la elipse de confianza en función de los vectores propios (*eigenvectors*) y los valores propios (*eigenvalues*). Las matemáticas que subyacen a este cálculo se resumen en la Figura 46 (Schubert y Kirchner, 2014; Zaiontz, 2018).

Análisis estadístico

Todos los análisis estadísticos se calcularon utilizando el *software OriginLab 9* (Northampton, MA) y el paquete estadístico *Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018). Se realizó la prueba de normalidad *Shapiro Wilk* en todas las variables.

Se utilizaron análisis *ANOVA* y *post-hoc* de *Bonferroni* para evaluar las diferencias intra-sujeto entre las cuatro series de la prueba en términos de precisión

(basándose en la variable *EC-euc*) y velocidad de la pelota. Para este análisis, se consideraron todos los golpes de revés y de derecha.

Se realizaron *pruebas t pareadas de dos colas* (a nivel intrasujeto) para comparar entre el golpe de derecha y el golpeo de revés. El tamaño del efecto (*d de Cohen*) se calculó utilizando el *software* gratuito Psychometrica (Lenhard y Lenhard, 2016). El tamaño del efecto se clasificó de la siguiente manera (Cohen, 2013): I) 0-0.20, "efecto insignificante"; II) 0.20-0.50, "pequeño efecto"; III) 0.50-0.80, "efecto medio"; IV) 0.80-1, "efecto grande".

Para garantizar que las variables de precisión utilizadas en las pruebas *t* emparejadas no estuvieran correlacionadas y que proporcionaran información exclusiva, inspeccionamos la matriz de correlación y los factores de inflación de la varianza (*FIV*).

El nivel de significación *p* se estableció en un valor alfa de 0.05 y se aplicó la corrección *Holm-Bonferroni* para ajustar las comparaciones múltiples (Gaetano, 2013).

Resultados

En tan solo un jugador se encontraron diferencias entre series en la precisión (mostró una tendencia descendente, lo que indica que en este jugador la fatiga podría afectar a la precisión de la última serie). Ocho jugadores obtuvieron mayores velocidades de golpeo en las últimas series (en la mayoría se hallaron diferencias entre las series 3 y/o 4 con respecto a la serie 1). Esto sugiere que en esos jugadores se produjo un *efecto calentamiento*. En solo un jugador, la primera serie mostró velocidades de golpeo significativamente más altas que en las últimas. Esos resultados sugieren que la fatiga general no afectó los resultados de las pruebas.

El número de golpes válidos (pasaron por encima de la red e ingresaron en el campo de visión de la cámara) fue de 32.9 ± 4.3 para el golpe de derecha y de 34.3 ± 4.9 para el golpe de revés. La matriz de correlación y los coeficientes *FIV* indicaron que las variables de precisión seleccionadas no estaban relacionadas entre sí y que la multicolinealidad no era un problema. Aunque hubo algunos valores de *r* por encima de 0.3 (en concreto la correlación entre el área de la *EC* y el *EC-y* fue de 0.47 y entre el área y la excentricidad de la *EC* fue de -0.44), los *FIV* fueron bajos (1.08, 1.26, 1.26, 1.06 y 1.12 para *EC-x*, *EC-y*, área de la *EC*, inclinación de la *EC* y excentricidad de la *EC*, respectivamente).

La velocidad de la pelota y los resultados de la distribución espacial del error se resumen en la Tabla 13. La velocidad del golpe de derecha fue significativamente mayor que la del golpe de revés con un tamaño del efecto grande. En términos de precisión, tanto la *EC-y* como el área de la *EC* fueron significativamente más bajas en el golpe de derecha (con un tamaño de efecto medio en ambos casos). En las variables restantes no hubo diferencias, incluida la inclinación de la *EC*, con el *eje mayor* de la *EC* casi paralelo a la línea lateral en ambos golpes de fondo. *EC-y* fue positivo en ambos golpes de fondo (123.3 ± 65.9 cm en la derecha y 164.0 ± 56.9 cm en el revés). *EC-euc* fue de 129.6 ± 62.8 cm para el golpe de derecha y de 169.89 ± 54.9 cm para el golpe de revés.

Tabla 13. Resultados de velocidad y precisión de la prueba de golpeo de tenis del Estudio 5 (media \pm desviación estándar)

Resultados	Derecha	Revés	p	95% CI	d Cohen	d Cohen 95% CI
Velocidad (Km · h ⁻¹)	107.2 \pm 10.3	97.3 \pm 9.3	7E-07	6.9 / 12.7	1.06	-1.763 / -0.244
<i>EC-x</i> (cm)	6.3 \pm 34.7	9.1 \pm 41.4	0.731	-19.6 / 13.9	0.074	-0.63 / 0.779
<i>EC-y</i> (cm)	123.3 \pm 65.9	164.0 \pm 56.9	0.024	-68.0 / -13.3	0.66	-0.063 / 1.383
Área de la <i>EC</i> (m ²)	34.4 \pm 10.7	40.3 \pm 9.7	0.045	-10.4 / -14.5	0.58	-0.139 / 1.299
Excentricidad <i>EC</i>	0.87 \pm 0.07	0.91 \pm 0.03	0.057	-0.07 / -0.006	0.675	-0.16 / 1.275
Inclinación <i>EC</i> (deg)	1.6 \pm 9.4	4.1 \pm 14.5	0.404	-6.3 / 1.4	0.202	-0.504 / 0.907

Las diferencias significativas y los tamaños de efecto grandes están marcados en negrita.

Se muestran los valores de p después de la corrección de *Holm-Bonferroni*.

IC: intervalo de confianza; *EC*: elipse de confianza; *EC-x*: ubicación del centro de la elipse de confianza en la dirección medio-lateral; *EC-y*: ubicación del centro de la elipse de confianza en la dirección longitudinal.

La Figura 47 muestra la distribución de errores de la totalidad de la muestra, mientras que la Figura 48 y la Figura Suplementaria 4 muestran las elipses de confianza para cada participante, lo que demuestra que los resultados de la muestra son representativos para la mayoría de los jugadores. Ocho de los 31 jugadores (2, 4, 12, 13, 17, 20, 27 y 29) mostraron un área de la *EC* más pequeña con el revés que con el golpe de derecha. Once jugadores tenían una mayor excentricidad de le *EC* para el revés que para el golpe de derecha (1, 5, 12, 13, 14, 15, 18, 22, 23, 26, 27 y 29). En la mayoría de los jugadores, la elipse estaba orientada casi paralela a la línea lateral, de hecho la inclinación de la *EC* estaba entre uno y quince grados en todos los jugadores para ambos golpes de fondo, excepto para el jugador 10 que mostró una inclinación lateral tanto en el golpe de derecha (40 grados) como en el golpe de revés (70 grados) y en el jugador 21 cuya *EC* para el revés inclinó 23 grados en la dirección

positiva. La Figura 47, la Figura 48 y la Figura Suplementaria 4 también muestran el sesgo del error hacia el lado positivo del *eje* y (la única excepción fue la derecha del jugador 17, que presenta un sesgo negativo). Con respecto al área de la *EC*, algunos jugadores muestran valores superiores a 30 m^2 (18 en la derecha y 31 en el revés) y solo los jugadores 2, 4, 12, 13, 17, 20, 27 y 29 muestran un valor más alto en la derecha que en el revés (Figura 48 y Figura Suplementaria 4).

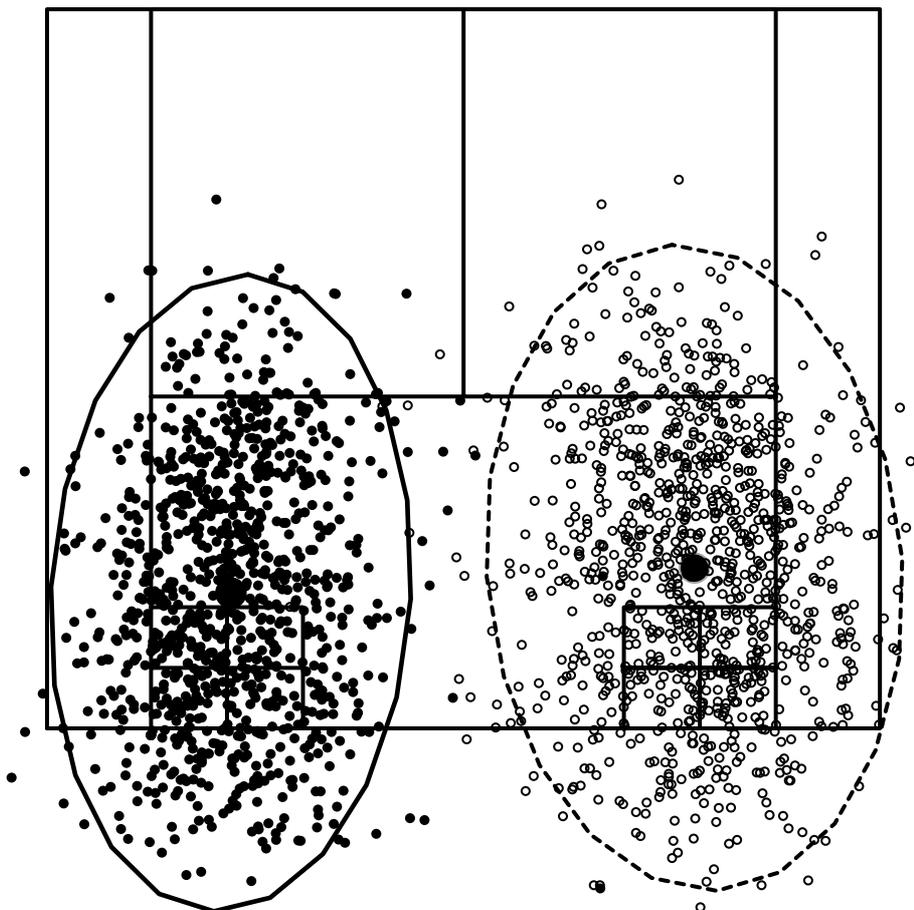


Figura 47. Elipses de confianza del 95% de la ubicación de los golpes de la muestra completa en el Estudio 5. Los golpes de derecha se representan con puntos negros y los de revés con puntos blancos. La elipse de confianza de la derecha se dibuja con una línea continua y la elipse de revés se dibuja con una línea discontinua. Los puntos negros más grandes representan los centros de las elipses de confianza.

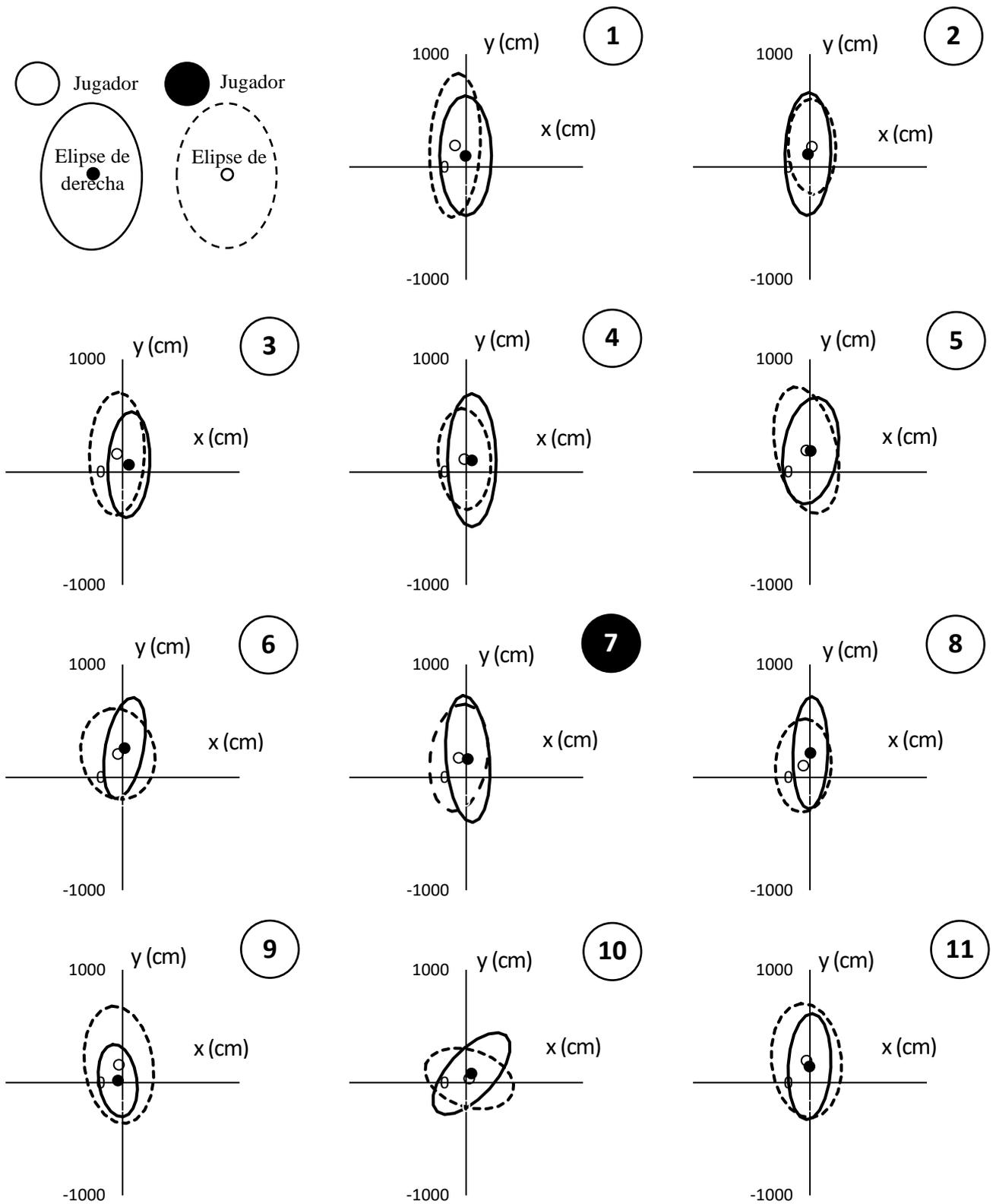


Figura 48. Ejemplos de elipses de confianza de algunos participantes en el estudio 5 (en la Figura Suplementaria 4 [Anexos] se muestran las elipses del resto de participantes)

Discusión

Este estudio es de los pocos publicados en los que se realiza un análisis profundo de la distribución del error en golpes de derecha y de revés. Aunque la distribución del error se ajustó a una elipse (*distribución normal bivariada*) tanto en el golpe de derecha como en el de revés, encontramos diferencias significativas entre las elipses de derecha y de revés en el área de la *EC* y en el *EC-y*, siendo la derecha un golpe más preciso que el revés.

La velocidad media de los golpes de fondo, tanto en el golpe de revés como en el golpe de derecha, fue superior a la hallada por Rota, Morel, Saboul, Rogowski y Hautier (2014), en jóvenes tenistas con un mínimo de diez años de juego, pero fue inferior a los valores proporcionados por Landlinger et al. (2012) en jugadores de élite y de nivel ATP. Como nuestra muestra era de un nivel avanzado (podría considerarse como un nivel intermedio entre los de los dos estudios indicados), esto sugiere que nuestros resultados son consistentes con la literatura. También encontramos que la velocidad de la pelota lograda con el golpe de derecha fue mayor que la velocidad alcanzada con el revés (Tabla 13), que es similar a lo que encontrado en jugadores de tenis de élite (Fernandez-Fernandez, Jaime; Kinner, Vanessa; Ferrauti, 2010; Kraemer et al., 2003, 1995; Landlinger et al., 2012; Pluim et al., 2006), y en tenistas intermedios (Mavvidis *et al.*, 2005, 2010).

Los resultados tuvieron cierta analogía con los encontrados en el estudio de precisión de pádel de la presente tesis. En este caso se hizo un análisis más profundo de la precisión -estudiando cómo se distribuía el error en la pista basándose en la elipse de confianza- y se midió la velocidad con un radar. Se halló que la distribución del error se ajustó a una *distribución normal bivariada*, de forma alargada tanto en los golpes de derecha como en los reveses, aunque se encontró una mayor velocidad y una mayor precisión en el golpe de derecha (Tabla 13). El eje largo de la elipse se orientó paralelo a la línea lateral en ambos casos, en la totalidad de la muestra y en prácticamente todos los individuos analizados (salvo en un uno). Similar a lo señalado en el estudio con padelistas, nuestros hallazgos sugieren que, para lograr una mejora del rendimiento, se debe trabajar en el control de la profundidad de los golpes de fondo, así como la velocidad y la precisión del golpe de revés.

En nuestro estudio, el *EC-euc* promedio fue de solo 1.3 ± 0.6 m para el golpe de derecha, oscilando entre ~ 0.07 m y ~ 3 m y de 1.7 ± 5.5 para el revés (rango entre ~ 0.45 y ~ 2.8) (Tabla 13). Este valor es más pequeño que el *EC-euc* para el golpe de derecha hallado en el estudio de Yamamoto et al. (2018), con un promedio de 2.00 ± 0.46 m y con un rango entre 1.25 m y 3.31 m. Landlinger et al. (2012) encontraron una distancia euclidiana media al centro del objetivo en jugadores de élite y de alto rendimiento de 1.48 ± 0.23 m y 1.62 ± 0.35 m para el golpe de derecha, y de 1.46 ± 0.37 m y 1.74 ± 0.26 m para el revés. Vergauwen, Spaepen, et al., (1998) hallaron una distancia a la línea lateral de aproximadamente 1.65 m y una distancia a la línea de fondo de aproximadamente 3.40 m, mayor que en la presente investigación (Tabla 13). La tarea exigida en el estudio de Vergauwen, Spaepen, et al., (1998) fue más compleja ya que los jugadores debían golpear paralelo o cruzados según una señal luminosa que se encendía en el momento del envío de la pelota, lo que puede explicar estos valores más altos. En general, los valores de precisión fueron consistentes con los resultados de estudios anteriores. Con respecto al área de la *EC*, los resultados también parecen consistentes con los hallados en el estudio de Yamamoto et al., (2018).

Como se indica también en el estudio de Yamamoto et al., (2018), los errores se ajustan a una *distribución normal bivariada* alargada, representada por una elipse (Figura 47; Figura 48). En el presente estudio, la elipse se orientó paralela a la línea lateral (el valor de la inclinación de la *EC* fue muy próximo a cero) en todos los jugadores excepto uno, tanto en el golpe de derecha como de revés, lo que sugiere que el error longitudinal (*eje y*) es más pronunciado que el error medio-lateral (*eje x*). Esta orientación del error también se encuentra en el caso del béisbol (Kawamura et al., 2017; Shinya et al., 2017) o de los dardos (Smeets et al., 2002). Basándose en la hipótesis de la *ventana de lanzamiento de Calvin (1983)*, se ha sugerido que en una tarea de lanzamiento la precisión espacial depende en gran medida del momento de liberación del proyectil (Freeston et al., 2015; Freeston y Rooney, 2014). Creemos que esto es especialmente importante en el tenis ya que el momento del impacto entre dos proyectiles (raqueta y pelota) debe optimizarse para obtener la adecuada precisión longitudinal, redefiniendo la llamada "*ventana óptima de liberación*" como la "*ventana óptima de impacto*". Esta *ventana de impacto óptima* implica que el jugador tenga en cuenta las fuerzas gravitacionales, de arrastre y de sustentación. En la dirección lateral del proyectil, el lanzador solo tiene que asegurarse de que la trayectoria inicial del proyectil sea adecuada (Smeets et al., 2002). Esto probablemente explica la distribución de error alargada en la dirección longitudinal. También podría explicar los valores considerablemente mayores para las áreas de la

EC que encontramos en relación con el béisbol, teniendo en cuenta que en el tenis el proyectil alcanza, generalmente, más velocidad (Kawamura *et al.*, 2017; Shinya *et al.*, 2017). A pesar de la gran área de la *EC*, los valores de *EC-x* y *EC-y* fueron pequeños, lo que puede deberse a las correcciones que los jugadores hicieron durante la prueba tratando de compensar los errores largos / laterales con errores en la dirección opuesta.

Mientras que se esperaba que el error se distribuyera en forma de elipse, un hallazgo del presente estudio que no habíamos visto en investigaciones previas fue que la variable *EC-y* casi siempre tuvo un sesgo positivo sobre el *eje y*, es decir, estaba entre la línea de servicio y la diana en ambos golpes de fondo (Figura 48). Este sesgo positivo en el *eje y* y probablemente proviene de un comportamiento conservador de los jugadores que realizaron la prueba; prefirieron hacer tiros cortos pero seguros en lugar de arriesgarse a enviar la pelota fuera de los límites de la pista. Conocer la magnitud de este error podría ser importante para los jugadores y entrenadores en el contexto del diseño de estrategias de juego basadas en el riesgo. Conocer este valor les podría permitir jugar más cerca de los límites de la pista para obligar a llevar al oponente a una situación defensiva disminuyendo el riesgo de enviar la pelota fuera de la pista.

Diferencias de precisión entre la derecha y el revés

Las distribuciones del error mostraron una mayor área de la *EC* y un mayor *EC-y* en el golpe de revés que en el golpe de derecha con tamaños de efecto moderados (Tabla 13), lo que parece indicar que el golpe de derecha es más preciso. Esto coincide con los resultados de otras investigaciones. Mavvidis *et al.* (2010) encontraron una mayor precisión con el golpe de derecha que con el revés en jóvenes tenistas competitivos y Landlinger *et al.* (2012) encontraron una mayor precisión con la derecha cruzada que con el revés cruzado. A pesar de esto, no hallaron ninguna diferencia en los golpes paralelos, como sí ocurrió en la presente investigación. Otros investigadores no han hallado diferencias significativas entre la precisión del golpe de derecha y de revés (Davey *et al.*, 2002; Mavvidis *et al.*, 2010; Strecker *et al.*, 2011; Lyons *et al.*, 2013). Esta discrepancia puede deberse en parte a la resolución del sistema utilizado para medir la precisión ya que, en estos trabajos, se mide el error como una suma de puntos, utilizando áreas de puntuación. En el presente trabajo se usa un método con más resolución, por lo que se puede concluir, en vista de nuestros resultados, que el golpe de derecha es más preciso que el golpe de revés. Quizás esto se debe en parte a que los jugadores en etapas de formación, ejecutan menos golpes de revés durante los partidos, usando siempre que pueden golpes de derecha invertida, evitando así golpear por el lado no dominante (Ridhwan, Ghosh y Keong,

2010). Se necesitan más estudios que evalúen si esto se extiende a golpes cruzados, a otros niveles de jugadores y a tareas más complejas.

Limitaciones

La homogeneidad de nuestra muestra y la naturaleza controlada de la prueba suponen una fortaleza, pero también una debilidad, ya que no permite inferir nuestros hallazgos a otras poblaciones o a situaciones de juego más abiertas. Esperamos que la distribución del error sea bastante consistente entre jugadores de diferentes niveles, edades y sexo, pero esto se debería confirmar en futuras investigaciones. Estudiar la distribución del error en una situación más realista también sería interesante en el caso de jugadores de élite, que quieren mejorar las tasas de éxito de golpes específicos en circunstancias muy concretas. También sería interesante evaluar la relación entre la precisión y la velocidad de golpeo, un tema que ha sido muy estudiado en el área del control motor, aplicado a otros gestos de lanzamiento.

Consideraciones finales

Conocer la distribución del error puede ayudar a los entrenadores y a los jugadores a identificar las estrategias más adecuadas en su plan de juego y a diseñar ejercicios de entrenamiento más específicos. Los resultados del presente trabajo sugieren que para mejorar la precisión es importante incluir ejercicios de control de la profundidad de los golpes de fondo.

4.2.3. ESTUDIO 6: TEST DE GOLPEO EN PISTA ASOCIADO A UNA HOJA DE CÁLCULO, PARA EVALUAR LA PRECISIÓN DE GOLPEO

Antecedentes

El rendimiento en el tenis depende, entre otros factores, de la precisión golpeo (Landlinger, Stöggel, Lindinger, Wagner y Müller 2012). Como se ha mencionado en el estudio y en el estudio 5 existen numerosos trabajos de investigación donde se muestran test específicos de tenis que permiten evaluar la precisión de golpeo. Sin embargo, la mayoría de esas pruebas establecen un sistema categórico de puntuación basado en áreas (Smekal *et al.*, 2000; Davey *et al.*, 2003; Strecker *et al.*, 2011; Baiget *et al.*, 2014). En general, en la mayoría de esas pruebas, una pelota que bota en la esquina de la pista tiene una puntuación más alta que una pelota que bota en el medio. Este tipo de sistema de puntuación es limitado y por ejemplo no permite diferenciar entre una pelota que toca la línea y una pelota que sale de los límites del campo por una distancia pequeña (posiblemente a esta segunda pelota se le dará el valor de puntuación cero). Existen algunos protocolos específicos que evalúan la precisión con una resolución de centímetros (Delgado-García *et al.*, 2019; Landlinger *et al.*, 2012; Vergauwen, Spaepen, Lefevre y Hespel, 1998; Yamamoto, Shinya y Kudo, 2018). Se han utilizado para: comparar la precisión de los golpes en función de la dirección de los golpes y el nivel del jugador (Landlinger *et al.*, 2012); comparar la precisión según el tipo de golpeo (Landlinger *et al.*, 2012; Delgado-García *et al.*, 2019b); analizar el efecto de la fatiga en la precisión (Vergauwen, Brouns y Hespel, 1998) o relacionar la precisión con aspectos de tipo cognitivo (Yamamoto *et al.*, 2018). Sin embargo, sigue habiendo poca información acerca de cómo evaluar la precisión en el caso particular del tenis y es necesario desarrollar herramientas y metodologías que permitan a los entrenadores y a los científicos evaluar la precisión con una alta resolución.

El desarrollo de nuevas tecnologías aplicadas al deporte sigue en aumento. Aunque hay numerosos dispositivos para medir la velocidad de los golpes (radares de velocidad y sensores inerciales), no hay muchos instrumentos para medir la precisión. Existen algunos sistemas sofisticados capaces de registrar los parámetros espaciotemporales del vuelo de la pelota, como el ojo de halcón (*Hawk-Eye Innovations*, 2016) o el sistema fotogramétrico diseñado por la empresa *Play-Sight* (*PlaySight Interactive*, Ltd., Kokhav Ya'ir, Israel). El ojo de halcón se utiliza durante torneos de alto nivel y los datos que proporcionan se han utilizado en diferentes trabajos de investigación (Reid, Morgan y Whiteside, 2016; Wei, Lucey, Morgan y Sridharan, 2013). En la bibliografía científica se muestran otras soluciones (Messelodi, Modena, Ropele, Marcon y Sgrò, 2019; Wawrzyniak y Kowalski, 2016).

Sin embargo, apenas existen tecnologías de bajo coste y que sean fáciles de usar. Al respecto, podríamos mencionar la aplicación de tenis *Swing Vision* para *iOS* (*Mangolytics Inc.*, 2019), basada en inteligencia artificial. Otras herramientas un poco menos económicas son *Mojjo*, que utiliza dos teléfonos móviles inteligentes (*Mojjo*, 2019, París, Francia), o la cámara doble "*In/Out*", se coloca en un poste de la red y realiza un mapeo de la ubicación del aterrizaje de la pelota en la pista (según los fabricantes, tiene una precisión milimétrica). También es posible usar un *software de fotogrametría* especializado (p. ej., *Kinovea*, *Tracker*, *SkillSpector*, *Check2D*) para digitalizar la ubicación del bote de la pelota en la pista y posteriormente estudiar la precisión, pero esto requiere de un procesamiento de datos y muchos entrenadores no disponen del tiempo suficiente para poder hacerlo (sobre todo cuando evalúan a un grupo numeroso de deportistas). *Excel* es un *software* que muchos científicos y entrenadores utilizan a diario y que permite implementar cálculos matemáticos complejos orientados al análisis deportivo. Por ejemplo, Chavda et al. (2018) diseñaron una hoja de cálculo de *Excel* que sirve para analizar los datos de una plataforma de fuerza. La aplicación *Excel Biomechanics Toolbar* incluye una serie de algoritmos para el análisis biomecánico, como el filtrado de datos, la interpolación, la diferenciación o la integración (Vanrenterghem, 2016). En un estudio reciente (Delgado-García et al., 2019), se analizó la precisión de los golpes de fondo usando un programa estadístico para *Excel*, que permite el ajuste de una nube de puntos mediante una *distribución normal bivariada* (Zaiontz, 2018). Este tipo de distribución se ha utilizado en otras investigaciones de ciencias del deporte, como en las evaluaciones de posturografía (Schubert y Kirchner, 2014).

El objetivo de este trabajo fue proponer una prueba de golpeo de campo basada en la literatura previa y describir una herramienta de *Excel* asociada, que permite calcular las elipses de confianza de un jugador de tenis para el golpe de derecha y de revés. Esta herramienta puede ser utilizada por entrenadores y científicos que quieran evaluar la precisión de golpeo con resolución de centímetros. Mostraremos un ejemplo del uso de la herramienta en dos tenistas avanzados.

Métodos

Muestra

Dos tenistas experimentados se ofrecieron como voluntarios para realizar una prueba de golpeo en pista. Ambos tenían más de 20 años de experiencia de juego y eran de nivel 3 según el baremo de la Federación Internacional de tenis, lo que se corresponde con un nivel avanzado (*ITF*, 2019). Con fines descriptivos, su composición corporal se midió con *bioimpedancia* (*Inbody 230*, *Biospace*, Corea). El jugador 1 tenía 49 años (peso: 80 kg; masa músculoesquelética: 34.8 kg; porcentaje

de grasa corporal: 24%: *IMC*: 29.2). El jugador 2 tenía 33 años (peso: 74.8 kg; masa músculoesquelética: 36.9 kg, porcentaje de grasa corporal: 13.7%; *IMC*: 23.3). Ambos participantes eran diestros y golpeaban el revés con una mano. No tenían ninguna lesión musculoesquelética que limitara su técnica de golpeo o de desplazamiento ni tomaban medicamentos para una enfermedad grave. Se les informó de los beneficios y riesgos de la investigación antes de firmar un consentimiento informado aprobado institucionalmente, de acuerdo con los principios éticos para la investigación médica en seres humanos, definidos en la Declaración de Helsinki.

Procedimientos

Montaje de la prueba

La prueba de golpeo propuesta consiste en realizar 4 series de 20 golpes de fondo cada una (80 golpes en total). El evaluador puede seleccionar cuatro tipos diferentes de pruebas, explicadas en la Tabla 14. En el ejemplo que se muestra en este trabajo, se pidió a los jugadores que golpearan derechas y reverses de manera alternativa y en paralelo (prueba tipo 1 en la Tabla 14) y que buscaran el centro de la diana, manteniendo un ritmo de golpeo similar al de competición. La hoja se puede usar para evaluar otro tipo de golpes, como voleas, golpes de aproximación, golpes cortados, globos, etc. La única condición que debe cumplirse es que los golpes deben dirigirse a la mitad derecha y a la mitad izquierda de la pista opuesta de manera alternativa. Si en la prueba también se contabilizaran el número de errores (y no solo la precisión como la distancia al centro de una diana), esta información debe ser proporcionada al participante previamente, ya que es un factor que puede condicionar el riesgo que asume el jugador con sus golpes y probablemente cambiará los resultados de la prueba. Para el presente estudio, el objetivo estaba ubicado dentro de la pista a una distancia de 1 metro tanto respecto a la línea lateral como a la línea de fondo (Figura 50), pero el evaluador puede seleccionar otras ubicaciones. Se recomienda realizar un calentamiento de aproximadamente 8 minutos (3 minutos de ejercicios de carrera y movilidad, 3 minutos de intercambio de golpes con otro jugador y 2 minutos realizando una serie de golpeo). Para garantizar que la fatiga no afecta a los resultados de cada serie, los participantes deben descansar 3-5 minutos entre series y así permitir que su frecuencia cardíaca regrese a los niveles de reposo o a menos de 10 *lpm* respecto a la frecuencia de reposo (Lyons *et al.*, 2013). Esto puede evaluarse con el uso de un pulsómetro. Recomendamos el uso de un dispositivo que haya sido validado en la bibliografía científica, como el polar RS400 polar que se ha mostrado válido y fiable tanto para la actividad física como para el entrenamiento físico (Engström, Ottosson, Wohlfart, Grundström y Wisén, 2012).

Tabla 14. Posibles configuraciones de la prueba de golpeo de tenis propuesta en el Estudio y orden de los golpes dependiendo de la mano dominante del jugador

Configuración	Descripción	Orden de los golpes			
		Jugadores diestros		Jugadores zurdos	
		1 ^{er} golpe	2 ^o golpe	1 ^{er} golpe	2 ^o golpe
Test 1	Derecha y reveses alternativos en paralelo	Derecha paralela	Revés paralelo	Revés paralelo	Derecha paralela
Test 2	Derecha y reveses alternativos en cruzado	Revés cruzado	Derecha cruzada	Derecha cruzada	Revés cruzado
Test 3	Derecha paralela y derecha cruzada de manera alternativa	Derecha paralela	Derecha cruzada	Derecha cruzada	Derecha paralela
Test 4	Revés cruzado y revés paralelo de manera alternativa	Revés cruzado	Revés paralelo	Revés paralelo	Revés cruzado

Para estandarizar los parámetros de vuelo y bote de la pelota se puede usar una máquina lanzapelotas (Lyons et al., 2013). Por ejemplo, la velocidad de lanzamiento en el estudio de Lyons et al. (2013) fue de 70 km/h con un poco de efecto liftado para que la pelota pasara por encima de la red a una altura de aproximadamente 1.5 m y aterrizase dentro de la pista a una distancia de 2 m de la línea de fondo. Para el presente estudio se utilizó una máquina *Lobster Grand Slam IV* (Figura suplementaria 3) en el modo predeterminado *Two Lines* (se seleccionó una apertura lateral intermedia y lanzamientos cortos). La frecuencia de lanzamiento fue de 20 lanzamientos por minuto y la velocidad de lanzamiento fue de 80 km/h. Finalmente, se seleccionó el menor valor de efecto de 3 niveles positivos, siendo 0 el tiro plano y 3 el mayor efecto permitido por la máquina. Se realizó un estudio de la máquina lanzapelotas en el modo seleccionado para determinar la ubicación del bote de la pelota, el giro de la pelota en revoluciones por minuto (rpm) y la altura a la que la pelota pasaba sobre la red. La posición de 80 botes de las pelotas lanzadas por la máquina (40 lado en el lado derecho y 40 en el lado izquierdo) se grabó con una cámara trasera de 60 fps (iPhone 6). Posteriormente estos botes se digitalizaron en el *software Kinovea*, usando una cuadrícula de perspectiva. Las coordenadas obtenidas (en cm) se ingresaron en la hoja de cálculo de *Excel* desarrollada en este artículo, y se obtuvieron los parámetros de las elipses de confianza que se muestran en la Figura 49. El efecto liftado de la pelota se midió grabando el vuelo de pelotas coloreadas con puntos rojos, a 1000 fps (Sony RX100 IV) y contabilizando en el *software Kinovea* el tiempo que la pelota tardaba en dar dos vueltas (luego se realizó una conversión a revoluciones por minuto [rpm]). La altura del vuelo de la pelota sobre la red se calculó colocando la máquina lanzapelotas a una distancia de 1188.5 cm -la distancia desde la línea de fondo hasta la red- con respecto a una pared vertical de 5 m de altura. La máquina lanzó las pelotas de tal manera que todas las bolas entraron en un rectángulo de 336 cm x 182.4 cm pintado en la pared. El impacto de la pelota se grabó a 60 fps

(iPhone 6s) y se digitalizó en *Kinovea* (se digitalizaron un total de 40 impactos). El resultado de estas pruebas se muestra en la Figura 49. Si el usuario de la hoja de cálculo desea realizar la prueba de tipo 3 o 4 (Tabla 14), la máquina debe configurarse de tal manera que todos los lanzamientos se dirijan a un lado de la pista (ya que el jugador solo realiza golpes de derecha o de revés en estas dos pruebas).

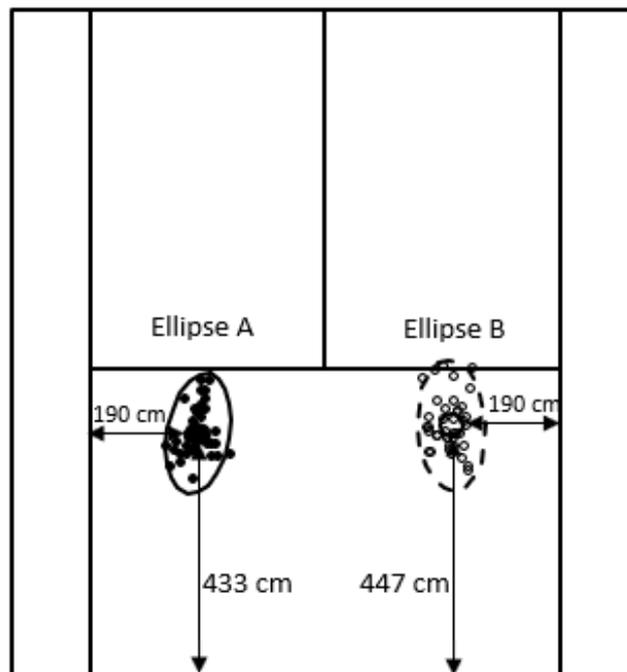


Figura 49. Ubicación de los botes de las pelotas lanzadas por la máquina de lanzamiento Lobster Grand Slam IV en el modo preconfigurado "Dos líneas" (usado en el Estudio 6). La figura muestra la distancia del centro de la elipse a la línea lateral y a la línea de fondo. La elipse A tiene un eje mayor de 108 cm, un eje menor de 55 cm y un área de 1.9 m². La elipse B tiene un eje mayor de 118 cm, un eje menor de 59 cm y un área de 2.2 m². El giro de la pelota fue de 855 ± 55 rpm y la altura de la pelota sobre la red fue de 246 ± 9 cm.

Como alternativa a la máquina, la pelota puede ser lanzada por un entrenador experto (Delgado-García, Vanrenterghem, Muñoz-García, Molina-Molina y Soto-Hermoso, 2018). Para estandarizar la frecuencia de lanzamiento se puede usar un metrónomo y para tratar de que todos los golpes vayan a las mismas zonas se pueden poner marcas en la pista. Se recomienda lanzar la pelota a una frecuencia de un lanzamiento cada tres segundos (Lyons *et al.*, 2013; Delgado-García *et al.*, 2019b).



Figura 50. Configuración de la prueba de tenis (vista desde la cámara que registra el rebote de la pelota) utilizada en el Estudio 6. Significado de los números: origen de coordenadas (1); esquina de la cuadrícula de perspectiva en *Kinovea* (2 a 5); ubicación aproximada del primer golpe (6); ubicación aproximada del segundo golpe (7); desplazamiento del jugador (8); Máquina lanzapelotas (9).

La prueba se graba con una cámara colocada detrás y por encima de la pista, de modo que se vea la pista completa (incluidos ambos fondos). La Figura 50 muestra una configuración de cámara que podría usarse. Se recomienda que: I) La cámara tenga una vista simétrica de la pista (para reducir el error de perspectiva); II) la cámara grabe a una frecuencia mínima de muestreo de 60 fps (para capturar el impacto de la pelota en la cancha); III) se registre el fondo de la pista, con un margen de al menos 4 metros desde la línea de fondo (para no perder los impactos que botan más allá de la línea de fondo).

Después de realizar los 80 golpes, los botes de la pelota se pueden digitalizar utilizando un *software* específico. El origen de coordenadas debe seleccionarse en la esquina de la parte de revés de la pista (para un jugador diestro), en el lado donde se encuentran las dianas. Dentro de un entorno *Windows*, se recomienda el *software Kinovea* (www.Kinovea.org). Como alternativa para Mac se puede utilizar Tracker (<https://physlets.org/tracker/>). Para reducir el error de medición, se recomienda antes de realizar la prueba colocar una serie de bolas en puntos conocidos de la pista (Figura 51) y calcular una línea de regresión de ajuste de los datos (Delgado-García *et al.*, 2019b), o aplicar el algoritmo de calibración *2D DLT* (Vergauwen *et al.*, 1998b). Otra opción es utilizar *software* específico, como *SkillSpector* o *Check2D* (Dunn *et al.*, 2012) que ya vienen con este tipo de algoritmos implementados. Una vez que se

obtienen las coordenadas de los botes de la pelota (expresados en cm), estas coordenadas se ingresan en la hoja de cálculo de *Excel*. Esta calcula la elipse de confianza al 95% de probabilidad (Schubert y Kirchner, 2014), para el golpe de derecha y de revés, además de una serie de parámetros relacionados con la forma en que los botes se distribuyen en el espacio: la longitud de ambos ejes de la elipse, la inclinación de la elipse, su excentricidad, el área y la ubicación del centro de la elipse en el *eje x* y en el *eje y*. En los trabajos de Delgado-García, Vanrenterghem, Muñoz-García, et al. (2019), Schubert y Kirchner, (2014), Shinya et al., (2017) o Yamamoto et al., (2018) se puede encontrar información teórica complementaria sobre las elipses de confianza y los parámetros descritos. Para comprender mejor las matemáticas que subyacen al cálculo de las elipses de confianza, se recomienda consultar la página web del *software* "Real Statistic Using Excel" (Zaiontz, 2018), que es de donde se han extraído las fórmulas de *Excel*. El presente artículo se centrará principalmente en explicar cómo se usa la hoja de *Excel* y cómo interpretar los resultados, en lugar de en los fundamentos matemáticos y / o estadísticos.



Figura 51. Ejemplo de una configuración de bolas ubicadas en posiciones conocidas y utilizadas para calcular la línea de regresión que permite predecir la posición del bote real de la bola en función del bote digitalizado (Estudio 6). Las bolas en cada columna tienen una separación entre ellas de 40 cm.

¿Cómo funciona la plantilla de Excel?

La hoja de cálculo de *Excel* se puede descargar en esta página web: tennisstrokeevaluation.wordpress.com. Este enlace también incluye un video tutorial y algunos ejemplos reales. Las instrucciones aparecen en la primera hoja de cálculo

de la plantilla de *Excel* ("*Instructions*"). En estas instrucciones se explica cómo se obtienen las coordenadas *2D* del bote de la pelota utilizando el *software Kinovea*. En la hoja de cálculo "*Accuracy analysis*" solo se deben modificar las celdas sombreadas en gris. El usuario debe indicar el brazo dominante del tenista en la celda E5 (con las palabras exactas en mayúsculas "RIGHT" o "LEFT"), la distancia del centro de la diana con respecto a la línea lateral (celda E6) y la línea de fondo (celda E7) y el tipo de prueba realizada (hay cuatro pruebas posibles, explicadas en la Tabla 14). Después de eso, el usuario debe pegar las coordenadas *2D* de los botes de la pelota (en centímetros) obtenidos en *Kinovea* en el rango E10:F89. Una vez que se han pegado los 80 golpes de la prueba (es necesario completar las 80 filas para que los cálculos matemáticos sean correctos), se generan de manera automática los siguientes datos:

- La longitud de los ejes de las elipses de confianza de ambos tipos de golpes analizados (celdas V15 y V16 y AB15 y AB16).
- El ángulo que forma el eje largo de las elipses de confianza con la línea de fondo (V17 y V18 y AB17 y AB18) y con la línea lateral (un ángulo de 0 grados indica que dicho eje es completamente paralelo a la línea lateral) en las celdas V19 y AB19. Dado que esta información está duplicada, para la interpretación de los resultados solo se utilizará el ángulo con respecto a la línea lateral (inclinación). Si la elipse está orientada hacia el interior de la pista, la inclinación será positiva (la dirección cambia para las elipses de los golpes de derecha y de revés).
- Excentricidad de las elipses en las celdas V20 y AB20. Este valor varía de 0 a 1. Un valor de 0 corresponde a un círculo. Cuanto este valor se acerca más a uno, más excéntrica es la elipse (la forma es más ovalada).
- El área de elipse de confianza al 95% en las celdas V21 y AB21. Esta medida da información sobre la precisión global (un área mayor indica una menor precisión).
- La distancia desde el centro de la elipse al centro de la diana en el *eje x* y en el *eje y* (celdas V22 y V23 y AB22 y AB23). Se genera con las medias de las coordenadas de los botes de las pelotas en los ejes *x* e *y* (celdas G94, G96, G107 y G109) y con la distancia de la diana a la línea lateral (celda E6) y a la línea de fondo (celda E7). Un valor negativo indica que el centro de la elipse está entre el centro de la diana y la línea lateral y un valor positivo indica que está más cerca del centro de la pista. Esos valores dan una idea de la tendencia global de los golpes.

En la columna G se indica el tipo de error cometido: el tiro que bota fuera de los límites de la pista de tenis individuales ("*out*"), la pelota que bota fuera de los límites del campo de visión de la cámara ("*out of view*") y las bolas que no pasan por

encima de la red ("*net*"). Sumando estos tres valores se obtiene el total de errores del jugador. Para trazar la elipse de confianza al 95% se tienen en cuenta tanto las bolas que entran en la pista como las pelotas que salen fuera de los límites de la pista pero que están del campo de visión de la cámara. Las columnas H:I y L:S se usan para calcular los diferentes parámetros de la elipse. Todos estos cálculos están bien explicados en la página web del software *Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018). La elipse de confianza se genera con la matriz de covarianza de las coordenadas x e y de los botes de la pelota (mostrada en las celdas R15:S16 y R31:S32). Las matrices de covarianza permiten calcular los dos valores propios (*eigenvalues*) más altos, Basandose en el hecho de que la traza de la matriz de covarianza y el producto de los valores propios es igual al determinante de la matriz se generan dos ecuaciones. Estas ecuaciones se resuelven con los parámetros mostrados en las celdas P20:S23 y P36:S39. Los *valores propios* del primer tipo de golpe analizado se muestran en las celdas R25 y R26. En el caso del segundo tipo golpeo analizado se muestran en las celdas R41 y R42. El resto de fórmulas aparece en la Tabla 15.

Tabla 15. Fórmulas de *Excel* utilizadas para calcular parámetros de elipse de confianza (Estudio 6)

Parámetro	1 ^{er} golpe	2 ^o golpe
Eje a	=SQRT(MAX(R25:R26))*SQRT(S27)	=SQRT(MAX(R41:R42))*SQRT(S43)
Eje b	=SQRT(MIN(R25:R26))*SQRT(S27)	=SQRT(MIN(R41:R42))*SQRT(S43)
θ (rad)	=(ATAN2(S15;MIN(R25:R26)-MAX(R15;S16)))*-1	=(ATAN2(S31;MIN(R41:R42)-MAX(R31;S32)))*-1
θ (°)	=DEGREES(V17)	=DEGREES(AB17)
Inclinación (°)	=90-V18	=AB18-90
Excentricidad	=(1-(V16/V15)^2)^0.5	=(1-(AB16/AB15)^2)^0.5
Area (m ²)	=(V15*V16*PI())/10000	=(AB15*AB16*PI())/10000
CE-x (cm)	=G94+(100-E6)	=(100-E6)-G107
CE-y (cm)	=G96+(100-E7)	=(G109+100)-E7

Eje a: eje largo de la elipse de confianza; Eje b: eje corto de la elipse de confianza; CE-x: distancia del centro de elipse de confianza en el *eje x* al centro del objetivo; CE-y: distancia del centro de elipse de confianza en el *eje y* al centro del objetivo.

Además de estos datos, se generan dos gráficos:

- Gráfico 1. Superposición de ambas elipses de confianza. Este gráfico permite comparar visualmente las elipses del primer y del segundo golpe. También permite comparar la posición del centro de las elipses en relación al mismo centro de coordenadas (la elipse de revés es rotada horizontalmente para poder compararla con la elipse de derecha).
- Gráfico 2. Muestra las elipses de confianza y la distribución de los botes en la pista. Las celdas X71 y AD77 muestran el golpe al que corresponde cada una de las elipses

(teniendo en cuenta la lateralidad del jugador). En este gráfico también es posible analizar visualmente la distribución de los botes y el centro de ambas elipses en relación con el centro de las dianas. Se genera con los datos de las columnas J y K.

En la hoja de cálculo "Report for the tennis player" se muestra un informe que se puede entregar al jugador. Los datos proceden de la hoja de cálculo "Accuracy Analysis". La hoja "Interpreting the report" proporciona algunos valores de referencia con los que se pueden comparar los resultados del jugador que realiza la prueba. Estos valores se basan en un trabajo de investigación anterior (Delgado-García *et al.*, 2019b). En la hoja de cálculo "Court and ellipse coordinate" se encuentran las coordenadas x e y de las elipses de confianza y de la pista de tenis, información necesaria para crear los gráficos 1 y 2 de la hoja de cálculo "Accuracy analysis".

Resultados

La Tabla 16 muestra los parámetros de la elipse de confianza (de la derecha y del revés) de ambos jugadores. La Figura 52 y la Figura 53 presentan esta información de manera visual. La longitud del eje principal de la elipse del jugador uno para el golpe de derecha es mayor que la del jugador dos. En el revés, por el contrario, el jugador dos tiene un eje mayor más largo. El eje menor es más largo en ambos jugadores para el revés que para el golpe de derecha. La inclinación de la elipse es muy similar en ambos casos, aunque la elipse de confianza de revés tiene una mayor inclinación en el jugador uno. En cuanto a la excentricidad, todas las elipses tienen una forma ovalada, excepto la elipse del revés del jugador uno, que se parece más a un círculo. El área de la elipse de la derecha del jugador dos es pequeña en comparación con las otras tres elipses analizadas. Solo el centro de la elipse en el *eje x* del golpe de revés del jugador uno fue positivo. El resto de los centros sobre el *eje x* fueron negativos, permaneciendo entre dicho eje y la línea lateral. En el *eje y*, este valor fue positivo en ambos jugadores indicando que adoptaron un comportamiento conservador: prefirieron realizar tiros cortos en lugar de arriesgarse a jugar fuera de la línea de fondo. Quizás si en las instrucciones iniciales se hubiera mencionado que los tiros fuera no producían ningún tipo de penalización y que solo se tenía en cuenta la distancia de los botes a la diana no se hubiera observado este tipo de comportamiento. Con respecto al número de errores, el jugador dos cometió siete errores más con el revés que el jugador uno (11 vs. 18).

Tabla 16. Parámetros de la elipse de confianza de ambos jugadores analizados (Estudio 6)

Parámetro	Jugador nº 1		Jugador nº 2	
	Derecha	Revés	Derecha	Revés
Eje-a (cm)	585	446	517	608
Eje-b (cm)	280	363	238	291
Inclinación (°)	6.5	11.7	2.8	0.8
Excentricidad	0.88	0.58	0.89	0.88
Área (m ²)	51.5	50.8	38.8	55.5
CE-x (cm)	-11	45	-40	-34
CE-y (cm)	171	238	191	225
Errores (n)	16	11	16	18
Tiros fuera (n)	8	9	13	16
Fuera de la vista de la cámara (n)	8	2	1	1
Errores en la red (n)	0	0	2	1

Eje-a: eje largo de la elipse de confianza; Eje-b: eje corto de la elipse de confianza; CE-x: distancia del centro de la elipse de confianza en el *eje x* al centro de coordenadas; CE-y: Distancia del centro de la elipse de confianza en el *eje y* al centro de coordenadas. Tiros fuera: pelotas que botan fuera de los límites de la pista de individuales. Errores fuera de la vista de la cámara: bolas que pasan sobre la red pero botan fuera del campo de visión de la cámara. Errores en la red: bolas que no pasan por encima de la red.

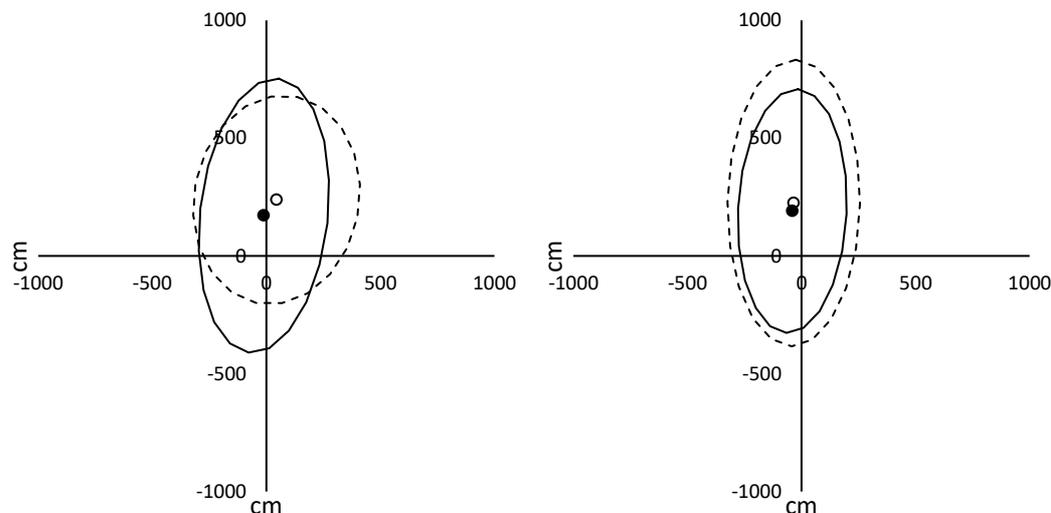


Figura 52. Elipses de confianza del jugador uno (a) y del jugador dos (b) para los golpes de derecha (elipse sólida) y de revés (elipse discontinua) (Estudio 6)

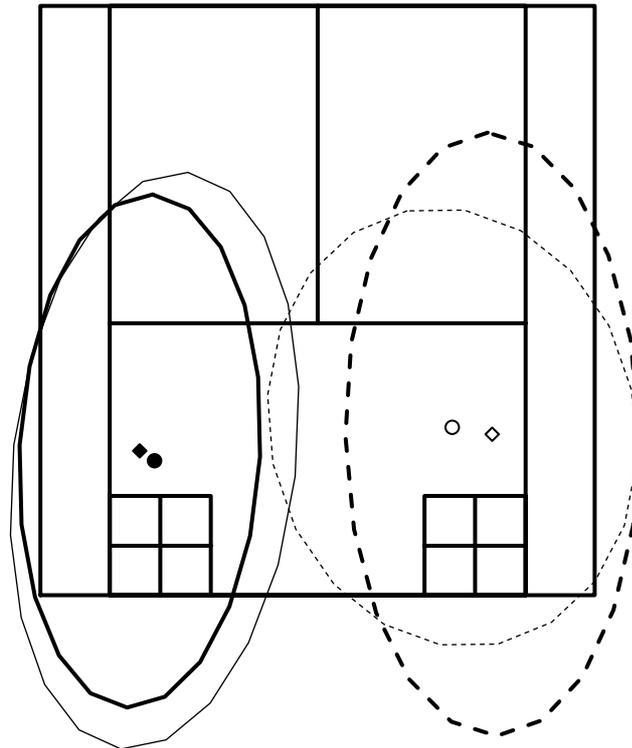


Figura 53. Elipses de confianza en la pista de tenis (Estudio 6). Las elipses de derecha se indican en líneas continuas y las elipses de revés en líneas discontinuas. Las elipses de confianza del jugador dos están marcadas en negrita. Los centros de las elipses se indican mediante círculos (jugador uno) o diamantes (jugador dos).

Discusión

La prueba de campo que se muestra en este estudio y la hoja de cálculo de *Excel* adjunta brindan información valiosa para entrenadores y científicos y les puede ayudar a evaluar la precisión de golpeo con instrumentos de bajo coste. En el trabajo se muestra un ejemplo de su implementación en dos jugadores de nivel avanzado. Los resultados de la prueba de golpeo descrita pueden proporcionar información valiosa sobre los parámetros de precisión de un tenista y pueden servir para hacer una planificación de entrenamiento más individualizada.

Ambos jugadores analizados mostraron elipses de confianza de características similares (Figura 52; Figura 53; Tabla 16). El área de la elipse del golpe de derecha derecho del jugador uno era muy similar al área de la elipse de su revés. El jugador dos mostró un área más grande con el revés, lo que indica que este golpe fue menos preciso. Esto es consistente con los datos en la literatura científica (Delgado-García

et al., 2019b). Además, los ejes principales de las elipses guardaban paralelismo con la línea lateral, igual a lo que se indicó en el trabajo de Delgado-García, Vanreenterghem, Muñoz-García, et al. (2019). *La hipótesis de la ventana de lanzamiento de Calvin (1983)* podría explicar este resultado. Esta teoría sugiere que el momento de la liberación del proyectil condiciona la precisión espacial. En el caso particular del tenis, la raqueta alcanza altas velocidades, lo que podría dificultar la “ventana óptima de golpeo” (Delgado-García *et al.*, 2019b). Esta forma ovalada de la distribución de los botes de la pelota fue más evidente para los golpes de derecha de ambos jugadores y para el golpe de revés del jugador dos. Basándose en este resultado, se podría recomendar a ambos jugadores que se centraran más en mejorar la precisión longitudinal en lugar de la precisión medio-lateral en el golpe de derecha. Lo mismo ocurre con el revés del jugador dos. Esto podría hacerse realizando ejercicios en los que el jugador tiene que golpear hacia diferentes partes de la pista, dividiéndola en áreas de profundidad, o modificando algunos parámetros que podrían afectar el vuelo de la pelota, como la velocidad o altura de la pelota sobre la red (se pueden usar cuerdas) o el efecto de golpeo. También podrían modificarse ciertos parámetros de la raqueta, como el momento de inercia o la tensión de la cuerda, ya que influyen en la precisión (Allen et al., 2016; Rob Bower y Cross, 2005). Se le podría recomendar al jugador uno que trabaje su revés tanto en un sentido lateral como longitudinal (su elipse es menos excéntrica, tiene una forma más similar a un círculo). También se recomienda que ambos realicen ejercicios en los que se les fuerce a asumir un mayor riesgo en sus golpes, aproximándose más a la línea de fondo (el centro de sus elipses en el eje *y* fue positivo, lo que indica que tenían tendencia a realizar tiros cortos).

La prueba presentada no requiere materiales caros o un montaje complicado. Solo es necesario colocar un objeto visible en el centro de las dianas y una cámara en el fondo de la pista registrando la ubicación de los botes. Lo puede hacer cualquier entrenador o científico sin necesidad de que tenga conocimientos matemáticos o un gran dominio de *Excel* avanzados. Se puede aplicar en jugadores de cualquier nivel modificando la distancia y la ubicación del objetivo, la velocidad de golpe y los parámetros relacionados con el vuelo de la pelota (frecuencia de lanzamientos de la máquina, velocidad y efecto de llegada, ubicación de la pista en la que la bota la pelota bot,a tanto en dirección longitudinal como medio-lateral).

El presente estudio tiene algunas limitaciones. El *Excel* no proporciona una base de datos con la que el usuario pueda comparar los resultados de los jugadores evaluados según el nivel de juego, la edad, el sexo o la dirección de los golpes. Creemos que es necesario generar una base de datos lo suficientemente grande como para poder evaluar los resultados de la prueba de un jugador en particular, teniendo

en cuenta las características mencionadas. Sería interesante categorizar los resultados numéricos, para que los entrenadores no tengan que interpretarlos. La prueba también podría servir como alternativa a la prueba propuesta por la ITF (2017) para establecer el nivel del jugador. Otra posible limitación de esta herramienta es que no funciona de manera automática como otros sistemas (algunos han sido mencionados en la introducción). Aunque requiere de un proceso de digitalización, su principal fortaleza respecto a otros sistemas más sofisticados es que se puede usar con cualquier cámara convencional en condiciones de iluminación complicadas, como pistas de tenis cubiertas con poca luz o pistas al aire libre con contraste de luces y sombras. Apenas existen estudios que analicen la relación entre la precisión y el rendimiento en el caso del tenis, algo que sí es frecuente en otros deportes de lanzamiento como el béisbol, el cricket o el balonmano (Freeston, Ferdinands y Rooney, 2015, 2007; Freeston y Rooney, 2014; van den Tillaar y Ettema, 2006). Algunos de los factores que pueden afectar a la precisión y que deben estudiarse en mayor profundidad son: la fatiga (Lyons *et al.*, 2013), las características de la raqueta (Bower y Cross, 2005), aspectos mentales (Robin *et al.*, 2007), variables biomecánicas de la pelota antes de que se produzca el impacto (Bower y Sinclair, 2007) o tras el impacto con la raqueta (Knudson y Blackwell, 2005). Dado que la prueba no requiere de conocimientos técnicos complejos o un montaje difícil, también se espera que los entrenadores con acceso limitado a tecnologías de alta gama puedan usarla.

Consideraciones finales

La prueba de golpeo propuesta podría aplicarse en diferentes momentos de la temporada para ver la progresión de los jugadores. Esto es de especial interés en jugadores de alto nivel y profesionales donde los cambios pueden ser menos notorios que en los jugadores de nivel inferior y donde un sistema basado en áreas de puntuación probablemente no será lo suficientemente sensible como para detectar mejoras en la precisión. En muchos casos, además de medir la precisión, será interesante evaluar la velocidad del golpe, ya que ambas variables están estrechamente relacionadas entre sí (Holzer, Reischl y Fetz, 1994; Landlinger *et al.*, 2012). Esto último se puede hacer con el uso de un radar de velocidad que mide la velocidad de la pelota o con un sensor inercial que mide la velocidad de la raqueta.

4.2.4. ESTUDIO 7: DESARROLLO DE UNA METODOLOGÍA FOTOGRAMÉTRICA LOW-COST DE ANÁLISIS DEL SWING DE GOLPEO

Muchos entrenadores utilizan *softwares* de análisis 2D para estudiar la cinemática de la raqueta y de la pelota en el golpeo (Tubez *et al.*, 2017). Teniendo en cuenta que durante el *swing* o balanceo la raqueta se mueve en diferentes planos del espacio parece más adecuado realizar un análisis tridimensional (Tubez *et al.*, 2017). La mayor parte de estos sistemas tienen un alto coste económico y solo pueden ser adquiridos en laboratorios biomecánicos de alto nivel. Si es cierto que existen soluciones gratuitas que permiten realizar un estudio 3D, tales como *SkillSpector*, *Check 3D*, *Argus 3D* o *DLTdv8*. Sin embargo, apenas existen *softwares* o plantillas de cálculo que generen informes de manera automática o semiautomática y que incluyan variables cinemáticas del swing. En el proceso de enseñanza-aprendizaje es fundamental tener en cuenta la forma en la que se presentan los resultados a los deportistas, lo que se conoce como el *feedback* (Rucci y Tomporowski, 2010). A pesar de que el *feedback* mediante vídeo parece útil para la mejora de la técnica deportiva (Boyer, Miltenberger, Batsche, Fogel y LeBlanc, 2009; Guadagnoli, Holcomb y Davis, 2002; O'Donoghue, 2006; Potdevin *et al.*, 2018), prácticamente ninguno de los programas informáticos orientados al análisis biomecánico genera un informe de vídeo de manera automática.

La reconstrucción 3D se puede realizar con el algoritmo de *Transformación Lineal Directa (DLT)*. Fue desarrollado en 1978 (Abdel-Aziz y Karara, 2015) y sigue siendo ampliamente utilizado en *software* de análisis 3D como *SimiMotion* (simi.com/en/), *Kwon3D* (kwon3d.com/) o *APAS Ariel* (arielnet.com/). Uno de los problemas relacionados con el algoritmo *DLT* es que los dispositivos necesarios para realizar la calibración (estructuras de calibración 3D) muchas veces son voluminosas (Challis, 1995) difíciles de transportar y de utilizar en condiciones de competición. El algoritmo se ha implementado en diferentes programas de análisis matemático como Matlab (Chien, 2020; Reinschmidt y van den Bogert, 1997), *GNU Octave* (Reinschmidt y van den Bogert, 1997), R (Olsen y Westneat, 2015) o Python (Ray, 2019). A pesar de que *Excel* es uno de los *softwares* matemáticos más populares, no hemos encontrado ninguna hoja de cálculo elaborada en este *software* que permita reconstruir la posición 3D de un punto localizado en el espacio euclidiano.

El objetivo del presente trabajo fue desarrollar plantillas de Microsoft *Excel* para reconstruir la trayectoria de la raqueta (para lo que debe implementar el algoritmo *DLT*) y de la pelota 3D y que genere dos tipos de informes para entregar a los deportistas: uno en formato texto y en formato vídeo. La metodología debería

basarse en cámaras convencionales y en un dispositivo de calibración portátil. Como alternativa se muestra una metodología de análisis *2D*, que proporciona dos informes (uno impreso y otro de vídeo) muy similares a los de la plantilla *3D*.

Metodología específica

Muestra

En el presenta trabajo participaron dos tenistas de nivel competitivo: una jugadora de 23 años (altura: 165 cm; peso: 53 kg) y un jugador de 27 (altura: 179 cm; peso: 69 kg). Ninguno de ellos presentaba una lesión o molestia que modificara su técnica de golpeo habitual. A la jugadora se le realizó un análisis tridimensional de la cinemática de golpeo en una situación de golpeo controlada y al jugador un análisis bidimensional en una situación de juego real.

Se informó a los participantes de los beneficios y riesgos de la investigación antes de firmar un consentimiento informado. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Granada y se ajusta a la Declaración de Helsinki.

Procedimientos

Información general

Para analizar el swing de la raqueta en *3D*, se han creado dos plantillas de *Excel*: la primera se denomina “*DLT ALGORITHM-CAMERA CALIBRATION*” y la segunda se denomina “*DLT ALGORITHM-3D TENNIS SWING ANALYSIS*”. En la primera, se calibran las cámaras (hasta un máximo de 4 cámaras) lo que equivale a obtener los 11 parámetros del algoritmo *DLT* y en la segunda, se reconstruye la trayectoria tridimensional de la raqueta y se calculan una serie de parámetros de interés para el entrenador o científico. Sólo las hojas de cada plantilla con pestaña en rojo y las celdas con bordes rojos deben ser modificadas por el usuario. Las plantillas de *Excel* se pueden descargar desde este enlace (el archivo también incluye videotutoriales): [researchgate.net/profile/Gabriel_Delgado_Garcia](https://www.researchgate.net/profile/Gabriel_Delgado_Garcia).

Plantilla de calibración de la cámara: DLT ALGORITHM-CAMERA CALIBRATION

La calibración de las cámaras es necesaria para reconstruir la posición de los marcadores *3D* y equivale a calcular los parámetros *DLT* de cada cámara. Hay diferentes algoritmos de calibración. En esta hoja se propone el algoritmo *DLT* de 11 parámetros, que debe ser utilizado con cámaras con poca distorsión de lente (Aritan, 2010). Estos 11 parámetros de calibración se obtienen resolviendo el sistema de ecuaciones, expresado en forma de matrices, mostrado en la Ecuación 14.

$$\begin{array}{l}
 \text{Ecuación a punto 1} \\
 \text{Ecuación b punto 1} \\
 \text{Ecuación a punto 2} \\
 \text{Ecuación b punto 2} \\
 \vdots \\
 \text{Ecuación a punto N} \\
 \text{Ecuación b punto N}
 \end{array}
 \begin{bmatrix}
 x_1 & y_1 & z_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_{L1}x_1 & -u_{L1}y_1 & -u_{L1}z_1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & z_1 & 1 & -v_{L1}x_1 & -v_{L1}y_1 & -v_{L1}z_1 \\
 x_2 & y_2 & z_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_{L2}x_2 & -u_{L2}y_2 & -u_{L2}z_2 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & z_1 & 1 & -v_{L2}x_2 & -v_{L2}y_2 & -v_{L2}z_2 \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 x_N & y_N & z_N & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_{LN}x_N & -u_{LN}y_N & -u_{LN}z_N \\
 0 & 0 & 0 & 0 & x_N & y_N & z_N & 1 & -v_{LN}x_N & -v_{LN}y_N & -v_{LN}z_N
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 L_1 \\
 L_2 \\
 L_3 \\
 L_4 \\
 L_5 \\
 L_6 \\
 L_7 \\
 L_8 \\
 L_9 \\
 L_{10} \\
 L_{11}
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 u_{L1} \\
 v_{L1} \\
 u_{L2} \\
 v_{L2} \\
 \vdots \\
 u_{LN} \\
 v_{LN}
 \end{bmatrix}
 \tag{14}$$

Se debe utilizar un mínimo de 6 puntos de calibración con una posición espacial (xyz) conocida. Su posición en la imagen en píxeles (u_L , v_L) se digitalizará para determinar los 11 parámetros mencionados. La ecuación matricial de la Ecuación 14 puede expresarse como en la Ecuación 15 (las letras en negrita se utilizan sin cursiva para referirse a una matriz).

$$\mathbf{F}_L \mathbf{L} = \mathbf{g}_L \tag{15}$$

En esta ecuación, \mathbf{L} sería la matriz de 11 filas y 1 columna (contiene las incógnitas), \mathbf{F}_L la matriz de 2N filas y 11 columnas y \mathbf{g}_L la matriz de 2N filas y 1 columna. Este sistema de ecuaciones matriciales se resuelve en la Ecuación 16.

$$\mathbf{L} = (\mathbf{F}_L^T \mathbf{F}_L)^{-1} \mathbf{F}_L^T \mathbf{g}_L \tag{16}$$

Donde \mathbf{F}_L^T es la matriz transpuesta de \mathbf{F}_L .

En la hoja “CALIBRATION POINTS” de la plantilla “DLT ALGORITHM-CAMERA CALIBRATION” se deben pegar las coordenadas en píxeles de los puntos de calibración digitalizadas con un *software* externo (como *Kinovea*). Las hojas de *Excel* dos, tres, cuatro y cinco (“CAM CALIBRATION”) se utilizan para calibrar cada una de las cámaras utilizando el algoritmo *DLT* de 11 parámetros (todas estas hojas funcionan de la misma manera, son réplicas). Pegando en ellas las coordenadas de los puntos de calibración en centímetros o milímetros (columnas C y E) y en píxeles (columnas F y G), devuelven los 11 parámetros del algoritmo *DLT* (columna GJ) que se utilizarán más tarde para reconstruir las coordenadas 3D de los marcadores en centímetros o milímetros. Hay una extensa bibliografía que explica cómo funciona el algoritmo *DLT*, por lo que no entraremos en detalles. Para tener más información al respecto el lector puede revisar, por ejemplo, el trabajo de Challis y Kerwin (1992) o el manuscrito original donde se desarrolló el algoritmo *DLT* (Abdel-Aziz y Karara, 2015). Este trabajo se limita a la descripción de las funciones de *Excel* utilizadas. Las

fórmulas de *Excel* empleadas para resolver el sistema de ecuaciones matricial mostrado en la Ecuación 16 aparecen en los anexos (Tabla suplementaria 3).

La hoja "CAM ERROR ADJUSTMENT" permite: I) conocer el error de medición en una unidad de longitud métrica y II) corregir el error utilizando el método de mínimos cuadrados. Para ello se obtendrán las coordenadas en píxeles de 3 estructuras de calibración 3D: la estructura de calibración 3D para obtener los parámetros *DLT* (estructura de calibración 3D-1), la estructura de calibración 3D para calcular el error y obtener la ecuación de regresión de ajuste de las dos cámaras utilizadas para reconstruir un punto (estructura de calibración 3D-2) y la estructura de calibración 3D para medir el error de medición en un unidad de longitud métrica después del ajuste utilizando la línea de regresión calculada (estructura de calibración 3D-3). El uso de la estructura de calibración 3D-1 es obligatorio y el de las estructuras de calibración 3D-2 y 3 es opcional. Por último, la hoja "SUMMARY OF MEASUREMENT ERROR" recoge los errores obtenidos para cada par de cámaras, tanto de los datos ajustados como de los datos no ajustados.

Plantilla de reconstrucción de la trayectoria de la raqueta/pelota en 3D: DLT ALGORITHM-3D TENNIS SWING ANALYSIS

Para conocer las coordenadas 3D en la unidad de longitud métrica de un punto en el espacio, en base a dos imágenes desde dos puntos de vista diferentes, debemos resolver el sistema de ecuaciones matricial de la Ecuación 17.

$$\begin{bmatrix} L_1 - L_9 u_L & L_2 - L_{10} u_L & L_3 - L_{11} u_L \\ L_5 - L_9 v_L & L_6 - L_{10} v_L & L_7 - L_{11} v_L \\ R_1 - R_9 u_R & R_2 - R_{10} u_R & R_3 - R_{11} u_R \\ R_5 - R_9 v_r & R_6 - R_{10} v_r & R_7 - R_{11} v_r \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_L - L_4 \\ v_L - L_8 \\ u_R - R_4 \\ v_R - R_8 \end{bmatrix} \quad (17)$$

Esta ecuación matricial contiene los parámetros *DLT* de calibración L_1 - L_{11} (cámara 1) y R_1 - R_{11} (cámara 2) y las coordenadas en píxeles en la foto 1 y en la foto 2 del punto que queremos reconstruir (u_L , v_L , u_R y v_R). xyz son las incógnitas del sistema de ecuaciones y son las coordenadas en la unidad de longitud métrica del punto que queremos reconstruir. Este sistema de ecuaciones matricial se puede expresar como en la Ecuación 18.

$$\mathbf{Q} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \mathbf{q}; \quad (18)$$

Donde \mathbf{Q} es la matriz de 4 filas y 3 columnas y \mathbf{q} es la matriz de 4 filas y una columna de la ecuación 17. Esta ecuación se resuelve en la Ecuación 19.

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = (\mathbf{Q}^T \mathbf{Q})^{-1} \mathbf{Q}^T \mathbf{q} \quad (19)$$

$(\mathbf{Q}^T \mathbf{Q})^{-1}$ se resuelve utilizando el cálculo basado en el determinante (Ecuación 20).

$$(\mathbf{Q}^T \mathbf{Q})^{-1} = \frac{1}{|\mathbf{Q}^T \mathbf{Q}|} ((\mathbf{Q}^T \mathbf{Q})^*)^t \quad (20)$$

Donde $|\mathbf{Q}^T \mathbf{Q}|$ es el determinante de la matriz $\mathbf{Q}^T \mathbf{Q}$ y $(\mathbf{Q}^T \mathbf{Q})^*$ es la matriz adjunta de $\mathbf{Q}^T \mathbf{Q}$. Para calcular la matriz adjunta debemos sustituir cada elemento por su adjunto. Ya que $\mathbf{Q}^T \mathbf{Q}$ es una matriz de 3 x 3 tendrá un total de 9 elementos adjuntos.

En *Excel* primero se debe vincular la hoja de *Excel* de reconstrucción 3D de los marcadores con la de la hoja de calibración. De esta manera, varias hojas de reconstrucción 3D pueden compartir la misma hoja de calibración. Esto se hace en la opción de *Excel Connections*, en la pestaña de *Excel Data*. Allí el usuario debe hacer seleccionar la opción *Edit Links* donde elegirá la plantilla de calibración correspondiente. Las fórmulas para resolver el sistema de ecuaciones mostrado se explican en los anexos (Tabla suplementaria 4).

Aunque se puede digitalizar cualquier punto de la raqueta se recomienda digitalizar un punto localizado en su eje longitudinal (por ejemplo, la parte superior del puño o el extremo superior del cordaje). Se recomienda extraer una secuencia de imágenes del golpe. Por ejemplo, si se graba a 120 fps, seleccionando los 50 fotogramas previos al impacto y los 35 fotogramas posteriores, nos aseguramos captar las fases más importantes del golpeo. En el rango F1:FL44 de esta misma hoja se calculan una serie de parámetros cinemáticos que pueden ser de interés para el entrenador. Los ángulos se calculan mediante las fórmulas del producto escalar de vectores. Algunos de estos parámetros de interés se mencionan a continuación:

- Ángulo de la trayectoria de la raqueta respecto a la horizontal antes del impacto (celda FD5) (Figura 54).
- Ángulo de la trayectoria de la raqueta respecto a la horizontal después del impacto (celda FD10) (Figura 54).

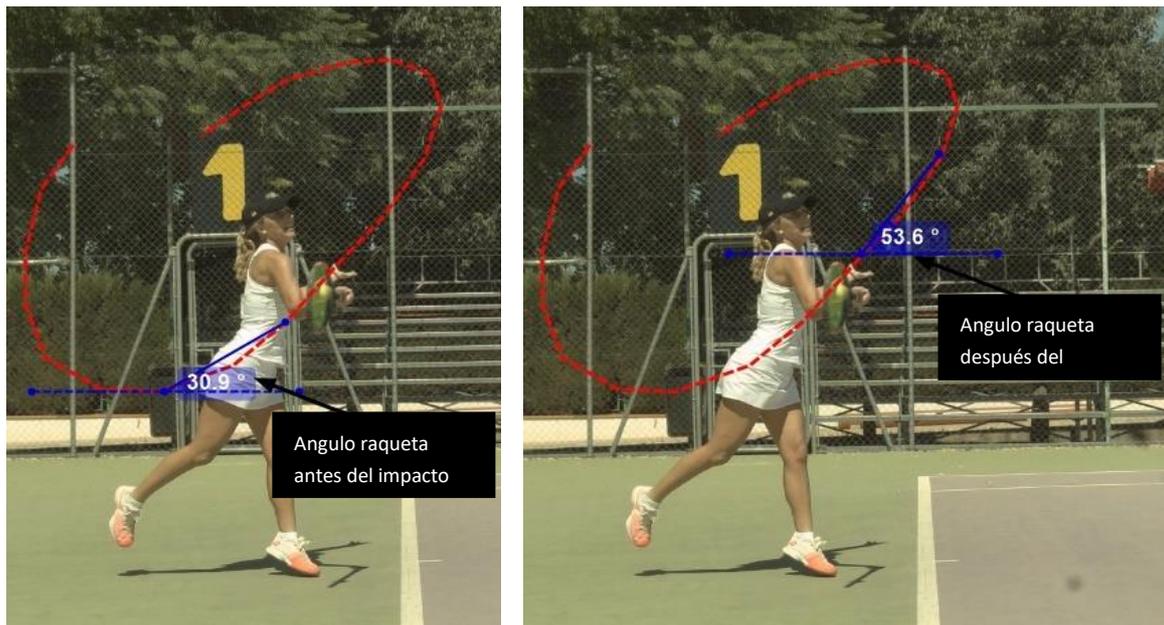


Figura 54. Figura explicativa de las variables ángulo de la trayectoria de la raqueta antes y después del impacto

- Distancia recorrida por la raqueta en la parte del *swing* analizada (celda FB15).
- Altura mínima y máxima alcanzada por la raqueta en el *swing* (celdas FB17 y FB18) (Figura 55) y altura en el instante en el que se produce el impacto (celdas FD17 y FD18).



Figura 55. Figura explicativa de las variables altura mínima y máxima alcanzada en el swing

- Posición de la raqueta en el impacto (celdas FD20:FD22), componentes de la velocidad (celdas FD23:FD25) y de la aceleración (celdas FD26:FD28), velocidad resultante (celda FD29) y aceleración resultante (celda FD30) en dicho instante.

- Velocidad máxima/mínima alcanzada en cada eje (celdas FB32:FB35) y velocidad en el momento en el que se produce el impacto (celdas FD32:FD35).
- Aceleración máxima/mínima alcanzada en cada eje (celdas FF32:FF35) y en el momento en el que se produce el impacto (celdas FH32:FH35).
- Tiempos entre los picos de velocidad (celda FD39:FD44) y tiempos entre los picos de aceleración (celdas FH39:FH44).

En las columnas FM:FN (también de la hoja RACKET 3D RECONSTRUCTION) se hallan las fórmulas y los controles necesarios para crear un vídeo-informe (en el que se sincroniza el vídeo con las gráficas). En la Figura 56 se muestra un fotograma de un vídeo con las gráficas superpuestas, creado con la aplicación de *Excel* aquí mostrada.



Figura 56. Muestra de un fotograma del vídeo creado con la aplicación de *Excel*

La hoja BALL 3D RECONSTRUCTION reconstruye la posición 3D de la pelota (usando las mismas fórmulas que para la reconstrucción de la raqueta, mostradas en la Tabla suplementaria 4). En este caso solo se solicita la posición de la pelota en píxeles en una serie de fotogramas clave, que son:

- Dos fotogramas previos al bote de la pelota en el suelo.
- Dos fotogramas posteriores al bote de la pelota en el suelo.

- El fotograma correspondiente al bote de la pelota en el suelo (o en su defecto el fotograma más próximo).
- Dos fotogramas previos al impacto pelota-raqueta.
- El fotograma correspondiente al impacto pelota-raqueta (o en su defecto el fotograma más próximo).
- Dos fotogramas posteriores al impacto de la pelota-raqueta.

Con los píxeles de estos eventos clave digitalizados en ambas cámaras se calculan la posición 3D de la pelota en esos instantes (celdas EA7:EC16) y una serie de variables (en este caso no se usan interpolaciones, ya que la pelota sigue una trayectoria prácticamente lineal en ese corto espacio de tiempo):

- Tiempo desde el bote de la pelota en el suelo al impacto (celda EI5).
- Distancia horizontal entre el bote de la pelota en el suelo y el impacto (celda EJ7).
- Velocidad resultante (celda EI12) y ángulo respecto a la horizontal (celda EI14) de la pelota previa al bote.
- Velocidad resultante (celda EI19) y ángulo respecto a la horizontal (celda EI21) de la pelota después del bote.
- Velocidad resultante (celda EI26) y ángulo de la trayectoria de la pelota respecto a la horizontal (celda EI28) antes del impacto pelota-raqueta.
- Velocidad resultante (celda EI33) y ángulo de la trayectoria de la pelota respecto a la horizontal (celda EI3) después del impacto pelota-raqueta.

Finalmente, en la hoja REPORT TO PRINT se recopilan todas las variables cinemáticas de pelota y raqueta mostradas y se genera un informe que puede entregarse en formato PDF al deportista. En dicho informe se incluyen una serie de gráficas (en la Figura 57 y en la Figura 58 se muestran dos ejemplos).

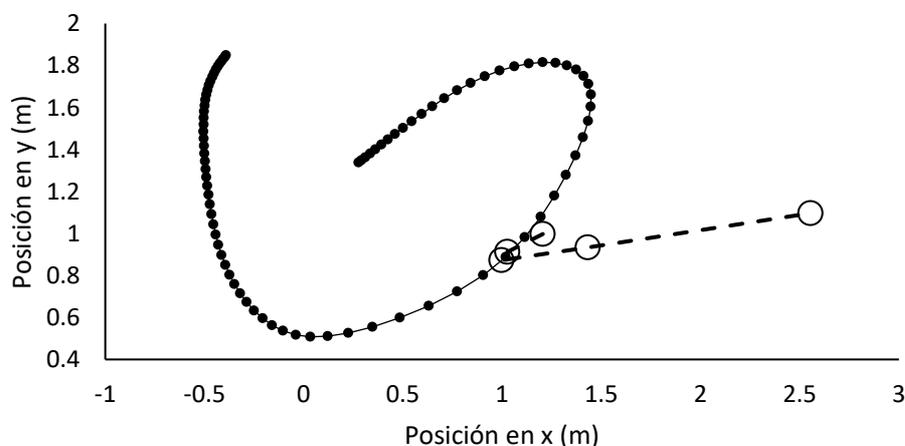


Figura 57. Gráfica incluida en el informe que se entrega al jugador. Se muestra la trayectoria de la raqueta desde una vista lateral

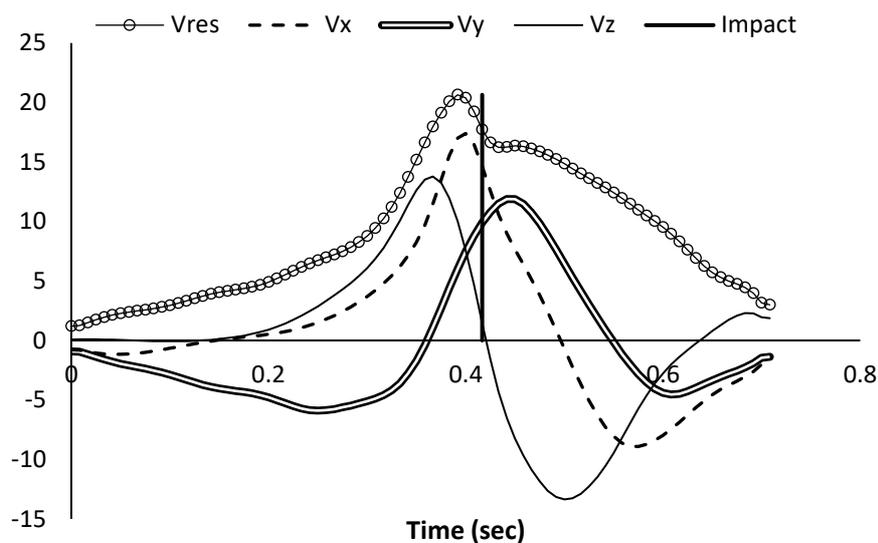


Figura 58. Gráfica incluida en el informe que se entrega al jugador. Se muestra la velocidad de la raqueta en cada eje

Plantilla de reconstrucción de la trayectoria de la raqueta/pelota en 2D: DLT ALGORITHM-2D TENNIS SWING ANALYSIS

Esta hoja funciona de un modo muy parecido a la hoja de análisis del *swing* en 3D. La única diferencia que existe es que no debe estar ligada a ninguna planilla de calibración. Para calibrar la posición 2D de los marcadores se utiliza una vara de calibración, con unas dimensiones conocidas (se requiere que la cámara se halle en una posición perpendicular a la trayectoria medida). Si se graba en una situación de competición donde es difícil colocar un objeto en la zona de grabación (se podría hacer antes o después del partido) se podría usar la raqueta de tenis (cuando se encuentra en una posición perpendicular al objetivo de la cámara), sabiendo que la raqueta de un adulto mide 68.6 cm (salvo las raquetas de algunos profesionales miden 73,7 cm). La distancia de la raqueta en píxeles y en unidades reales se introducen en las celdas Q2, Q1 y R1 de la hoja MARKERS PIXELS COORDINATES. Las demás celdas se rellenan igual que en el caso del análisis 3D. En este caso solo debemos rellenar los datos de una cámara, con lo cual el proceso es más sencillo y más corto. La hoja no proporciona datos de profundidad. Se debe colocar el origen de coordenadas a la izquierda del jugador (si el golpe se realiza hacia la derecha de la pantalla) y en un punto aproximado del suelo (en el plano de golpeo). Se debe digitalizar primero la pelota. Recomendamos nombrar estos marcadores en Kinovea para luego poder identificarlos fácilmente en *Excel*.

Resultados

La jugadora evaluada en condiciones controladas (un entrenador le lanzó la pelota a la zona de su derecha) con la hoja de evaluación fotogramétrica del swing *3D* alcanzó una velocidad máxima de la raqueta en el golpe analizado (una derecha) de 20.6 m/s (17.7 m/s en el impacto) y una aceleración resultante máxima de 461 m/s² (460 m/s² en el impacto). La velocidad vertical máxima de la raqueta fue de ~ 12 m/s (9.89 m/s en el impacto). Finalmente, la velocidad resultante máxima se alcanzó después del momento del impacto (Figura 59a) y la aceleración resultante máxima se alcanzó prácticamente en el momento del impacto (Figura 59b).

El jugador analizado en una situación real de juego (un partido de tenis) con la hoja de evaluación fotogramétrica del swing *2D* alcanzó una velocidad máxima de la raqueta en el golpe analizado (un revés a una sola mano) de 22.7 m/s (17.8 m/s en el impacto) y una aceleración resultante máxima de 430 m/s² (383.12 m/s² en el impacto). La velocidad vertical máxima fue de 12.5 m/s (10.9 m/s en el impacto). En este caso la velocidad resultante máxima también se alcanzó tras el impacto (Figura 59a) y la aceleración resultante máxima se alcanzó casi en el instante del impacto (Figura 59b).

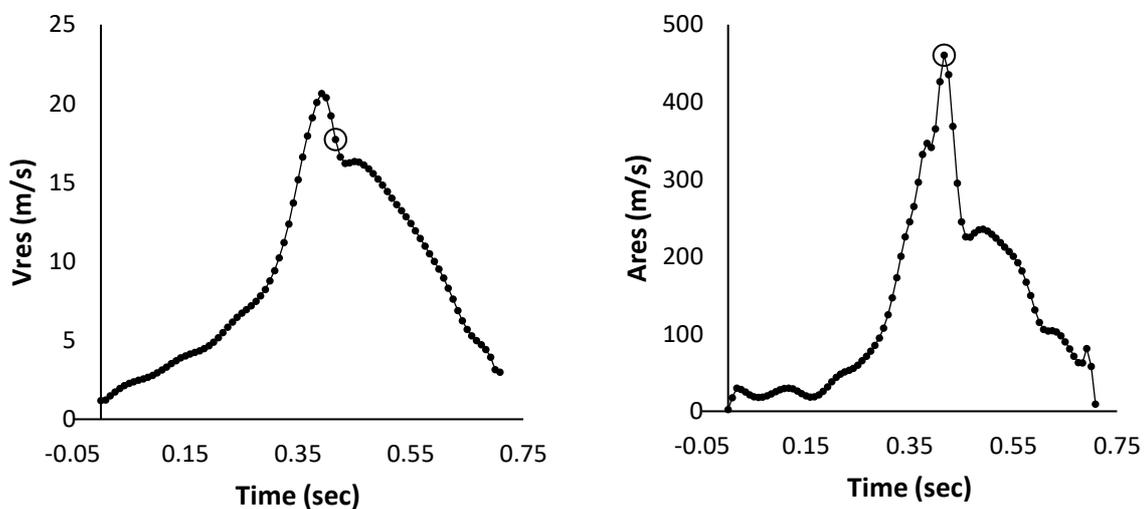


Figura 59. Velocidad y aceleración resultante de la jugadora en el golpeo analizado. El círculo representa el momento del impacto.

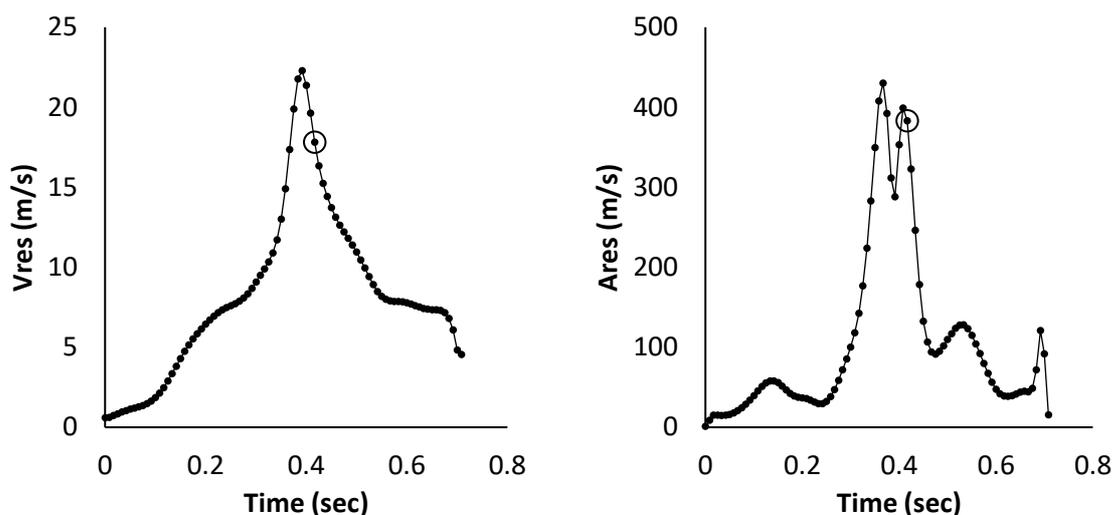


Figura 60. Velocidad y aceleración resultante del jugador en el golpeo analizado. El círculo representa el momento del impacto.

El informe generado muestra otras variables, tal y como se ha explicado en la sección de metodología. En los resultados hemos incluido, a modo de ejemplo, algunas que consideramos relevantes.

Discusión

A pesar de que existen numerosos trabajos en los que se estudia la cinemática 2D/3D de la raqueta, apenas existen herramientas accesibles para los entrenadores que permitan realizar tal análisis. En el presente estudio se presenta una hoja de *Excel* que usada junto con un *software* de digitalización permite generar un informe semiautomático, que incluye variables cinemáticas de la raqueta y de la pelota.

La cinemática de golpeo de tenis ha sido muy estudiada y existen numerosos datos de referencia con los que comparar los resultados de la plantilla de *Excel* diseñada. Por ejemplo, Landlinger et al. (2010) hallaron velocidades horizontales de la raqueta de entre 108 y 126 km/h y velocidades verticales de entre 65 y 72 km/h, en jugadores de alto rendimiento y de élite. La máxima velocidad vertical de la raqueta se alcanzó menos de 5 milésimas antes del impacto, mientras que la máxima velocidad vertical del impacto se alcanzó aproximadamente 30-40 milésimas después (Landlinger et al., 2010), similar a lo que ocurrió en los dos ejemplos mostrados en el presente estudio, donde la velocidad horizontal máxima se alcanzó cerca del impacto y la vertical instantes después de este (Figura 58). Blackwell y Knudson (2005) mediante fotogrametría 2D encontraron velocidades resultantes menores en jugadores intermedios (75.6 km/h) y en jugadores avanzados, donde la máxima velocidad lograda de 93.6 km/h (Knudson y Blackwell, 2005). Señalan que la

velocidad real de la raqueta en el impacto fue infraestimada entre un 10 y un 20 por ciento debido al suavizado de los datos (Knudson y Bahamonde, 2001). Choppin, Goodwill, y Haake (2011) hallaron velocidades de 100.8 km/h en hombres y de 86.5 en mujeres.

No hemos encontrado demasiados trabajos que analicen el ángulo de la raqueta con respecto a la horizontal. Blackwell y Knudson (2005) señalan que los jugadores intermedios (con un número ITN entre 4 y 6) realizan derechas con trayectorias de raqueta más planas, con menores velocidades de la pelota y con trayectorias de salida de la pelota similares a los valores de los jugadores avanzados. Además, diferencian entre dos tipos de jugadores: los que tienen más probabilidad de cometer errores en la red y los que cometen mayores errores en profundidad. Ello depende, en gran parte, de la trayectoria de la raqueta de dicho jugador. Hallaron ángulos de la raqueta respecto a la horizontal de aproximadamente 20-25 grados. Choppin, Goodwill, y Haake (2011) hallaron ángulos de entre 14 y 33 grados (la media fue de 21.9 ± 4.6 grados). Los ángulos de la pelota respecto a la horizontal son menores. En jugadores avanzados los ángulos de salida de la pelota respecto a la horizontal fueron de entre 8 y 12 grados en los tiros que se fueron en profundidad y de entre 0 y 1.5 grados en los tiros que dieron en la red (Knudson y Blackwell, 2005). En jugadores intermedios las pelotas que entraron tuvieron un ángulo respecto a la horizontal de aproximadamente 6-8 grados (Blackwell y Knudson, 2005), menores que los obtenidos con modelos matemáticos, lo que podría deberse a diferencias en la velocidad de rotación de la pelota.

Respecto a la velocidad de la pelota existen datos muy heterogéneos en la literatura científica, por lo que es complicado realizar comparaciones. Las fuentes de variabilidad pueden ser el aparato usado (radar, cámaras, sensores inerciales, etc.) y los procedimientos empleados (p. ej. la localización del radar respecto al jugador o el filtro usado en el análisis cinemático), el nivel real de los jugadores indicado en los trabajos de investigación (es difícil de establecer el nivel real de un tenista) o las indicaciones que se dieron a los participantes del estudio (por ejemplo no van a golpear a la máxima velocidad si se les indica que la precisión es la variable más relevante del estudio). Por ejemplo en jugadores de una edad de 14.7 ± 2.4 años las velocidades medias de golpeo medidas mediante un radar fueron de 140 km/h para el servicio, de 118 km/h para la derecha y de 112 km/h para el revés (se pidió a los jugadores golpear con la máxima velocidad posible) (González-González *et al.*, 2018). Aunque es algo que no se suele hacer en los trabajos de investigación, pensamos que es muy interesante describir la cinemática de la pelota previa al impacto, ya que de ella va a depender en gran medida la cinemática de la pelota después del impacto (Brody, 2006). Así por ejemplo Choppin *et al.* (2011) hallaron

velocidades de la pelota previas al impacto de 36 km/h y velocidades posteriores de aproximadamente 110 km/h en mujeres y de 122 km/h en hombres (la mayoría de los golpes analizados fueron de derecha).

Consideraciones finales

La metodología mostrada permite evaluar el *swing* en tres dimensiones (basándose en el algoritmo *DLT-11*) y obtener una serie de parámetros que podrían ser de interés para los científicos y los entrenadores tales como la posición, la velocidad o la aceleración de la raqueta en el momento del impacto, en los tres ejes espaciales. Como alternativa (más fácil y rápida de usar) se muestra una plantilla de evaluación fotogramétrica *2D*, que solo permite analizar el golpeo en dos dimensiones del espacio y usa un sistema de calibración menos preciso (un factor de escala).

En futuras investigaciones se aplicará la metodología a una muestra de jugadores de diferentes niveles, categorías de edad y sexo, para así tener una base de datos lo suficientemente grande como para poder comparar los resultados entre los jugadores. También se estudiará la validez de la hoja de análisis *2D*, comparando los resultados con los de la hoja de análisis *3D*, qué será el método de referencia.

4.2.5. ESTUDIO 8: GIRÓSCOPOS *IMU* PARA ANÁLISIS CINEMÁTICO EN TENIS: NIVEL DE ACUERDO CON UN SISTEMA *OCM*

Antecedentes

Tradicionalmente el análisis cinemático de los golpes de tenis se ha hecho mediante el uso de los sistemas ópticos de captura de movimiento (*OCM*) 3D (Landlinger et al., 2012; Reid, Whiteside, Gilbin y Elliott, 2013; Seeley, Funk, Denning, Hager y Hopkins, 2011). Generalmente no son muy portátiles y requieren de unas condiciones de iluminación muy específicas. Aunque están surgiendo sistemas *OCM* sin marcadores, requieren de la colocación de numerosas cámaras y no pueden usarse en grandes volúmenes de grabación como, por ejemplo, una pista de tenis. En estos casos los sistemas basados en sensores inerciales (*IMU*) pueden ser una buena alternativa. Además permiten hacer grabaciones de larga duración, lo que incluso facilita la generación de grandes bases de datos y la aplicación de técnicas de análisis basadas en inteligencia artificial (Whiteside, Cant, Connolly y Reid, 2011). También se pueden usar a altas velocidades de muestreo (en ciertos casos a más de 1000 Hz) en ausencia de computadoras y otros dispositivos móviles (muchos de estos sensores tienen memoria interna) y su colocación en los segmentos corporales no requiere de tanta precisión como la de los marcadores reflectantes de un sistema *OCM*. Todo esto hace que las *IMU* sean adecuadas para recoger datos en un entorno más natural y para realizar análisis biomecánicos en el campo (Girard, Sciberras, et al., 2005; Svensson y Drust, 2005), lo que permite una mejor reproducción de los patrones de movimiento del deporte (Ahmadi, Collomp, Caillaud y Prefaut, 1992; Da Silva et al., 2011). Además, con los *IMUs* se pueden evaluar a varios atletas de manera simultánea con un coste económico bajo.

Los giróscopos micro-electromecánicos (*MEMS*) se basan en el efecto Coriolis y son los que se usan con mayor frecuencia para el análisis biomecánico. Presentan numerosas ventajas, como un tamaño pequeño, un peso bajo, una construcción resistente, un consumo de energía bajo, un tiempo de encendido corto, un bajo costo de producción y una alta fiabilidad (Woodman, 2007). A pesar de todas estas ventajas, no son tan precisos como los giróscopos ópticos. Los errores que surgen en los giróscopos *IMU* son (Woodman, 2007): el sesgo sistemático, el ruido termomecánico, el ruido de parpadeo, el error debido a los cambios de temperatura y los errores de calibración (factores de escala, alineamientos y linealidades de los giróscopos). Algunos autores defienden el uso de giróscopos en el tenis, indicando que la mayoría de los golpes involucran rotaciones en los tres ejes del espacio (Ahmadi *et al.*, 2009) y que los estos sensores permiten diferenciar entre jugadores de diferentes niveles (Ahmadi *et al.*, 2009). Estos autores calcularon la velocidad

angular de la rotación interna del brazo, de flexión de la muñeca y de rotación del hombro en tenistas mediante un *clusters* de marcadores reflectantes que simulaban el funcionamiento de un giróscopo IMU y comparan los resultados con los obtenidos usando el modelo 3D de marcadores *Plug and Gait*. Concluyen que el giróscopo podría usarse para la evaluación biomecánico-técnica del saque de tenis.

Hay algunas investigaciones que han evaluado el nivel de acuerdo entre los IMU y un sistema OCM. Por ejemplo, una investigación previa (Duc, Salvia, Lubansu, Feipel y Aminian, 2014), evaluó la movilidad de la columna cervical con un sistema basado en IMUs, y concluye que estos pueden proporcionar ángulos y rangos de movimiento comparables a los obtenidos con los sistemas OCM. En esta línea, otra investigación (Marin-Perianu *et al.*, 2013) concluyó que un sistema de medición de ángulos de rodilla y tobillo en ciclistas basado en IMU es tan preciso como un sistema OCM. Sus resultados mostraron que los sensores de movimiento tienen una diferencia de unos 2.2 a 6.4 grados respecto al sistema OCM, con un coeficiente de correlación superior a 0.9. Además, los giróscopos de teléfonos inteligentes eran tan precisos como un sistema OCM y podrían usarse para aplicaciones móviles de *biofeedback* (Umek y Kos, 2016). En los golpes de tenis se generan velocidades angulares altas, especialmente en el brazo, en el antebrazo y en la mano, lo que puede requerir sistemas de muestreo de alta frecuencia y altos rangos de medición de velocidad angular. Por otro lado, los impactos podrían producir ruido de alta frecuencia en los IMUs. Solo hemos encontrado un estudio (Ahmadi, 2010) que comparó la señal de velocidad angular de un giróscopo IMU con la de un sistema OCM en golpes de tenis reales (saques). Los autores concluyeron que los giróscopos IMU pueden ser ventajosos para la evaluación del servicio de tenis. Sin embargo, evaluaron servicios realizados a una baja velocidad en lugar de servicios a velocidades normales ya que sus giróscopos IMU tenían un rango de velocidad angular de ± 300 grados/s, muy por debajo de las velocidades angulares registradas en servicios reales, en segmentos como el brazo o el antebrazo. Por lo tanto, creemos que es necesario comparar los giróscopos IMU con los sistemas OCM tradicionales en el tenis a velocidades similares a las registradas en los partidos de competición.

En este artículo, presentamos dos experimentos cuyo objetivo es analizar y comparar el nivel de acuerdo entre los giróscopos IMU y un sistema OCM en golpes de tenis. Basándonos en la literatura previa, planteamos la hipótesis de que los giróscopos IMU podrían ser una alternativa eficiente para medir la velocidad angular en los golpes de tenis, con pequeñas diferencias respecto a un sistema OCM. La confirmación de esta hipótesis justificaría el uso de giróscopos para medir parámetros de cinemática angular en condiciones de campo.

Metodología específica

Participantes

En el estudio participaron cuatro sujetos sanos (media \pm DE: edad = 25.7 ± 3.9 años; peso = 79.0 ± 6.3 kg; altura = 178 ± 2.4 cm; $IMC = 24.9 \pm 2.1$ kg \cdot m⁻²), todos ellos diestros y de un nivel heterogéneo: dos jugadores de competición y dos principiantes. Ambos jugadores de competición tenían más de 20 años de experiencia y participan con frecuencia en competiciones regionales. Según la clasificación de la Federación Internacional de Tenis (*ITF*, 2017), tenían un número internacional de tenis de 2 y 3 respectivamente, lo que se corresponde con un nivel avanzado. Ambos principiantes jugaban al tenis solo una o dos veces al mes. Seleccionamos esta muestra heterogénea para tener en cuenta una amplia variedad de golpes, a diferentes velocidades y con una participación diferente de los segmentos analizados.

El estudio fue aceptado por el Comité de Ética de la Universidad de Granada. Los sujetos fueron informados de los beneficios y riesgos de la investigación antes de firmar un consentimiento informado aprobado institucionalmente.

Diseño experimental

El estudio se dividió en dos experimentos (Figura 61). El primero tuvo como objetivo evaluar cada sensor y cada eje por separado, generando movimientos de rotación sin impactos y sin acción de golpeo. La velocidad angular de los giróscopos *IMU* se comparó con la obtenida utilizando un sistema *CMO* y un *clusters* de marcadores reflectantes que simulaban la acción de un giróscopo (desde ahora en adelante se les llamará giróscopos *CMO*). Los giróscopos *IMU* y *CMO* recolectaron datos simultáneamente y ocho sensores (mismo modelo) fueron evaluados uno por uno, rotándolos sobre cada uno de sus ejes (*eje x*, *eje y*, *eje z*). La fiabilidad entre sensores también se evaluó. En el segundo experimento cuatro jugadores de tenis con distinto nivel de juego ejecutaron cinco series que incluyeron diferentes tipos de golpes (golpes de derecha, de revés y servicios). Se les colocó cuatro giróscopos *IMU* (en tronco, cabeza, brazo y antebrazo) sincronizados entre sí, con un giróscopo *CMO* fijado encima de ellos.

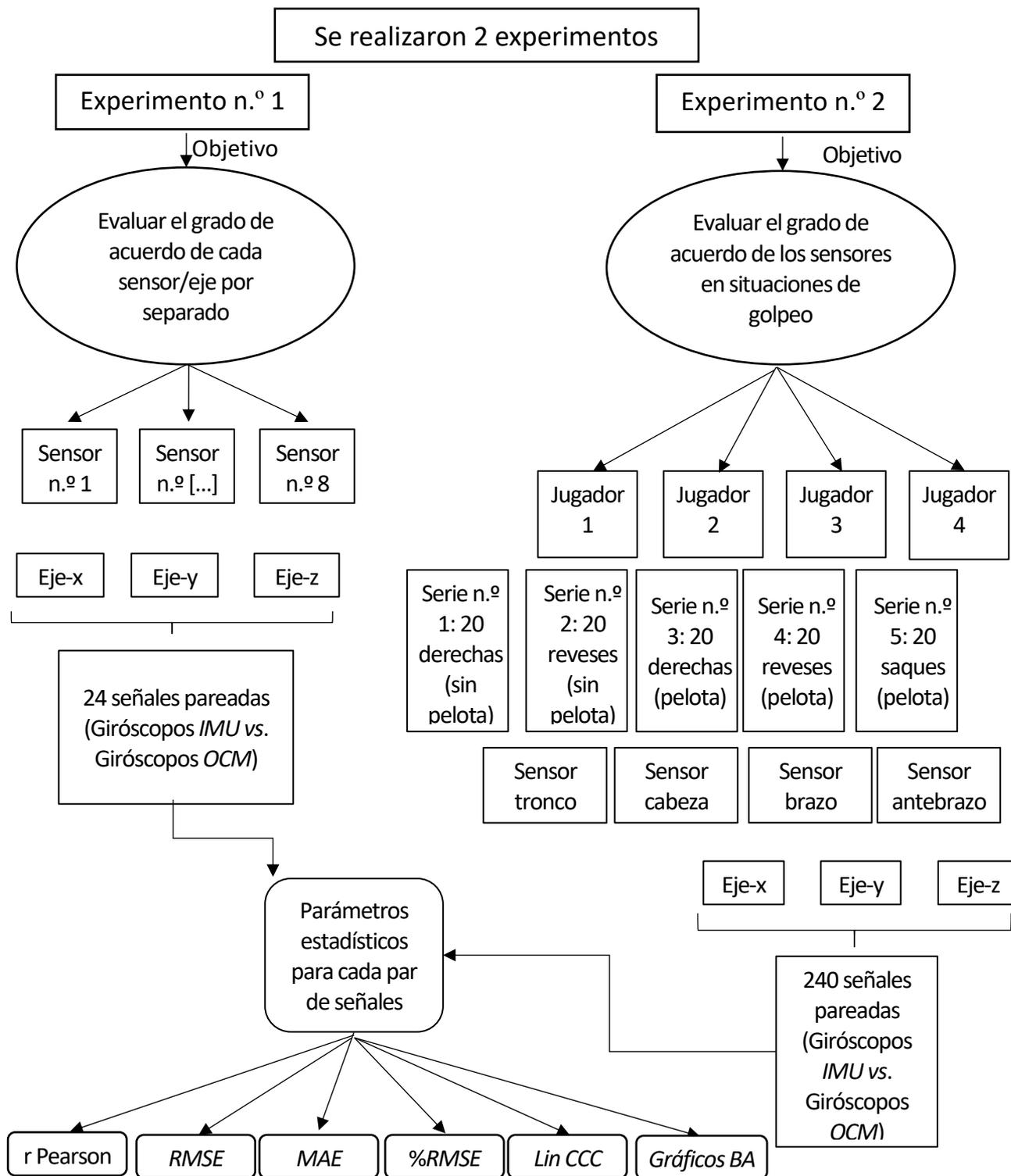


Figura 61. Diagrama de flujo del Estudio 8. *IMU*: Unidad de medida inercial (Inertial Measurement Units); *OCM*: Sistema óptico de captura de movimiento.

Materiales

Para registrar la velocidad angular, se utilizaron sensores *IMU* modelo Nexgen (*I2M SXT*, Montreal, Canadá) sincronizados entre sí y a una frecuencia de muestreo de 128 Hz. Este sensor tiene un tamaño de 48.5 x 36.5 x 13.5 mm³ y un peso de 22 g. Se fijan a los segmentos del cuerpo con cinturones elásticos de aproximadamente dos centímetros de ancho (Figura suplementaria 8). Ninguno de nuestros participantes informó de algún tipo de molestia al usar los sensores, y todos declararon que los sensores no modificaron su técnica de golpeo habitual. Según el fabricante, los giróscopos del *eje x* y del *eje y* tienen un rango de ± 2000 grados/s y una densidad de ruido de $0.81 \text{ (mrad/s)} \times \text{Hz}^{-1/2}$ y el *eje z* tiene un rango de 1500 grados/s y una densidad de ruido de $2.2 \text{ (mrad/s)} \times \text{Hz}^{-1/2}$. En un estudio previo donde se comparó el mismo modelo de *IMU* con el de un sistema *OCM* para medir el desplazamiento angular del tronco y la elevación del brazo (Schall, Fethke, Chen, Oyama y Douphrate, 2016) se concluyó que el sistema *IMU* puede servir como un instrumento alternativo para medir la cinemática angular del tronco y brazo en estudios de ergonomía. Otros autores (Chen, Schall y Fethke, 2018) también llevaron a cabo un estudio similar con este modelo de sensores, utilizando diferentes algoritmos para calcular variables cinemáticas angulares y comparando los resultados con los de un sistema *CMO*, pero también estaba dirigido a la ergonomía del trabajo. No hemos encontrado ninguna investigación que evalúe el rendimiento de estos sensores para habilidades explosivas y de corta duración, que puedan producir picos altos en la señal de velocidad angular de los giróscopos.

En la presente investigación, la señal de estos sensores se comparó con la de un sistema *CMO* (*Optitrack*, NaturalPoint Inc., Oregon, EE. UU.) conformado por ocho cámaras (modelo Prime 41) que graban a una velocidad de 128 Hz. El sistema *Optitrack CMO* se ha utilizado en estudios similares (Chen *et al.*, 2018; Boddy *et al.*, 2019) y es tan preciso como otros sistemas de captura de movimiento más conocidos (Thewlis, Bishop, Daniell y Paul, 2013). Encima de cada giróscopo *IMU* se colocó un clúster de cinco marcadores reflectantes pasivos de 12.7 mm de diámetro para crear los giróscopos *CMOs* (Figura suplementaria 8) mediante una cinta de doble cara (*3M*, St. Paul, MN). Posteriormente se midió la velocidad angular de este *cluster* en cada uno de sus ejes de rotación, siguiendo un proceso similar al de trabajos anteriores (Ahmadi, 2010; Umek y Kos, 2016). La señal de velocidad angular obtenida con los giróscopos *CMO* se filtró con un filtro *Butterworth* de segundo orden de 10 Hz (Capa, Marshall, Shipley, Salesse y Bouquet, 2011). La señal procedente de los giróscopos *IMU* no se filtraron ya que los sensores (modelo IDG-650 para los *ejes xy*, ISZ-650 para el *eje z*, *Invensense*, Sunnyvale, EE. UU.) incluyen un filtro de paso bajo interno.

Procedimientos

Experimento no. 1: Nivel de acuerdo de cada sensor/eje del giróscopo IMU (de forma aislada)

El sensor y el giróscopo *CMO* se colocaron en el tapón del puño de la raqueta de la raqueta, con el *eje x* del sensor alineado con el eje longitudinal de la raqueta (Figura 62a). La raqueta se rotó sobre ese eje manualmente, primero en el sentido de las agujas del reloj y luego en el sentido contrario (se dieron 20 vueltas en cada dirección). Se siguió el mismo procedimiento con el *eje y* (Figura 62b) y con el *eje z* (Figura 62c). Este proceso se repitió con ocho sensores (mismo modelo y marca). La velocidad angular de los giróscopos *CMO* se comparó con la de los giróscopos *IMU*. El objetivo de este experimento fue aislar cada sensor y cada eje para asegurar que, en las siguientes mediciones, el error no dependía del sensor/eje. En otras palabras, el propósito era evaluar el rendimiento de cada sensor y cada eje por separado para garantizar que los resultados del experimento no dependieran del sensor/eje. Se compararon un total de 24 señales (8 sensores x 3 ejes por sensor). También analizamos la fiabilidad entre sensores. Para esto, fijamos todos los sensores a una pica (con el *eje x* de los sensores alineados entre sí usando como referencia la pica) y lo giramos manualmente a diferentes velocidades angulares. Repetimos el proceso con el *eje y*, y con el *eje z* de los sensores. Comparamos los 8 sensores entre sí, por lo que se realizaron 28 comparaciones por eje. En total se realizaron 84 comparaciones (3 ejes x 28 comparaciones por eje).

Experimento no. 2: Nivel de acuerdo de los giróscopos IMU para medir velocidades angulares en golpes de tenis

Se colocaron cuatro *IMUs* (*Nexgen Ergonomic*) en tronco, cabeza, brazo y antebrazo (Figura 62d). Estas ubicaciones se basaron en estudios previos que usan giróscopos para evaluar golpes de tenis (Ahmadi *et al.*, 2009) y otras habilidades de naturaleza balística como los lanzamientos (Grimpampi *et al.*, 2016). Uno se colocó en el vértice craneal (pegándolo con un velcro a una gorra de terciopelo), uno en el tórax (usando un arnés específico), uno en el antebrazo y uno en la muñeca (estos dos últimos con correas de velcro). En la parte superior de cada sensor, se colocó un clúster de 5 marcadores (para crear los giróscopos *CMO*). Cada participante completó un total de 5 series de 20 golpes cada una: I) derecha (haciendo golpes aire, sin pelota); II) revés (haciendo golpes al aire, sin pelota); III) derecha golpeando una pelota fijada en un palo elástico; IV) revés golpeando una pelota fijada en un palo elástico; V) servicio haciendo golpes al aire. Los golpes se realizaron en una situación casi estática y ningún jugador indicó que sentía algún tipo de cansancio o mostró signos evidentes de fatiga. El tiempo de descanso entre series fue de

aproximadamente tres minutos. En ese tiempo se comprobó que no se había caído ningún marcador reflectante y se verificó que la grabación anterior era correcta. En las series 3 y 4 se golpeó una pelota de tenis estática para acercarse a la situación real del juego y también para analizar si las vibraciones producidas en el impacto podían afectar a las mediciones del giróscopo *IMU*. Se pidió a los participantes que golpearan a diferentes rangos de velocidad. De la misma manera que en el experimento n.º 1, la velocidad angular de los giróscopos *IMU* se comparó con la de los giróscopos *CMO*. En este caso, se compararon un total de 240 señales (4 sujetos x 5 series x 4 sensores x 3 ejes por sensor).

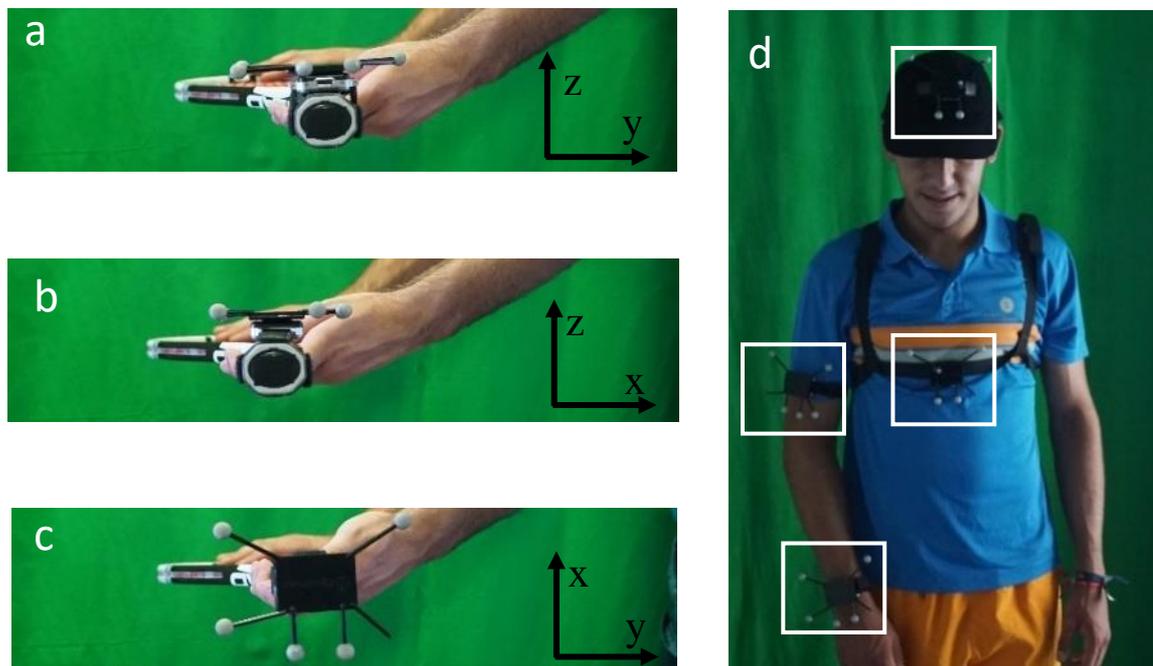


Figura 62. Ubicación del sensor y de los cluster de marcadores utilizados para crear los giróscopos *CMO* en el Estudio 8. Las figuras a, b, c muestran la colocación del sensor y de los giróscopos *CMO* en el experimento 1. La Figura d muestra las ubicaciones de los giróscopos *IMU* y *CMO* para el experimento 2.

Análisis de la señal de velocidad angular.

Los *IMU* y las cámaras *3D* midieron y registraron simultáneamente cada ejecución. El software *TK Motion Manager* (Nexgen, Ergonomic) se usó para obtener la señal sin procesar de los giróscopos *IMU* (la señal de radio se recolectó vía inalámbrica usando un punto de acceso conectado mediante *USB* a la computadora), y el software *Motive* (Optitrack, Natural Point, OR, EE. UU.) para capturar los datos de posición de los marcadores reflectantes. Los ejes del giróscopo *CMO* y el giróscopo *IMU* se alinearon de manera manual (suponiendo que internamente los ejes de los sensores estaban bien alineados). Para calcular la velocidad angular de los

giróscopos *CMO*, se utilizó *Visual 3D (C-Motion Inc., EE. UU.)*. Ambas señales (del giróscopo *IMU* y de los giróscopos *CMO*) se sincronizaron utilizando una técnica de cambio de fase basada en el coeficiente de correlación cruzada (Li y Caldwell, 1999), ayudándose de una aplicación específica del *software OriginLab* (Couturier, 2018). Este procedimiento para sincronizar señales se ha utilizado en otros estudios de validación de instrumentos (Clark et al., 2012; Kuster, Heinlein, Bauer y Graf, 2016; Noort, Scholtes y Harlaar, 2009; van der Slikke, Mason, Berger y Goosey-Tolfrey, 2017).

Análisis estadístico

El tratamiento de los datos se realizó con el *software Originlab (OriginLab Corporation, Northampton, EE. UU.)* y con el paquete estadístico *Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018). La relación lineal y el nivel de acuerdo se evaluaron mediante el uso de:

- El coeficiente *r Pearson* y el coeficiente de correlación de concordancia de Lin (Lin CCC), con un valor próximo a uno indicando la ausencia de error sistemático entre mediciones (Lin, Hedayat, Sinha y Yang, 2002). La fuerza del acuerdo para los coeficientes de correlación se evaluó de la siguiente manera (McBride et al. 2005): > 0.99 acuerdo casi perfecto, $0.95-0.99$ acuerdo sustancial, $0.90, 0.95$ acuerdo moderado y <0.90 acuerdo pobre.
- Los gráficos de *Bland-Altman*, para verificar la homocedasticidad de los residuales (Abu-Arafeh, Jordan y Drummond, 2016; Giavarina, 2015).
- La representación en el mismo gráfico de los valores de velocidad angular registrados por ambos dispositivos y los residuales, para ver los puntos donde existieron divergencias entre los giróscopos *CMO* y el giróscopo *IMU*.
- Cuantificando la magnitud de las diferencias en valores absolutos y relativos, mediante el error cuadrático medio (*RMSE*), el error absoluto medio (*MAE*) y el error cuadrático medio porcentual ($\% RMSE$). Se incluyó el *RMSE* (media cuadrática de las diferencias entre ambas señales) porque permite expresar la variabilidad de las diferencias en la misma unidad del sistema de medición (Abu-Arafeh et al., 2016). Aunque el *RMSE* es más popular en este tipo de investigaciones, también incluimos el *MAE* (basado en la diferencia absoluta entre ambas señales) ya que hay ciertos autores que defienden que su uso es más correcto porque el *RMSE* cambia con la variabilidad dentro de la distribución de las diferencias y con la raíz cuadrada del número de diferencias (Willmott y Matsuura, 2005). El *RMSE* se normalizó utilizando el valor máximo de velocidad angular de cada señal, obteniendo el $\%RMSE$, para así evitar la dependencia de la escala (Jacobs y Ferris, 2015).

Para proporcionar una medida de la magnitud de los valores máximos y mínimos de velocidad angular de cada señal, calculamos la media de los 10 valores más altos de velocidad angular y la media de los 10 valores más bajos de velocidad angular (del giróscopo *CMO*). Para obtener todos los valores descritos anteriormente para cada sensor, eje, sujeto o serie, se promediaron todas esas variables entre los ensayos. Las fórmulas para obtener cada una de las variables se explican en la Tabla 7.

Para analizar los efectos del tipo de golpeo y del sensor/eje sobre la magnitud de la diferencia, se realizó un *ANOVA* de dos vías. La variable dependiente fue el *RMSE* y las variables independientes fueron el sensor/eje (se incluyeron un total de 12 grupos) y el tipo de golpeo (diferenciando entre golpes de fondo o servicios). Para analizar si la diferencia y la velocidad eran análogas al golpear con o sin la presencia de la pelota se usó la prueba de muestras pareadas de Wilcoxon (tanto para golpes de derecha como de revés). El valor *p* significativo se estableció en 0.05.

Resultados

Experimento 1: Nivel de acuerdo de cada sensor/eje del giróscopo IMU (de forma aislada)

Cuando analizamos cada sensor por separado, los promedios del *RMSE* fueron de ~ 20-30 grados/s (24.5 ± 2.7 grados/s para el *eje-x*; 31.1 ± 3.0 grados/s para el *eje-y* y 28.2 ± 5.5 grados/s para el *eje-z*). Los promedios del %*RMSE* fueron de ~ 1% ($1.17 \pm 0.11\%$ para el *eje-x*; $1.44 \pm 0.12\%$ para el *eje-y* y $1.30 \pm 0.25\%$ para el *eje-z*) y el *Lin CCC* estuvo por encima de 0.998 en casi todos los casos (0.999 ± 0.0002 para el *eje-x*; 0.998 ± 0.0003 para el *eje-y* y 0.999 ± 0.0004 para el *eje-z*) indicando una concordancia casi perfecta. Algunos gráficos de *Bland-Altman* (en la figura 64a se muestra un ejemplo) y los gráficos que incluían las señales de velocidad angular y la señal residual superpuesta mostraron que la diferencia era mayor a altas velocidades angulares. Esto podría deberse que existía un retardo mínimo entre ambas señales (el giróscopo, según los fabricantes, no registra exactamente a 128 Hz). Este pequeño desfase hace que los valores residuales sean mayores en los momentos de máxima pendiente (cuando la aceleración angular era mayor) de la señal (Figura 63). Los picos de velocidad angular en este experimento alcanzaron valores que estaban cerca de los límites de medición del sensor (2000 grados/s en el *eje-x* y en el *eje-y* y 1500 en el *eje-z*) con picos positivos de 2034 ± 20.8 grados/s de media y picos negativos de -1919 ± 21.9 grados/s. En este caso, la señal en el *eje-z* se observó con especial atención, ya que es el eje donde el sensor tiene un rango de medición más pequeño. A pesar de ellos las magnitudes del error en este eje no fueron muy diferentes a las de los otros dos ejes.

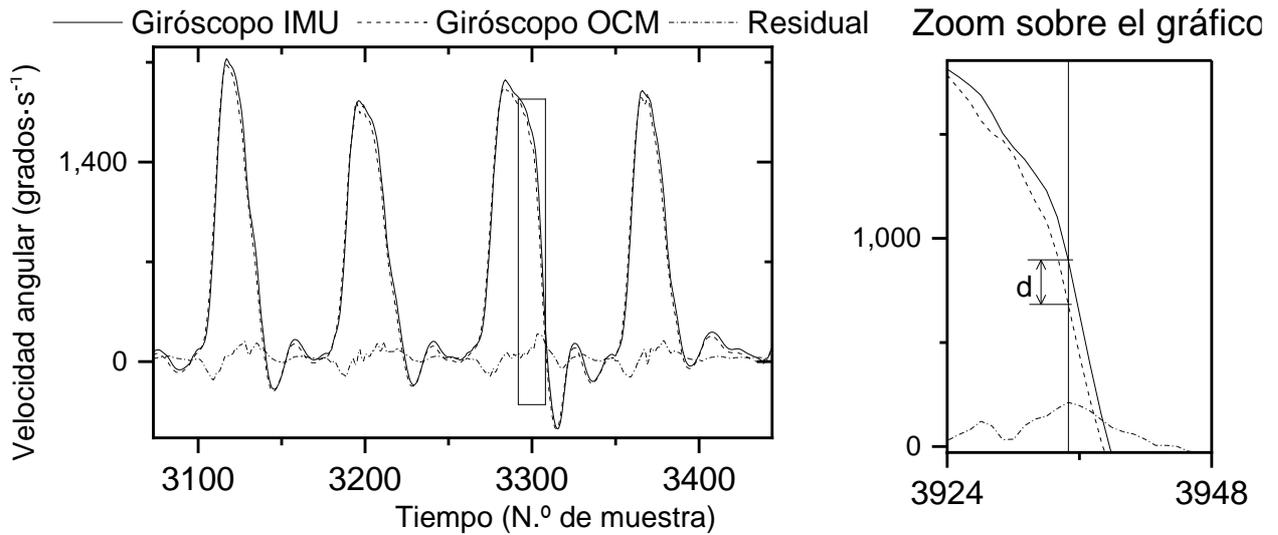
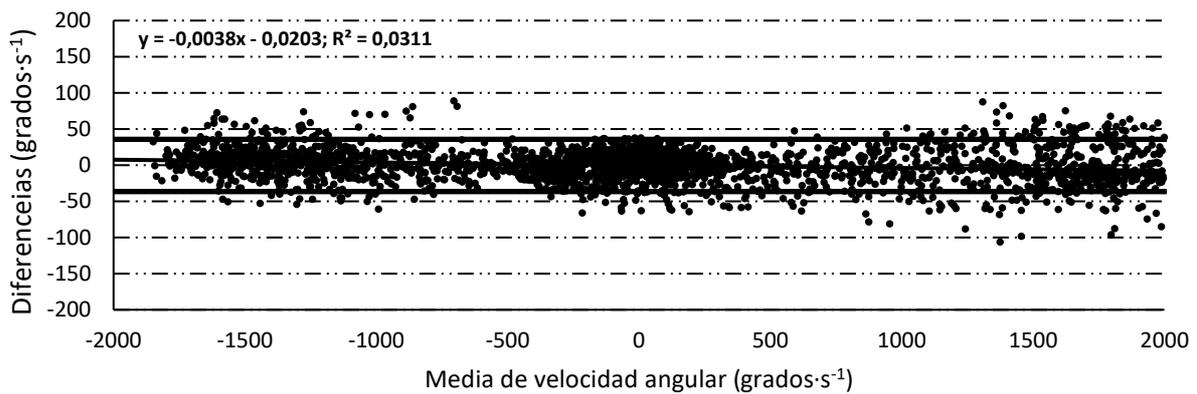
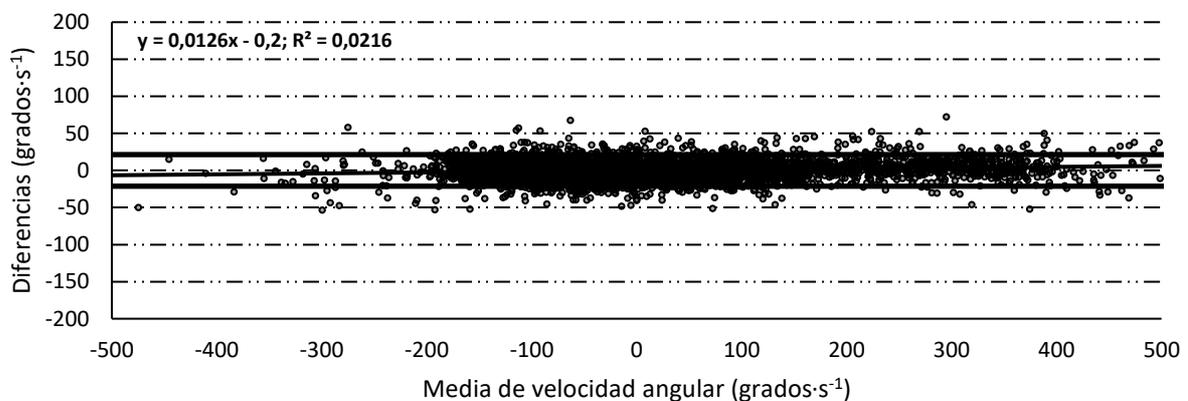


Figura 63. Gráfico que incluye un fragmento de un ejemplo real de la comparación entre la señal *IMU* y el sistema *CMO* en el Estudio . Muestra el pequeño retraso entre las dos señales. Se observa que en la zona de pendiente máxima el residual (*d*) es mayor que en otros puntos del gráfico.

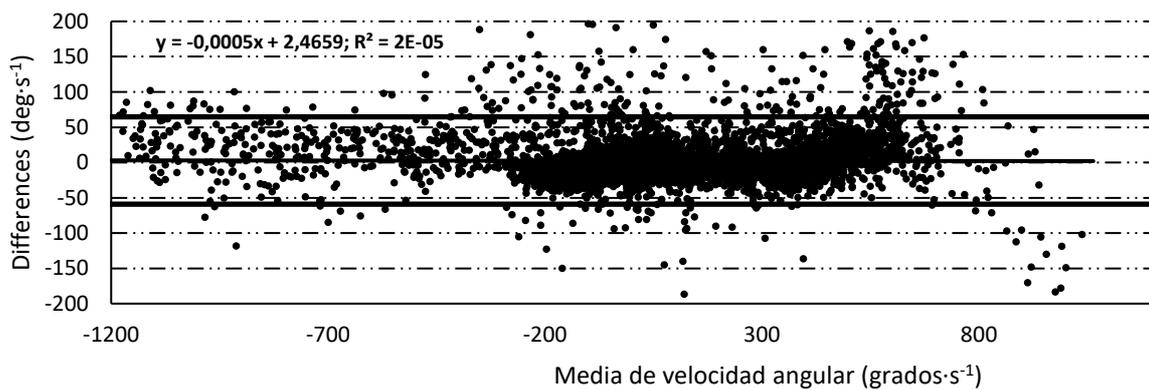
La fiabilidad entre los sensores fue buena, con valores *Lin CCC* por encima de 0.99 en casi todos los casos (acuerdo casi perfecto) y con valores *RMSE* de 0.41 ± 0.58 grados/s.



a) Experimento n.º 1; sensor n.º 8; eje-z; error sistemático = $-0.36 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$;
error aleatorio = $36.12 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$



b) Experimento n.º 2; jugador competición n.º 1; 1ª serie; antebrazo; eje-y;
error sistemático = $0.07 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$; error aleatorio: $\pm 21.3 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$



c) Experimento n.º 2; jugador competición n.º 1; 7ª serie; brazo;
Eje-z; error sistemático = $2.8 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$; error aleatorio = $61.3 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$

Figura 64. Tres ejemplos de gráficas de *Bland-Altman*: del experimento 1 (a) y del experimento 2 (b-c) del Estudio 8. En Anexos hay más ejemplos para el experimento 2. Debajo de cada gráfico se muestran más detalles.

Experimento 2: Nivel de acuerdo de los giróscopos IMU para medir velocidades angulares en golpes de tenis

La Figura 65 muestra dos ejemplos donde se superpone la velocidad angular obtenida con el giróscopo *IMU* a la obtenida con los giróscopos *CMO*. Estos dos ejemplos han sido elegidos de acuerdo con el percentil *RMSE*. La Figura 65a corresponde al percentil 10 de *RMSE* (una de las señales en las que el *RMSE* era más bajo) y la Figura 65b corresponde al percentil 90 (una de las señales con un *RMSE* más alto). Se puede ver que las señales son casi idénticas en ambos casos.

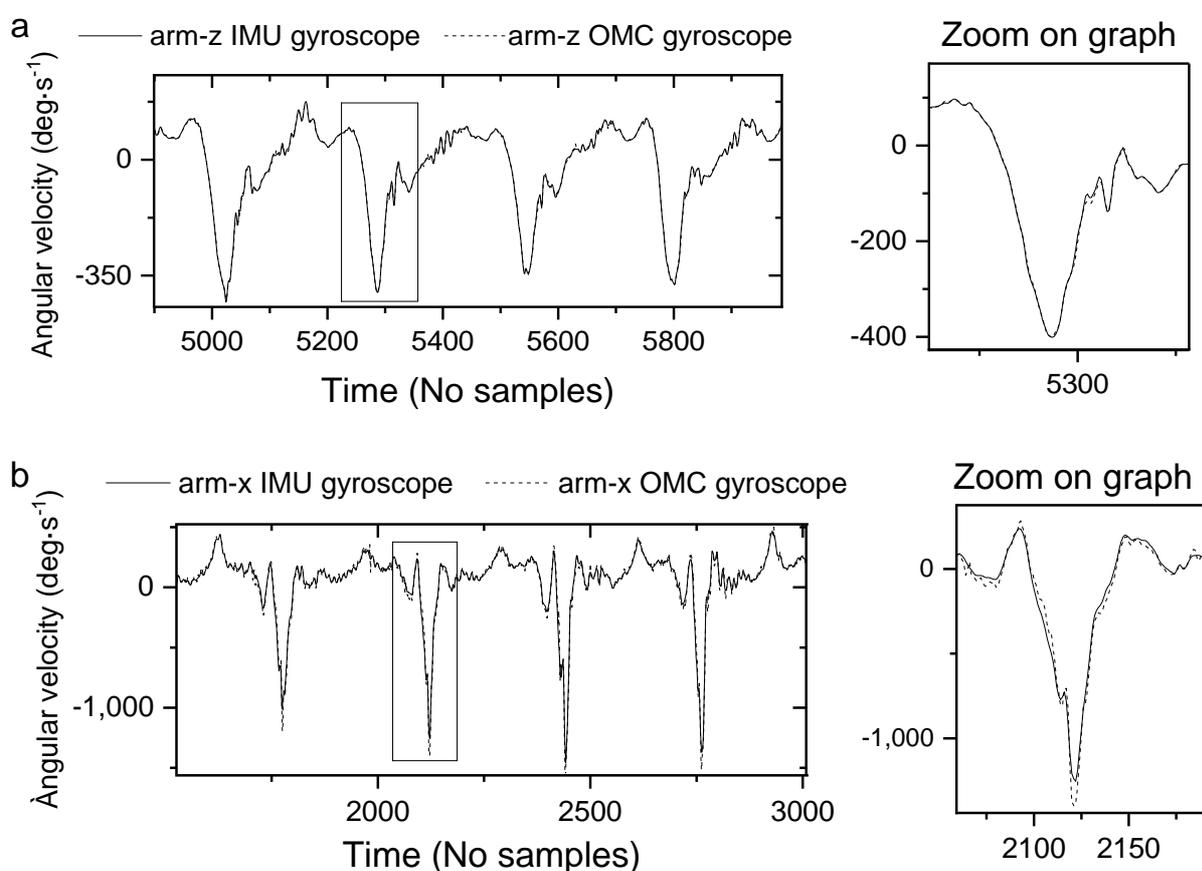


Figura 65. Ejemplos de la señal de velocidad angular obtenida con el giróscopo *IMU* superpuesta a la obtenida con los giróscopos *CMO* en el Estudio 8

La Tabla 17 muestra las medias de los parámetros estadísticos utilizados, analizando por separado cada eje de cada una de las cuatro ubicaciones de sensores utilizadas (sin diferenciar por situación o por jugador). Los promedios de *RMSE* fueron inferiores a 25 grados/s. Los valores del *Lin CCC* se acercaron a 0.99 en casi todos los casos (lo que indica un grado de acuerdo casi perfecto) excepto para el eje y del tronco y de la cabeza, donde fueron aproximadamente de 0.95, lo que indica un nivel de acuerdo alto (McBride *et al.*, 2005). El %*RMSE* estuvo entre el 1.8 y el 4.7%.

Tabla 17. Nivel de acuerdo entre los giróscopos basados en *IMU* y el sistema de captura de movimiento óptico 3D para la medición de la cinemática angular de golpeo (sensores del tronco y del brazo) (Estudio 8).

Localización sensor	Tronco			Brazo		
	Eje-x	Eje-y	Eje-z	Eje-x	Eje-y	Eje-z
Min; Max (grados/s)	-249.3; 249.7	-305.4; 286.6	-182.7; 189.0	-1185.9; 709.9	-701.1; 762.0	-727.9; 671.2
<i>MAE</i> (grados·s ⁻¹)						
Todos los golpes	5.7 ± 2.4	7.2 ± 2.9	3.8 ± 1.6	13.5 ± 6.3	12.9 ± 4.8	8.9 ± 5.4
Golpes de fondo	5.1 ± 2.0	6.6 ± 1.8	3.3 ± 1.3	12.4 ± 6.6	12.2 ± 5.0	8.1 ± 5.3
Saque	8.1 ± 2.6	10.5 ± 0.5	5.8 ± 1.3	17.6 ± 2.4	15.9 ± 1.4	12.2 ± 5.6
<i>RMSE</i> (grados/s)						
Todos los golpes					22.9 ±	
	6.9 ± 2.6	10.8 ± 4.1	5.3 ± 2.5	23.4 ± 12.0	10.3	15.9 ± 11.7
Golpes de fondo	5.9 ± 1.5	9.6 ± 2.8	4.4 ± 1.5	20.4 ± 11.2	20.3 ± 9.5	13.4 ± 10.1
Saque	10.8 ± 2.6	16.2 ± 1.7	8.8 ± 2.9	35.4 ± 6.5	32.9 ± 7.0	26.1 ± 13.5
% <i>RMSE</i> (%)						
Todos los golpes	2.4 ± 0.8	4.5 ± 2.4	2.4 ± 1.0	1.8 ± 0.8	2.3 ± 0.8	1.8 ± 0.9
Golpes de fondo	2.3 ± 0.7	4.7 ± 2.3	2.3 ± 1.0	1.8 ± 0.8	2.2 ± 0.9	1.8 ± 1.0
Saque	2.9 ± 0.8	3.9 ± 3.1	2.7 ± 0.9	1.8 ± 0.6	2.4 ± 0.3	2.1 ± 0.3
<i>r</i> de Pearson						
Todos los golpes	0.991 ± 0.008	0.956 ± 0.027	0.991 ± 0.009	0.992 ± 0.007	0.990 ± 0.008	0.993 ± 0.012
Golpes de fondo	0.992 ± 0.007	0.957 ± 0.023	0.994 ± 0.005	0.993 ± 0.008	0.991 ± 0.008	0.993 ± 0.013
Saque	0.990 ± 0.010	0.951 ± 0.047	0.982 ± 0.016	0.988 ± 0.004	0.984 ± 0.007	0.991 ± 0.004
CCC						
Todos los golpes	0.990 ± 0.009	0.955 ± 0.030	0.991 ± 0.009	0.991 ± 0.009	0.990 ± 0.007	0.993 ± 0.010
Golpes de fondo	0.992 ± 0.006	0.956 ± 0.024	0.993 ± 0.006	0.991 ± 0.010	0.991 ± 0.007	0.993 ± 0.011
Saque	0.983 ± 0.014	0.951 ± 0.047	0.981 ± 0.016	0.988 ± 0.004	0.984 ± 0.007	0.991 ± 0.004

Min; Máx: media de los diez picos negativos más bajos y de los diez picos positivos más altos obtenidos del sistema de captura de movimiento óptico 3D. *MAE*: error absoluto medio; *RMSE*: error cuadrático medio; %*RMSE*: Porcentaje de error cuadrático medio; CCC: Coeficiente de correlación de concordancia. Los valores se expresan como medias ± DE

- continúa -

Tabla 17 (Continuación). Nivel de acuerdo entre los giróscopos basados en *IMU* y el sistema de captura de movimiento óptico *3D* para la medición de la cinemática angular de golpeo (sensores del antebrazo y de la cabeza) (Estudio 8)

Localización sensor	Antebrazo			Cabeza		
	Eje-x	Eje-y	Eje-z	Eje-x	Eje-y	Eje-z
Min; Max (grados/s)	-1115.8; 992.5	-695.0; 706.5	-609.1; 732.1	-420.3; 363.7	-290.7; 341.7	-248.7; 244.1
<i>MAE</i> (grados/s)						
<i>Todos los golpes</i>	15.1 ± 7.2	13.4 ± 3.9	10.1 ± 5.4	9.2 ± 12.3	7.9 ± 6.4	5.8 ± 7.8
<i>Golpes de fondo</i>	15.2 ± 7.9	13.1 ± 4.2	10.0 ± 6.1	9.9 ± 13.7	7.1 ± 6.9	5.9 ± 8.7
<i>Saque</i>	15.1 ± 4.1	14.5 ± 2.4	10.2 ± 1.2	6.4 ± 2.5	10.3 ± 3.8	5.1 ± 1.8
<i>RMSE</i> (grados·s ⁻¹)						
<i>Todos los golpes</i>	23.5 ± 10.4	22.0 ± 8.2	15.7 ± 7.4	10.9 ± 13.2	12.1 ± 8.9	7.6 ± 7.4
<i>Golpes de fondo</i>	21.5 ± 9.5	20.9 ± 8.2	14.2 ± 6.5	11.1 ± 14.7	10.5 ± 9.2	7.3 ± 8.2
<i>Saque</i>	31.4 ± 11.5	26.5 ± 7.2	21.8 ± 8.5	10.3 ± 4.3	17.3 ± 7.3	8.7 ± 3.9
% <i>RMSE</i> (%)						
<i>Todos los golpes</i>	1.9 ± 0.8	2.4 ± 0.7	1.9 ± 0.7	1.8 ± 0.7	3.4 ± 1.5	2.3 ± 1.1
<i>Golpes de fondo</i>	1.9 ± 0.9	2.5 ± 0.8	1.9 ± 0.7	1.8 ± 0.7	3.7 ± 1.6	2.3 ± 1.2
<i>Saque</i>	1.6 ± 0.5	2.2 ± 0.2	1.8 ± 0.9	1.9 ± 0.5	2.3 ± 0.9	2.2 ± 0.7
<i>r</i> de Pearson						
<i>Todos los golpes</i>	0.991 ± 0.009	0.989 ± 0.008	0.992 ± 0.006	0.995 ± 0.003	0.957 ± 0.018	0.989 ± 0.057
<i>Golpes de fondo</i>	0.991 ± 0.010	0.989 ± 0.009	0.993 ± 0.005	0.995 ± 0.004	0.958 ± 0.018	0.99 ± 0.007
<i>Saque</i>	0.989 ± 0.007	0.989 ± 0.003	0.989 ± 0.01	0.993 ± 0.004	0.953 ± 0.020	0.986 ± 0.010
<i>CCC</i>						
<i>Todos los golpes</i>	0.990 ± 0.008	0.988 ± 0.009	0.991 ± 0.007	0.993 ± 0.004	0.955 ± 0.020	0.988 ± 0.008
<i>Golpes de fondo</i>	0.991 ± 0.008	0.988 ± 0.001	0.992 ± 0.005	0.993 ± 0.004	0.956 ± 0.021	0.989 ± 0.008
<i>Saque</i>	0.987 ± 0.010	0.988 ± 0.003	0.988 ± 0.011	0.992 ± 0.004	0.951 ± 0.022	0.985 ± 0.011

Min; Max: media de los diez picos negativos más bajos y diez picos positivos más altos obtenidos del sistema de captura de movimiento óptico *3D*. *MAE*: error absoluto medio; *RMSE*: error cuadrático medio; %*RMSE*: Porcentaje de error cuadrático medio; *CCC*: Coeficiente de correlación de concordancia. Los valores se expresan como medias ± DE

Los parámetros estadísticos de nivel de acuerdo entre los dos sistemas utilizados fueron bastante similares entre los cuatro participantes y no hubo diferencias notables entre los jugadores de competición y los jugadores principiantes.

Los valores *RMSE* estaban por debajo de 20 grados/s en los cuatro jugadores (14.88 ± 1.43 grados \cdot s⁻¹; 17.57 ± 1.32 grados \cdot s⁻¹; 15.29 ± 1.59 grados/s y 11.49 ± 1.29 grados/s para los dos jugadores de competición y los dos principiantes, respectivamente), el *MAE* fue de ~ 10 grados/s (8.81 ± 0.69 grados/s; 11.19 ± 0.75 grados/s; 11.09 ± 1.34 grados/s y 6.90 ± 0.52 grados/s), el %*RMSE* fue inferior al 3% ($2.27 \pm 0.89\%$; $2.11 \pm 1.50\%$; $2.47 \pm 1.62\%$ y $1.89 \pm 1.52\%$). Los valores *r de Pearson* fueron de 0.983 ± 0.002 ; 0.984 ± 0.002 ; 0.986 ± 0.002 y 0.987 ± 0.003 , y el CCC fue 0.983 ± 0.002 ; 0.982 ± 0.002 ; 0.985 ± 0.002 y 0.984 ± 0.003 .

De la misma manera que en el experimento n.º 1 algunos gráficos de *Bland-Altman* muestran una mayor variabilidad en los residuales en los picos de velocidad angular. La Figura 64 (b-d) y la Figura suplementaria 9 muestran algunos ejemplos de las gráficas de *Bland-Altman* para el experimento número dos.

Los resultados del *ANOVA* bifactorial muestran que tanto el tipo de golpe ($df = 1$; $F = 25.5$, $p < 0.001$) como el sensor ($df = 11$; $F = 10.82$, $p < 0.001$) tienen efectos en el *RMSE*, no habiendo interacción entre ellos ($df = 11$; $F = 1.04$; $p = 0.41$). Los datos del *RMSE* según el tipo de golpeo y el sensor/eje se muestran en la Tabla 17. Los valores *RMSE* más altos parecen encontrarse en el brazo y el antebrazo (independientemente del tipo de golpeo), que es donde se alcanzaron los valores de velocidad angular más altos (Tabla 17). También se observa que en el servicio hay valores *RMSE* más altos que en los golpes de fondo en todos los sensores/ejes (excepto en el eje *x* de la cabeza). Finalmente, la prueba de suma de rangos de Wilcoxon reveló diferencias entre la situación en la que no se golpeaba una pelota de tenis y la situación en la que se golpeaba una pelota de tenis. Tanto el *RMSE* ($15.2 + 11.9$ grados/s frente a $11.6 + 8.3$ grados \cdot s⁻¹; $p < 0.001$) como los picos de velocidad angular ($691 + 445$ grados/s frente a $487 + 333$ grados \cdot s⁻¹; $p < 0.001$) fueron mayores cuando los jugadores no golpeaban una pelota. En la situación con golpeo de pelota se alcanzaron menores valores de velocidad angular, probablemente debido a que el jugador realizó un movimiento más lento para impactar la pelota con la suficiente precisión. Esta mayor velocidad angular probablemente sea la causa de los mayores valores de *RMSE*, ya que como se ha explicado anteriormente, debido al mínimo desfase entre ambas señales, la diferencia entre ambas señales era mayor en los momentos de más aceleración angular. No parece que las vibraciones producidas en el impacto incrementasen el error.

Discusión

Uno de los objetivos de la tesis es utilizar sistemas de evaluación biomecánica portables y de bajo coste económico. Los giróscopos *IMU* presentan estas dos propiedades, pero se requieren más estudios que analicen su validez en gestos explosivos como los golpes de tenis. Por ello se llevó a cabo este estudio, que según nuestro conocimiento es el primero que compara el rendimiento de los giróscopos *IMU* con la de un sistema de captura de movimiento óptico en golpes de tenis efectuados a velocidades similares a las del juego real de competición. La relación lineal entre ambas señales fue casi perfecta en la mayoría de los casos (los valores de *r de Pearson* estaban muy cerca de uno) (Tabla 17). El coeficiente de correlación de concordancia de Lin y las gráficas de *Bland-Altman* también mostraron que existe un fuerte nivel de acuerdo entre ambos sistemas (Figura 64; Tabla 17; Figura suplementaria 9).

En cuanto a la magnitud del error hallada, establecer un punto de corte que nos permita decir si la diferencia es aceptable es complicado por el hecho de que depende de los objetivos de la investigación y del nivel de precisión requerido. En un trabajo similar con *IMUs* (Ahmadi *et al.*, 2009) se encontraron diferencias en la velocidad angular entre niveles de más de 800 grados/s para la velocidad angular de la rotación interna del brazo y de más de 300 grados/s para la flexión de la muñeca, durante el servicio (datos obtenidos al digitalizar las figuras que aparecen en este artículo, utilizando una herramienta específica del *software Originlab*). En el caso de la cinemática angular del tronco, estudios previos que utilizan un sistema *CMO 3D* informaron de diferencias en las velocidades angulares del tronco entre jugadores intermedios y profesionales de ~ 170 grados/s (Knudson y Bahamonde, 1999a), y de ~ 250 grados/s entre el revés con una mano y el revés con dos manos (Akutagawa y Kojima, 2005). Estas diferencias son mayores que el error de medida del sensor hallado en este trabajo, por lo que podemos concluir que los sensores son lo suficientemente precisos como para captarlas. Las comparaciones intra-sujeto también podrían ser relevantes para los investigadores que intentan detectar el impacto de una intervención de entrenamiento sobre la técnica de golpeo o en otro tipo de estudios de medidas repetidas. Por ejemplo Reid, Whiteside, et al. (2013), compararon un servicio normal y un servicio desde una posición de rodillas utilizando un sistema *CM 3DO*, y detectaron diferencias significativas en la velocidad máxima de extensión del codo de más de 500 grados/s. Al comparar golpes realizados a tres velocidades diferentes (baja, media y alta), se hallaron diferencias de ~400 grados/s en la velocidad angular de flexión de la muñeca, de ~100 grados/s en la velocidad angular de extensión del codo, de más de 150 grados/s en la velocidad de rotación del tronco, de ~80 grados/s en la velocidad de extensión de la rodilla, y de más de 70

grados/s en la velocidad de flexión plantar del tobillo (Seeley *et al.*, 2011). Todos esos valores están por encima del *RMSE* que encontramos en el presente trabajo (Tabla 17), por lo que podemos concluir que los giróscopos *IMU* son tan precisos como los giróscopos *CMO* para detectar diferencias tanto en los estudios en los que se realizan comparaciones entre sujetos como en los estudios de medidas repetidas.

Consideraciones finales

Este es el primer estudio que estudia la validez de los giróscopos *IMU* a velocidades angulares de los segmentos corporales similares a la del juego real. El giróscopo *IMU* y los giróscopos *CMO* mostraron una relación lineal casi perfecta y un nivel de acuerdo casi perfecto (r de Pearson > 0.95 y $Lin\ CCC > 0.95$ en casi todos los casos). Aunque la magnitud del error varió en función la localización de los sensores, el tipo de golpe y la situación (con o sin golpeo de pelota), los valores del *RMSE* fueron en casi todos los casos inferiores a 30 grados/s (Tabla 17).

La principal limitación de nuestro estudio es que el sistema *CMO* y los sensores inerciales tuvieron un pequeño desfase (debido a que la frecuencia de muestreo de los giróscopos no era de exactamente 128Hz), lo que aumentó el *RMSE*, especialmente en los momentos de mayor pendiente de velocidad angular. A pesar de esta limitación, la relación lineal y el nivel de acuerdo entre ambos sistemas de medición fue casi perfecta y las diferencias (medidas como *RMSE*) fueron lo suficientemente pequeñas como para detectar diferencias en la velocidad angular entre jugadores de diferentes niveles, entre diferentes tipos de golpes y en estudios de tipo intra-sujeto.

4.2.6. ESTUDIO 9: PREDICCIÓN DE LA VELOCIDAD DE LA PELOTA MEDIANTE GIRÓSCOPOS

Antecedentes

El análisis biomecánico de los tenistas se ha convertido en un elemento clave para identificar sus deficiencias, mejorar su técnica y prevenir futuras lesiones (Buthe, Blanke, Capkevics y Troster, 2016). Srivastava et al. (2015) indican que los sensores inerciales son válidos para capturar los movimientos del jugador. También tienen una mayor portabilidad que los sistemas tradicionales de análisis de imágenes, lo que facilita el estudio de la técnica en una situación de juego real y la generación de grandes bases, lo que permite la aplicación de técnicas de análisis de datos basadas en la inteligencia artificial. Por otro lado, son más baratos, por lo que profesionales y jugadores aficionados pueden beneficiarse de ellos (Buthe *et al.*, 2016).

Los giróscopos son adecuados para determinar el movimiento en el caso del tenis (Ahmadi *et al.*, 2010), teniendo en cuenta que en los golpes se producen rotaciones sobre los tres ejes espaciales, capaces de ser medidos por los giróscopos. Esos autores usan los picos de velocidad angular para discriminar entre niveles en el caso del servicio (Ahmadi *et al.*, 2009). Los giróscopos también nos permiten estudiar la acción de cada segmento en los diferentes planos de movimiento y correlacionar la magnitud de los picos de velocidad angular con la velocidad de la cabeza de la raqueta (Ahmadi *et al.*, 2009). En otros estudios, los giróscopos se han utilizado para diferenciar las fases del golpe (Buthe et al., 2016; Sharma, Srivastava, Anand, Prakash y Kaligounder, 2017) o para describir con precisión el orden de interacción de los segmentos en la cadena cinemática (Buthe *et al.*, 2016). Los giróscopos han recibido usos similares en otros deportes y habilidades balísticas como el bádminton (Chew, Sim, Fai y Su, 2015) o el lanzamiento (Grimpampi *et al.*, 2016).

La mayor parte de los sensores comerciales de análisis biomecánico de tenistas (Zepp, *Qlipp*, *Sonny Tennis Sensor*, *Babolat PIQ*, etc.) se basan en un solo sensor colocado en la raqueta o en la muñeca, y no proporcionan información del resto de segmentos de la cadena cinética. Al respecto Allen, Choppin y Knudson (2016), Marshall y Elliott (2000) y Reid, Giblin y Whiteside (2015) indican que los golpes de tenis dependen de la coordinación secuencial/multisegmento. En un deporte de tipo balístico como el tenis, es importante analizar además de la magnitud el momento de aparición de los picos de velocidad angular, porque la velocidad final de la cabeza de la raqueta también dependerá de la sincronización entre los diferentes segmentos y no solo de la acción aislada de cada uno (Landlinger *et al.*, 2010). No está claro que en el caso del tenis, se cumpla el principio de sumación próximo-distal de la velocidad

angular (Landlinger et al., 2010; Marshall y Elliott, 2000; Reid, Giblin y Whiteside, 2015). Por otro lado, existen pocos trabajos científicos con sensores inerciales que proporcionen información sobre la implicación de cada segmento en la cadena cinética de golpeo.

El objetivo del presente trabajo es estudiar la capacidad de los giróscopos para predecir la velocidad de golpeo de la pelota. De forma secundaria se analizará la implicación de cada segmento corporal en la cadena cinética de golpeo, basándose en los picos de velocidad angular registrados por los giróscopos. Se sostiene la hipótesis de que los giróscopos serán capaces de explicar un gran porcentaje de la variabilidad de la velocidad de la pelota y que los segmentos distales de la cadena cinética serán los que alcanzarán los mayores picos de velocidad angular.

Metodología específica

Muestra

Participaron tres jugadores de competición (22, 28 y 30 años) con más de 20 años de experiencia y que asistían de manera frecuente a competiciones regionales. Según la clasificación de la *Federación Internacional de Tenis (ITF, 2017)*, tenían un número internacional de tenis de entre 2 y 3 (lo que se corresponde con jugadores de nivel avanzado). Todos ellos firmaron un consentimiento informado y se cumplieron las directrices de la declaración de Helsinki de estudios con humanos.

Procedimientos

Descripción del test de golpeo

La prueba de golpeo (Figura 66) incluía 6 series de 20 golpes cada una: 2 series de derecha y 2 series de revés y 2 series de saque con pausas de al menos tres minutos entre ellas. En la 1ª serie de cada golpe se pidió al jugador que golpear a baja velocidad. En la segunda serie se le pidió que golpear a la mayor velocidad posible, pero tratando de meter la pelota en el cuadro de fondo contrario. Este procedimiento es similar al seguido por Landlinger, Stöggl, Lindinger, Wagner y Müller (2012). La velocidad de la pelota se midió con un radar de velocidad *Stalker Pro II (Stalker Radar, Plano, Texas)*. Este dispositivo tiene una precisión de ± 0.16 km/h según el fabricante. En la Figura suplementaria 3 se muestra la forma en la que se colocó el radar. Los golpes se hicieron en paralelo para minimizar el error debido al ángulo respecto a la dirección del radar. Para lanzar las pelotas al jugador se usó una máquina lanzapelotas *Lobster* (Figura suplementaria 3) configurada a 80 km/h, con un efecto liftado de valor 1 (de tres posibles) y a una frecuencia lanzamiento de

15 lanzamientos por minuto. La pelota botaba por detrás de la línea de saque y era golpeada en una situación cómoda para el jugador. Este debía volver al medio de la pista después de cada golpeo.

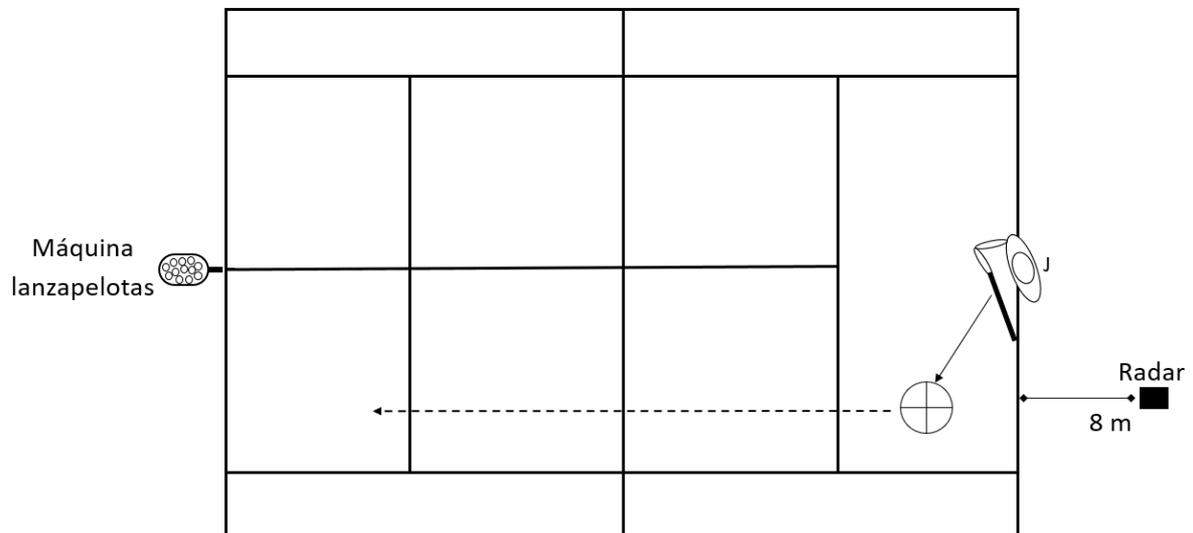


Figura 66. Esquema del test de golpeo en el Estudio 9

Localización de los sensores

Se colocaron 4 sensores (*Nexgen Ergonomic*, Montreal, Canadá): en el tórax, en la cabeza, en el brazo y en el antebrazo dominante (Figura 67) (Ahmadi et al., 2009; Grimpampi et al., 2016; Socha, Kutilek, Cakrt y Cerny, 2014). Se añadió un sensor en la cabeza porque los movimientos de este segmento son un tema de interés para los entrenadores de tenis (Lafont, 2008). En otros deportes donde la precisión es un factor importante, se han utilizado sensores inerciales para estudiar los movimientos de la cabeza (Fogt y Persson, 2017; Ripoll, Bard y Paillard, 1986). La posición y la dirección de los ejes de cada sensor se muestran en la Figura 67. Grabaron de manera sincronizada a una frecuencia de muestreo de 128 Hz. Según los fabricantes, los giróscopos de los ejes x e y tienen un rango de ± 2000 grados s^{-1} y una densidad de ruido de 0.81 ($mrad/s$) $\times Hz^{-1/2}$ y el eje z tiene un rango de 1500 grados/s y una densidad de ruido típica de 2.2 ($mrad/s$) $\times Hz^{-1/2}$. Ya que el modelo de giróscopo usado incorpora un filtro de paso bajo interno se usaron las señales brutas, sin filtros.

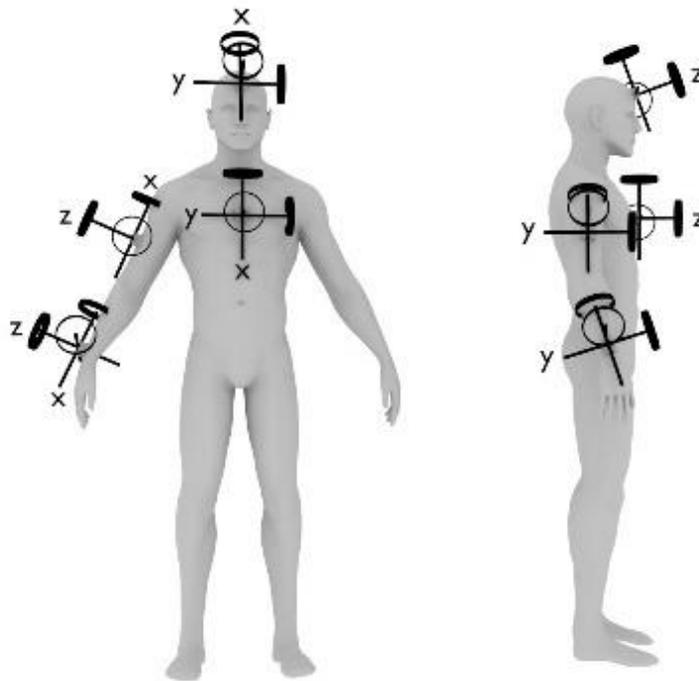


Figura 67. Localización de los sensores y posición de los ejes

Análisis de la señal del giróscopo

En una hoja de *Excel* elaborada *ad hoc* se realizó un análisis de los picos de las señales de los diferentes giróscopos con el fin de determinar tanto la magnitud como los momentos de aparición de los picos en cada golpe. En esta hoja de *Excel* simplemente hay que colocar dos líneas verticales entre cada golpe tal y como se muestra en la Figura 68. La hoja devuelve de manera automática: la magnitud del pico negativo, la magnitud del pico positivo y la localización de ambos picos en número de muestras de todas las señales del sensor. Como se colocaron 4 sensores y cada uno dispone de 3 ejes, en cada golpe se obtuvieron 12 picos negativos y 12 picos positivos.

El momento de aparición de cada pico se restó al momento de aparición del pico del tronco sobre el *eje x* (tomado como referencia por ser uno de los primeros picos en producirse), obteniéndose una nueva variable a la que se llamó *tempo* del pico. Se seleccionó el pico de velocidad angular producido en la fase de aceleración del golpe (que en el caso de la derecha y el saque era negativo y en el caso del revés era positivo). Esta variable se mide en número de muestras, pero puede ser transformada fácilmente en segundos dividiendo el valor por la frecuencia de muestreo del sensor (que en el caso del presente trabajo es de 128 Hz). Si el valor es negativo indica que ese pico de velocidad angular se produce antes que el pico de

velocidad angular del tronco. Un valor positivo indica que el ese pico de velocidad angular se produce después que el pico de velocidad angular del tronco. Fleisig, Nicholls, Elliott y Escamilla (2003) y Landlinger et al. (2010) también estudiaron la diferencia de tiempo entre picos de velocidad angular.

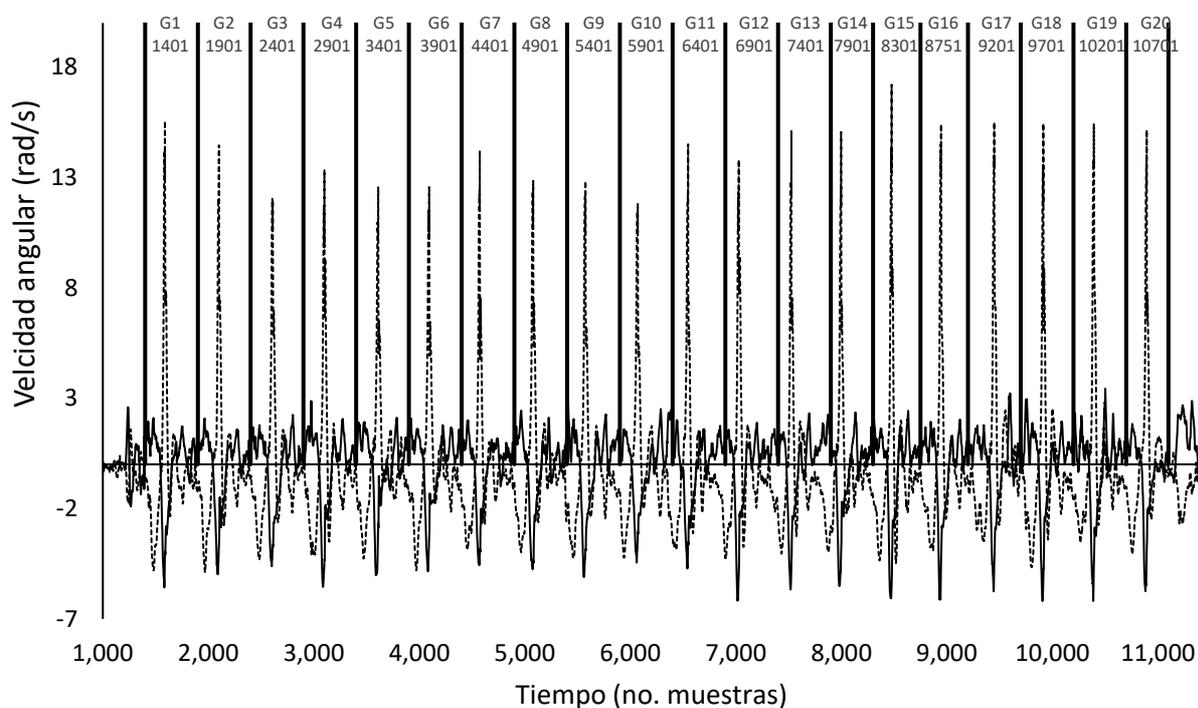


Figura 68. Gráfica que se ve en la aplicación de *Excel* desarrollada ad-hoc para este estudio. Las líneas verticales se colocan entre los picos y la aplicación devuelve la magnitud y el momento de aparición de los picos negativos y positivos.

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con el software *Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018). El valor de *p* significativo se estableció en 0.05. Como medidas descriptivas se calcularon las medias y las desviaciones estándar de las magnitudes de los picos de velocidad angular, de los tempos y de la velocidad de la pelota.

Se utilizó la *r de Pearson* para estudiar la correlación de las diferentes variables de velocidad angular y la velocidad de la pelota, a nivel intra sujeto y también teniendo en cuenta todos los golpes de los tres sujetos. Por otro lado, se establecieron modelos de regresión lineal múltiple para cada jugador y para cada tipo golpe (9 modelos en total, tres por sujeto), seleccionando la velocidad de la pelota

como variable respuesta y los picos de velocidad angular de los diferentes sensores en cada uno de sus ejes como variables predictoras.

Para evaluar la calidad de las correlaciones, utilizamos la *escala de Evans* (1996) que establece cinco niveles: I) 0.00-0.19, "muy débil"; II) 0.20-0.39, "débil"; III) 0.40-0.59, "moderado"; IV) 0.60-0.79, "fuerte"; V) 0.80-1.0, "muy fuerte".

Resultados

La velocidad media de la pelota fue de 105 ± 25 para la derecha, de 101 ± 16 para el revés y de 119 ± 24 para el saque. Los valores para el golpe de derecha son superiores a los reportados en el estudio de Rota, Morel, Saboul, Rogowski y Hautier (2014) con jugadores de un ITN de entre 2 y 4 (*ITF*, 2017). Sin embargo, para el saque son inferiores (aunque no son comparables ya que nosotros pedimos a los jugadores que realizaran la mitad de los saques a baja velocidad). Sin embargo, los datos de velocidad son inferiores a la del trabajo de Landlinger, Stöggl, Lindinger, Wagner y Müller (2012), con jugadores de alto rendimiento (en su caso analizaron la derecha y el revés).

Las medias, desviaciones estándar y correlaciones de las variables analizadas para los tres golpes analizados (teniendo en cuenta todos los golpes de los tres sujetos) se muestran en la Tabla 18.

Tabla 18. Pico y temporalizaciones de los picos de velocidad angular y correlaciones con la velocidad de la pelota

Sensor- Eje- Sentido	Derecha			Revés			Saque		
	Magnitud PVA (°/sec)	Tempo PVA (nº muestras)	r	Magnitud PVA (°/sec)	Tempo PVA (nº muestras)	r	Magnitud PVA (°/sec)	Tempo PVA (nº muestras)	r
Tr-x-n	524 ± 200	0 ± 0	0.85	666 ± 180	0 ± 0	0.84	502 ± 143	0 ± 0	0.87
Tr-x-p	141 ± 26	43 ± 128	0.16	164 ± 30	-95 ± 75	0.17	144 ± 75	120 ± 211	0.15
Tr-y-p	187 ± 135	32 ± 113	0.5	166 ± 124	9 ± 108	0.5	244 ± 131	40 ± 95	0.78
Tr-y-n	194 ± 147	9 ± 104	0.49	359 ± 171	8 ± 9	0.47	203 ± 112	-36 ± 150	0.55
Tr-z-p	83 ± 23	24 ± 93	0.58	138 ± 87	-18 ± 84	0.34	164 ± 56	-18 ± 134	0.68
Tr-z-n	121 ± 68	17 ± 12	0.33	120 ± 55	0 ± 30	0.71	112 ± 47	6 ± 60	0.59
Ca-x-p	147 ± 79	-6 ± 38	0.22	193 ± 113	-19 ± 90	0.34	174 ± 102	84 ± 418	0.07
Ca-x-n	174 ± 71	23 ± 30	0.66	246 ± 125	3 ± 88	0.44	272 ± 119	27 ± 144	0.32
Ca-y-p	103 ± 72	6 ± 62	0.4	115 ± 96	-40 ± 118	0.38	194 ± 69	32 ± 106	0.73
Ca-y-n	89 ± 41	26 ± 49	0.54	235 ± 149	20 ± 49	0.48	114 ± 37	-49 ± 466	0.15
Ca-z-p	93 ± 40	8 ± 37	0.6	175 ± 101	9 ± 80	0.38	211 ± 52	14 ± 61	0.68
Ca-z-n	62 ± 49	47 ± 91	0.42	90 ± 67	-6 ± 117	0.36	100 ± 50	-31 ± 391	0.05

-continúa-

Tabla 18 (Continuación). Pico y temporalizaciones de los picos de velocidad angular y correlaciones con la velocidad de la pelota

Sensor- Eje- Sentido	Derecha			Revés			Saque		
	Magnitud PVA (°/sec)	Tempo PVA (nº muestras)	r	Magnitud PVA (°/sec)	Tempo PVA (nº muestras)	r	Magnitud PVA (°/sec)	Tempo PVA (nº muestras)	r
Br-x-p	365 ± 164	-20 ± 98	0.41	318 ± 128	3 ± 114	0.27	759 ± 342	11 ± 17	0.62
Br-x-n	847 ± 282	17 ± 7	0.69	1225 ± 396	7 ± 7	0.66	1381 ± 610	17 ± 6	0.85
Br-y-p	520 ± 194	17 ± 27	0.52	646 ± 187	6 ± 10	0.66	776 ± 209	6 ± 9	0.8
Br-y-n	217 ± 94	-18 ± 97	0.23	198 ± 80	84 ± 57	0.27	221 ± 197	-16 ± 346	0.28
Br-z-p	487 ± 220	19 ± 18	0.64	475 ± 158	5 ± 22	0.53	645 ± 193	3 ± 12	0.76
Br-z-n	275 ± 64	72 ± 55	0.48	376 ± 182	9 ± 37	0.3	271 ± 128	-13 ± 133	0.49
An-x-p	412 ± 181	7 ± 32	0.5	758 ± 417	9 ± 55	0.11	423 ± 105	-11 ± 158	0.35
An-x-n	763 ± 314	15 ± 21	0.42	734 ± 333	7 ± 35	0.21	1329 ± 407	16 ± 7	0.66
An-y-p	1055 ± 249	13 ± 4	0.91	1229 ± 289	7 ± 3	0.75	1073 ± 315	13 ± 6	0.9
An-y-n	269 ± 58	-32 ± 93	0.22	266 ± 61	46 ± 88	0.34	668 ± 201	-5 ± 6	0.56
An-z-p	504 ± 267	5 ± 58	0.3	676 ± 210	12 ± 31	0.68	1261 ± 308	8 ± 5	0.82
An-z-n	552 ± 229	16 ± 32	0.8	384 ± 139	15 ± 50	0.26	597 ± 183	29 ± 14	0.69

*Se han cambiado prácticamente todas las señales del revés (excepto Try y Hey) y la señal wrz del servicio para que las señales de los tres golpes se puedan comparar entre sí. *PVA:Pico de velocidad angular. *r de Pearson. *p: positivo; n: negativo. *Tr: Tronco; Ca: Cabeza; Br: Brazo; An: Antebrazo.

Los valores de la r^2 ajustada de los modelos lineales múltiples para el jugador 1 fueron de 0.96, 0.91 y 0.93 (derecha, revés y saque). Para el jugador 2 fueron de 0.9, 0.88 y 0.94. En el caso del jugador 3 los r^2 ajustados fueron de 0.94, 0.89 y 0.91. A pesar de la alta capacidad predictiva de la velocidad de la pelota de los modelos generados los factores de inflación de la varianza (*FIV*) fueron altos. Por ejemplo, la variable *Magnitud Tr-x-neg* tuvo valores *FIV* por encima de 43 en el saque del sujeto 1, de 50 en la derecha del sujeto 2 y de 158 en el saque del sujeto 3. Esto indica que existen problemas de multicolinealidad por lo que se deberían aplicar técnicas de selección de variables.

Basándose en las desviaciones estándar de las temporalidades podemos decir que los picos que aparecían de una manera más regular (con menos de 10 muestras de desviación estándar) eran:

- En el golpe de derecha: *Tempo Tr-x-neg*, *Tempo Tr-z-neg*, *Tempo Br-x-neg*, *Tempo An-y-pos*.
- En el golpe de revés: *Tempo Tr-x-neg*, *Tempo Tr-y-neg*, *Tempo Br-x-neg*, *Tempo Br-y-pos* y *Tempo An-y-pos*.

- En el saque: *Tempo Tr-x-neg*, *Tempo Br-x-neg*, *Tempo Br-y-pos*, *Tempo Br-z-pos*, *Tempo An-x-neg*, *Tempo An-y-pos*, *Tempo An-y-neg*, *Tempo An-z-pos* y *Tempo An-z-neg*.

Los valores *r de Pearson*, que relacionaban la velocidad de la pelota con la velocidad de los picos de velocidad angular fueron, en algunos casos superiores 0.7 (lo que se corresponde con una correlación fuerte o muy fuerte en la escala de Evans [1996]). En concreto los picos de velocidad angular con los mayores valores *r de Pearson* fueron:

- En el golpe de derecha: *Magnitud Tr-x-neg*, *Magnitud An-y-pos* y *Magnitud An-z-neg*.
- En el golpe de revés: *Magnitud Tr-x-neg* y *Magnitud An-y-pos*.
- En el saque: *Magnitud Tr-x-neg*, *Magnitud Tr-y-pos*, *Magnitud Br-x-neg*, *Magnitud Br-z-pos*, *Magnitud An-y-pos*, *Magnitud An-z-pos*.

Las figuras 69-71 muestran -a modo de ejemplo- tres rectas de regresión que relacionan los picos de velocidad de diferentes sensores con la velocidad de la pelota en el jugador uno del estudio. En las Figuras suplementarias 10-12 se muestran ejemplos de los jugadores 2 y 3.

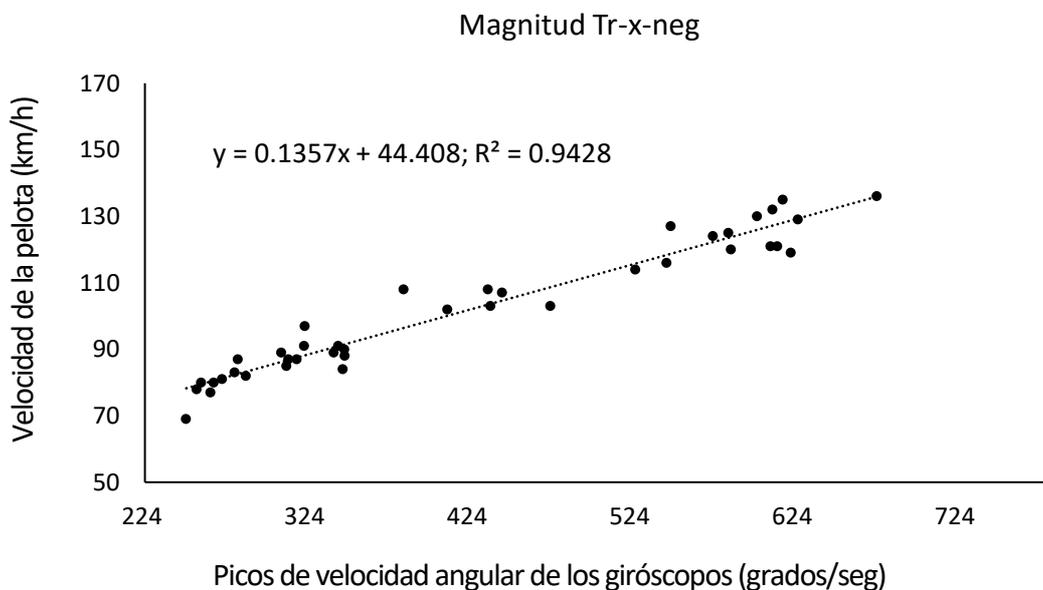


Figura 69. Recta de regresión que relaciona los picos de velocidad angular del sensor del tronco sobre su *eje x* con la velocidad de la pelota para el golpe de derecha del jugador 1 en el Estudio 9

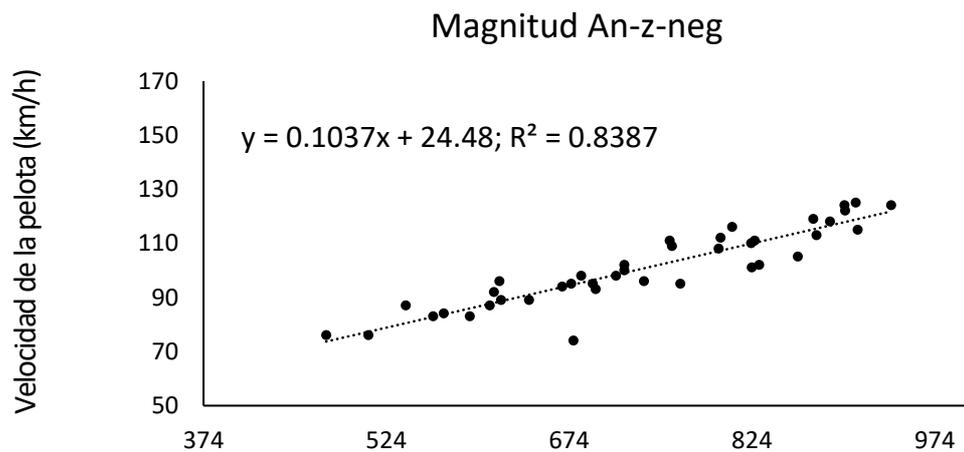


Figura 70. Recta de regresión que relaciona los picos de velocidad angular del antebrazo sobre su *eje z* con la velocidad de la pelota (para el golpe de revés) del jugador 1 en el Estudio 9

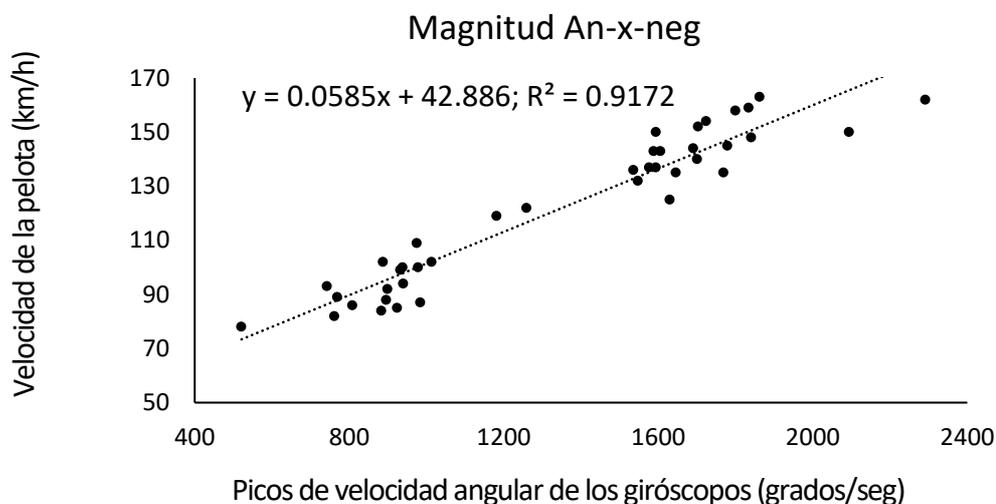


Figura 71. Recta de regresión que relacionan los picos de velocidad angular del antebrazo sobre su *eje x* con la velocidad de la pelota para el servicio del jugador 1 en el Estudio 9

Discusión

El sistema propuesto permitió predecir la velocidad de la pelota, explicando un alto porcentaje de su variabilidad. Además, proporciona información de la implicación de cada segmento (tronco, brazo y antebrazo) en el golpeo. Se requieren más estudios que permitan comprender el significado de los picos de velocidad angular de los giróscopos.

Uno de las principales limitaciones del uso de los giróscopos para el análisis cinemático es que no proporcionan información sobre la orientación espacial, por lo que solo podemos hacer conjeturas sobre el significado anatómico de los picos de velocidad angular. En las siguientes líneas vamos a tratar de relacionar los picos de velocidad angular de los sensores con movimientos anatómicos, basándose en: I) la posición del sensor sobre el segmento corporal, II) el movimiento anatómico real que realiza el segmento corporal durante los golpes y que se conoce gracias al análisis de vídeo y a los datos de la bibliografía (el tronco por ejemplo rota principalmente sobre su eje longitudinal en el caso de la derecha y el revés, mientras que en el servicio, también realiza movimientos evidentes de flexo-extensión y de inclinación lateral). Este tipo de análisis se realiza porque se trata de un estudio piloto pero en futuras investigaciones se deberían relacionar los picos de velocidad angular de los sensores con movimientos anatómicos mediante fotogrametría 3D, siguiendo un proceso similar al de Ahmadi et al. (2010).

Velocidad angular sobre el eje x del sensor del tronco, del brazo y del antebrazo

Está representado por las variables *Magnitud Tr-x-neg*, *Magnitud Br-x-neg* y *Magnitud An-x-neg*. La magnitud de los picos de velocidad angular de estos tres sensores en estos ejes muestra similitud con la magnitud de los picos de velocidad angular sobre los ejes axiales de los segmentos tronco, brazo y antebrazo en (Tabla 18):

- La rotación del tórax en la derecha (Landlinger et al., 2010).
- La rotación del tórax en el servicio (Fleisig et al., 2003; Reid et al., 2015).
- La rotación interna del brazo en la derecha (Landlinger et al., 2010).
- La rotación interna del brazo en el servicio (Reid et al., 2015).
- La pronación del antebrazo en el servicio (Sprigings, Marshall, Elliott y Jennings, 1994).

Muchas de estas variables alcanzan valores altos y tienen una alta correlación con la velocidad de la pelota, lo que habla de su importancia en la cadena cinética de golpeo. Por ejemplo, la rotación del sensor del tronco sobre el *eje x* muestra una gran correlación con la velocidad de la pelota en todos los jugadores y en todos los tipos de golpes. La rotación del sensor del antebrazo sobre su *eje x* en el servicio también obtuvo valores altos de velocidad angular (en algunos casos por encima de 1300 grados/s [Tabla 18]), y puede estar relacionada con la pronación de la muñeca en este gesto. Existe cierta controversia en la literatura sobre este gesto de pronación, ya que no está claro si ayuda a incrementar la velocidad de la pelota o si su función es la de orientar las cuerdas hacia la pelota (Sprigings et al., 1994; Tanabe y Ito, 2007;

Whiteside, Elliott, Lay y Reid, 2015b). Las velocidades del sensor del antebrazo sobre el *eje x*, en el caso de la derecha y el revés no fueron tan altas ni tuvieron altos valores de correlación con la velocidad de la pelota (Tabla 18). Al respecto Reid, Elliott y Crespo (2013) indican que la rotación de la muñeca sobre su eje longitudinal en el golpe de derecha (pronación) parece ser la consecuencia final del golpe y no contribuye a aumentar la velocidad de la raqueta.

Velocidad angular del sensor del tronco sobre los ejes yz

Los picos de velocidad angular sobre los *ejes yz* del tronco parecen correlacionarse con la velocidad de la pelota en el caso del servicio. Esta correlación es menos evidente en la derecha y en el revés (salvo la variable *Magnitud Tr-z-neg* en el revés que si tiene un valor de r de 0.71 [Tabla 18]). Esta variable podría proporcionar información de la flexo-extensión y de las inclinaciones laterales del tronco. Nuestros datos de *Magnitud Tr-z-neg* en el servicio (Tabla 18) son similares a los de Fleisig et al. (2003) para el movimiento de rotación *hombro sobre hombro*. Este movimiento permite la rotación interna de la parte superior del brazo (Elliott, 2006) y produce una ubicación de impacto más adelantada (Whiteside, Elliott, Lay, y Reid, 2013). También coloca las caderas y el tronco en una posición favorable para permitir la flexión del tronco y la elevación del brazo-raqueta, lo que favorece la transmisión del momento angular (Bahamonde, 2000).

Velocidad angular de brazo y del antebrazo sobre los ejes y-z

Estas variables podrían relacionarse con la abducción horizontal del hombro y con los movimientos de elevación del brazo-antebrazo. Debido a la orientación del sensor, pensamos que el *eje y* proporciona información sobre el movimiento de avance de la raqueta. La variable *Magnitud Br-y-pos* alcanza valores altos (> 500 grados/seg) al igual que la variable *Magnitud An-y-pos* (> 1000 grados/seg) (Tabla 18). Además, *Magnitud An-y-pos* tiene valores de r altos en los tres golpes (> 0.7). Algunos autores indican que el movimiento de abducción horizontal del brazo es uno de los que más contribuyen en la generación de velocidad de la pelota (Reid *et al.*, 2013a).

Diferencias entre la derecha y el revés en la velocidad angular del tronco

Parece que existe una mayor velocidad angular del sensor del tronco sobre su *eje x* en el revés respecto a la derecha y al saque (Tabla 18). Los tres jugadores analizados golpeaban el revés a dos manos y Groppe (1993) y Hsin-Chen et al. (2005) indican que en este gesto técnico la acción de giro de tronco sobre el eje longitudinal tiene una mayor implicación en el golpeo. En comparación con los

resultados de otros trabajos, los valores de velocidad angular del tronco en el revés fueron altos. Por ejemplo Knudson y Bahamonde (1999) hallaron valores por debajo de 400 grados/s.

Análisis de los tempos

Las variables *Tempo Ar-x-neg* y *Tempo Wry-pos* fueron muy consistentes (mostraron desviaciones estándar por debajo de 10 muestras [0.0781 seg] en todos los golpes [Tabla 18]) por lo que decidimos usarlas para analizar la coordinación intersegmentaria. Las variables *Tempo Ar-x-neg* y *Tempo Wry-pos* fueron parecidos en la derecha y en el saque (17 ± 7 y 17 ± 6 muestras vs. 13 ± 4 y 13 ± 6 muestras) y algo menores en el caso del revés (7 ± 7 y 7 ± 3 muestras). Parece que el revés está más en línea con una cadena cinética del tipo de unidad única (los picos de brazo y antebrazo estuvieron más próximos en el tiempo al pico del tronco), donde la suma secuencial de las velocidades angulares no es tan evidente como en las cadenas cinéticas multisegmentarias (Elliott, Marsh y Overheu, 1989). Este resultado es coherente con los datos de Reid y Elliot (2002), que indican que el revés a dos manos se caracteriza por la coordinación de dos segmentos: la rotación de las caderas, seguida de la rotación del segmento tronco-brazo-raqueta. Elliott et al. (1989) compara a jugadores con una técnica de golpeo de derecha de una sola unidad con jugadores con una técnica de golpeo más similar a una cadena cinética multisegmentaria, y concluye que con el segundo tipo de derecha se alcanzan mayores velocidades de golpeo. Esto podría explicar en parte las diferencias de velocidad obtenidas con la derecha y con el revés, teniendo en cuenta que el golpe de revés es más similar a una cadena cinética de una sola unidad.

Picos de velocidad angular de la cabeza

En el presente estudio hubo una gran variabilidad en el momento de aparición del pico de velocidad angular de la cabeza (las desviaciones estándar fueron altas [Tabla 18]), lo que tiene sentido teniendo en cuenta la gran movilidad de la articulación del cuello. Los picos fueron menores que los del tronco, lo que indica que los jugadores evitaron que el cuello girase junto con el tronco (o dicho de otro modo estabilizaron la cabeza). Los movimientos de la cabeza podrían afectar al control del movimiento y a la precisión del golpe, como puede deducirse de las conclusiones del estudio de Lafont (2008), quien indica que los jugadores de élite muestran una fijación de la cabeza, orientando la mirada a la zona de contacto, en el impacto y durante el acompañamiento del golpe. No está claro si esta fijación de la cabeza está más relacionada con el mantenimiento de una posición estable de la cabeza y el cuerpo durante la ejecución del golpe o con la necesidad de extraer información visual de la pelota (Lafont, 2008).

Consideraciones finales

Este es uno de los pocos trabajos que analizan la coordinación entre segmentos de los golpes de tenis, en una situación de campo. Se hallaron correlaciones de *r* *Pearson* y valores de r^2 muy altos, indicando que los picos de velocidad angular de los golpes explican gran parte de la varianza de la velocidad de la pelota.

La principal limitación del estudio es la dificultad de relacionar los picos de velocidad angular de los sensores con los movimientos anatómicos articulares. A pesar de ello pensamos que se debería seguir investigando sobre el tema ya que las velocidades angulares obtenidas con los giróscopos muestran una gran similitud con los datos de otros estudios que si analizan los movimiento anatómicos en golpes de tenis.

4.2.7. ESTUDIO 10: TEST PARA EVALUAR EL RENDIMIENTO DEL REVÉS EN TENISTAS

Antecedentes

Existen una extensa bibliografía sobre las diferencias cinemáticas entre el revés a una mano y el revés a dos manos. Varios estudios indican que no existen diferencias en precisión (Muhamad, Rashid, Abd Razak y Salamuddin, 2011) y en velocidad (Reid & Elliot, 2002; Akutagawa & Kojima, 2005; Fanchiang *et al.*, 2013), y que la elección de uno u otro golpe depende de factores tales como la antropometría de cada jugador, sus habilidades coordinativas y su estilo de juego (Reid, 2001). El revés a una mano permite devolver pelotas que botan bajo flexionando menos el tronco y las rodillas que en el revés a dos manos y además tiene una mayor transferencia motora con el golpeo de revés cortado y con la volea de revés (Groppel, 1993). El revés a dos manos permite generar un mayor efecto liftado y devolver con mayor comodidad bolas por encima de la cintura del jugador, gracias a la acción de la mano no dominante (Groppel, 1993). A nivel articular -sobre todo en relación a la acción del tronco- algunas diferencias entre ambos tipos de revés son:

- El revés con dos manos genera una mayor rotación de cadera y una mayor rotación de tronco en el caso de las mujeres (Fanchiang *et al.*, 2013).
- En el golpeo de revés a dos manos el momento de fuerza generado en la cadera fue similar al encontrado en estudios anteriores que analizaron el golpeo de derecha (Akutagawa y Kojima, 2005).
- El golpeo de revés a una mano mostró un momento de extensión de tronco significativamente menor que el revés a dos manos antes del impacto y momentos de flexión lateral y rotación axial más pequeños después del impacto (Kawasaki *et al.*, 2005).
- En el revés a dos manos existe una mayor rigidez de las extremidades superiores que en el revés a una mano, y una mayor acción del tronco (Stępień, Bober, y Zawadzki, 2011).
- La rotación axial del tronco en la fase de preparación del golpeo es mayor en el revés a una mano, y el golpeo es un poco más adelantado (Reid y Elliot, 2002).

Aunque las diferencias entre ambos tipos de revés han sido muy estudiadas la mayoría de los trabajos se han hecho en condiciones de laboratorio, alejadas de la realidad. El objetivo de este trabajo fue comparar ambos tipos de revés mediante una prueba de pista, usando tecnologías de análisis biomecánico portables (giróscopos IMU). Se sostiene la hipótesis de que en el revés a dos manos se registrarán mayores velocidades angulares en el tronco mientras que en el revés a una mano se alcanzarán mayores velocidades angulares en el antebrazo.

Metodología específica

Muestra

Participaron dos sujetos cuyas características se describen a continuación:

- Sujeto 1: Varón de 29 años (altura: 1.80 m; peso: 80 kg; *IMC*: 24.7) de nivel 3 según el baremo de la Federación Internacional de Tenis (*ITF*, 2017), lo que se corresponde con un jugador de nivel avanzado. Empezó a jugar al tenis con 7 años de edad. Aunque aprendió el golpeo de revés con dos manos, con 15 años tuvo que utilizar el revés a una mano durante una temporada larga (indica que al menos durante 6 meses) por una lesión en la muñeca izquierda. Posteriormente se dedicó a impartir clases y en ellas realizaba con mucha frecuencia el revés a una mano (así podía guardar bolas en la mano libre). Ahora con 29 años no sabe cuál es más efectivo, su revés a dos manos o a una y durante los partidos de competición alterna ambos golpes.
- Sujeto 2: Mujer de 28 años (altura: 1.74 m; peso: 61 kg; *IMC*: 20.1) de nivel 6 según el baremo de la *ITF* (2017) lo que se corresponde con un jugador de nivel recreacional. Esta jugadora comenzó a jugar al tenis hace aproximadamente 6 años (con 22 años). En los primeros tres años su entrenador le recomendó que utilizase el revés a dos manos. Posteriormente un entrenador diferente se lo modificó a revés a una mano y ahora tiene dudas sobre cuál usar.

Por lo tanto, ambos jugadores estaban familiarizados con ambos tipos de revés. El estudio cumple los requisitos del comité de ética de la Universidad de Granada y ambos participantes firmaron un consentimiento informado.

Procedimientos

En una encuesta inicial se preguntó a los jugadores por la edad a la que empezaron a jugar al tenis y por aspectos relacionados con el golpe de revés (p.ej. con cuál de los dos golpes sentían un mayor control). También se midió su altura y

peso. Posteriormente realizaron un calentamiento consistente en un peloteo de 10 minutos, jugando de revés (cada 2.5 cambiaban de tipo de revés).

Test de golpeo.

La prueba de golpeo (Figura 72) incluía 4 series, 2 series de revés a una mano y 2 series de revés a dos manos (contrabalanceadas), con pausas de tres minutos entre ellas. La velocidad de la pelota se midió con un radar de velocidad *Stalker Pro II* (*Stalker Radar, Plano, Texas*, Figura suplementaria 3). Este dispositivo tiene una precisión de 0.16 km/h, según el fabricante. Un entrenador experto lanzó las pelotas con la mano al jugador para facilitar la replicabilidad de la prueba (con una raqueta es más complejo impactar la pelota siempre con las mismas características de velocidad, ángulo de salida, efecto, etc.). Se fijó una cámara en la valla de fondo para medir la precisión (*Firefly 8S-4K, 60 Hz*), enfocando al jugador y a la diana (Figura 72). Se utilizó el software *Kinovea* (versión 0.8.24, disponible en <http://www.Kinovea.org>) para ver la localización del bote de la pelota.

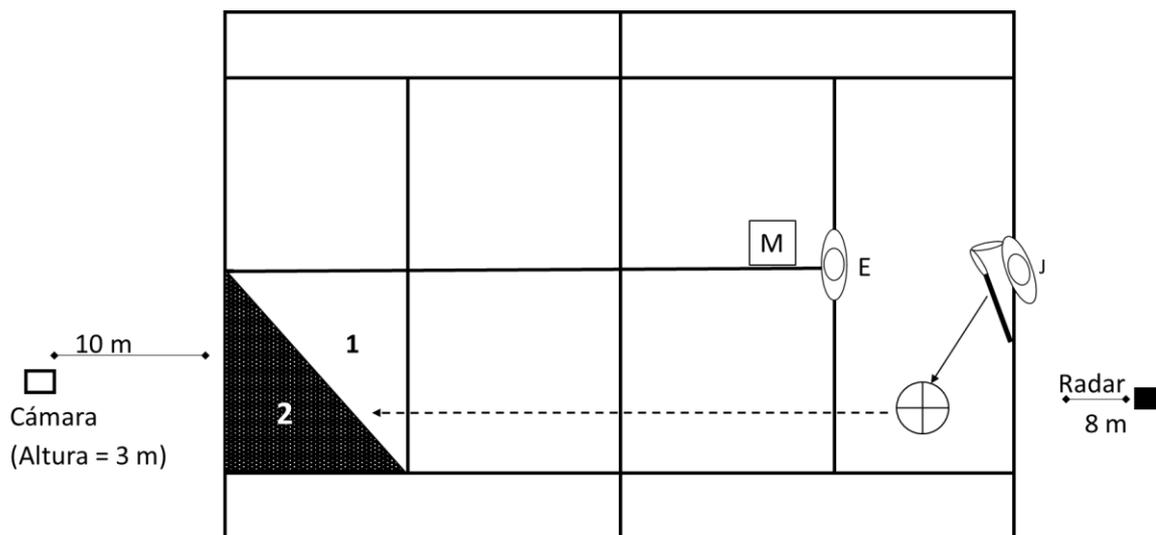


Figura 72. Esquema de la prueba de golpeo del Estudio 10

En la 1ª serie de cada golpe se pidió al jugador que golpear a velocidad lenta, priorizando la precisión sobre la velocidad. En la segunda serie se le pidió que golpear a la mayor velocidad posible, pero tratando de meter la pelota en la diana. Este procedimiento es similar al de Landlinger, Stöggl, Lindinger, Wagner y Müller (2012). Se calculó la velocidad media (km/h) de cada serie y la precisión en porcentaje dividiendo el número de puntos (podían obtener 0, 1 o 2 puntos en cada golpe) por el total de puntos posibles ($2 \times 20 = 40$ puntos).

Selección de variables de velocidad angular más relevantes

Se colocaron 2 sensores en el jugador, uno en el esternón, pegado con esparadrapo hipoalérgico (*Dermomed Fix*) y otro en el antebrazo dominante, fijado en la muñeca con una banda elástica ajustable (Figura 73). Los sensores (*Axivity AX6*) grabaron en su memoria interna, a una frecuencia de 400 Hz. Los datos se descargaron (en formato *csv*) con un *software* específico (*Open Movement, Newcastle, UK*). Posteriormente se obtuvieron los picos de velocidad angular del giróscopo de cada sensor (muñeca y tronco) y cada eje (*xyz*) mediante el *software* de análisis de señales *OriginLab 9 (OriginLab, Northampton, MA)*. Con el fin de reducir el número de variables de velocidad angular se seleccionó para cada sensor el eje que mejor predecía la velocidad de la pelota, basándose en el coeficiente de correlación entre ambas variables (más detalle en la sección de análisis estadístico).

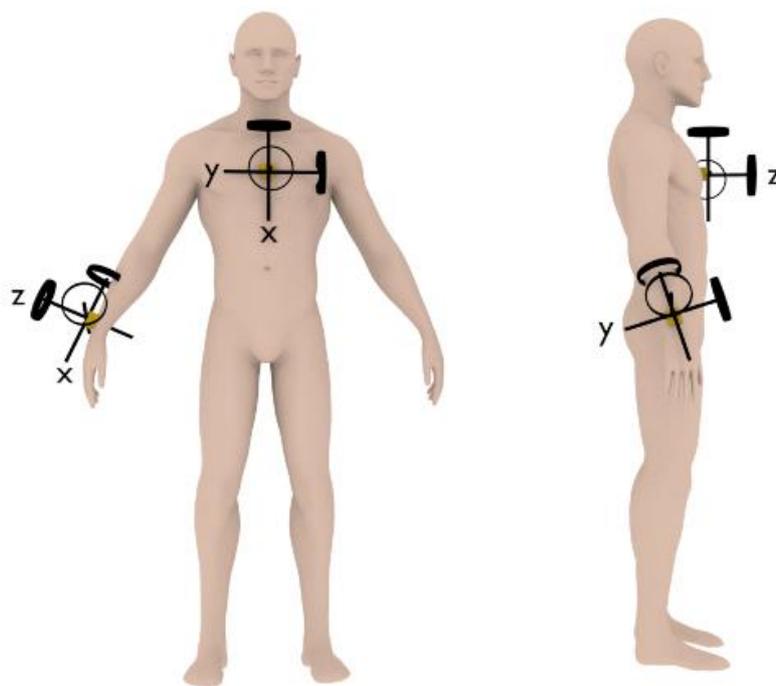


Figura 73. Colocación de los sensores inerciales en el estudio del revés.

Análisis estadístico

Se utilizó la *r de Pearson* para estudiar la correlación de las diferentes variables de velocidad angular y la velocidad de la pelota. Se calculó la media del valor de *r* para cada variable (teniendo en cuenta a los dos sujetos) y las variables con una mayor correlación media se seleccionaron como los mejores predictores de la

velocidad de la pelota. Para cada jugador se compararon la velocidad de la pelota y las velocidades angulares del revés a una mano con las del revés a dos manos mediante un t-test (de muestras no pareadas). Para disminuir la probabilidad de cometer el *error estadístico de tipo I* se aplicó la corrección de *Holm-Bonferroni* utilizando una herramienta de *Excel* específica (Gaetano, 2013). El análisis estadístico se realizó con el software de *Excel Real Statistic* (Zaiontz, 2018). El valor de *p* significativo se estableció en 0.05.

Resultados

Selección de variables de velocidad angular más relevantes

La Tabla 19 muestra las correlaciones entre las variables de velocidad angular y la velocidad de la pelota. Como medidas representativas de la acción del tronco y del antebrazo se seleccionaron -basándose en la magnitud de las correlaciones- el eje *x* del giróscopo del tronco (*Tgx*) y el eje *z* del giróscopo del antebrazo (*Agz*). En la Figura 74 y en la Figura 75 se muestran las rectas de regresión que relacionan la velocidad de la pelota con el *Tgx* y el *Agz* para cada jugador, tanto para el revés a una mano como para el revés a dos manos.

Tabla 19. Correlación entre la velocidad de la pelota y las diferentes variables de velocidad angular en el estudio del revés

Jugador	Revés	<i>Tgx</i> (°/s)	<i>Tgy</i> (°/s)	<i>Tgz</i> (°/s)	<i>Agx</i> (°/s)	<i>Agy</i> (°/s)	<i>Agz</i> (°/s)
Avanzado	1 mano	0.93	0.53	0.35	0.02	0.97	0.94
	2 manos	0.89	0.14	0.88	0.83	0.9	0.9
Recreacional	1 mano	0.73	0.21	0.63	0.4	0.3	0.62
	2 manos	0.75	0.51	0.57	0.45	0.07	0.37
Promedio		0.83	0.34	0.61	0.43	0.56	0.71

Tgx, Tgy, Tgz, Agx, Agy, Agz: Picos de velocidad angular sobre los ejes xyz del giróscopo del tronco y del antebrazo. Se marcan en negrita las variables con mayor correlación media para cada sensor

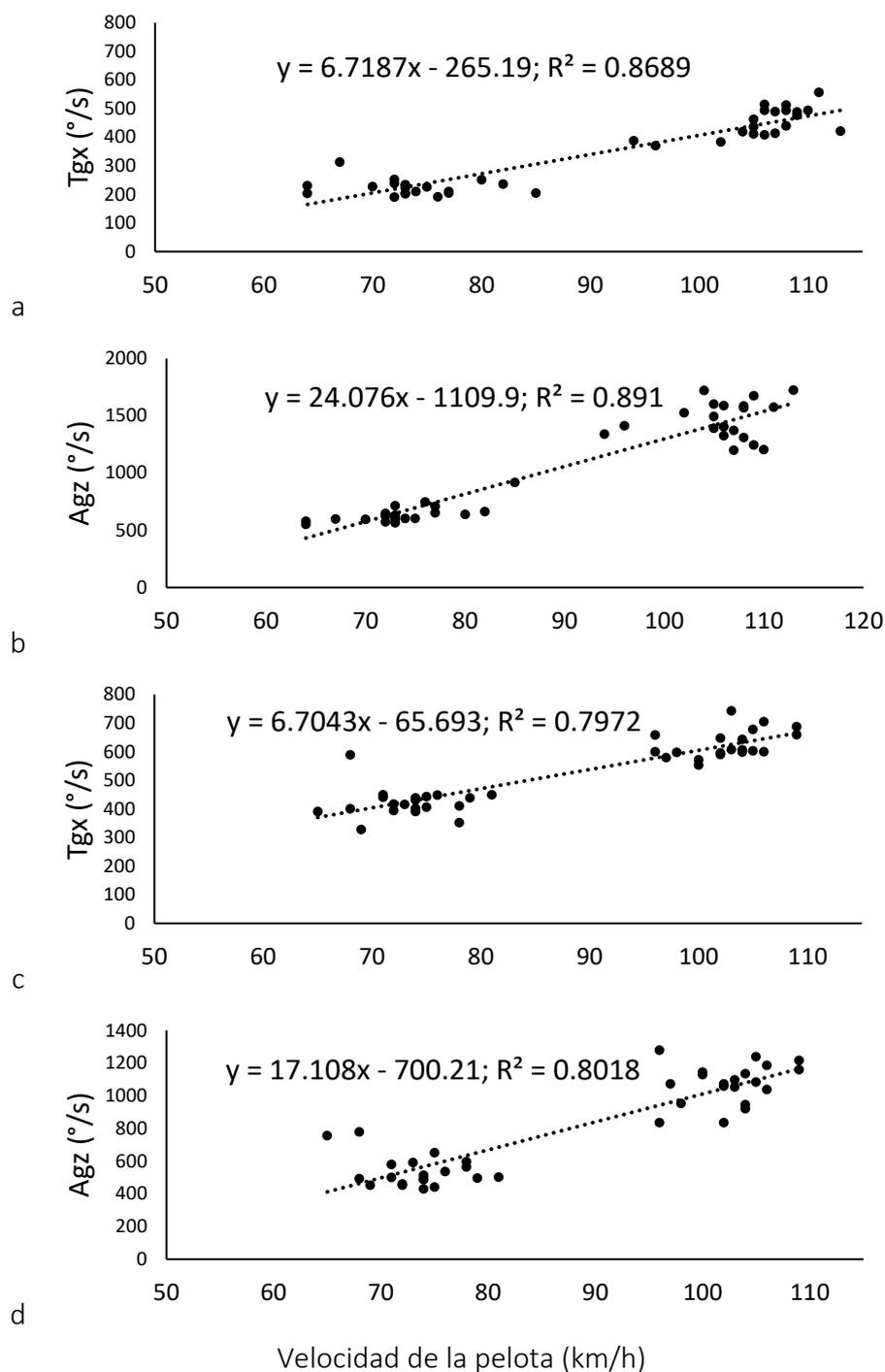


Figura 74. Rectas de regresión que relacionan la velocidad lineal de la pelota con las variables de velocidad angular seleccionadas en el jugador de competición (Estudio10). Las figuras a y b muestran datos del revés a una mano y las figuras c y d del revés a dos manos. Tgx, Agz: Picos de velocidad angular sobre el eje x del sensor del tronco y sobre el eje z del sensor del antebrazo.

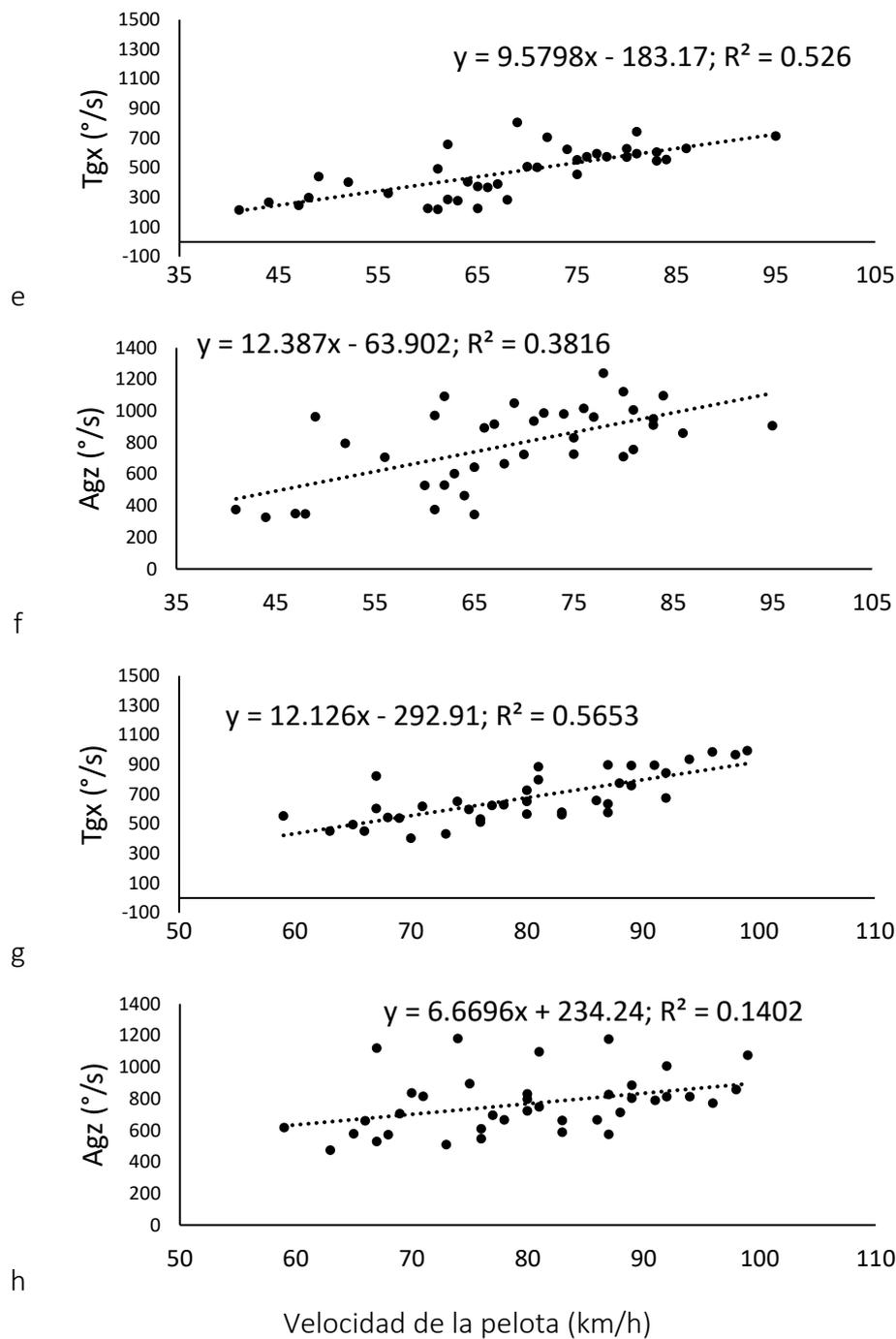


Figura 75. Rectas de regresión que relacionan la velocidad lineal de la pelota con las diferentes variables de velocidad angular seleccionadas en el jugador recreacional (Estudio 10). Las figuras e y f muestran datos del revés a una mano y las figuras g y h del revés a dos manos. Tgx, Agz: Picos de velocidad angular sobre el eje x del sensor del tronco y sobre el eje z del sensor del antebrazo.

Test de golpeo

Los resultados del test de golpeo se muestran en la Tabla 20 (incluyendo las variables de velocidad angular seleccionadas). Hubo diferencias significativas entre ambos tipos de revés en casi todos los casos estudiados, salvo para la velocidad de la pelota en el jugador de competición y para los picos de velocidad angular del sensor de la muñeca sobre el *eje z* en la jugadora recreacional (tanto en las series lentas como en las rápidas). En el caso del jugador de competición la velocidad angular del tronco fue mayor en el revés a dos manos y la velocidad angular del antebrazo fue mayor en el revés a una mano.

Tabla 20. Resultados de la prueba de golpeo de los dos jugadores evaluados en el Estudio 10

Jugador	Variable	Series a baja velocidad		Series a alta velocidad	
		Revés 1M	Revés 2M	Revés 1M	Revés 2M
Jugador de competición	V pelota (km/h)	74 + 5	73 + 4	106 + 5	103 + 4
	Precisión (%)	57	59	56	63
	Tgx (grados/s)	223 + 27***	421 + 51	453 + 51***	626 + 49
	Agz (grados/s)	640 + 82***	537 + 97	1462 + 165***	1072 + 124
Jugador recreacional	V pelota (km/h)	58 + 9***	72 + 7	78 + 7***	87 + 8
	Precisión (%)	35	42	10	9
	Tgx (grados/s)	313 + 82***	542 + 77	606 + 86***	796 + 136
	Agz (grados/s)	587 + 223	676 + 124	943 + 144	851 + 192

Tgx, Agz: Picos de velocidad angular sobre el *eje x* del sensor del tronco y sobre el *eje z* del sensor del antebrazo; V: Velocidad; 1M: 1 mano; 2M: 2 manos. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$

Discusión

Los giróscopos permitieron detectar diferencias biomecánicas entre el revés a una mano y el revés a dos manos en ambos jugadores; parece que la velocidad angular del tronco es más importante para conseguir velocidad de la pelota en el revés de dos manos y la acción del brazo/antebrazo más relevante en el revés a una mano. No ha sido suficiente para ayudar en la decisión sobre que revés emplear en el caso del jugador de competición, pero sí en la jugadora recreacional. En el caso del jugador de competición se requerirían más pruebas para decidir qué revés es el más efectivo.

La mayor velocidad angular del tronco sobre el eje vertical en el revés a dos manos coincide con resultados de estudios previos. Por ejemplo Groppe (1993) y Hsin-Chen et al. (2005) indican que en el golpeo de revés a dos manos la acción de giro de tronco parece más relevante que en el de una. Este revés se ejecuta sobre todo con la musculatura del hombro y no tanto con el tronco (Groppe, 1993). En el revés a una mano el tronco debe permanecer en una posición estable, para lo que es fundamental la acción del brazo contrario, generando un momento angular

compensatorio. La importancia de la acción del hombro se refleja en nuestro trabajo en una mayor velocidad angular del antebrazo en el caso del jugador de competición (Tabla 20). En comparación con los resultados de otros trabajos la velocidad angular de tronco de este jugador es alta (ver por ejemplo los resultados de Akutagawa et al. [2005] o de Knudson et al. [1999]). La velocidad de la pelota es superior a la reportada en el estudio de Rota, Morel, Saboul, Rogowski y Hautier (2014) con jugadores de un ITN de entre 2 y 4 y ligeramente inferior a la del trabajo de Landlinger, Stöggel, Lindinger, Wagner y Müller (2012), con jugadores de alto rendimiento. La prueba propuesta no permite detectar cuál de los dos reveses es más eficaz en este caso. Quizás sería necesario que el jugador realizase un test de golpeo más completo, incluyendo golpes de pelotas que se aproximan a más velocidad y/o efecto y a diferentes alturas. También sería interesante estudiar la precisión con mayor detalle (Delgado-García et al., 2019) y medir la capacidad de generar efectos (Kelley, Choppin, Goodwill y Haake, 2010). En el caso de la jugadora de nivel recreacional sí hubo diferencias en la velocidad de golpeo, obteniéndose mayores velocidades con el revés a dos manos, por lo que si le recomendaríamos que utilizase este revés.

Consideraciones finales

En el presente estudio el jugador de nivel de competición obtuvo prácticamente los mismos resultados de velocidad y precisión cuando golpeo reveses a una mano y cuando golpeo reveses a dos manos. Sin embargo, sí existieron diferencias significativas entre la velocidad angular del tronco y la del antebrazo: en el revés a dos manos la velocidad angular del tronco fue mayor mientras que en el revés a una mano obtuvo una mayor velocidad angular en el antebrazo. La jugadora recreacional obtuvo una mayor velocidad de la pelota con el revés a dos manos, y al igual que el jugador de competición también alcanzó mayores picos de velocidad angular de rotación del tronco en el revés a dos manos. Los datos de este estudio concuerdan con los de otros trabajos realizados en condiciones de laboratorio.

4.2.8. ESTUDIO 11: VALIDACIÓN DE *WEARABLES* PARA EL ANÁLISIS TÉCNICO DE TENISTAS

Antecedentes

El uso de tecnología *wearable* para el análisis técnico de tenistas es cada vez más frecuente (Chew et al., 2015; Kos, Ženko, Vlaj y Kramberger, 2016). Estas tecnologías además de la mejora del rendimiento técnico podrían permitir cuantificar la carga de entrenamiento y así evitar lesiones por sobreuso como la epicondilitis o codo de tenista (Keaney y Reid, 2018). Algunas marcas que comercializan estos sensores son *Babolat*, *Zepp*, *Qlipp* o *Sony*. Estos dispositivos suelen proporcionar información de la velocidad de golpeo (bien estiman la velocidad de la raqueta o de la pelota), del efecto de golpeo, del tipo de golpeo y del punto de impacto de la pelota en la raqueta. Tan solo hemos encontrado un trabajo científico indexado en el *Journal Citation Report*, referente a la validez del sensor de *Babolat* y del sensor *Zepp* (Keaney y Reid, 2018). En este trabajo la muestra estuvo formada por un solo deportista, por lo que se requieren más estudios que validen estos aparatos con una muestra más heterogénea. En otros deportes de raqueta también existen publicaciones similares y por ejemplo Jaitner y Gawin (2010) hallaron altas correlaciones entre la velocidad de la raqueta, medida con un sensor inercial y la velocidad del volante de bádminton.

Existen otras publicaciones en las que se muestran otros sensores inerciales de análisis técnico orientados a los deportes de raqueta. Yang et al. (2017) desarrollan un sensor (*TennisMaster*), y evalúan su rendimiento recogiendo los datos de aceleración y de velocidad angular de 1030 saques efectuados por 12 sujetos de diferentes niveles de juego. Los resultados de la evaluación demostraron que el dispositivo *TennisMaster* alcanza una precisión en la detección de servicio del 96% y una precisión en la división de las fases del golpeo del 95%. Kos et al. (2016) también obtuvieron una alta precisión (superior al 95%) en sus algoritmos de clasificación de los golpes de derecha, revés y saque.

Teniendo en cuenta que la cuantificación de la carga de entrenamiento es fundamental tanto para la mejora del entrenamiento como para la prevención de lesiones musculoesqueléticas el objetivo del estudio fue estudiar la validez de dos sensores comerciales conocidos (*Zepp* y *Qlipp*) comparando los datos de velocidad que proporcionan con los de un radar de velocidad y con los de un sistema fotogramétrico 3D, incluyendo tenistas de diferentes niveles de juego.

Metodología específica

Muestra

4 tenistas realizaron un total de 77 golpes. Uno de los sujetos era de nivel de competición (varón; 29 años; 1.89 m; 79 kg) y los otros tres eran de nivel iniciación (tres varones de entre 20 y 30 años y una mujer de 24 años). Todos ellos firmaron un consentimiento informado y se cumplió con las directrices establecidas en la Declaración de Helsinki de investigación en humanos.

Procedimientos

Parte 1: Evaluación en pista

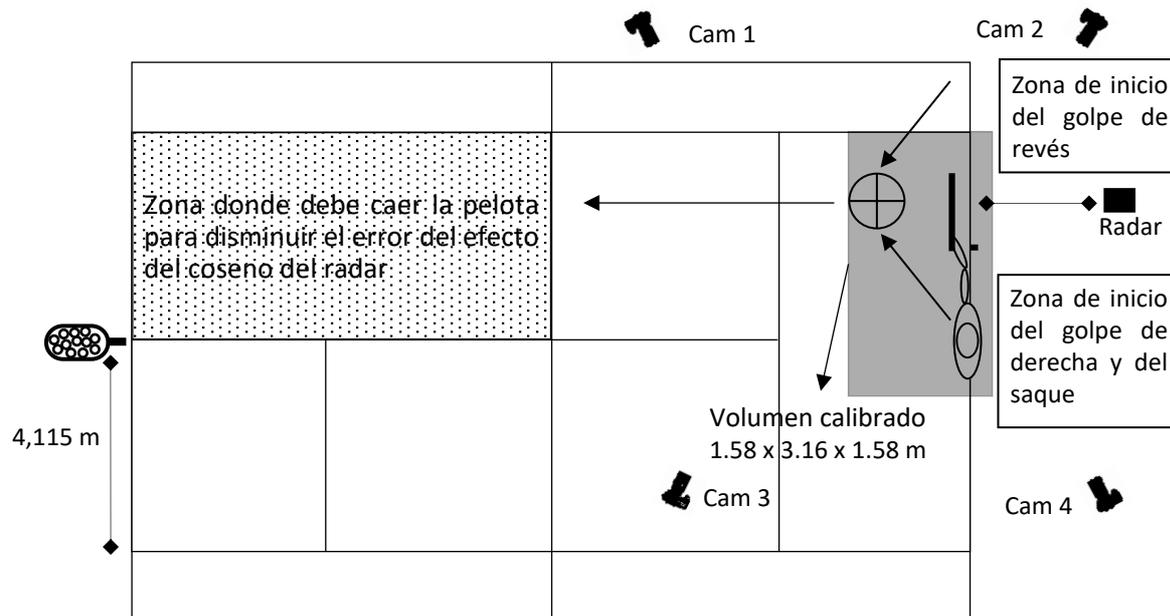
La pelota fue lanzada por una máquina lanzapelotas (*Lobster GrandSlam 4*, Figura suplementaria 3) a una velocidad de 70 km/h y con el mínimo efecto liftado permitido por la máquina. Se realizaron diferentes tipos de golpes. La Tabla 21 muestra los golpes realizados por cada jugador. El jugador de competición solo realizó derechas, usando efecto cortado o liftado.

Tabla 21. Jugadores incluidos en el estudio y golpes realizados por cada uno

Jugador nº	Nivel	Características	Golpeos analizados
1	Competición	Varón, 28 años	15 derechas*
2	Amateur	Varón; 48 años	16 derechas
3	Amateur	Varón, 28 años	16 saques
4	Amateur	Mujer, 26 años	9 derechas, 11 reveses y 10 saques

*El jugador de competición realizó derechas variando el efecto de golpeo (plano, cortado o liftado)

La velocidad de la pelota medida con el sensor *Zepp* y con el sensor *Qlipp* se comparó con la velocidad registrada por un radar (*Stalker Pro II*, USA, Figura Suplementaria 3) y con un sistema fotogramétrico compuesto por 4 cámaras web (*ELP*, China) grabando a 100 Hz. La pelota y el extremo de la raqueta fueron digitalizados utilizando el freeware *Kinovea* y se obtuvieron sus coordenadas 3D reales aplicando el algoritmo *DLT* usando la herramienta *Kinemat* (Reinschmidt y van den Bogert, 1997) en el software de análisis matemático *GNU Octave*. La velocidad fue calculada derivando las coordenadas 3D mediante un *spline de quinto grado* (también incluido en la herramienta *Kinemat*).



Cam 1 y 2: Análisis de la derecha y el saque; Cam 3 y 4: Análisis del revés

Figura 76. Esquema del experimento realizado en pista para la validación de los dispositivos *Zepp* y *Qlipp*

Evaluación en laboratorio

Se colocó el dispositivo *Zepp* en el puño y un marcador reflectante en el extremo de la raqueta y se pidió al jugador que realizara 20 golpes de derecha contra una pelota fijada en un palo elástico. Se midió la velocidad resultante de la raqueta con *Qualisys* y con el dispositivo *Zepp*.

Análisis estadístico

Para evaluar la validez del sensor se usaron los siguientes parámetros estadísticos: *RMSE*, *MAE*, *r de Pearson*, *Lin CCC* y gráficos *Bland-Altman (BA)*. Con el fin de analizar la calidad de las correlaciones se utilizó la *escala de Evans (1996)*.

En el segundo estudio se realizó un análisis separado según el tipo de golpeo (derecha o revés). Se tuvo en cuenta tanto la totalidad de la muestra como cada sujeto de manera independiente. Además, se dividió la muestra en dos: I) la primera permitió calcular una recta de ajuste de los datos (pendiente y ordenada en el origen); II) el resto de datos fueron ajustados y comparados con el *gold standard*.

Resultados

Parte 1: Evaluación en pista

La velocidad de la pelota medida con el dispositivo de la marca *Zepp* tuvo una correlación alta con la velocidad determinada con el resto de dispositivos, mientras que en el caso del sensor *Qlipp* las correlaciones fueron moderadas (Tabla 22).

Tabla 22. *Lin CCC* y *r* de *Pearson* entre las medidas de velocidad tomadas con diferentes dispositivos

	V Pel. Radar (km/h)	V Raq. (3D) (km/h)	V Pel. (3D) (km/h)	V Raq <i>Qlipp</i> (km/h)	V. Raq. <i>Zepp</i> (km/h)
V Pel. Radar (km/h)	1	0.58	0.98	0.72	0.57
V Raq. (3D) (km/h)	0.86	1	0.55	0.49	0.91
V Pel. (3D) (km/h)	0.99	0.83	1	0.64	0.55
V Raq <i>Qlipp</i> (km/h)	0.75	0.71	0.66	1	0.57
V. Raq. <i>Zepp</i> (km/h)	0.85	0.95	0.83	0.8	1

*Encima de la diagonal se muestran *Lin CCC*. Por debajo de la diagonal se muestran los valores *r* de *Pearson*; V: velocidad; Raq: raqueta; Pel: pelota. En negrita se marcan los 2 valores *Lin CCC* y *r* de *Pearson* más altos

Los valores *MAE* fueron (V = Velocidad):

- V Radar vs. V *Zepp* = 23 km/h; V Radar vs. V *Qlipp* = 18 km/h; V Radar vs. V Pelota 3D = 5 km/h.
- V Raqueta 3D vs. V *Zepp* = 7 km/h; V Raqueta 3D vs. V *Qlipp* = 22 km/h.
- V Pelota 3D vs. V *Zepp* = 25 km/h; V Pelota 3D vs. V *Qlipp* = 21 km/h.

En la Figura 77 se muestran los gráficos *Bland-Altman* de: I) la velocidad de la pelota medida con el radar y la velocidad y la velocidad de la pelota medida con el sistema 3D y II) la velocidad de la raqueta medida con el *Zepp* y la velocidad de la raqueta medida con el sistema 3D. En la jugadora 4 (representada en el gráfico por puntos redondos grandes) se indica con letras cada tipo de golpeo (siendo D la derecha, R el revés y S el saque).

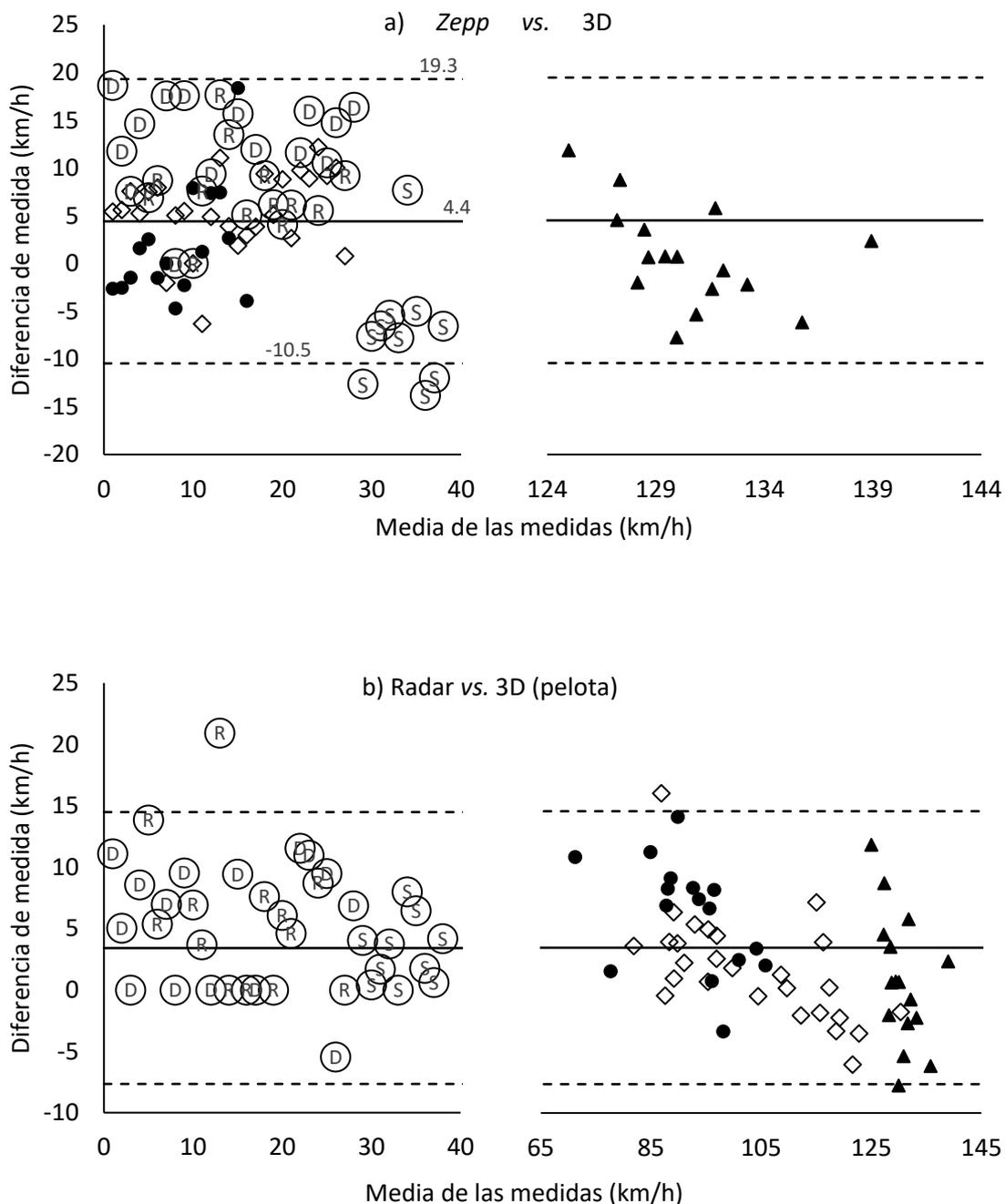


Figura 77. Gráficas *Bland-Altman* de las comparaciones de velocidad *Zepp vs. 3D* (raqueta) (a) y *Radar vs. 3D* (pelota) (b).

Evaluación en laboratorio

En este apartado se muestran los datos de los valores sin ajustar y los datos de los valores ajustados entre paréntesis. Cuando se tuvieron en cuenta todos los golpes el valor *Lin CCC* fue de 0.66 (0.75) y el valor *MAE* fue de aproximadamente 9 km/h (7 km/h). El error medio fue de aproximadamente -7 km/h \pm 10 km/h (0 \pm 9.62 km/h), midiendo el dispositivo *Zepp* valores de velocidad más altos que *Qualisys*. A nivel

intra-sujeto el mayor valor *MAE* encontrado fue de 18 km/h (13 km/h) y el menor de 4 km/h (4 km/h). Cuando se evaluaron los golpes según el tipo de golpeo se obtuvieron los siguientes datos para el golpeo de derecha:

- *Lin CCC* = 0.75 (0.85).
- *MAE* ~ 8 km/h (6 km/h).
- Máximo *MAE* ~ 15 km/h (10 km/h).
- Mínimo *MAE* ~ 4 km/h (3 km/h).
- Error medio ~ -8 km/h ± 8 km/h (0 ± 7 km/h).

En el caso del golpeo de revés los datos fueron los siguientes:

- *Lin CCC* = 0.56 (0.67).
- *MAE* ~ 11 km/h (9 km/h).
- Máximo valor *MAE* ~ 20 km/h (13 km/h).
- Mínimo valor *MAE* ~ 4 km/h (3 km/h).
- Error medio ~ -8 km/h ± 11 km/h (1 ± 11 km/h).

Discusión

El uso de dispositivos *wearables* para el análisis técnico es cada vez más frecuente tanto en el campo del entrenamiento como en investigación. A pesar de que existen numerosas empresas que han desarrollado este tipo de dispositivos en tenis los estudios que analizan su validez y fiabilidad son escasos, siendo este experimento uno de los pocos al respecto. Pensamos que el error de los dispositivos es suficiente para su uso en entrenamiento, pero no para la investigación, donde recomendamos el uso de sistemas fotogramétricos, que presentan numerosos estudios de validación (Delgado-García, Vanrenterghem, Mildenerger, et al., 2020; Hernández-belmonte, Sánchez-pay, Hernández-belmonte, y Sánchez-pay, 2020). También recomendamos el uso de radares deportivos ya que muestran una buena precisión y son portables.

Tan solo hemos encontrado un trabajo de investigación en una revista indexada en el *Journal Citation Report* en el que se estudia la validez del dispositivo *Zepp* (Keaney y Reid, 2018). A pesar de que se utilizó un sistema fotogramétrico de alta precisión como *gold standard* la muestra estuvo conformada por un solo jugador y tan solo se analizaron 24 golpes. Los datos del presente trabajo indican que la cinemática de golpeo de cada jugador afecta sobre la precisión del sensor (por ejemplo en la Figura 77a se observa que en el jugador representado con rombos blancos la magnitud del error es menor que la del jugador representado con círculos negros), por lo que consideramos que se requieren más estudios para evaluar el sensor en jugadores de diferentes niveles y estilos de juego. El tipo de golpeo también parece

afectar a la precisión y por ejemplo en la jugadora analizada el *Zepp* sobreestimó la velocidad del servicio mientras que infraestimó la velocidad del resto de golpes. En el artículo mencionado se indica que el sensor *Zepp* y la raqueta inteligente de la marca *Babolat*, determinaron el volumen y la intensidad de los golpes con una buena precisión (el error medio para la velocidad de golpeo fue de 2.69 ± 5.63 km/h), pero fueron menos eficaces para identificar el tipo de golpeo o la localización del impacto en la raqueta.

Keaney y Reid (2018) señalan que es fundamental cuantificar el entrenamiento usando este tipo de sensores, pero que se requieren más estudios de validación. También indican que es necesario mejorar los sensores inerciales de análisis técnico de tenistas (tanto a nivel de *software* como a nivel de *hardware*) para que puedan medir con precisión la localización del impacto. Esto es de gran interés, tanto para la mejora del rendimiento como para la prevención de lesiones, teniendo en cuenta que esta variable (punto de impacto de la pelota en la raqueta) se relaciona -además de con la velocidad de salida de la pelota tras el impacto- con las vibraciones que se transmiten de la raqueta al brazo y por tanto con lesiones musculoesqueléticas como la epicondilitis (Hennig, 2007). Por tanto, se requieren más estudios que analicen la precisión de estos sensores para identificar el punto de impacto de la pelota en la raqueta.

Consideraciones finales

Los sensores inerciales evaluados en este trabajo (*Zepp* y *Qlipp*) parecen adecuados para medir la velocidad de pelota en estudios intrasujeto (los valores *Lin CCC* en el primer estudio y los valores ajustados en el segundo estudio fueron casi todos mayores de 0.75). Concretamente el sensor de la marca *Zepp* obtuvo valores más altos. Sin embargo, los errores del *Zepp* fueron de aproximadamente 10 km/h cuando se evaluaron los datos sin ajustar y de aproximadamente 7 km/h para los datos ajustados (en el estudio en laboratorio). Las correlaciones parecen similares a las del estudio de Keaney y Reid (2018). Pensamos que el error de medición del *Zepp* es alto en caso de usarse con jugadores de alto nivel, donde los cambios de velocidad tras un programa de entrenamiento pueden ser inapreciables. En el caso de jugadores amateurs sí podría ser útil ya que los cambios tras un programa de entrenamiento seguramente serán más evidentes. Es necesario realizar una validación del resto de variables que proporcionan dichos sensores (tipo de golpe, localización del impacto en la raqueta y efecto de golpeo).

4.2.9. ESTUDIO 12: VARIABILIDAD MOTORA EN LOS GOLPEOS DE TENIS MÁS HABITUALES

Antecedentes

El estudio de la variabilidad motora aplicada a las acciones deportivas ha sido realizado por especialistas en el área del control motor y hasta hace poco, ha sido pasado por alto por los biomecánicos deportivos (Bartlett, Wheat y Robins, 2007). La variabilidad motora, de manera tradicional se ha asociado al ruido motor generado en el sistema nervioso central, y se ha considerado como un indicador de una mala ejecución técnica (Glazier, 2012). La teoría de los sistemas dinámicos diferencia entre la variabilidad motora coordinativa y la variabilidad motora del resultado de la acción. En una tarea cerrada se pretende que el resultado de la acción sea estable (Bradshaw, Maulder y Keogh, 2007; Hiley, Zuevsky y Yeadon, 2013). Para ello, el movimiento (variabilidad motora coordinativa) debe ser modificado según las condiciones del ambiente (incluyendo factores extrínsecos tales como pueden ser una situación de viento o un terreno irregular) o alteraciones relacionadas con el propio deportista (factores intrínsecos como la confianza percibida o la fatiga) (Bradshaw y Aisbett, 2006; Bradshaw et al., 2007). En una línea similar Bartlett, Davids, Glazier y Ara (2003) indican que la variabilidad motora coordinativa podría tener una función compensatoria. Así por ejemplo una variación de un parámetro de ejecución es compensada con modificaciones en otros parámetros del movimiento y de esta forma el resultado de la tarea no se ve perjudicado (Whiteside, Elliott, Lay y Reid, 2015a). Por tanto, según la teoría de los sistemas dinámicos una mayor variabilidad motora coordinativa y una menor variabilidad en el resultado se asocian con un mayor nivel de ejecución técnica. Al respecto, Newell y James (2008), concluyen que la variabilidad en el resultado del movimiento está inversamente relacionada con la variabilidad coordinativa. Mullineaux y Uhl (2010) señalan que la variabilidad puede ser un indicador alternativo de una buena técnica. Dentro del área del aprendizaje motor la variabilidad motora podría relacionarse, en etapas de adquisición de una habilidad, con un comportamiento de tipo exploratorio, permitiendo que surjan diferentes soluciones para los requerimientos de una tarea (Davids, Button y Bennett, 2008). Por el contrario, hay estudios que indican que los sujetos en etapas de aprendizaje congelan los grados de libertad del movimiento para disminuir las fuentes de error, y con el entrenamiento los jugadores van ganando grados de libertad, para poder hacer frente a más situaciones (Anderson y Sidaway, 1994; Stergiou y Decker, 2011).

En el caso particular del tenis, la variabilidad motora ha sido estudiada principalmente en el servicio (Antúnez, Hernández, García, Vaíllo y Arroyo, 2012;

Mendes et al., 2013; Whiteside et al., 2015a) y en el golpeo de derecha (Knudson, 2016; Knudson y Bahamonde, 2001). En el caso del servicio se concluye que un aumento en la cantidad de variabilidad de movimiento podría afectar el desempeño del servicio de tenis de manera negativa al reducir la velocidad y la precisión de la pelota (Antúñez *et al.*, 2012). Sin embargo, Whiteside, Elliott, Lay y Reid (2013) mostraron que el aumento de la variabilidad en la rotación de las articulaciones del codo y de la muñeca no redujo la precisión del servicio. También existen trabajos que analizan la variabilidad en el resultado del golpeo: analizan la forma en que se distribuyen los aterrizajes de las pelotas en el espacio (Yamamoto *et al.*, 2018; Delgado-García *et al.*, 2019b) o como la variabilidad en la trayectoria de la raqueta afecta al resultado de golpeo (Blackwell y Knudson, 2005; Knudson y Blackwell, 2005). A pesar de toda esta literatura apenas existen trabajos en los que se compare la variabilidad motora de los golpes de tenis más habituales: los golpes de fondo y el servicio.

El análisis de la velocidad angular ha sido usado frecuentemente en biomecánica deportiva para describir aspectos importantes del gesto técnico en estudios de variabilidad motora (Bradshaw *et al.*, 2007). Por otro lado los giróscopos de los *IMUs* parecen válidos y fiables (frente a los sistemas de captura de movimiento optoelectrónicos) para medir picos de velocidad angular durante golpes reales de tenis tanto entre diferentes jugadores como a nivel intra-sujeto (Delgado-García *et al.*, 2020b). Además, los sensores inerciales permiten evaluar la acción de diferentes segmentos corporales y estudiar las estrategias de coordinación utilizadas, lo que, en estudios de variabilidad motora, es más adecuado que medir únicamente el resultado de la acción. De hecho la variabilidad coordinativa y la variabilidad en la acción pueden proporcionar resultados totalmente contradictorios: puede existir una gran variabilidad motora que proporciona la flexibilidad necesaria para una ejecución más estable de la tarea (Heiderscheit, 2000).

Teniendo en cuenta todo lo anterior el presente trabajo pretende comparar la variabilidad motora a nivel intra sujeto de los golpes de tenis más habituales: los golpes de fondo y el servicio. Esto permitiría tener un mayor conocimiento de la variabilidad motora en el caso particular del tenis, lo que puede ser de interés para los investigadores especializados en el aprendizaje motor en este deporte. Sostenemos la hipótesis generalista de que existirán diferencias en la variabilidad motora entre los golpes de tenis más habituales.

Metodología específica

Muestra

En este estudio participaron 35 tenistas de diferentes edades y niveles de juego. Se clasificaron en tres categorías según el baremo de la *ITF* (2017):

- 11 jugadores de nivel 2-4 (edad: 25.3 ± 6.4 ; altura: 177.6 ± 5.3 ; peso: 72.3 ± 7.2 ; porcentaje de grasa corporal: 14.1 ± 3.6 ; índice de masa corporal: 22.9 ± 1.4 ; masa muscular esquelética: 34.6 ± 3.7).
- 15 jugadores de nivel 5-6 (edad: 36.7 ± 10 ; altura: 178.8 ± 7 ; peso: 80.9 ± 11.4 ; porcentaje de grasa corporal: 18.3 ± 7.6 ; índice de masa corporal: 25.3 ± 3.6 ; masa magra esquelética: 37.2 ± 3.5).
- 9 en jugadores de nivel 7-8 (edad: 23.6 ± 6.1 ; altura: 177.9 ± 6.3 ; peso: 74.1 ± 10.5 ; porcentaje de grasa corporal: 15.4 ± 4.4 ; índice de masa corporal: 23.3 ± 2.6 ; masa muscular esquelética: 35.4 ± 4.7).

Ninguno de los sujetos había sufrido alguna lesión musculoesquelética en el mes anterior a la toma de datos y que pudiera afectar a su técnica de golpeo o desplazamiento habitual. Pedimos a los participantes que ayunaran al menos dos horas antes de la evaluación y que no realizaran ningún tipo de actividad física vigorosa en las 48 horas previas. Los sujetos fueron informados de los beneficios y riesgos de la investigación antes de firmar un consentimiento informado, el estudio fue aprobado por el *Comité de Ética de la Universidad de Granada* y cumple con los principios éticos para la investigación médica sobre sujetos humanos, de la *Declaración de Helsinki*.

Procedimientos

Test de golpeo

Tras realizar el estudio de composición corporal de los sujetos se les colocaron 4 sensores inerciales Nexgen (sincronizados entre sí, y grabando a una frecuencia de muestreo de 128 Hz), en tronco, cabeza, brazo, antebrazo basándose en las directrices de un trabajo previo (Delgado-García *et al.*, 2020b). A diferencia del estudio mencionado, en el presente estudio se alineó el *eje-z* del sensor de la cabeza con la vertical.

Cada uno realizó una serie de servicio (incluyendo 10 primeros saques y 10 segundos saques) y dos series de golpes de fondo (incluyendo cada serie 10 derechas y 10 reveses golpeados de manera alternativa). Por tanto, por jugador se obtuvieron 10 primeros servicios, 10 segundos servicios, 20 derechas y 20 reveses. Este número de golpes se basó en otros trabajos que analizan la variabilidad motora de gestos acíclicos (Lees y Rahnama, 2013; Tucker, Anderson y Kenny, 2013). Se evaluaron tanto los picos de velocidad angular de cada segmento como la velocidad de la pelota. Esta última se midió usando un radar *Stalker Pro II*, con una precisión de ± 1 km/h según el fabricante. La prueba de golpeo fue similar a la de estudios previos, y se usó una máquina lanzapelotas para estandarizar los lanzamientos (Delgado-García *et al.*, 2019a). Se pidió a los sujetos que golpearan con la mayor velocidad y precisión posible. Los tiempos de descanso entre series fueron de 3 minutos.

Análisis de la señal de velocidad angular

No se aplicaron filtros adicionales a los que venían integrados en el sistema operativo del sensor (Delgado-García *et al.*, 2020b). Además, algunos investigadores que realizan estudios de variabilidad han optado por no aplicar ninguna técnica de filtrado de datos, o por usar un filtrado muy suave, para obtener una representación más precisa de la variabilidad dentro del sistema (Buzzi, Stergiou, Kurz, Hageman y Heidel, 2003; Sprott, 1995).

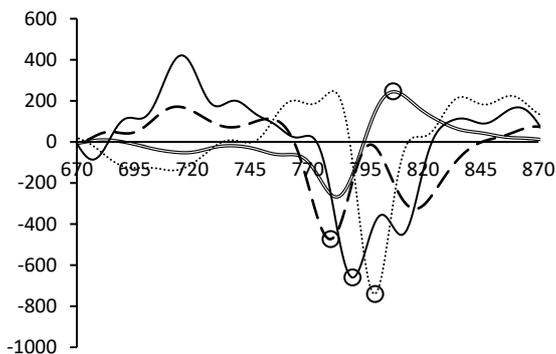
Con el *software OriginLab* se determinaron los picos de velocidad angular correspondientes a cada golpeo. Se seleccionaron picos de velocidad angular con forma de espiga y próximos entre sí, para asegurarse de que se debían a la acción de golpeo (Figura). Los picos de velocidad angular analizados fueron:

- Pico de velocidad angular del sensor del tronco, brazo y antebrazo sobre el *eje x* (a partir de ahora *Tronco-x*, *Brazo-x* y *Antebrazo-x*). Estos picos de velocidad angular eran de signo negativo en el saque y en la derecha y de signo positivo en el revés (Figuraa y Figurac). Los picos de velocidad angular de estas señales se producen cerca del momento del impacto, sobre todo debido a la rotación de cada segmento sobre su eje longitudinal. Por ejemplo Anand, Sharma, Srivastava, Kaligounder y Prakash (2017) indican que los movimientos de pronosupinación de antebrazo generan un pico de velocidad angular evidente en uno de los ejes del giróscopo IMU.
- Pico de velocidad angular del sensor de la cabeza sobre el *eje z* (*Cabeza-z*) (Figuraa y Figurac). De signo positivo en la derecha y en el saque y de signo negativo en el revés. Se produce principalmente debido al giro de la cabeza sobre su eje longitudinal.

- Picos de velocidad angular *Brazo-y*, *Antebrazo-y* (de signo positivo en el saque y en la derecha y de signo negativo en el revés). En posición fundamental (igual que la posición anatómica, pero con los miembros superiores rotados 90 grados, orientando las palmas de las manos hacia el plano sagital), la velocidad angular en este sensor-eje es máxima en movimientos de aducción-abducción del brazo-antebrazo.
- Picos de velocidad angular *Brazo-z* (de signo positivo en el saque y en la derecha y de signo negativo en el revés) (Figurab y Figurad). En posición fundamental la velocidad angular en este eje es máxima en movimientos de flexo-extensión del brazo.
- Picos de velocidad angular *Antebrazo-z* (de signo positivo en la derecha y de signo negativo en el saque y en el revés) (Figurab y Figurad). En posición fundamental la velocidad angular en este eje es máxima en movimientos de flexo-extensión del antebrazo.

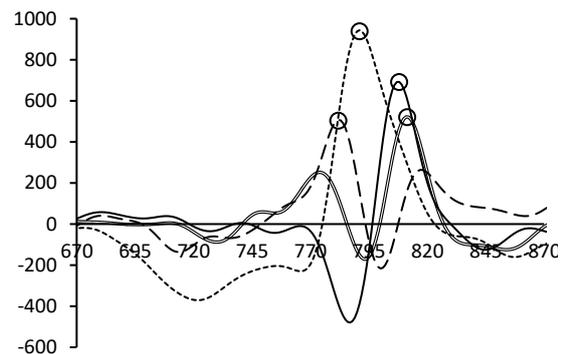
Señales de velocidad angular (sobre los ejes longitudinales)

a) Derecha

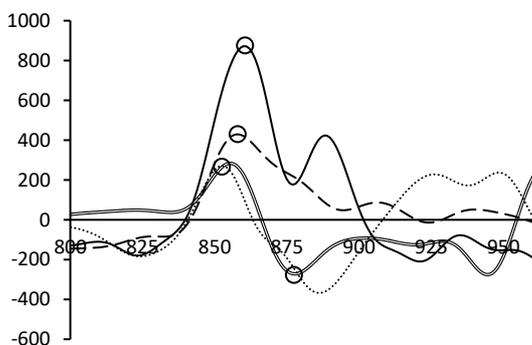


Resto de señales de velocidad angular

b) Derecha



c) Revés



d) Revés

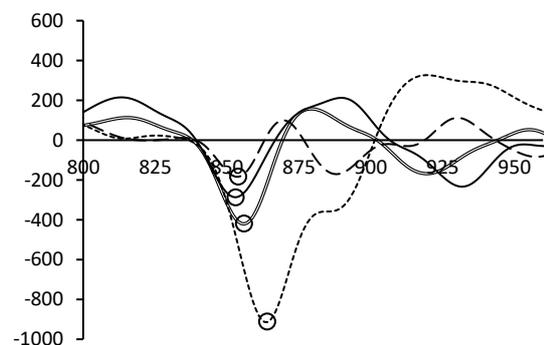


Figura 78a. Señales de velocidad angular de las señales seleccionadas en el estudio 12. Los picos de velocidad angular se indican con un círculo. Las señales han sido filtradas (filtro de *Butterworth* de 4º orden y frecuencia de corte de 6Hz) para mejorar la visualización.

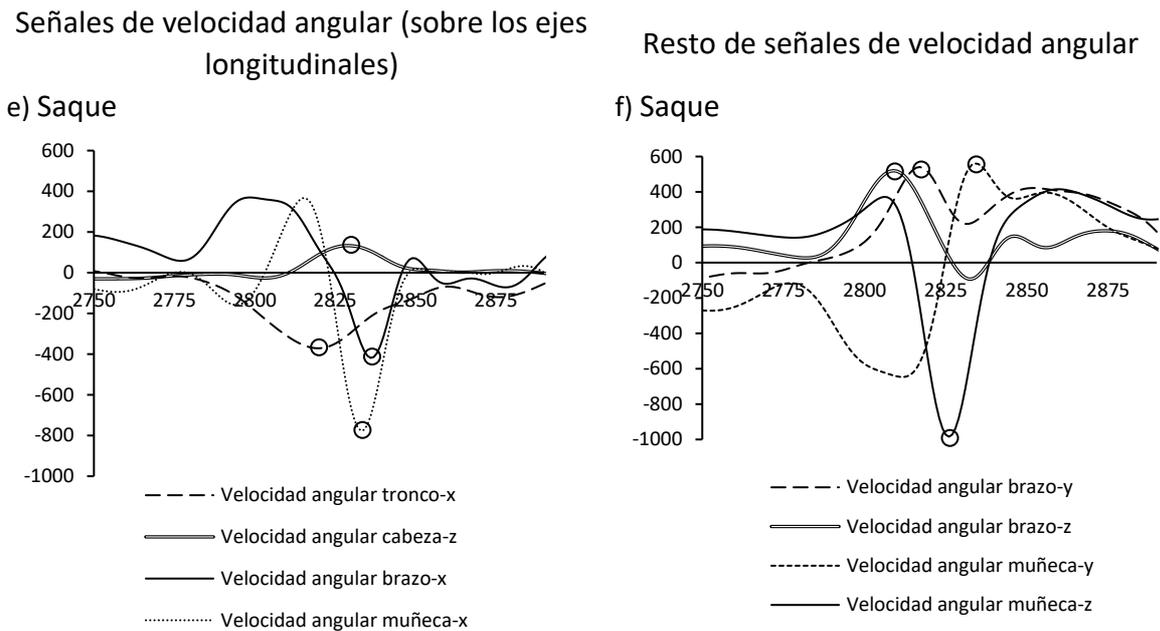


Figura 78b. Señales de velocidad angular de las señales seleccionadas en el estudio 12. Los picos de velocidad angular se indican con un círculo. Las señales han sido filtradas (filtro de Butterworth de 4º orden y frecuencia de corte de 6Hz) para mejorar la visualización.

Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con los *softwares OriginLab, R Package y Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018). Como medida de variabilidad motora se utilizó el coeficiente de variación (CV) en porcentaje, dividiendo la desviación estándar por la media y multiplicando el resultado por 100. El uso del coeficiente de variación para evaluar la variabilidad motora es habitual (Antúnez et al., 2012; Lees y Rahnama, 2013; Taylor, Landeo y Coogan, 2013; Tucker et al., 2013). La media de los picos de velocidad angular también se utilizó como parámetro descriptivo de los datos. Previamente al cálculo de las medias y los coeficientes de variación se eliminaron los valores atípicos con un filtro conservador basado en la mediana y en la mediana de la desviación absoluta (MDA). Se seleccionaron aquellos picos con un valor comprendido entre la mediana y la MAD multiplicada por ± 5 . Se utilizó el valor conservador de 5 veces la mediana de la desviación absoluta para eliminar un número de golpes pequeño.

Para estudiar la importancia de las variables seleccionadas sobre la velocidad de golpeo, se calcularon los coeficientes de correlación parcial entre cada variable de velocidad angular y la velocidad de golpeo y se realizó un análisis de regresión lineal múltiple utilizando los picos de velocidad angular como variables predictoras y la velocidad de la pelota como variable de respuesta. La calidad de las correlaciones se evaluó mediante la escala de Evans, que establece los siguientes niveles: I) 0.00-0.19,

muy débil; II) 0.20-0.39, *débil*; III) 0.40-0.59, *moderado*; IV) 0.60-0.79, *fuerte*; V) 0.80-1.0, *muy fuerte*. También se calcularon los factores de inflación de la varianza para estudiar posibles problemas de multicolinealidad. Se determinó que un factor de inflación de la varianza por encima de 10 indicaba problemas de multicolinealidad (Chatterjee y Hadi, 2015; Midi y Bagheri, 2010).

Para comparar la variabilidad motora entre los diferentes golpes se realizó un *MANOVA* de medidas repetidas no paramétrico en R usando la opción *Wild Bootstrap* (Friedrich, Konietschke y Pauly, 2018) incluyendo el tipo de golpeo como variable independiente y los coeficientes de variación de los picos de velocidad angular como variable dependiente. Además, se realizaron *ANOVAS* de medidas repetidas para cada una de las variables estudiadas. El análisis *post-hoc* se realizó mediante la prueba de *Tukey HSD*. El tamaño del efecto (*d de Cohen*), fue proporcionado por el propio *software Real Statistic Using Excel*.

Considerando el número de comparaciones realizadas se aplicó la corrección de *Bonferroni* y el valor de *p* significativo se estableció en $p < 0.001$ (se dividió el valor inicial de *p* [0.05] por el número de comparaciones [54] y el resultado fue de aproximadamente 0.001).

Resultados

Las medias para la velocidad fueron de 134 km/h, 111 km/h; 101 km/h y 91 km/h para el 1° saque, el 2° saque, la derecha y el revés. Los *CV* de la velocidad fueron de 6 %, 8 %, 11 % y 10 %, respectivamente. Las medias de los *CV* de los picos de velocidad angular se muestran en la Tabla 23.

En cuanto a las correlaciones parciales entre las medidas de velocidad angular y las velocidades de golpeo (Tabla 23) se hallaron correlaciones fuertes en:

- El 1° saque en el caso del *Brazo-x*, *Antebrazo-x* y *Antebrazo-z* (Figura 79a).
- En el segundo saque en el *Antebrazo-z* (Figura 79b).
- En la derecha en el *Tronco-x* (Figura 79c).
- En el revés en el *Brazo-x* (Figura 79d) y en el *Antebrazo-y*.

Los modelos de regresión lineal múltiple explicaron la varianza de la velocidad de la pelota en un 62 %, 47 %, 62 % y 44 % para el 1° saque, el 2° saque, la derecha y el revés. La media de los factores de inflación de la varianza para el primer saque fue de 2.8 (el máximo fue de 5.7), para el segundo saque de 3 (el máximo fue de 6.4), de 1.6 para la derecha (el máximo de 2.1) y de 2.4 para el revés (el máximo de 5) indicando que la multicolinealidad no era un problema preocupante.

Tabla 23. Medias medias de los CV (Coeficiente de Variación en %) de los picos de velocidad angular (grados/segundo) y coeficientes de correlación de Pearson que los relacionan con la velocidad media de golpeo.

Variable	Golpe							
	1er saque		2º saque		Derecha		Revés	
	Medias (CV)	r	Medias (CV)	r	Medias (CV)	r	Medias (CV)	r
Tronco-x	613 (6.7)	0.56	533 (7.7)	0.5	625 (11.3)	0.74	602 (12.8)	0.39
Brazo-x	1295 (13.7)	0.61	1071 (14.9)	0.51	802 (14.9)	0.41	882 (13.4)	0.66
Brazo-y	894 (7.3)	0.39	808 (9.5)	0.46	504 (13.5)	0.23	642 (13.5)	0.57
Brazo-z	590 (11.6)	0.4	539 (12.2)	0.28	550 (13.8)	0.2	413 (15.8)	-0.06
Antebrazo-x	1467 (15.2)	0.61	1255 (15)	0.54	1049 (22.7)	-0.09	808 (14.7)	-0.01
Antebrazo-y	1049 (7)	0.43	945 (7.2)	0.53	1008 (7.1)	0.43	940 (10.2)	0.61
Antebrazo-z	1432 (5.7)	0.74	1278 (7)	0.62	613 (21.5)	0.41	647 (12.6)	-0.19
Cabeza-z	332 (12.6)	0.53	332 (11.1)	0.51	138 (25.4)	0.29	183 (18.7)	0.34

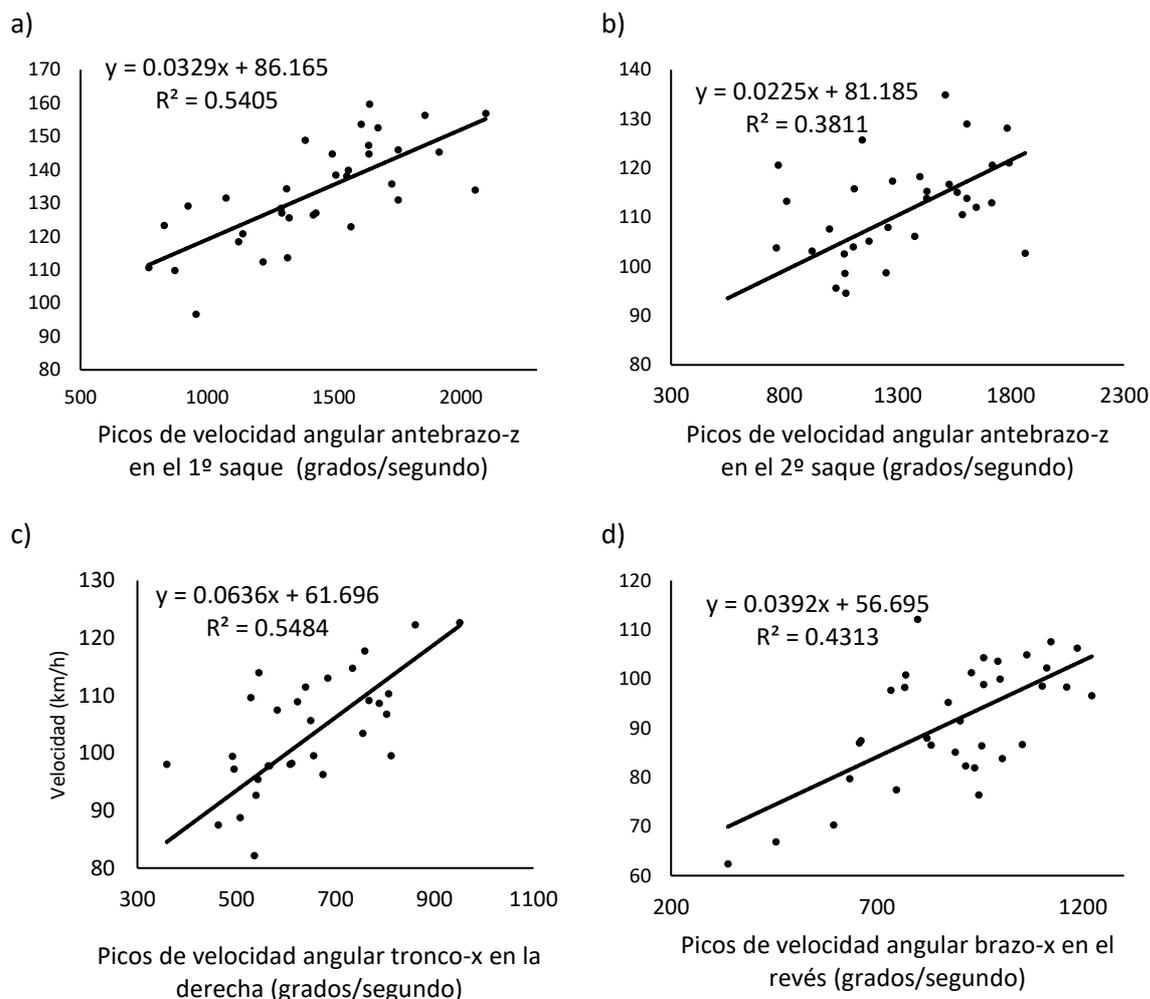


Figura 79. Ejemplos de correlaciones parciales de cada segmento con la velocidad de la pelota (se han elegido los picos con las mayores correlaciones para cada segmento).

El *MANOVA* de medidas repetidas no paramétrico mostró diferencias significativas en la variabilidad motora entre los diferentes golpes (estadístico *Wald-Type* = 274.653; grados de libertad = 24; $p < 0.001$). Las comparaciones *post-hoc* multivariadas mostraron diferencias significativas entre el 1° saque y la derecha ($p < 0.001$; estimado = 50.51; límite inferior = 21.13; límite superior = 79.88) y entre el segundo saque y la derecha ($p < 0.001$; estimado = 45.56; límite inferior = 15.77; límite superior = 75.35). También existieron indicios de significatividad en la comparación entre el primer saque y el revés ($p = 0.007$; estimado = 32.18; límite inferior = 5.7; límite superior = 58.66) y entre el segundo saque y el revés ($p = 0.044$; estimado = 27.24; límite inferior = 0.3; límite superior = 54.18).

Los *ANOVAS* de medidas repetidas mostraron diferencias en la variabilidad para:

- *Tronco-x* existiendo diferencias significativas en las comparaciones: 1° saque vs. derecha, 1° saque vs. revés y 2° saque vs. revés.
- *Antebrazo-x*. El análisis *post-hoc* mostró diferencias en las comparaciones: 1° saque vs. derecha, 2° saque vs. derecha y derecha vs. revés.
- *Antebrazo-z*. Hubo diferencias significativas en los siguientes casos: 1° saque vs. derecha; 1° saque vs. revés; 2° saque vs. revés; derecha vs. revés).
- *Cabeza-z*. Las comparaciones múltiples mostraron diferencias en: 1° saque vs. derecha, 2° saque vs. derecha, 2° saque vs. revés, derecha vs. revés).

No existieron diferencias significativas para el *Brazo-x*, *Brazo-y* y *Antebrazo-y*.

Discusión

Los *CV* reportados en este trabajo para los diferentes golpes oscilaron entre el 5 % y el 25 % (Tabla 23). Estos datos son muy similares a las de otros estudios que analizan gestos balísticos con altos requerimientos de precisión. Por ejemplo Lees y Nolan (2002) o Taylor et al. (2013) hallaron coeficientes de variación de entre 0.5% y 25 % en el pateo de fútbol y en el lanzamiento de penalti de waterpolo. La mayor variabilidad motora en los golpes de fondo podría deberse al hecho de que en el golpeo de derecha y de revés la pelota fue lanzada por una máquina lanzapelotas existiendo más fuentes de variabilidad, tales como la trayectoria que sigue la pelota en el aire, el bote de la pelota (que depende en cierta medida de las características físicas de cada pelota) o el desplazamiento del jugador hacia la pelota. En el caso del saque se eliminan posibles fuentes de variabilidad ya que el jugador se encuentra en una situación estática, la pelota es lanzada por él, no existe un rebote de la pelota en

suelo antes del impacto y la trayectoria que sigue la pelota en el aire es más predecible.

Los mayores valores para los *CV* se hallaron en el golpeo de derecha en el *Antebrazo-x*, *Antebrazo-z* y en la *Cabeza-z* (fueron de un 22.7 %, 21.5 % y 25.4 %). En el caso del revés la rotación *Cabeza-z* también obtuvo un valor alto para el *CV* (18.7 %) (Tabla 23). La rotación *Antebrazo-x* podría dar información de los movimientos de pronosupinación del antebrazo (Anand *et al.*, 2017), y en el caso de la derecha esto podría estar ligado al efecto liftado que se imprime a los golpes, teniendo en cuenta que los golpes con un efecto más liftado implican una mayor pronación del antebrazo que los planos (Genevois, Reid, Creveaux y Rogowski, 2018). Por tanto, es posible que los jugadores alternaran entre golpes con más o menos efecto, para tratar de mantener una buena precisión. Por otro lado, un golpeo descentrado sobre el eje longitudinal de la raqueta podría crear un momento de fuerzas que provocándose giros de la cabeza de la raqueta sobre dicho *eje* y con ello rotaciones del antebrazo sobre su eje longitudinal. Al respecto Kentel, King y Mitchell (2011) indican que la ubicación del impacto de la pelota es un factor importante que afecta a la cinemática de la raqueta y el brazo. Los picos *Antebrazo-z* podrían también estar relacionados con el efecto liftado, teniendo en cuenta que en posición fundamental se produce un pico de velocidad angular sobre este segmento en movimientos de flexo-extensión (en un golpeo liftado este movimiento es muy evidente). En cuanto a la variable *Cabeza-z* la gran variabilidad hallada en los golpes de derecha y revés probablemente se deba a los giros de cuello sobre su eje longitudinal producidos durante estos golpes. A pesar de que ha sido poco estudiado en el caso del tenis, los movimientos de este segmento son un tema de interés para los entrenadores de tenis (Lafont, 2008). En otros deportes donde la precisión es un factor importante, si han sido estudiados (Fogt y Persson, 2017; Ripoll *et al.*, 1986). Los picos fueron bastante menores que los del tronco, lo que indica que los jugadores controlaron el giro del cuello (evitaron que el cuello girase junto con el tronco). Las velocidades angulares de la cabeza durante el impacto podrían afectar el control del movimiento y la precisión del golpe, como puede deducirse de las conclusiones del estudio de Lafont (2008), quien que concluye que los jugadores de élite muestran una fijación característica de la cabeza en la dirección de la zona de contacto tanto en el impacto como durante el acompañamiento del golpe. No está claro si esta fijación de la cabeza está relacionada con el mantenimiento de una posición estable de la cabeza y el cuerpo durante la ejecución del golpe o con la necesidad de extraer información operativa de la pelota (Lafont, 2008).

Considerando que una menor variabilidad motora en una tarea cerrada (como las del presente estudio) es indicativa de una menor dificultad/nivel de ejecución

técnico (Antúnez et al., 2012; Button, Macleod, Sanders y Coleman, 2003; Lees y Rahnama, 2013), los datos del presente estudio ponen en cuestión la idea de que el servicio es el golpe más complejo del tenis desde el punto de vista coordinativo, como indican algunos autores (Bahamonde, 2000; Olivier Girard, Micallef y Millet, 2005). Teniendo en cuenta esto creemos que hay que dedicar más tiempo de entrenamiento a derecha y al revés que a los servicios. Por otro lado, las fuentes de variabilidad de la acción del antebrazo en la derecha y del cuello en ambos golpes de fondo deberían ser estudiadas en profundidad.

La principal limitación del presente trabajo es que no se usaron parámetros cinemáticos que puedan ser comparados con los de otros autores. Se utilizaron los datos brutos de velocidad angular de los sensores y no acciones articulares que podrían tener un significado anatómico más comprensible. A pesar de ello los picos de velocidad angular seleccionados mostraron una gran correlación con la velocidad de la pelota, indicando que eran importantes contribuyentes en el golpeo. Por otro lado, creemos que esta metodología es correcta, teniendo en cuenta que se realizaron comparaciones a nivel intra-sujeto. Otra posible limitación del estudio es la heterogeneidad de la muestra utilizada, no pudiéndose sacar conclusiones para poblaciones específicas. Sin embargo, pensamos que al tratarse de un estudio piloto es más interesante usar una muestra heterogénea, teniendo en cuenta que así los resultados son más generalizables a un mayor porcentaje de la población.

Consideraciones finales

A pesar de que existe bibliografía sobre la variabilidad motora en el caso del tenis, este es uno de los pocos trabajos de investigación en los que se compara la variabilidad motora de los golpes más habituales del tenis. El *MANOVA* de medidas repetidas y los *ANOVAS* de medidas repetidas mostraron una mayor variabilidad en los golpes de fondo (derecha y revés) que en los servicios. Tanto las correlaciones parciales como la regresión lineal múltiple indicaron que las variables seleccionadas tenían importancia sobre la varianza de la velocidad de la pelota. Estos datos podrían ser de interés para entrenadores y para científicos del área de la biomecánica y del aprendizaje motor, orientados a la enseñanza de los golpes de tenis.

4.2.10. ESTUDIO 13: EVALUACIÓN DEL REMATE POR TRES METROS DE PADEL MEDIANTE GIRÓSCOPOS Y FOTOGRAMETRÍA 2D: ESTUDIO PILOTO

Introducción

El pádel es el décimo deporte que más se practica en España (González *et al.*, 2015). A pesar de la gran complejidad técnica del pádel, la bibliografía que evalúa la biomecánica de golpeo en este deporte es escasa. Tan solo hemos encontrado un trabajo de investigación en el que se analiza la técnica de tres tipos de golpes distintos golpes (pared que cierra y dos tipos de remates diferentes) utilizando un sistema fotogramétrico 3D (Skiadopoulos y Gianikellis, 2016). Los autores dividen el golpe en la fase de preparación (desde que el pie de apoyo da el primer paso hasta que da el segundo paso), fase de impacto (desde el segundo paso del pie de apoyo hasta el impacto) y fase de acompañamiento (desde el impacto hasta el final del movimiento). La fase de preparación duró entre 500 y 650 ms. La fase de golpeo tuvo una duración de entre 250 y 350 ms en el remate de bandeja y de entre 400 y 500 ms en el golpeo de pared y en el remate de gancho. Las mayores velocidades angulares se alcanzaron en la articulación del codo en el remate de gancho (aproximadamente fueron de 800 grados/s). Rivilla-García, Moreno, Lorenzo, Tillaar, y Navandar (2019) analizan la velocidad del remate de pádel, tanto en una situación sin oposición como en una situación de oposición. Las velocidades de golpeo del grupo de jugadores semi profesionales fueron de 133.1 ± 8.2 km/h sin oposición y de 120.72 ± 9.8 km/h con oposición y la de los jugadores amateurs fue de 124.6 ± 9.2 km/h sin oposición y de 104.5 ± 10.0 km/h con oposición. Vera, Alvarez, y Cantos (2019) realizan un estudio de *detección de preíndices* del remate de pádel. Indican que cuando el jugador realiza un remate cruzado eleva más la mano no dominante, adelanta más la pierna de sostén y abre más el talón de dicha pierna. Es necesario realizar más estudios biomecánicos del remate de pádel, teniendo en cuenta que es un golpe de gran complejidad técnica ya que implica la coordinación de diferentes grupos musculares tanto de los miembros inferiores como de los miembros superiores. Además es uno de los golpes que más veces se repite en un partido (Priego *et al.*, 2013).

El remate por tres metros de pádel debe realizarse cerca de la red. La empuñadura más típica para este golpeo es la continental. En este gesto es muy importante la extensión, la rotación sobre el eje axial y la inclinación lateral del tronco, en la fase de preparación. A la vez que la pelota desciende el brazo libre señalará a la pelota y el brazo-raqueta ascenderá desde detrás de la cabeza realizándose un movimiento violento de extensión del codo y de pronación del antebrazo para golpear la pelota de abajo a arriba y de izquierda a derecha, y así

imprimirle el efecto necesario a la pelota. En un remate por tres bien ejecutado la pelota, después de impactar en la pared de fondo, debe salir fuera de la pista por encima de la valla lateral de tres metros. El remate por tres metros golpeado en paralelo, es más complejo que el cruzado y requiere darle un mayor efecto liftado a la pelota.

El principal objetivo de la presente investigación fue el de analizar la biomecánica del remate por tres metros (a partir de ahora *R3M*) en jugadores de diferentes niveles de juego, mediante el uso de giróscopos *IMU*. De manera secundaria se analizará la sensibilidad de los giróscopos para detectar cambios en la técnica del *R3M* en un jugador de nivel amateur tras las correcciones de un entrenador experto.

Metodología específica

Muestra

La muestra estuvo formada por 2 jugadores profesionales (uno veterano de 40 años y otro de 18 años considerado como una joven promesa), que ocupaban el puesto 23 y 224 en el ranking mundial. También participó un jugador amateur de 26 años, competidor en torneos regionales de tercera división. Ninguno de los participantes había tenido lesiones que afectaran a su técnica de golpeo en el mes previo al estudio, ni habían realizado actividad física extenuante en las 48 horas previas. Todos ellos firmaron un consentimiento informado y se cumplieron las directrices de investigación en humanos de la Declaración de Helsinki.

Procedimientos

Parte 1: Evaluación del remate por tres de los tres jugadores

Cada jugador realizó siete golpes con una pala modelos *Bullpadel Vertex*. La pelota fue lanzadaa por un entrenador experto (con más de diez años de experiencia en la enseñanza). Se pidió a los jugadores que trataran de sacar la pelota usando su técnica habitual de *R3M*. Se registró la señal sincronizada de dos giróscopos: uno colocado en el brazo (en la parte más ancha del bíceps) y otro en el antebrazo, a la altura de la muñeca (*NexGen*, 128 Hz). El uso de sensores inerciales para el análisis de la técnica deportiva en deportes de raqueta es cada vez más frecuente, debido en parte a su bajo coste económico y a su gran portabilidad (Ahmadi *et al.*, 2009). Son una buena alternativa para estudios de campo a los sistemas fotogramétricos *3D* (Delgado-García *et al.*, 2020b).

La calidad del golpeo se midió mediante el análisis de la señal de velocidad angular y mediante fotogrametría 2D, grabando el gesto técnico desde una visión anterolateral con una cámara a una frecuencia de 500 fps (*Sony RX4*). Un entrenador experto realizó un análisis cualitativo del gesto técnico, mediante la observación de los vídeos grabados.

Parte 2: Evaluación de la variación técnica tras las correcciones de un entrenador experto

El amateur realizó una serie adicional de 7 golpes tras las correcciones de un entrenador experto para ver si existieron modificaciones en la señal de velocidad angular.

Análisis de la señal de velocidad angular

En el *software OriginLab* se analizaron las señales de velocidad angular sobre los *ejes xyz* de cada sensor. Se calcularon: I) los máximos de velocidad angular mediante una aplicación específica del *software* mencionado y II) la diferencia temporal (como una medida de la coordinación entre la acción del brazo y la acción del antebrazo) entre los máximos sobre el *eje x* de cada sensor (Figura 80).

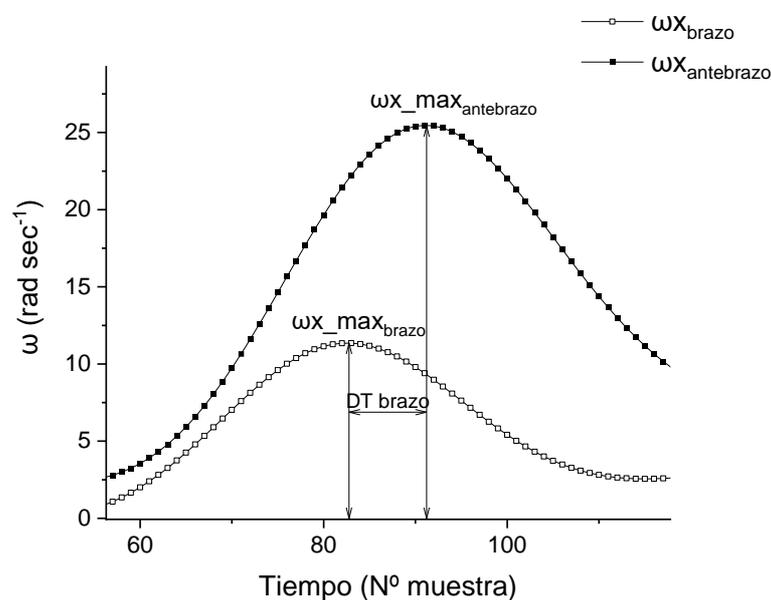


Figura 80. Figura explicativa de las variables utilizadas en el estudio. DT: Diferencia temporal. ω : velocidad angular. Además de la señal mostrada se evaluaron $\omega_{y_{\text{max}_{\text{antebrazo}}}}$; $\omega_{z_{\text{max}_{\text{antebrazo}}}}$; $\omega_{y_{\text{max}_{\text{brazo}}}}$ y $\omega_{z_{\text{max}_{\text{brazo}}}}$.

Análisis estadístico

La comparación de los datos de los 3 jugadores se hizo mediante un test ANOVA. También se compararon los datos de velocidad angular del *R3M* del jugador amateur antes y después de las correcciones, en este caso mediante una *t de Student* para muestras independientes (Figura 81). Para el análisis estadístico se utilizó el software *OriginLab* y se estableció el valor de *p* significativo en 0.05.

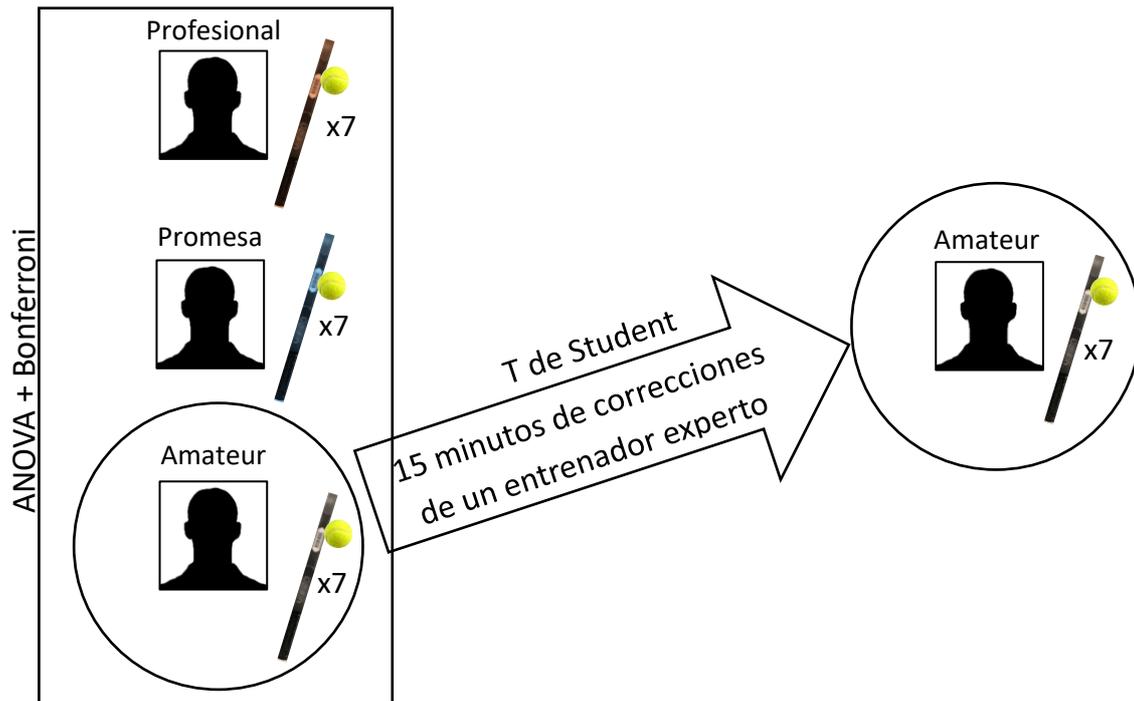


Figura 81. Esquema del estudio y principales técnicas estadísticas empleadas

Resultados

Parte 1: Evaluación del remate por tres de los tres jugadores

Los dos jugadores de más nivel lograron más velocidad angular que el jugador amateur sobre el *eje x* del sensor del antebrazo (Figura 82a) y sobre el *eje z* del sensor del brazo y del antebrazo (Figura 82b y Figura 82c) y menos velocidad angular sobre el *eje y* de ambos segmentos (Figura 82d) (*p* menor de 0.05). Estas diferencias probablemente se relacionaron con un golpeo con más efecto liftado en el caso de los profesionales, permitiéndoles sacar la pelota de la pista con menos esfuerzo que con el golpe plano. En cuanto a la variable diferencia temporal no hubo diferencias significativas entre los tres jugadores (*p* > 0.05), indicando que la coordinación entre el brazo y el antebrazo fue similar en los tres jugadores.

Cuando se compararon el jugador profesional y el jugador promesa, aunque no existieron diferencias significativas si se observó que el profesional generó mayor velocidad angular sobre el *eje z* de los sensores de brazo y de antebrazo lo que pudo deberse en parte a un mayor uso del efecto liftado. El entrenador experto (mediante el análisis cualitativo del vídeo) indicó que, mientras el jugador promesa impactaba la pelota encima de su cabeza (Figura 83a’), el experto impactaba la pelota por detrás de la espalda y con una mayor inclinación lateral de la columna (Figura 83a), lo que le permitía imprimir más efecto. La pronación de la muñeca también fue más evidente en el profesional que en el jugador promesa (Figura 83b vs. Figura 83b’). Finalmente, la terminación de ambos era también muy diferente, teniendo que compensar el jugador experto el momento angular de elevación del brazo con un momento angular de elevación lateral de la pierna (Figura 83c vs. Figura 83c’).

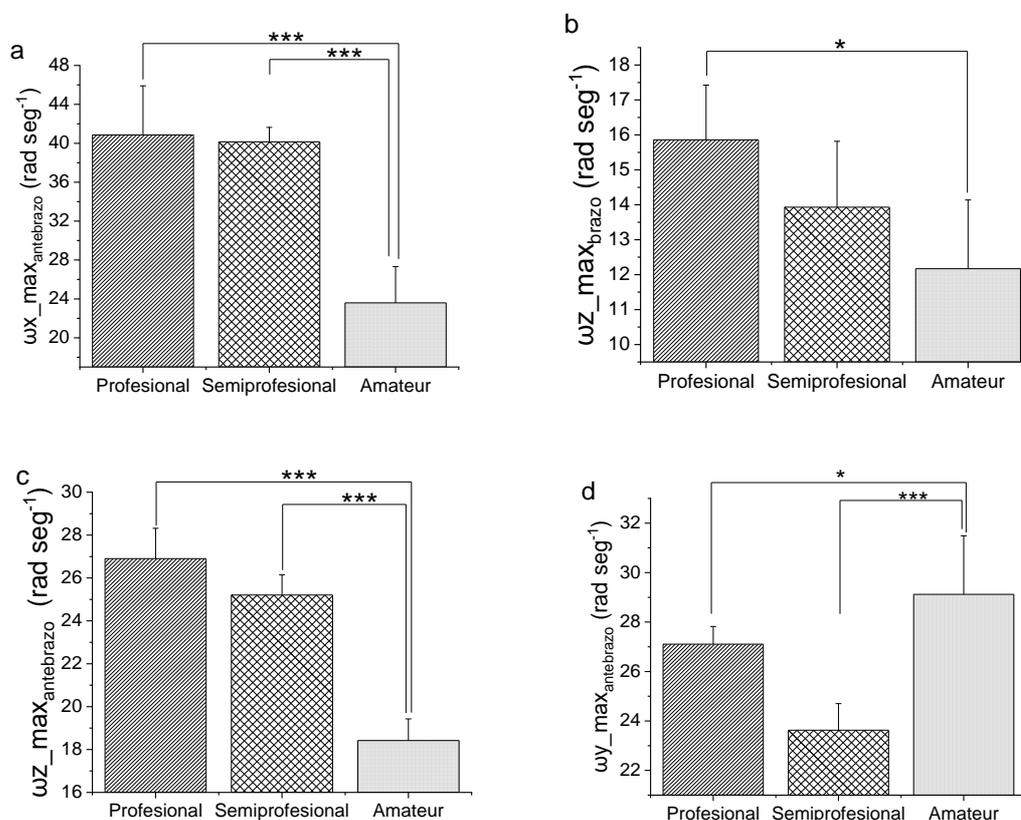


Figura 82. Comparación de las medias de los picos de velocidad angular de los jugadores incluidos en el estudio.



Figura 83. Eventos clave de un remate por tres del jugador profesional (a, b y c) y del jugador joven promesa (a', b' y c'). Las fotos a y a' muestran el momento del impacto. Las fotos b y b' muestran el momento de máxima pronación de muñeca. Las fotografías c y c' muestran la terminación.

Parte 2: Evaluación de la variación técnica tras las correcciones de un entrenador experto

Tras las correcciones del entrenador experto, el amateur experimentó cambios en alguna de las variables, pero no fueron significativos, quizás por los pocos golpes analizados y por el poco tiempo de entrenamiento. En la Figura 84 se muestra la señal de velocidad angular del antebrazo sobre el *eje z* antes y después del entrenamiento. Se observa como este pico fue ligeramente superior tras el entrenamiento (sobre todo el pico de velocidad angular negativo).

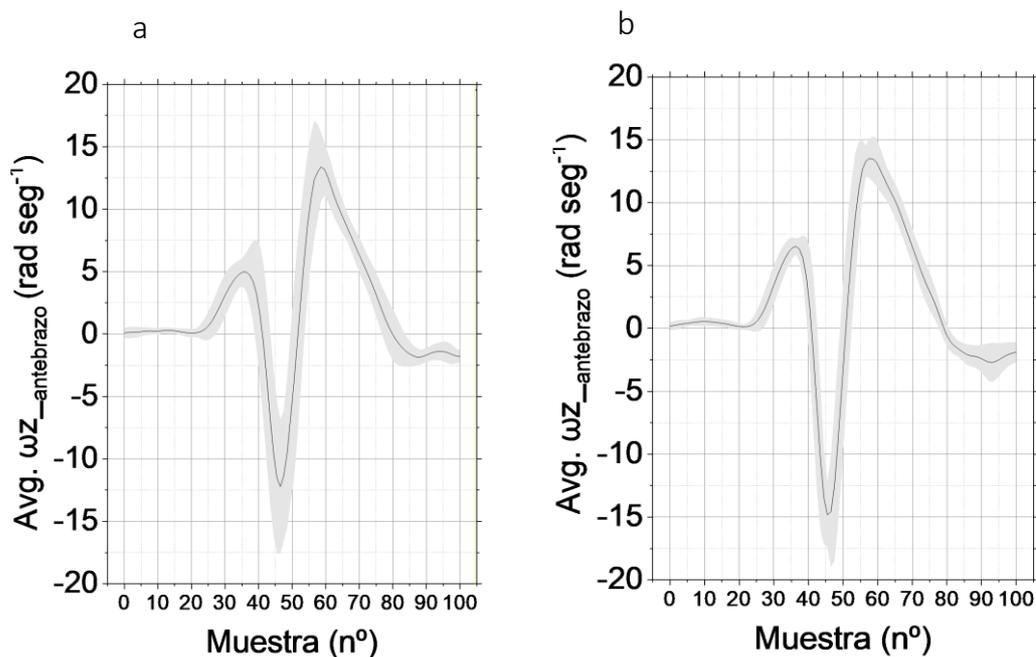


Figura 84. Media y desviación estándar de la señal de velocidad angular en los siete golpes del jugador mateur del sensor del antebrazo sobre el *eje z*, antes de las correcciones (a) y después de las correcciones del entrenador experto (b).

Discusión

Este es de los pocos trabajos en los que se analiza la cinemática angular de golpeo del remate por tres de pádel. Las mayores velocidades angulares se hallaron en el *eje x* del sensor de la muñeca tanto en el profesional como en la joven promesa. Este pico de velocidad angular (que superó los 2000 grados/segundo) podría reflejar el movimiento de pronación de la muñeca. En el caso del saque de tenis no está claro si este gesto sirve para colocar las cuerdas en la posición correcta para golpear la pelota o si permite imprimir mayor potencia (Sprigings et al., 1994; Tanabe y Ito, 2007; Whiteside, Elliott, Lay y Reid, 2015b). Teniendo en cuenta que los dos jugadores de más nivel obtuvieron un mayor pico de velocidad angular que el amateur ($p < 0.001$; Figura 82), creemos que dicho movimiento también podría estar relacionado con la generación de efecto liftado que permite sacar la pelota de la pista con una mayor facilidad. En el caso del *eje z* ambos jugadores de más nivel obtuvieron velocidades angulares significativamente mayores que las del jugador amateur en el antebrazo y el jugador profesional logró una mayor velocidad angular que el amateur en el brazo. Por tanto, pensamos que estos dos movimientos también podrían estar relacionado con el efecto liftado. El jugador amateur logró velocidades angulares más altas que el profesional y que la joven promesa sobre el *eje y* del sensor del antebrazo, quizás porque realizó un golpeo más plano, teniendo en cuenta que este sensor muestra un pico cuando en posición fundamental se realiza un movimiento de

abducción del brazo. Debido a una peor técnica, el jugador amateur trataba de sacar la pelota de la pista usando una mayor velocidad lineal de la pelota. Esto podría provocar una mayor deformación de la pelota al impactar sobre la pared y que se perdiera más energía en forma de calor. Si la pelota lleva una mayor rotación, al tocar la pared *saldrá* hacia arriba (se generará una fuerza de rozamiento entre ella y la pared) y saldrá fuera de la pista con un menor requerimiento de energía potencial. Esto debe ser estudiado con mayor profundidad con el uso de cámaras de alta velocidad (~1000 fps) que graben el impacto de la pelota en la pared y que permitan estudiar la rotación de la pelota. Tras las correcciones del entrenador no se observaron cambios evidentes en las gráficas de velocidad angular sobre el *eje z* del antebrazo del *R3M* del jugador amateur. Esto probablemente se debe al poco tiempo de práctica (15 minutos). Otros estudios que analizan los efectos del *feedback* sobre la técnica en otros gestos deportivos incluyen un mayor número de sesiones. Por ejemplo (Argus, Gill, Keogh, y Hopkins, 2009) ven ligeros cambios en el ejercicio de prensa pectoral tras dos sesiones de *feedback* verbal o tras cuatro sesiones (Argus, Gill, Keogh, y Hopkins, 2011). En el caso de los deportes de raqueta probablemente se requieran más sesiones para la mejora de la técnica. Por ejemplo, Galloway (2011) notaron cambios en atletas de élite tras un entrenamiento de una duración de tres meses basado en el *biofeedback*. El nivel de juego y la experiencia previa podrían influir sobre la curva de aprendizaje/mejora de una tarea motriz por lo que debería ser tenida en cuenta en este tipo de estudios (Sarang, Jahed Motlagh, Tehrani, y Pouladian, 2018).

El presente estudio presenta diferentes limitaciones. En primer lugar, el tamaño muestral es pequeño. Por otro lado, se usaron los giróscopos de los sensores que no proveen una medida de orientación espacial por lo que no podemos saber con seguridad con que movimiento anatómico se relaciona cada pico de velocidad angular. Se deberían realizar estudios comparando los datos obtenidos con fotogrametría *3D* y con los giróscopos. Futuros estudios deberían analizar también la biomecánica de la volea de pádel, teniendo en cuenta que es el golpeo que más se repite en un partido, independientemente de la posición del jugador en la pista (Ramón-Llin *et al.*, 2020).

Consideraciones finales

El método propuesto parece efectivo para discriminar entre niveles en el golpeo *R3M* de pádel. En un futuro se realizarán trabajos con más sujetos y con otro tipo de golpes. También se deben realizar más estudios que analicen la validez de los giróscopos para evaluar la técnica en pádel.

4.3. PROTOCOLOS DE EVALUACIÓN ORIENTADOS A LA PREVENCIÓN DE LESIONES

4.3.1. ESTUDIO 14: ASIMETRÍA DE MASA MAGRA ENTRE BRAZOS EN JÓVENES PADELISTAS

Antecedentes

En todo el mundo hay más de 12 millones de personas que juegan al pádel. Este deporte se practica en 78 países y cuenta con un total de 35 federaciones nacionales (International Padel Federation [IPF], 2020). En el caso particular de España es muy popular, siendo el número diez en la lista de los deportes más practicados (García *et al.*, 2015) y uno de los más populares en los centros deportivos municipales (Águila *et al.*, 2009). El número practicantes en España en 2015 fue de 5,2 millones (Courel Ibáñez *et al.*, 2017) y el número de licencias incrementó de 6137 a 72266 entre los años 2000 y 2018 (Ministerio de Educación Cultura y Deporte del Gobierno de España [MECD], 2020). El pádel profesional también está adquiriendo una gran importancia, tal y como se deduce del número de horas de entrenamiento semanal que dedican los jugadores de élite (De la Fuente *et al.*, 2014). Desafortunadamente, también ocupa el sexto lugar de los deportes con un mayor número de lesiones y el segundo en la lista de los deportes que requieran más rehabilitación después de una lesión (García *et al.*, 2015), siendo la mayor parte de las lesiones de naturaleza intrínseca (García-Fernández *et al.*, 2019).

Los jugadores de pádel, al igual que otros deportistas de raqueta, constituyen un caso interesante para el estudio de la plasticidad fenotípica muscular y ósea en respuesta a un entrenamiento asimétrico, ya que ejercen sistemáticamente mayores fuerzas con el miembro superior dominante que con el opuesto (Lucki & Nicolay, 2007). La naturaleza asimétrica de los deportes de raqueta ha dado lugar a numerosos estudios que analizan las diferencias en los miembros superiores, concluyendo la mayor parte que estos deportes promueven el desarrollo temprano de asimetrías debido a la hipertrofia muscular del miembro superior dominante (Sanchis-Moysi *et al.*, 2010; Sanchis-Moysi *et al.*, 2016). Los deportistas de raqueta muestran diferencias entre el miembro superior dominante y el no dominante en volumen (Rogowski *et al.*, 2008), en circunferencias segmentales (Lemos, Ferreira, Dittrich, Teixeira, & de Lucas, 2019), en la masa magra (Sanchis-Moysi *et al.*, 2010; Filipic *et al.*, 2016), en la densidad mineral ósea (Haapasalo *et al.*, 1998; Sanchis-Moysi *et al.*, 2010), en el contenido mineral óseo y en el área ósea (Sanchis-Moysi *et al.*, 2010). Estas asimetrías parecen ocurrir en edades tempranas, incluso antes de la etapa de crecimiento rápido definida por la etapa de velocidad máxima de crecimiento en

altura (o edad de crecimiento pico en altura) (Rogowski *et al.*, 2008) y dependen, entre otros factores, del número de horas semanales de entrenamiento (Haapasalo *et al.*, 1998; Sanchis-Moysi *et al.*, 2010) o de la edad a la que se inició la práctica deportiva (Ireland *et al.*, 2014).

Aunque hay pocos estudios al respecto, algunos autores sugieren que las asimetrías musculares podrían estar asociadas con lesiones por sobreuso debido a la repetición de acciones y gestos específicos (Castillo-Lozano & Casuso-Holgado, 2014). Así, un perfil muscular desequilibrado de los músculos del hombro (a nivel dominante/no dominante y agonista/antagonista) en deportes que incluyen lanzamientos por encima de la cabeza se asocia con un mayor riesgo de lesiones por sobreuso debido a microtraumas repetitivos en los tejidos blandos (estructuras capsulares y ligamentosas) (Edouard *et al.*, 2013). Por otro lado, los desequilibrios musculares de los miembros superiores producidos por el entrenamiento asimétrico podrían provocar una escoliosis torácica (Swärd, 1992). Contrario a esta idea Zaina *et al.* (2016) concluyen que el tenis no provoca deformidades de la columna en niños en crecimiento. Teniendo en cuenta lo anterior parece necesario estudiar y cuantificar las asimetrías en esta población, para determinar en qué medida los programas de entrenamiento deben incluir ejercicios orientados a disminuir las asimetrías. A pesar de que existen numerosos estudios en otros deportes de raqueta que investigan sobre las asimetrías, no conocemos ningún estudio en esta línea en el caso del pádel.

Comprender la probabilidad de desarrollar asimetría entre miembros superiores en los jugadores de pádel podría ayudar a prevenir lesiones por sobreuso. El objetivo del estudio fue describir el desarrollo de asimetrías entre miembros superiores en jóvenes jugadores de pádel y compararlo con una muestra similar de esquiadores alpinos. Se sostiene la hipótesis de que los jugadores de pádel mostraran una mayor asimetría entre miembros superiores que los esquiadores alpinos incluso antes de la edad de crecimiento pico, definida por la etapa de velocidad máxima de crecimiento en altura.

Metodología específica

Participantes

Se trata de un estudio transversal realizado con dos muestras de jóvenes deportistas de alto nivel de competición: una formada por 96 jugadores de pádel (43 chicas) y otra formada por 76 esquiadores alpinos (a partir de ahora sólo utilizaremos el término "esquiadores") de los que 33 eran chicas. Las características demográficas y de composición corporal aparecen en detalle en la tabla 1. Todos los sujetos

presentaban ranking nacional y participaban en competiciones de alto nivel en el momento de la recolección de datos (mayo de 2018).

La muestra seleccionada de jugadores de pádel incluía a algunos de los mejores jugadores de todas las ciudades de Andalucía que podría ser considerada como una de las regiones con los mejores jugadores de pádel del mundo. En un estudio reciente, los esquiadores mostraron un bajo nivel de asimetría tanto para la masa magra de miembros superiores como de miembros inferiores (Björklund *et al.*, 2017) por lo que estos atletas podrían ser considerados como una población de control para la investigación actual. Estudios anteriores también utilizaron una muestra de un deporte supuestamente simétrico como grupo control (Rogowski *et al.*, 2008).

Los criterios de inclusión del estudio fueron los siguientes: I) frecuencia de entrenamiento de al menos 3 días por semana; II) participación periódica en campeonatos regionales, nacionales y/o internacionales; III) ausencia de lesiones musculoesqueléticas en el mes anterior a la toma de datos. Pedimos a los participantes que ayunaran al menos dos horas antes de la evaluación y que no realizaran ningún tipo de actividad física vigorosa en las 48 horas previas.

El estudio se llevó a cabo de acuerdo con las normas éticas establecidas en la Declaración de Helsinki (World Medical Association, 2001). Los atletas y sus padres recibieron información sobre el estudio antes de las pruebas, y firmaron un consentimiento informado.

Procedimientos e instrumentos

Medición de bioimpedancia

La composición corporal se midió mediante impedancia bioeléctrica (AIB), con un dispositivo de doble frecuencia (20 kHz y 100 kHz) que utiliza un sistema de electrodos táctiles de ocho puntos (Inbody 230, Biospace Co., Ltd.; Seúl, Corea) (Faria *et al.*, 2014; von Hurst *et al.*, 2016). Según los fabricantes es adecuado para individuos de una amplia gama de edad (3-99 años de edad) y permite medir los cinco segmentos del cuerpo: tronco, miembro inferior derecho e izquierdo y miembro superior derecho e izquierdo. El AIB es un buen método para determinar el agua corporal y la masa libre de grasa en personas sin alteraciones de líquidos corporales y electrolitos (Alvero *et al.*, 2011). Se deben utilizar ecuaciones de predicción ajustadas a la edad y al sexo, adecuadas a la población y que deben haber sido validadas frente a métodos de referencia. Se basan en la estrecha relación que hay entre las propiedades eléctricas del cuerpo humano, la composición corporal de los diferentes tejidos y el contenido total de agua en el cuerpo (Alvero *et al.*, 2011). Como

todos los métodos indirectos de estimación de la composición corporal, el AIB depende de algunas premisas relativas a las propiedades eléctricas del cuerpo, de su composición y estado de madurez, su nivel de hidratación, la edad, el sexo, la raza y la condición física (Kyle *et al.*, 2004). Además, se muestra como una alternativa válida a la absorciometría dual de rayos X para evaluar la masa muscular con un coeficiente de correlación por encima de 0,85 (Miyatani *et al.*, 2000; Ling *et al.*, 2011) y es válido en estudios de composición corporal apendicular en niños (Kriemler *et al.*, 2008).

El tiempo dedicado a evaluar a un sujeto fue de aproximadamente tres minutos. Primero se midió la altura basándose en la metodología ISAK (Carter, 2002) con un tallímetro Seca 220 (Seca, Hamburgo, Alemania; precisión de 1 mm) y luego se realizó el AIB. Los ocho electrodos del AIB se distribuyeron de la siguiente manera (bilateralmente): talones (2), metatarsianos (2), dedos II-V de la mano (2) y pulgar (2). De acuerdo con las directrices de los fabricantes, los brazos se abrieron aproximadamente 20 grados desde el tronco. El software del fabricante (Lookin'Body 120, Biospace Corp., Seúl, Corea) calculó automáticamente los parámetros de composición corporal.

Variables de asimetría

Para evaluar las asimetrías, se utilizó el índice de simetría (%) con la fórmula que utiliza el promedio en el denominador (Björklund *et al.*, 2017). Para calcular el índice de simetría entre los brazos, empleamos la Ecuación 21.

$$IS (\%) = \frac{(MM_d - MM_{nd})}{0.5 \times (MM_d + MM_{nd})} \times 100; (21)$$

donde *MMd* y *MMnd* son la masa magra del brazo dominante y del brazo no dominante, respectivamente.

También se calculó la asimetría entre las piernas como una medida de control, para comprobar que las asimetrías ocurrieron localmente en los brazos. Para determinar la asimetría entre ambas piernas se utilizó la misma ecuación, pero usando el valor absoluto de la diferencia en el numerador, para tener información únicamente en la magnitud de las asimetrías. Esto permite eliminar el efecto de la dirección de la asimetría. Debido al hecho de que ambas piernas están involucradas de manera similar en el soporte del cuerpo no esperamos que los patrones de asimetría de los miembros inferiores tuvieran un comportamiento similar a los de los miembros superiores, por lo que decidimos eliminar la información de la dirección de las asimetrías y centrarnos únicamente en la magnitud.

Determinación del estado de madurez

El estado de madurez (*EM*) es el intervalo de tiempo antes o después de la etapa de crecimiento máximo, definido por el pico de crecimiento en altura, que es el momento en que se crece más rápido en altura durante la adolescencia. El *EM* fue estimado basándose en las ecuación de Moore et al. (Moore *et al.*, 2015) que utiliza la altura y la edad como variables predictoras (Ecuaciones 22 y 23).

$$\text{Estado de madurez (niñas)} = -7.709133 + (0.0042232 \times \text{edad} \times \text{altura}); \quad (22)$$

donde $R^2 = 0.898$ y $SEE = 0.528$

$$\text{Estado de madurez (niños)} = -7.999994 + (0.0036124 \times \text{edad} \times \text{altura}); \quad (23)$$

donde $R^2 = 0.896$ y $SEE = 0.542$

Luego dividimos ambas muestras (tanto a los jugadores de pádel como a los esquiadores) en dos grupos: sujetos con un *EM negativo* y sujetos con un *EM positivo*. Por lo tanto, es muy probable que la mayoría de los sujetos con un *EM negativo* aún no hubieran alcanzado su pico máximo de crecimiento de la masa magra (Rauch, Bailey, Baxter-Jones, Mirwald y Faulkner, 2004).

Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevó a cabo utilizando el software OriginLab 9 (OriginLab Northampton, MA). Se tomaron como medidas de descriptivas de la muestra: la altura del cuerpo (cm), la masa corporal (kg), la grasa corporal (kg), el índice de masa corporal (kg/m²), la masa magra del miembro superior dominante (kg), la masa magra del miembro superior no dominante (kg), la masa magra del miembro inferior derecho (kg) y la masa magra del miembro inferior izquierdo (kg). El índice de masa corporal se transformó en centiles (Centers for Disease Control and Prevention, 2010). También se calcularon las ecuaciones de regresión lineal que relacionan la edad con la masa magra de miembros superiores e inferiores.

Tanto las variables de composición corporal mencionadas como el índice de simetría (%) se compararon entre ambas muestras de deportistas (para todos los sujetos, considerando sólo los sujetos con un *EM negativo* o sólo los que presentaban un *EM positivo*) realizando *pruebas t independientes* o el *test de Mann-Whitney* cuando no se cumplía la condición de normalidad. Se realizó una prueba de *Chi cuadrado* para ver si el número de niñas, de jugadores zurdos y de niños categorizados en los grupos de peso según los centiles de IMC era similar entre ambas muestras. Para disminuir la probabilidad de cometer el error de tipo 1 y basándose en

la *corrección de Bonferroni*, el nivel alfa se fijó en $p < 0,001$ ($0,05/41$ comparaciones $\approx 0,001$). Antes de este análisis se realizó una prueba de *Shapiro Wilk* o una prueba de *Kolmogorov Smirnov* (cuando el tamaño de la muestra era superior a 50) para comprobar la normalidad y una *prueba de Levene* para evaluar la homogeneidad de las varianzas. Los tamaños del efecto de las comparaciones de medias se calcularon con el programa gratuito *Psychometrica* (Lenhard y Lenhard, 2016). El tamaño del efecto se evaluó mediante la escala de Cohen (1988): I) 0-0,20, "efecto insignificante"; II) 0,20-0,50, "efecto pequeño"; III) 0,50-0,80, "efecto medio"; IV) 0,80-1, "efecto grande".

Finalmente, se realizó un análisis de regresión lineal múltiple, incluyendo el índice de simetría como la variable dependiente y la edad, el sexo y el deporte como variables independientes.

Resultados

No hubo diferencias significativas entre los jugadores de pádel y el grupo control para los parámetros demográficos y antropométricos analizados, ni cuando se analizó la muestra completa ni cuando se analizaron por separado los sujetos con un estado de maduración negativo o positivo ($p > 0.05$ en todos los casos; Tabla 24).

Tabla 24. Medidas descriptivas y antropométrica de las muestras analizadas (Medias \pm DE) en el Estudio 14

Muestra	Variable	Padelistas	Esquiadores	T, Z (#), X^2 (##)	P
Todos los sujetos	N	96	76		
	Zurdos (%)	8	8	0.010 ^{###}	0.916
	Niñas (%)	55	51	0.258 ^{###}	0.611
	Edad (años)	13.8 \pm 2.5	13.2 \pm 2.8	1.512	0.132
	Altura (cm)	159 \pm 13	157 \pm 15	1.145	0.253
	Peso (kg)	53.5 \pm 14.8	50.7 \pm 15.3	1.220	0.224
	MME (kg)	23.2 \pm 7	21.6 \pm 6.9	1.4977	0.136
	GC (kg)	11.1 \pm 6.2	10.9 \pm 6.7	0.196	0.844
	IMC	20.7 \pm 3.7	20.2 \pm 3.7	0.954	0.341

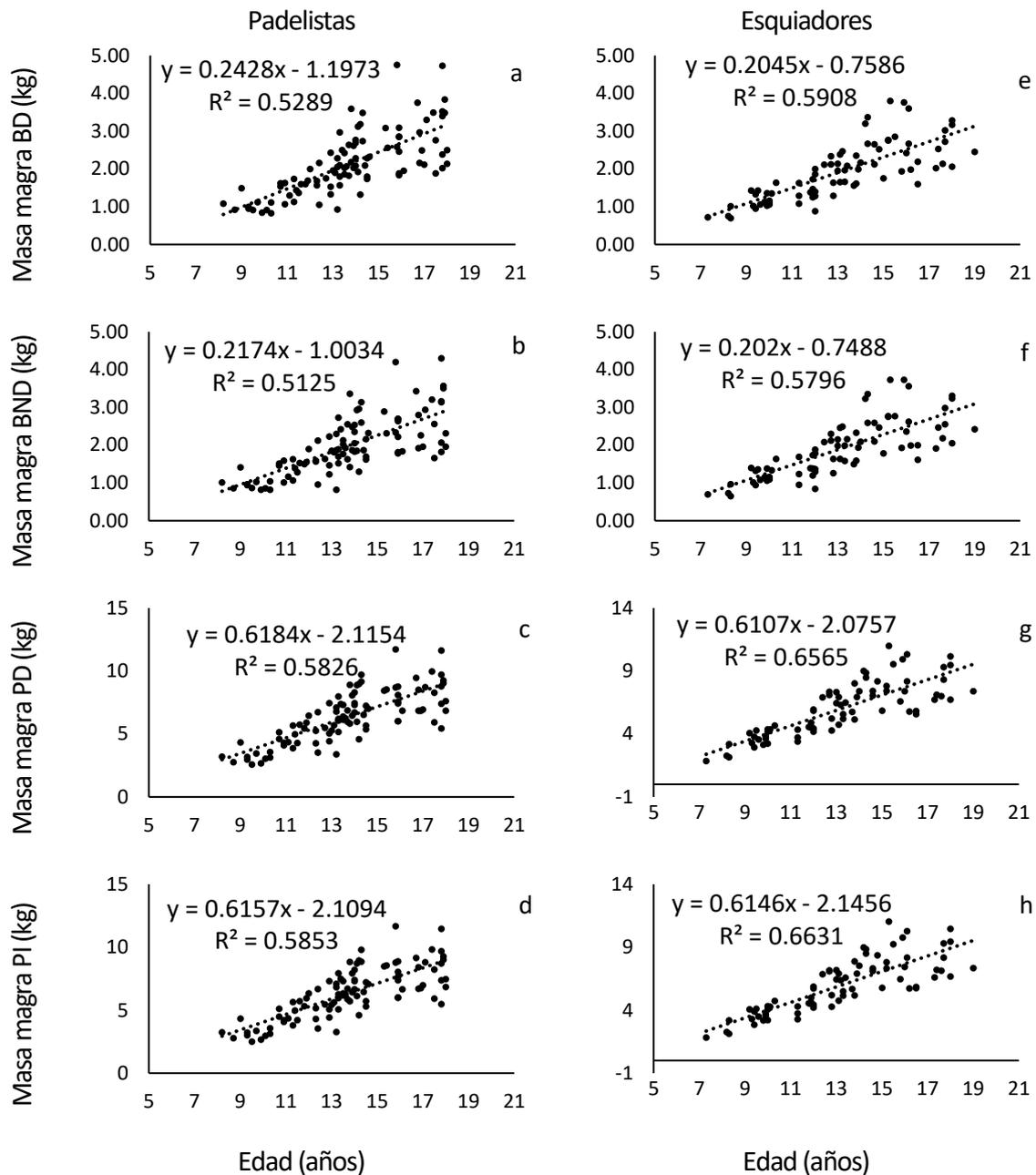
-Continúa-

Tabla 24 (continuación). Medidas descriptivas y antropométrica de las muestras analizadas (Medias \pm DE) en el Estudio 14

Muestra	Variable	Padelistas	Esquiadores	T, Z (#), χ^2 (##)	P
<i>EM negativo</i>	N	37	36		
	Zurdos (%)	5	6	0.0008 ^{##}	0.977
	Niñas (%)	35	36	0.0076 ^{##}	0.930
	EM estimado (años)	-1.4 \pm 1.2	-1.9 \pm 1.2	1.58337 [#]	0.113
	Edad (años)	11.4 \pm 1.6	10.8 \pm 1.6	1.66093	0.101
	Altura (cm)	147 \pm 10	145 \pm 11	0.92861	0.356
	Peso (kg)	42.3 \pm 12.3	39.4 \pm 9	0.71723 [#]	0.473
	MME (kg)	17.6 \pm 4.6	16.4 \pm 4.1	1.13253	0.261
	GC (kg)	9.2 \pm 6.3	8.3 \pm 4.2	0.13242 [#]	0.894
	IMC	19.1 \pm 3.7	18.5 \pm 2.8	0.491 [#]	0.623
<i>EM positivo</i>	N	59	40		
	Zurdos (%)	10	10	0.0008 ^{##}	0.978
	Niñas (%)	68	65	0.0839 ^{##}	0.772
	EM estimado (años)	2.4 \pm 1.4	2.4 \pm 1.4	-0.01426 [#]	0.988
	Edad (años)	15.3 \pm 1.7	15.3 \pm 1.8	-0.12486 [#]	0.900
	Altura (cm)	166 \pm 7	167 \pm 9	-0.43014	0.668
	Peso (kg)	60.5 \pm 11.5	60.8 \pm 12.4	-0.16401 [#]	0.869
	MME (kg)	26.8 \pm 5.8	26.3 \pm 5.4	0.29238 [#]	0.77
	GC (kg)	12.3 \pm 5.8	13.2 \pm 7.6	-0.49919 [#]	0.617
	IMC	21.8 \pm 3.2	21.7 \pm 3.7	0.0107 [#]	0.991

*EM: Estado de madurez; MME: Masa muscular esquelética; GC: Grasa corporal; IMC: Índice de masa corporal

Las rectas de regresión que relacionan la edad y la masa magra de las extremidades son visualmente similares entre los esquiadores y los jugadores de pádel en casi todos los casos (Figura 85). Las rectas de regresión para el brazo dominante y el brazo no dominante para los esquiadores (Figura 85e vs. Figura 85f) son similares tanto en el valor de la ordenada en el origen como en la pendiente. Lo mismo sucede para las rectas de regresión de la pierna derecha e izquierda, tanto en los jugadores de pádel (Figura 85c vs. Figura 85d) como en los esquiadores (Figura 85g vs. Figura 85h). Solo parece haber una diferencia notable entre las pendientes de las rectas de regresión de los brazos de los jugadores de pádel (Figura 85a vs. Figura 85b).



*BD: brazo dominante; BND: brazo no dominante; PD: Pierna derecha; PI: Pierna izquierda

Figura 85. Rectas de regresión que relacionan la masa magra de brazo y pierna con la edad, en padelistas (a-d) y en esquiadores (e-h)

Los valores de masa magra apendicular no mostraron diferencias significativas entre los jugadores de pádel y los controles (Tabla 25). Sin embargo, el único parámetro que fue estadísticamente diferente entre las dos muestras fue la asimetría entre brazos con un tamaño de efecto grande (d de Cohen = 1.698). Esto también ocurrió cuando se consideraron solo los sujetos con un *EM negativo* o positivo (el d de Cohen fue de 1.261 y 2.049 respectivamente, lo que corresponde, en ambos casos, a un tamaño de efecto grande).

Tabla 25. Valores de masa magra y asimetría apendicular de las muestras analizadas (media \pm DE) en el Estudio 14

Muestra	Variable	Padelistas	Esquiadores	T, Z (#), χ^2 (##) P	
Todos los sujetos	N	96	76		
	Masa magra BD (kg)	2.15 \pm 0.84	1.93 \pm 0.75	1.744	0.082
	Masa magra BND (kg)	1.99 \pm 0.76	1.91 \pm 0.75	0.708	0.479
	Masa magra PD (kg)	6.41 \pm 2.04	5.97 \pm 2.14	1.388	0.166
	Masa magra PI (kg)	6.38 \pm 2.03	5.95 \pm 2.14	1.353	0.177
	Asimetría entre brazos (%)	7.2 \pm 5	1.4 \pm 3.2	8.487 [#]	0.000
	Asimetría entre piernas (%)	1.1 \pm 0.8	1.2 \pm 1.1	-1.127	0.260
<i>EM negativo</i>	N	37	36		
	Masa magra BD (kg)	1.5 \pm 0.53	1.37 \pm 0.41	0.81656 [#]	0.414
	Masa magra BND (kg)	1.42 \pm 0.5	1.35 \pm 0.42	0.39726 [#]	0.691
	Masa magra PD (kg)	4.7 \pm 1.45	4.34 \pm 1.34	1.09774	0.276
	Masa magra PI (kg)	4.67 \pm 1.43	4.31 \pm 1.33	1.10922	0.271
	Asimetría entre brazos (%)	5.7 \pm 3.2	1.6 \pm 3.8	4.55159 [#]	0.000
	Asimetría entre piernas (%)	1.1 \pm 0.9	1.4 \pm 1.1	-0.82238	0.410
<i>EM positivo</i>	N	59	40		
	Masa magra BD (kg)	2.55 \pm 0.74	2.44 \pm 0.62	0.45639 [#]	0.648
	Masa magra BND (kg)	2.35 \pm 0.68	2.41 \pm 0.62	-0.78798 [#]	0.430
	Masa magra PD (kg)	7.48 \pm 1.58	7.43 \pm 1.59	0.16945	0.865
	Masa magra PI (kg)	7.45 \pm 1.56	7.42 \pm 1.59	0.0976	0.922
	Asimetría entre brazos (%)	8.2 \pm 5.7	1.2 \pm 2.4	7.11652 [#]	0.000
	Asimetría entre piernas (%)	1 \pm 0.8	1.1 \pm 1	0.3316 [#]	0.740

*BD: brazo dominante; BND: brazo no dominante; PD: Pierna derecha; PI: Pierna izquierda

*Los valores P menores de 0.05 acompañados de grandes tamaños de efecto están marcados en negrita.

El análisis de regresión múltiple, incluyendo la asimetría entre brazos como variable dependiente y la edad, el sexo y el deporte como variables independientes, mostró una relación estadísticamente significativa ($p < 0.001$; r^2 ajustado = 0.32). La edad y el sexo no fueron predictores significativos ($p = 0.064$ y $p = 0.898$ respectivamente) pero el deporte sí ($p < 0.001$). En el caso de la asimetría entre las piernas, el mismo modelo no fue estadísticamente significativo ($p = 0.08$).

Discusión

Según nuestro conocimiento de la materia este es el primer estudio que describe el desarrollo de asimetrías entre brazos en jóvenes jugadores de pádel de competición. Esta asimetría estaba presente antes y después de la edad de crecimiento pico en altura y era consistentemente diferente a la de un grupo control formado por esquiadores. Todo esto lleva a pensar que estas asimetrías se deben a las características intrínsecas del deporte. Deberían realizarse más estudios para

comprender la relación de estas asimetrías con los problemas de salud musculoesqueléticos en la edad adulta.

Los valores de masa magra del brazo del presente estudio son coherentes al compararlo con los datos reportados en estudios anteriores. Por ejemplo, la masa magra del brazo en un estudio similar (Kriemler et al., 2008) fue de aproximadamente 1.35 kg en niños prepuberales con una edad de aproximadamente 9.6 años (promedio de edad de la muestra de niños y niñas). En la presente investigación fue de aproximadamente 1.44 kg (promedio del valor de los jugadores de pádel y esquiadores) en los sujetos con un *EM negativo* (Tabla 25), pero nuestra muestra era mayor en edad que la del estudio mencionado (Kriemler et al., 2008). Otro estudio también empleó *AIB* (Filipic et al., 2016) en una muestra de jugadores de tenis de edad similar (11.29 ± 0.77 años) a la muestra del presente trabajo con un *EM negativo*. Estos autores (Filipic et al., 2016) obtuvo valores de masa magra para el brazo dominante y el no dominante de 1.61 ± 0.44 kg y de 1.52 ± 0.42 kg, superiores a los valores de nuestra muestra de jugadores de pádel (Tabla 25) pero los niños que evaluaron también eran un poco más altos (151.52 ± 8.14 cm frente a 147 ± 10 cm). Lo mismo ocurre con la masa magra de las piernas (obtuvieron valores superiores a 5 kg). En este estudio también evaluaron a un grupo de 14.44 ± 0.52 años (masa corporal: 57.73 ± 7.65 , altura corporal: 170.44 ± 6.33 , *IMC*: 19.82 ± 1.90) y también obtuvieron valores de masa magra de brazo dominante y no dominante más altos que en nuestra muestra de jugadores de pádel con un *EM positivo* (Tabla 25). A pesar de que estos niños eran un poco más jóvenes que nuestra muestra de jugadores de pádel, eran más altos (Tabla 24), lo que puede justificar las diferencias. Esta divergencia de altura podría explicarse por el hecho de que el estudio de Filipic et al (2016) se realizó con jóvenes eslovenos que son más altos que los españoles con la misma cohorte de nacimiento (NCD Risk Factor Collaboration, 2016).

El principal hallazgo del presente estudio fue que el pádel promueve asimetrías en los brazos de los adolescentes que alcanzan aproximadamente un valor del 7% (Tabla 25). Estos resultados están en línea con los datos reportados en estudios anteriores de otros deportes de raqueta. Así por ejemplo, investigaciones anteriores reportaron una asimetría de masa magra en los brazos de jugadores de tenis de 4.4-6.4% (Filipic et al., 2016) o de aproximadamente un 4% (Rynkiewicz et al., 2013). Tales asimetrías pueden llegar a ser de un 18% en los jugadores de tenis profesionales (Sanchis-Moysi et al., 2010). Tanto en el caso del tenis como en el del pádel, la asimetría entre los brazos es evidente, aunque no está claro qué deporte provoca mayores asimetrías. Para poder dar respuesta a esa pregunta es necesario investigar el papel de ciertas diferencias entre ambos deportes que influyen en el desarrollo de la asimetría, como el peso de la raqueta (la raqueta del pádel es más

pesada), el tipo de golpes que se ejecutan (en el pádel hay más voleas, remates y otros golpes por encima de la cabeza y los reverses se ejecutan con una sola mano en casi todos los casos), o la potencia con la que hay que golpear la pelota (la pista de tenis es de mayor dimensión y puede requerir más potencia de golpeo).

Un estudio previo con tenistas prepúberes encontró que la magnitud de la asimetría depende del número de horas de juego por semana: los jugadores que entrenaron dos días por semana mostraron una asimetría del 8%, mientras que los jugadores que entrenaron cinco días por semana tuvieron una asimetría del 13% (Sanchis-Moysi *et al.*, 2010). En otras muestras de jóvenes tenistas, la asimetría del volumen del antebrazo fue de alrededor del 8.5% dos años antes del pico de crecimiento en altura estimado y del 9.9% un año antes del pico de crecimiento en altura estimado (Rogowski *et al.*, 2008) y la circunferencia del antebrazo mostró una asimetría del 3.6% en los jugadores con un *EM negativo* (Lemos *et al.*, 2019). Estos resultados (así como los del presente trabajo) no concuerdan con las conclusiones de trabajos anteriores que indican que el entrenamiento de fuerza no provoca hipertrofia muscular en preadolescentes, debido a los bajos niveles de andrógenos circulantes en esta población (Ramsay *et al.*, 1989; Ozmun *et al.*, 1993). Un entrenamiento de resistencia de 20 semanas (3 días por semana) aplicado en un grupo de chicos prepúberes resultó en cambios en algunas medidas de fuerza que fueron independientes del área transversal del músculo (Ramsay *et al.*, 1989). Del mismo modo, después de un entrenamiento de 8 semanas, consistente en la realización de *curls* de bíceps tres veces por semana, se detectaron cambios en la fuerza muscular de los flexores del codo en prepúberes, pero no se observaron cambios en la circunferencia del brazo o en los pliegues de la piel (Ozmun *et al.*, 1993). Los autores concluyeron que la mayoría de las ganancias de fuerza muscular a edades tempranas se debieron a aumentos en la activación muscular (Ozmun *et al.*, 1993).

En la presente investigación se encontró una mayor asimetría en los jugadores de pádel que en una cohorte similar de esquiadores, lo que nos lleva a pensar que el pádel favorece la hipertrofia muscular o la actividad osteogénica incluso a edades tempranas. En el pádel y en otros deportes de raqueta, las fuerzas ejercidas sobre las estructuras musculoesqueléticas del brazo dominante -a pesar de ser de intensidad moderada y de corta duración- se ejercen a lo largo de cientos de repeticiones por práctica o partido, y se acumulan a lo largo de varios años de participación deportiva (Lucki y Nicolay, 2007). Podría decirse que el resultado más importante de nuestro estudio fue que la asimetría entre los brazos en los jugadores de pádel se produce antes de la edad de crecimiento pico. Por lo tanto, es importante que los entrenadores que trabajan con las categorías de edad más jóvenes lo tengan en cuenta al desarrollar los programas de entrenamiento teniendo en cuenta que estas asimetrías podrían

provocar problemas de salud musculoesquelética más difíciles de tratar en edades más adultas. Por lo tanto, sugerimos que en los jugadores de pádel el trabajo compensatorio comience desde el momento en que se inicia el deporte. Esto puede hacerse con ejercicios adaptados para los niños, como lanzar con ambos brazos, gatear, trepar con ambos brazos, ejercicios acrobáticos con ambos brazos o manejar la raqueta con la mano no dominante. También creemos que puede ser prudente animar a los jóvenes jugadores de pádel a seguir combinando su deporte con actividades de naturaleza simétrica y que sirvan para atenuar los desequilibrios musculares como el Pilates (de Araújo et al., 2012).

El presente estudio no está exento de limitaciones. En primer lugar, el *AIB* no es el *gold standard* para medir la masa magra y no puede detectar las diferencias específicas de los grupos musculares. Conocer con mayor detalle las respuestas de desarrollo muscular de determinados grupos musculares podría ayudar a revelar los primeros signos de los mecanismos patofisiológicos de ciertas lesiones musculoesqueléticas, como el pinzamiento del hombro o la tendinitis del manguito de los rotadores. Otra limitación es la cuantificación del estado de madurez. Existen otros procedimientos más estandarizados, como el de Mirwald, Baxter-Jones, Bailey y Beunen (2002) que considera la edad cronológica, la estatura, la altura sentada y la masa corporal. Utilizamos una fórmula relativamente reciente para estimar el estado de madurez que ha sido menos empleada en la literatura (Moore *et al.*, 2015). A pesar de estas limitaciones, éste es -según nuestro conocimiento- el primer estudio que intenta describir el desarrollo de la asimetría entre los brazos en jugadores de pádel jóvenes. Además, es poco probable que nuestras observaciones hubieran sido sustancialmente diferentes con el uso de otros métodos debido a la correlación altamente significativa entre el *AIB* y la ecuación de Moore et al. (2015) con los métodos de referencia, como ya se indica en la sección de métodos.

Consideraciones finales

En el presente trabajo se apreciaron asimetrías, tanto en aquellos jugadores con un *EM negativo* como en aquellos con un *EM positivo*.

Creemos que las descompensaciones de masa magra observadas están estrechamente relacionadas con alteraciones funcionales. Sin embargo, la mayoría de las investigaciones se han centrado en las asimetrías estructurales o funcionales de forma aislada. Pensamos que se necesita investigar sobre la posible relación entre las asimetrías estructurales y trastornos musculoesqueléticos de tipo funcional en los deportes de raqueta, incluido el pádel.

4.3.2. ESTUDIO 15: ASIMETRÍAS EN LA FUERZA DE PRENSIÓN MANUAL EN JÓVENES PADELISTAS

Antecedentes

La dinamometría de prensión manual es una prueba muy empleada en las baterías de evaluación de jugadores de deportes de raqueta de diferentes rangos de edad (Olivier Girard y Millet, 2009; Kovacs et al., 2007; Ulbricht et al., 2013) y permite detectar asimetrías entre el brazo dominante y el no dominante en esta población (Vodička, Vespalec, Pačes, Pavlík y Zháněl, 2017). Vodička et al., (2017) hallan una diferencia lateral en la fuerza máxima de las extremidad superior derecha e izquierda del 10.5% en un grupo de tenis de élite de 12 a 14 años y del 1.5% en un grupo de control. Esta prueba también se ha usado para estudiar asimetrías en otro tipo de poblaciones de atletas (Ziyagil, Gürsoy, Dane, Türkmen y Çebi, 2015), en poblaciones de adultos sanos y en clínica (Teixeira, 2008). Por ejemplo, Bansal (2008), estudiando una muestra heterogénea encontró que la fuerza de agarre de la mano dominante era un 8.20% más alta en los diestros, y en los zurdos era tan solo de un 3.20% más alta. Petersen, Petrick, Connor y Conklin (1989) indicaron que existía aproximadamente un 13% de diferencia en la fuerza de prensión manual en los diestros y aproximadamente un 0% de diferencia en el caso de los zurdos concluyendo que la regla del 10% (de asimetría entre mano dominante y no dominante) solo funciona en el caso de los diestros.

Por otro lado, se trata de una prueba rápida y que muestra una buena validez en comparación con otros instrumentos de evaluación de la fuerza muscular. Por ejemplo, la dinamometría de prensión manual demostró una fuerza de agarre similar a la de un transductor manual basado en electromiografía, en una muestra de adultos (Amaral, Mancini y Novo Júnior, 2012). Además es un instrumento que muestra una gran fiabilidad (Cadenas-Sanchez *et al.*, 2016). A pesar de la extensa bibliografía que existe al respecto no hemos encontrado ningún estudio que analice las asimetrías entre brazos en jugadores de pádel empleando dinamometría de prensión manual.

El objetivo del estudio fue analizar la asimetría de fuerza de prensión manual de miembros superiores y su evolución con la edad en jugadores de pádel prepúberes y púberes y comparar los resultados con una muestra similar de esquiadores. Sostenemos la hipótesis de que los jugadores de pádel mostraran mayores asimetrías y que los sujetos de mayor edad serán los que tengan mayores asimetrías.

Metodología específica

Muestra

La muestra estuvo conformada por esquiadores y padelistas jóvenes de nivel competitivo, que fueron divididos en tres grupos de edad, tratando de que los grupos fueran homogéneos en tamaño. Para ello se seleccionaron 2 puntos de corte: 11.4 años (separando a los niños del grupo sub-12 y sub-14) y 14 años (separando a los grupos sub-14 y sub-18). Las características de ambas muestras de deportistas se muestran en la Tabla 26. Tan solo 5 padelistas y 5 esquiadores eran zurdos.

Tabla 26. Características de la muestra de padelistas y esquiadores del estudio

	Grupo	N	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (cm)	IMC	EM (años)
Padelistas	Todos	42	13.4 ± 3	50.8 ± 14.3	157.1 ± 13.7	20.2 ± 3.3	0.2 ± 2.4
	Sub-12	15	10.6 ± 0.8	37.2 ± 10.9	144.3 ± 37.7	17.8 ± 4.8	-1.9 ± 1.1
	Sub-14	11	13.1 ± 0.6	53.5 ± 6	158.4 ± 7.8	21.4 ± 2.9	0.1 ± 1
	Sub-18	16	16.1 ± 2.9	63.1 ± 28.2	169.9 ± 69.2	21.7 ± 9.3	2.6 ± 2.1
	Chicos	28	13.8 ± 3.5	52.9 ± 22.2	159.3 ± 52.3	20.4 ± 7.1	0.1 ± 2.8
	Chicas	14	12.4 ± 1.5	46.7 ± 16.4	152.9 ± 41.6	19.8 ± 6.4	0.4 ± 1.3
Esquiadores	Todos	54	12.7 ± 3.1	48.4 ± 15.7	154.1 ± 16.8	19.8 ± 3.4	-0.1 ± 2.6
	Sub-12	21	9.6 ± 1.1	34.1 ± 8.5	136.9 ± 8	18 ± 3.1	-2.7 ± 0.9
	Sub-14	17	12.9 ± 0.6	50 ± 8.5	158.5 ± 6.4	19.9 ± 2.7	0 ± 0.9
	Sub-18	16	16.5 ± 1.3	61.5 ± 5.9	172.1 ± 9.1	22.1 ± 3.3	3.1 ± 1.2
	Chicos	30	12.9 ± 3	50.1 ± 17.4	157 ± 17.8	19.7 ± 3.8	-0.5 ± 2.5
	Chicas	24	12.4 ± 3.2	46.3 ± 13.2	150.5 ± 15.1	19.9 ± 2.9	0.3 ± 2.7

El *estado de madurez (EM)* fue estimado basándose en las ecuaciones de (Moore *et al.*, 2015) que utiliza la altura y la edad como variables predictoras (Ecuaciones 22 y 23).

Los criterios de inclusión en el estudio fueron 1) ser jugadores de nivel de competición que entrenaran al menos 3 días a la semana; 2) participar en competiciones locales y regionales de manera periódica; 3) no presentar ninguna lesión musculoesquelética en el último mes. Ningún participante había sufrido algún tipo de lesión en el mes previo a la toma de datos.

Procedimientos

La fuerza de agarre se midió con un dinamómetro digital (*TKK-5401*, *Takei Scientific Instruments*, Niigata-City, Japón) alternativamente para ambas manos. Se hicieron dos intentos para cada mano y se seleccionaron los mejores resultados tal y como han hecho otros autores (Hellström, 2008). El dinamómetro *Takei* demostró una fuerza de agarre similar a la de un transductor manual basado en electromiografía,

en una muestra de adultos (Amaral *et al.*, 2012). Además la prueba de fuerza de agarre ha demostrado fiabilidad, con un *ICC* alto, entre 0.87-0.95 (Svantesson, Nordé, Svensson y Brodin, 2009). Se permitió a los jugadores fijar el diámetro de la empuñadura según sus propias preferencias, como en un estudio similar con jugadores de golf (Hellström, 2008) y se animó verbalmente al sujeto a apretar el dinamómetro con la mayor fuerza posible. Los resultados de la prueba se dan en kilogramos (kg).

Se evaluó la asimetría de fuerza medida como la diferencia en valor absoluto entre el brazo dominante y el no dominante, tal y como se ha hecho en estudios que analizan asimetrías de tipo antropométrico (Oyama *et al.*, 2008). También se calculó el *índice de simetría (IS)*, en porcentaje, con la fórmula que utiliza el promedio en el denominador (Björklund *et al.*, 2017) (Ecuación 24).

$$IS (\%) = \frac{(FM_d - FM_{nd})}{0.5 \times (FM_d + FM_{nd})} \times 100; (24)$$

donde *FM_d* y *FM_{nd}* indican la fuerza de la mano dominante y no dominante, respectivamente.

Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevó a cabo con la extensión *Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018). A modo descriptivo se calcularon las medias y desviaciones estándar de las variables antropométricas medidas (talla, peso e *IMC*), de los valores de asimetría (en porcentaje y en valor absoluto) y del estado de madurez. Para calcular la evolución de la fuerza de prensión manual de ambos brazos en función de la edad se utilizó la *r de Pearson* y se calculó la ecuación de la recta de regresión, analizando por separado a esquiadores y a padelistas. También se realizaron pruebas *t de Student* para muestras independientes para evaluar las diferencias entre padelistas y esquiadores en altura, peso e *IMC*, para asegurarse de que los grupos tenían características similares.

Se realizaron *pruebas t de Student de muestras dependientes* para medir las asimetrías a nivel intragrupo, comparando los datos del brazo dominante con los del brazo no dominante. Para comparar las diferencias bilaterales de fuerza de prensión manual entre padelistas y esquiadores se llevaron a cabo *pruebas t de Student para muestras independientes*.

Ya que se realizaron un total de 18 comparaciones (12 intragrupo y 6 entre grupos) y para disminuir la probabilidad de cometer el *error de tipo 1* se aplicó la corrección de *Bonferroni* para el valor de *p* significativo, estableciéndose en 0.003

(aproximadamente 0.05/18). El tamaño del efecto se evaluó con la *escala de Cohen*, (2013). Para evaluar la calidad de las correlaciones se utilizó la *escala de Evans* (1996).

Resultados

La edad, altura, peso, *IMC* y *EM* de los padelistas fue de 13.4 ± 3 años; 157.1 ± 13.7 cm; 50.8 ± 14.3 kg; 20.2 ± 3.3 y 0.2 ± 2.4 años. En el caso de los esquiadores estos valores fueron de 12.7 ± 3.1 años, 154.1 ± 16.8 cm; 48.4 ± 15.7 kg, 19.8 ± 3.4 y -0.1 ± 2.6 años. En ninguna de estas variables hubo diferencias significativas entre ambos grupos de deportistas ($p > 0.05$), indicando que presentaban características similares.

La recta de regresión que relacionó la fuerza de presión manual con la edad para la mano no dominante y para la mano dominante en los padelistas fueron las que tuvieron la menor y la mayor pendiente, respectivamente (Figura 85a). En el caso de los esquiadores las dos rectas de regresión mencionadas tuvieron una pendiente muy similar (Figura 85b). Esto indica que el pádel podría favorecer el incremento de fuerza de la mano dominante mientras que no tiene efectos claros sobre la no dominante. Las correlaciones fueron fuertes en todos los casos salvo para la fuerza de la mano no dominante de los padelistas, que fue moderada (Evans, 1996).

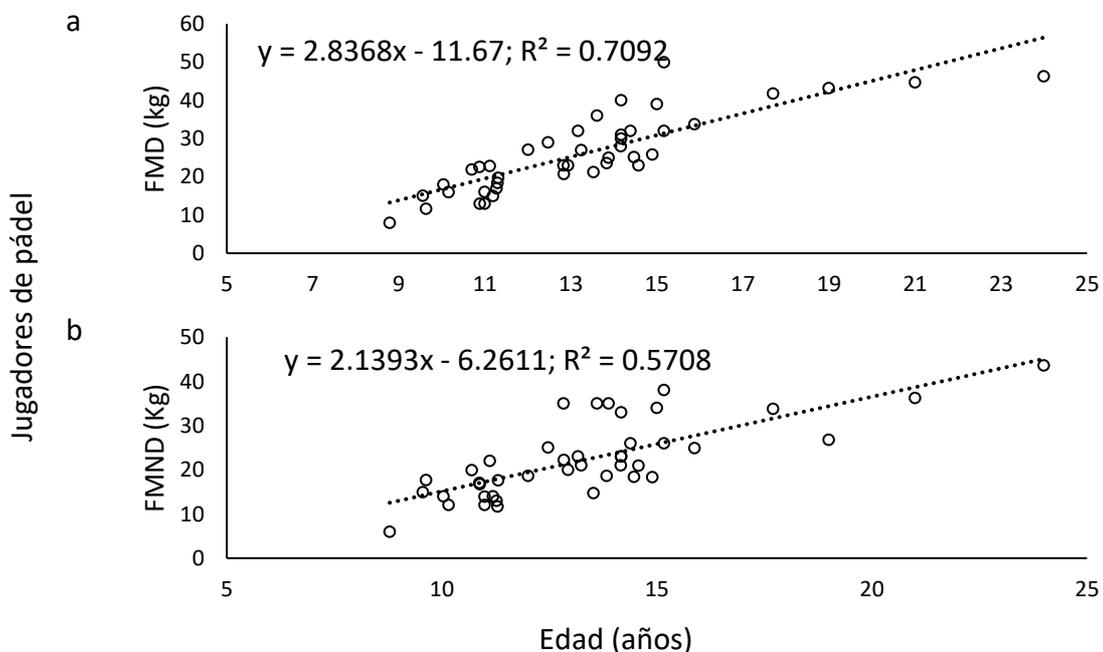


Figura 86a. Correlación de la fuerza de presión manual con la edad en los padelistas. FMD: Fuerza mano dominante; FMND: Fuerza mano no dominante.

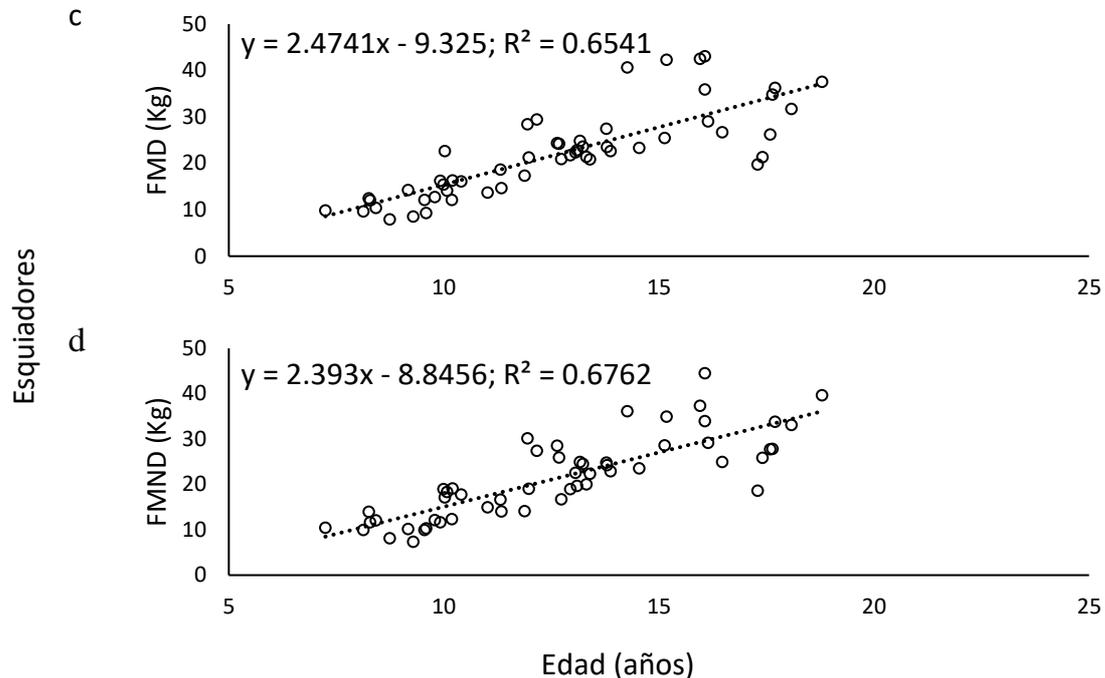


Figura 85b. Correlación de la fuerza de presión manual con la edad en los esquiadores. FMD: Fuerza mano dominante; FMND: Fuerza mano no dominante.

Comparaciones intragrupo

La fuerza de presión manual del brazo dominante y del brazo no dominante en los padelistas fue de 26.2 ± 10.2 kg y 22.3 ± 8.6 kg, existiendo diferencias significativas ($p < 0.001$ y d de Cohen = 0.74) (Tabla 27). En el caso de los esquiadores la fuerza de presión manual del brazo dominante fue de 22.1 ± 9.4 kg y la del brazo no dominante de 21.5 ± 8.9 kg, no existiendo diferencias significativas ($p = 0.15$ y d de Cohen = 0.20). Cuando se hicieron comparaciones intragrupo por sexo y por categoría de edad no existieron diferencias significativas, salvo en el grupo sub-18 de padelistas ($p < 0.001$; d de Cohen = 2.23) y en el grupo masculino de padelistas ($p < 0.001$; d de Cohen = 0.85) (Tabla 27).

Comparaciones entre grupos

Las diferencias de fuerza de presión manual fueron de 5.4 ± 3.7 en el caso de los padelistas y de 0.6 ± 2.8 kg en los esquiadores, existiendo diferencias significativas entre ambas muestras de deportistas ($p < 0.001$; d de Cohen = 1.5). El IS fue de 22.1 ± 13.2 % en el caso de los padelistas (sub-12: 19.3 ± 14.8 %; sub-14:

23.1 ± 15.4 %; sub-18: 24.1 ± 9.9 %; chicos: 22.4 ± 13.6 %; chicas: 21.7 ± 12.7 %) y de 2.6 ± 13.3 % en los esquiadores (sub-12: 1.8 ± 16.9 %; sub-14: 3.7 ± 10.7 %; sub-18: 2.5 ± 11 %; chicos: 4.7 ± 13.9 %; chicas: 0.1 ± 12.3 %). En todos los grupos analizados (por categoría de edad y por sexo) las diferencias bilaterales de fuerza de prensión manual en valor absoluto fueron mayores en los padelistas que en los esquiadores (siendo el tamaño del efecto grande) (Figura 87).

Tabla 27. Comparaciones intragrupo de la fuerza de prensión manual en padelistas y esquiadores (media ± DE)

		Padelistas (42)								
Por categoría de edad	Comparación	Sub 12 (15)			Sub 14 (11)			Sub 18 (16)		
		$\bar{x} \pm DE$	p	d	$\bar{x} \pm DE$	p	d	$\bar{x} \pm DE$	p	d
	FMD	16.5 ± 4.2	0.06	0.52	26.1 ± 4.7	0.42	0.25	35.4 ± 8.3	<0.00	2.23
FMND	14.8 ± 3.9			24.4 ± 7.3			27.9 ± 7.6	1		
		Esquiadores (54)								
Por categoría de edad	Comparación	Sub 12 (21)			Sub 14 (17)			Sub 18 (16)		
		$\bar{x} \pm DE$	p	d	$\bar{x} \pm DE$	p	d	$\bar{x} \pm DE$	p	d
	FMD	13.3 ± 3.6	0.83	0.04	23.3 ± 3	0.29	0.29	32.3 ± 7.9	0.25	0.30
FMND	13.1 ± 3.6			22.7 ± 4.3			31.2 ± 6.6			
		Padelistas (42)								
Por sexo	Comparación	Chicos (28)			Chicas (14)					
		$\bar{x} \pm DE$	p	d	$\bar{x} \pm DE$	p	d			
	FMD	28.5 ± 11.2	<0.001	0.85	21.7 ± 5.9	0.07	0.52			
FMND	23.9 ± 9.1			19.2 ± 6.4						
		Esquiadores (54)								
Por sexo	Comparación	Chicos (30)			Chicas (24)					
		$\bar{x} \pm DE$	p	d	$\bar{x} \pm DE$	p	d			
	FMD	23.6 ± 10.4	0.06	0.35	20.1 ± 7.6	0.78	0.06			
FMND	22.5 ± 9.9			20.2 ± 7.5						

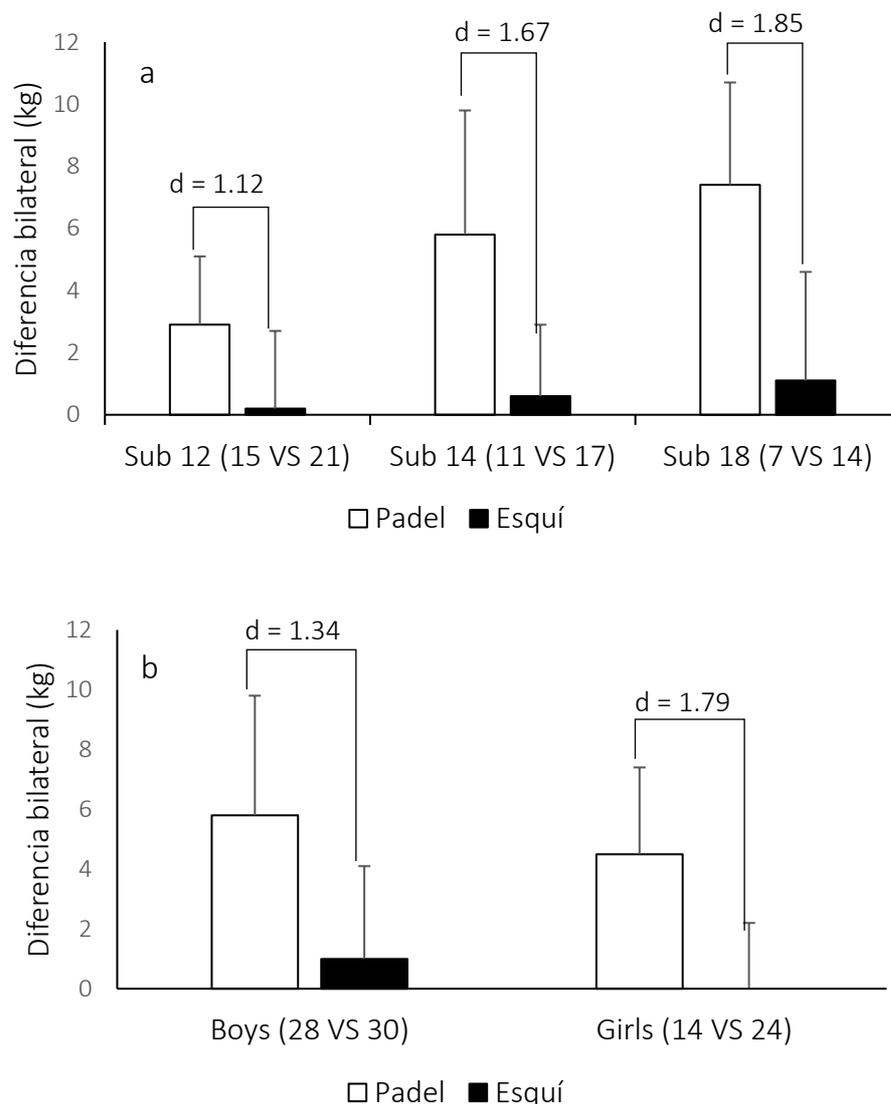


Figura 87. Comparaciones entre grupos de las diferencias bilaterales de fuerza de prensión manual según la categoría de edad (a) y según el sexo (b).

Discusión

Los valores de fuerza de prensión manual del brazo dominante de nuestra muestra de padelistas es muy similar a la de Fernandez-Fernandez et al. (2014) para los grupos sub-12, sub-14 y sub-16 de chicos, mientras que el grupo sub-18 de su muestra obtuvo valores por encima (49.8 ± 7.7 kg). Posiblemente nuestro grupo sub-18 sea más similar en edad al grupo sub-16 de este estudio, aunque no están especificadas las edades exactas de cada grupo. En otro artículo (Ulbricht *et al.*, 2013) con tenistas de competición de una edad de 15.0 a 15.5 años ($n = 54$) los valores medios de fuerza de prensión manual del lado dominante fueron de 42.8 ± 8.3 kg y

de 37.6 ± 7.8 kg en el no dominante en chicos y de 31.1 ± 5.0 kg y 26.7 ± 4.6 kg en el lado dominante y no dominante en chicas. En nuestro caso el grupo sub-18 (con una media de edad mayor que la de estos autores) tiene unos valores parecidos en el brazo dominante pero no en el no dominante (que son menores en nuestro caso), aunque no son muestras comparables ya que en el presente estudio se analizaron chicos y chicas conjuntamente.

Las diferencias bilaterales en la fuerza de prensión manual en los padelistas son similares a las de otros estudios con deportes de raqueta. Por ejemplo Ireland et al. (2014) hallaron una diferencia media de 6.7 kg en una muestra de 21 tenistas menores de 55 años. En una muestra de 63 jugadores de tenis de mesa de entre 10 y 13 años las diferencias medias fueron de ~ 2 kg en las chicas y ~ 5 kg en chicos (Carrasco et al., 2010). En nuestro caso las diferencias en los padelistas fueron de ~ 5.5 kilos en la totalidad de la muestra, mientras que en los esquiadores fueron de ~ 2.5 kg. Cuando se analizan los datos por categoría de edad las asimetrías fueron mayores en las categorías de edad más grandes siendo de ~ 3 kg, ~ 6 kg y ~ 7.5 kg en el grupo de padelistas sub-12, sub-14 y sub-18 respectivamente (en los esquiadores sub12, sub-14 y sub18 las diferencias bilaterales fueron más bajas: ~ 0 , ~ 0.5 kg y ~ 1 kg, respectivamente). Estos resultados sugieren que las asimetrías se producen incluso antes del periodo de crecimiento rápido (teniendo en cuenta que el grupo sub-12 tenía un *EM negativo*) y que el padel fomenta las asimetrías más que el esquí incluso en las categorías de menor edad. Similar a los datos de nuestro trabajo Lucki y Nicolay (2007) también hallaron asimetrías de fuerza de prensión manual en jugadores de tenis masculinos y femeninos. En su caso la diferencia fue de ~ 5 kilogramos en las mujeres (~ 30 kg vs. ~ 24 kg) y de ~ 8 kg en los hombres (~ 56 kg vs. ~ 47 kg). Esta diferencia, aunque es muy similar a la del presente estudio es ligeramente superior probablemente debido a la mayor edad de la muestra de este estudio (los jugadores estudiados tenían de 19 a 24 años), teniendo en cuenta que hasta los 20 años de edad el grosor del músculo aumenta considerablemente (Arts, Pillen, Overeem, Jurgen Schelhaas y Zwarts, 2007). Kovacs y otros (2007) también encuentran una diferencia de fuerza de agarre de unos 7 kilogramos en una muestra de tenistas de élite (aproximadamente 53 kg vs. 46 kg). En valores porcentuales Ducher et al. (2005) hallaron una diferencia de más de un 10% en la fuerza de prensión manual entre brazo dominante y brazo no dominante. Otros trabajos hallan diferencias mayores. Por ejemplo la mano dominante de las tenistas femeninas producía un 25% más de fuerza que la mano contraria, mientras que la diferencia entre las manos de los tenistas masculinos era del 18% (Lucki y Nicolay, 2007). En nuestro caso se hallaron diferencias similares, incluso superiores al 20%. Esta diferencia de fuerza de prensión manual probablemente se debe a las adaptaciones musculares del deporte. Sanchis-Moysi, Idoate, Serrano-Sanchez, Dorado y Calbet

(2012) estudiaron estas adaptaciones utilizando imagen de resonancia magnética y encontraron que en los tenistas prepúberes el deltoides dominante, el supinador del antebrazo, los flexores del antebrazo y los extensores estaban hipertrofiados en comparación con el brazo contralateral en un 11 %, 55 %, 21 % y 25 %, respectivamente. La mejora de la activación muscular debida a la práctica deportiva también podría explicar esas diferencias en la fuerza de agarre (Nobre *et al.*, 2017). En poblaciones no atletas las diferencias de prensión manual fueron menores. Así por ejemplo Teixeira, hallaron una diferencia media de 3.6 kg en una prueba de prensión manual entre brazo izquierdo y derecho en una población de 20 adultos sanos de 20 años, similar a los hallazgos de Özcan, Tulum, Pinar y Başkurt, (2004). Lucki y Nicolay (2007) no hallaron diferencias significativas en la fuerza de prensión manual entre ambos brazos en una muestra de no atletas. En un futuro sería interesante realizar estudios que comparasen las asimetrías entre diferentes deportistas de raqueta, diferenciando por edad, sexo, nivel o horas de juego.

Existen asimetrías en la fuerza de prensión manual en los padelistas, incluso en el grupo sub-12, que presentaba un estado de madurez negativo, lo que probablemente se deba a las características intrínsecas del deporte. Ello indica que el trabajo compensatorio debe realizarse desde el inicio de la práctica deportiva. Dicho trabajo compensatorio no tiene por qué ser mediante ejercicios analíticos en una sala de gimnasio, pueden usarse otros medios más atractivos para los niños como practicar un deporte que fomente la simetría (por ejemplo, el baloncesto) o realizar actividades donde intervengan ambos brazos (trepar, gatear, lanzar objetos con ambos brazos, etc.).

Consideraciones finales

A pesar de que existen numerosos estudios que analizan las asimetrías entre miembros superiores empleando dinamometría de prensión manual este es el primer estudio en jugadores de pádel, un deporte muy practicado en España, en ciertos países de Sudamérica y creciente en el resto del mundo. Solo existieron diferencias significativas entre el brazo dominante y el no dominante en la totalidad de los padelistas, en el grupo de padelistas sub-18 y en los chicos padelistas. Cuando se compararon las diferencias bilaterales de fuerza de prensión manual entre padelistas y esquiadores, existieron diferencias significativas en todos los casos, teniendo los padelistas mayores asimetrías, con tamaños del efecto grandes. Los datos de nuestro estudio sugieren que el pádel fomenta las asimetrías de miembros superiores en adolescentes, incluso antes de la edad de crecimiento pico.

4.3.3. ESTUDIO 16: METODOLOGÍA FOTOGRAMÉTRICA DE BAJO COSTO PARA EVALUAR LA POSTURA CORPORAL EN 3D

Antecedentes

Los sistemas de captura de movimiento optoelectrónico 3D (CMO) tienen un coste económico que impide que puedan ser utilizados como herramienta de evaluación postural en clínicas con un presupuesto limitado (por ejemplo dos de los sistemas más económicos, *Optitrack* y *MaxTRAQ 3D*, tienen un precio que supera los 4000 euros) y por la dificultad del tratamiento de los datos, que a veces requiere del uso de un segundo *software* biomecánico como *Visual 3D*. Existen soluciones gratuitas para realizar este tipo de análisis como *Check3D* (Ura *et al.*, 2014) o *SkillSpector* (Jurak, Rađenović, Bolčević, Bartolac y Medved, 2019; Mkaouer, Jemni, Hammoudi-Nassib, Amara y Chaabene, 2017). *Check3D* es un *software* que permite calibrar la cámara utilizando una cuadrícula. Una vez hecha la calibración se digitalizan en dos vistas diferentes las coordenadas 2D en píxeles de los puntos que se quiere reconstruir y el *software* devuelve un archivo CSV con las coordenadas 3D de los marcadores. *SkillSpector* es un *software* que funciona tanto para *Mac* como para *Windows* y que permite calibrar las cámaras utilizando una estructura de calibración 3D. Se basa en el algoritmo de *Transformación Lineal Directa* (DLT de *Direct Linear Transformation* en inglés). A pesar de que todos estos *softwares* son gratuitos, los profesionales de la salud no tienen tiempo de aprender a utilizarlos y requieren de soluciones más directas para analizar la postura, que proporcionen informes de forma automática o semiautomática.

El objetivo del presente trabajo es, por lo tanto, desarrollar un *software* para Microsoft *Excel* de análisis postural, que permita reconstruir la posición de marcadores anatómicos 3D. Dicho *software* debería implementar el algoritmo DLT y generar informes posturales de forma semiautomática. Debe basarse en cámaras convencionales y en un dispositivo portátil de calibración. La precisión del método propuesto, (tanto el posicionamiento de cámaras, como el algoritmo de calibración empleado) se evaluará utilizando un sistema OCM 3D con precisión submilimétrica (*Qualisys*) como *gold standard*. Además, se explicará en detalle el manejo de la hoja de *Excel*.

Metodología específica

Muestra

La muestra estuvo formada por 9 sujetos sanos (una mujer), entre 18 y 33 años (22.9 ± 5 años, media \pm SD). Las características antropométricas de la muestra fueron:

altura, 174.9 ± 5 cm; peso corporal, 72.4 ± 9.2 kg; masa muscular esquelética, 33.9 ± 2.8 kg; índice de masa corporal, 23.3 ± 2.5 ; porcentaje de grasa corporal, 15.8 ± 6.8 %. La composición corporal se midió mediante pruebas de *bioimpedancia* (*Inbody 230*, Inbody, Seúl, Corea). Se informó a los sujetos de los beneficios y riesgos de la investigación antes de firmar un consentimiento informado. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Granada y se ajusta a la Declaración de Helsinki.

Procedimientos

Información general

Para analizar la postura 3D, se han creado dos plantillas de *Excel*: una llamada “DLT ALGORITHM-CAMERA CALIBRATION” y otra de nombre “DLT ALGORITHM-3D RECONSTRUCTION-POSTURAL ANALYSIS”. En la primera, se calibran las cuatro cámaras (se obtienen los 11 parámetros *DLT*) y en la segunda, se reconstruye la posición tridimensional de los marcadores digitalizados y se calculan una serie de parámetros posturales. Sólo las hojas de cada plantilla con pestaña en rojo y las celdas con bordes rojos deben ser modificadas por los usuarios. Las plantillas de *Excel* se pueden descargar desde este enlace (el archivo zip también incluye video tutoriales): [researchgate.net/profile/Gabriel_Delgado_Garcia](https://www.researchgate.net/profile/Gabriel_Delgado_Garcia). Las fórmulas de ambas plantillas se explican con más detalle en el Estudio 7 de esta tesis.

Plantilla de reconstrucción 3D del marcador: DLT ALGORITHM-3D RECONSTRUCTION-POSTURAL ANALYSIS

Las fórmulas de las hojas “MARKERS PIXELS COORDINATES” y “MARKER 3D RECONSTRUCTION” se muestran en la Tabla 28.

Tabla 28. Fórmulas de Excel utilizadas para reconstruir la posición 3D de los marcadores posturales

Hoja	Celdas* ¹	Significado	Fuente o fórmula
MARKER PIXELS COORDINATES	A1:P28	Coordenadas en px* ² del marcador	software externo (por ejemplo, <i>Kinovea</i>)
	AC1:AV17	Error absoluto medio y líneas de regresión para ajustar los datos	Plantilla de calibración
	AC20:AU20	El usuario indica si desea utilizar los datos ajustados escribiendo una P	Depende de la magnitud del error de los datos ajustados frente a los datos no ajustados (seleccionar el valor más pequeño)
MARKER 3D RECONSTRUCTION	EC3:EF13	Parámetros de calibración <i>DLT</i>	Plantilla de calibración
	A5:C66	Marcadores anatómicos del modelo propuesto	Modelo (basado en bibliografía)
	D5:G66	Cámaras utilizadas para reconstruir cada marcador	Dependiendo de las cámaras que ven el marcador
	H5:O66	Coordenadas en px de los marcadores anatómicos	Hoja "Marker pixels coordinates"
	P5:P66	Las letras se refieren al par de cámaras que ven el marcador (ver rango T1:W3).	Depende de las cámaras que mejor vean cada marcador anatómico.
	Q5:AB5* ⁴	Q	Parámetros <i>DLT</i> y coordenadas en px
	AC5:AF5* ⁴	q	Parámetros <i>DLT</i> y coordenadas en px
	AG5:AR5	Q ^T	Celdas Q5:AB5
	AS5:BA5	Q ^T Q	Celdas Q5:AB5 y rango AG5:AR5
	BB5:CK5	9 adjuntos de la matriz Q ^T Q	Rango AS5:BA5
	CL5:CT5	(Q ^T Q)*	Rango BB5:CK5
	CU5	1/ Q ^T Q	Rango AS5:BA5
	CV5:DD5	((Q ^T Q)*) ^t	Rango CL5:CT5
	DE5:DM5	(Q ^T Q) ⁻¹	Rango CV5:DD5
	DN5:DP5	Q ^T q	Rango AC5:AR5
	DY15:EB29	Pendiente y ordenada en el origen de las rectas de regresión para ajustar los datos	Plantilla de calibración
	DR5:DT5	Coordenadas xyz en ULM (sin ajustar)	Rango DE5:DP5
	DU5:DW5	Coordenadas xyz en ULM ajustados	Rango DR5:DT5 y rango DY15:EB29
	DX5:DZ5	Coordenadas xyz en ULM seleccionadas	Rango DR5:DW5 y rango AC20:AU20 de la hoja "MARKER PIXELS COORDINATES"

*¹ Sólo se muestra la reconstrucción del primer marcador. La reconstrucción del resto de los marcadores es idéntica

*²Px: Pixels; *³ ULM: Unidad de longitud métrica

*⁴ Q y q cambian de acuerdo con el par de cámaras utilizadas para reconstruir los marcadores

La siguiente hoja ("MODEL PROJECTIONS") muestra la proyección ortonormal de los marcadores en el plano transversal (XY), sagital (YZ) y frontal (XZ). Es una forma de comprobar visualmente que la reconstrucción 3D de los marcadores se ha hecho de manera correcta. En la hoja "POSTUROGRAPHIC MEASUREMENTS-2D", aparecen una serie de parámetros antropométricos, basados en un manuscrito previo (Ferreira, Duarte, Maldonado, Bersanetti y Marques, 2011). Para calcular estos parámetros posturales se utilizan las proyecciones de los marcadores en los planos transversal, sagital y frontal. Las distancias se calculan utilizando el teorema de Pitágoras. Los ángulos 2D se calcularon en base al producto escalar de vectores. Veamos un ejemplo de cálculo de una distancia: la distancia entre glabella (con las coordenadas espaciales Gx, Gy, Gz) y el mentón (con las coordenadas espaciales Mx, My, Mz), mostrada en la celda D8. Calculamos los componentes **ay** y **az** del vector **a** que es la proyección en el plano YZ del vector que va de la glabella al mentón (ya que es una proyección en dicho plano **ax** es de magnitud 0) (Ecuación 25).

$$ay = Gy - My; az = Gz - Mz; (25)$$

En la hoja de *Excel*, los componentes de este vector se calculan con las siguientes fórmulas (celdas B8 y C8):

```
= 'MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DR44-'MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DR45  
= 'MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DS44-'MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DS45
```

Una vez conocidas las componentes, calculamos la magnitud del vector **a**, que es la distancia entre la glabella y el mentón (Ecuación 26).

$$|a| = \sqrt{ay^2 + az^2}; (26)$$

En *Excel* se calcula con la fórmula (celda D8):

```
=SQRT(A8^2+B8^2+C8^2)
```

Para el cálculo de los ángulos, nos basamos en las fórmulas del producto escalar de vectores. Por ejemplo, el ángulo del retropié derecho (celda L265) se calcula con el calcáneo (C), el tendón de Aquiles (A) y el gastrocnemio (G). Calculamos los componentes yz del vector que une el tendón de Aquiles y el calcáneo (e) y del vector que une el tendón de Aquiles y el gastrocnemio (f) (el componente x será 0 ya que estamos utilizando la proyección) (Ecuación 27).

$$\mathbf{e}_y = C_y - A_y; \mathbf{e}_z = C_z - A_z; \mathbf{f}_y = C_y - A_y; \mathbf{f}_z = C_z - A_z; (27)$$

Se resuelven en las celdas de *Excel* B265, C265, E265, F265 con las fórmulas:

1) ='MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DY66-'MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!D26; 2) ='MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DZ66-'MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DZ26; 3) ='MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DY25-'MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DY26; 4) ='MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DZ25-'MARKERS 3D RECONSTRUCTION'!DZ26

Calculamos el producto escalar de los vectores \mathbf{e} y \mathbf{f} con la Ecuación 28.

$$\mathbf{e} \cdot \mathbf{f} = |\mathbf{e}_x| \cdot |\mathbf{f}_x| + |\mathbf{e}_y| \cdot |\mathbf{f}_y| + |\mathbf{e}_z| \cdot |\mathbf{f}_z|; (28)$$

En *Excel* se resuelve en la celda G265 con la fórmula:

$$=A265*D265+B265*E265+C265*F265$$

Calculamos el módulo de cada vector con la Ecuación 29.

$$|\mathbf{e}| = \sqrt{\mathbf{e}_y^2 + \mathbf{e}_z^2} ; |\mathbf{f}| = \sqrt{\mathbf{f}_y^2 + \mathbf{f}_z^2} ; (29)$$

En *Excel* se resuelven en las celdas H265 e I265 con las fórmulas:

$$=SQRT(A265^2+B265^2+C265^2); =SQRT(D265^2+E265^2+F265^2)$$

Conociendo el producto escalar y el módulo de cada vector, obtenemos el coseno del ángulo α (el arco coseno será el ángulo α) (Ecuación 30).

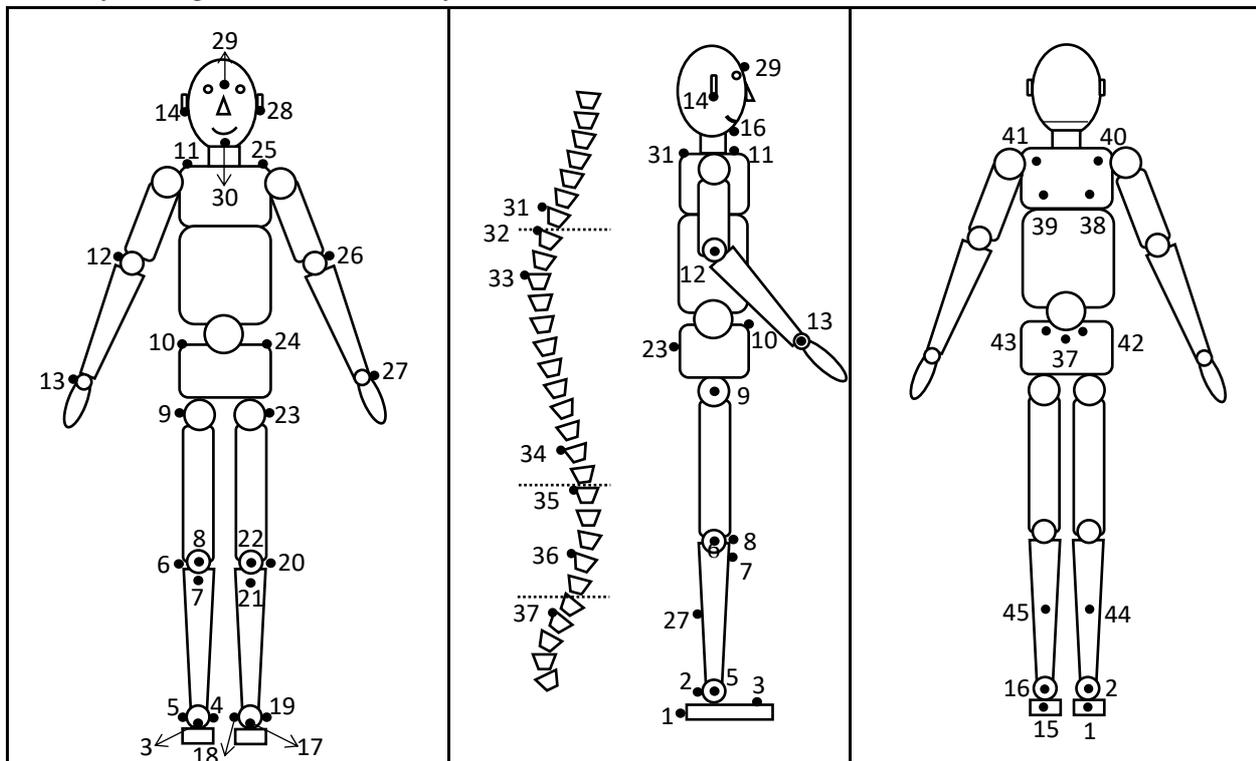
$$\mathbf{e} \cdot \mathbf{f} = |\mathbf{e}| \cdot |\mathbf{f}| \cdot \cos \alpha; \cos \alpha = \frac{\mathbf{e} \cdot \mathbf{f}}{|\mathbf{e}| \cdot |\mathbf{f}|}; \alpha = \cos^{-1} \left(\frac{\mathbf{e} \cdot \mathbf{f}}{|\mathbf{e}| \cdot |\mathbf{f}|} \right); (30)$$

En *Excel* se resuelven en las celdas J265, K265 y L265 con las fórmulas:

$$=G265/(H265*I265); =ACOS(J265); =DEGREES(K265)$$

Los ángulos complementarios y suplementarios se muestran en las células M265 y N265. Se calculan porque desde un punto de vista anatómico podrían tener un significado más comprensible. El modelo de marcadores implementado en la plantilla de *Excel* y las variables antropométricas medidas se muestran en la **Error! Reference source not found.** Se colocan marcadores en: calcáneo (1 y 15), tendón de Aquiles (2 y 16), 2º-3er metatarso (3 y 17), maléolo medial (4 y 18), maléolo lateral (5 y 19), cóndilo lateral (6 y 20), tuberosidad tibial (7 y 21), centro de la patela (8 y 22), trocánter (9 y 23), ASIS (10 y 24), acromion (11 y 25), epicóndilo lateral (12 y 26), cabeza del radio (13 y 27), lóbulo de la oreja (14 y 28), glabella (29), mentón (30), C7 (31), T1 (32), T3 (33), T11 (34), L1 (35), L4 (36), S2 (37), borde inferior

de la escápula (38 y 39), punto de intersección de la espina escapular (40 y 41), *PSIS* (42 y 43), gastrocnemio (44 y 45).



Parámetros calculados en la plantilla de *Excel*. Los puntos que forman el vector necesario para calcular el parámetro están entre paréntesis ("hor." hace referencia a un vector horizontal, paralelo al eje x [visión sagital] o y [vista frontal y posterior])

Vista frontal	Vista sagital*	Vista posterior
Distancia glabella-mentón (29-30) Longitud interacromial (11-25) Distancia Inter ASIS (10-24) Longitud del fémur derecho (9-6) Longitud de la tibia derecha (5-6) Diferencia longitud entre ambas piernas Inclinación de la cabeza (29-30) Ali. hor. de la cabeza (14-28 and hor.) Ali. Hor. de los acromios (11-25 y hor.) Ali. Hor. del ASIS (10-24 and hor.) Ali. anterior pierna derecha (6-9 y 5-6) Angulo Q pierna derecha (8-10 y 7-8) Angulo acromios-ASIS (11-24 y 10-24) Alineación horizontal de los cóndilos laterales (6-20 y hor.)	Ali. hor cabeza (C7) (14-31 y hor.) Ali. Hor. cabeza (acromion) (11-14 y hor.) Ali. Hor pelvis (10-23 y hor.) Ali. Sagital de la pierna derecha (5-6 and 6-9) Angulo de la cadera (6-9 and 9-10) Angulo del tobillo (5-6 y hor.) Ali. ver. torso (9-11 y hor.) Ali. Ver. cuerpo (5-11 y hor.) Ali. Sagital del cuerpo (5-9 and 9-11) Angulo cifosis torácica (32-33 y 34-35) Angulo lordosis lumbar (34-35 y 36-37)	Distancia entre el borde medial de la escápula y el punto de intersección de la escápula (derecha) (38-40) Distancia entre los bordes inferiores de las escápulas (38-39) Distancia entre gastrocnemios y Aquiles (derecha) (2-44) Distancia Inter PSIS (42-43) Ali. De las escápulas respecto a T3 (33-40 y 33-41) Ali. escápula (derecha) (38-40 y hor.) Angulo del retropié derecho (1-2 y 2-44)

Figura 88. Conjunto de marcadores y lista de variables calculadas por la hoja de cálculo de *Excel*. Hor.: Horizontal; Ver.: Vertical; Ali.: Alineación. Para simplificar y facilitar la comprensión, sólo se muestran los parámetros de la mitad derecha del cuerpo

Consideraciones prácticas 1: colocación y sincronización de la cámara

El *Excel* está diseñado para usar la posición digitalizada de los marcadores en 4 cámaras diferentes, dispuestas alrededor del sujeto que se evalúa, formando un rectángulo. La distribución de las cámaras en este estudio se muestra en la Figura 89. La forma en que se distribuyen las cámaras es importante ya que la precisión del algoritmo *DLT* depende entre otros factores del ángulo entre los ejes ópticos de las cámaras (Borghese, Cerveri y Rigioli, 2001). Cuando este ángulo es demasiado pequeño o demasiado grande, la precisión de la reconstrucción tridimensional es peor, y los parámetros estimados serán imprecisos. Se recomienda usar un ángulo entre 30 y 150 grados (Borghese *et al.*, 2001).

En la hoja de *Excel*, las cámaras se nombran de la siguiente manera (en relación con el sujeto analizado): la cámara número uno está delante y a la derecha, la dos delante y a la izquierda, la tres detrás y a la derecha y la cuatro detrás y a la izquierda (Figura 2). En este trabajo se utilizaron 4 cámaras *mvBlueCOUGAR-XD104C* (*MATRIX VISION GmbH*, Alemania), con una resolución de 2048 x 1088 píxeles. Las cámaras se sincronizaron entre sí mediante un conmutador *Cisco SG500X-24-K9* y un convertidor digital analógico *USB-6225* de *National Instruments*. Se utilizó el *software SIMI* para hacer la grabación. La frecuencia de muestreo se fijó en 50Hz y se montaron luces anulares LED en las cámaras. Dado que muchos laboratorios no disponen de *hardware* que permita sincronizar las cámaras, la sincronización se puede hacer a nivel de *software*, a través de un evento visual (por ejemplo, el rebote de una pelota) o auditivo (por ejemplo, una palmada). Para evitar que las cámaras se muevan después del proceso de calibración, recomendamos el uso de un botón de grabación externo a la cámara (p. ej. sincronizado mediante tecnología *Bluetooth*).

La posición de cada cámara con respecto al origen del sistema de coordenadas del laboratorio (O) en cm y los residuales medios (res. prom.) en mm fueron (Figura 89): QL1 (x = 371; y = -218; z = 239; res. prom. = 0.98); QL2 (x = 320; y = 31; z = 108; res. prom. = 0.82); QL3 (x = 395; y = 10; z = 241; res. prom. = 0.69); QL4 (x = 396; y = 365; z = 230; res. prom. = 0.88); QL5 (x = -489; y = -181; z = 243; res. prom. = 0.9); QL6 (x = -151; y = -238; z = 241; res. prom. = 0.89); QL7 (x = -539; y = 107; z = 263; res. prom. = 1.01); QL8 (x = -204; y = 324; z = 278; res. prom. = 0.73); QL9 (x = 102; y = 466; z = 287; res. prom. = 1.03); MV1 (x = 401; y = -178; z = 241); MV2 (x = 378; y = 204; z = 191); MV3 (x = -182; y = -216; z = 231); MV4 (x = -203; y = 194; z = 274). La distancia focal de las cámaras *Qualisys* era de 17 mm (excepto para la cámara 3 y 5, donde era de 25 mm) y el de las cámaras *MVBlue* era de 12.5 mm.

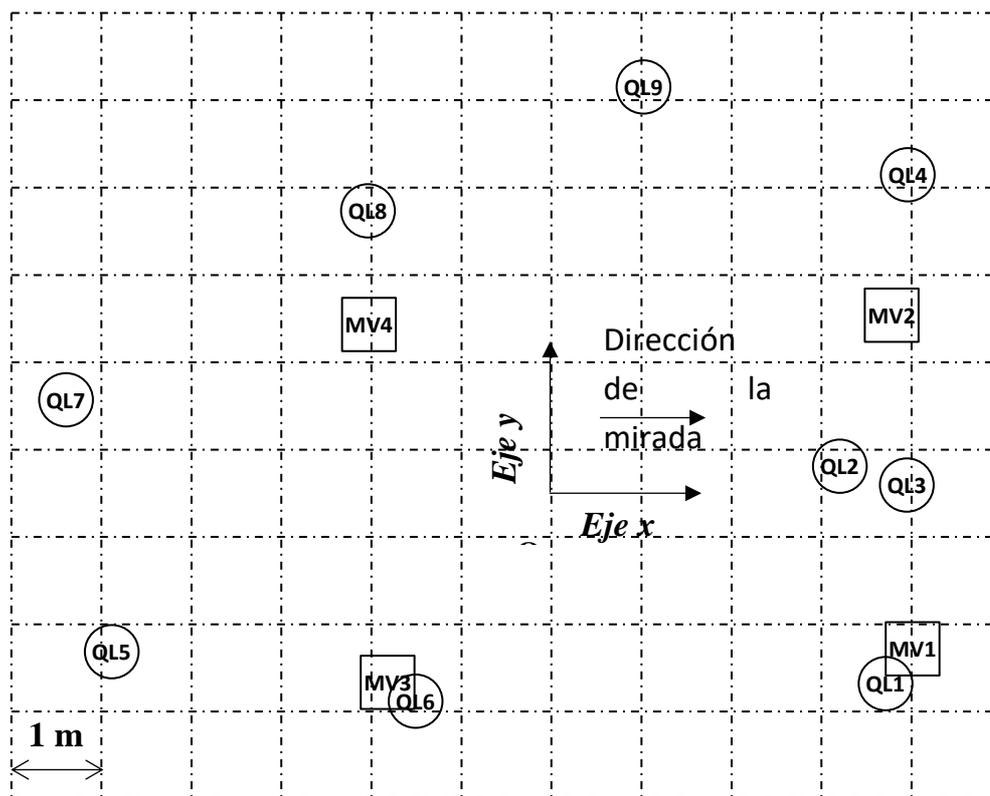


Figura 89. Disposición de los dos sistemas de cámaras empleados (MV: cámaras Matrix Vision; QL: cámaras Qualisys; O: Origen).

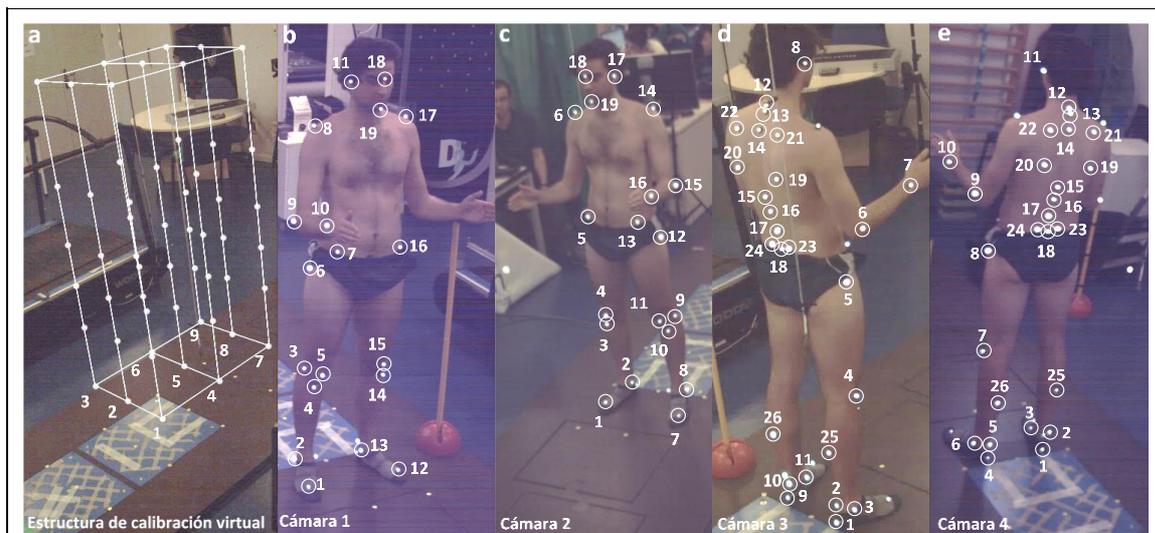
Consideraciones prácticas 2: grabación y digitalización del vídeo de calibración

La calibración se hace usando un poste vertical con marcas a alturas conocidas. Para este trabajo hemos utilizado un trípode extensible con seis marcas a 30, 65, 88.5, 110.5, 140 y 189 cm de altura respecto del suelo. Se debe hacer una grabación en la que el poste se coloque encima de una serie de puntos dibujados en el suelo con coordenadas xy conocidas. En este trabajo se han utilizado pegatinas redondas formando un rectángulo de 80 x 50 cm. De esta forma se crea un marco de calibración virtual (Figura 90a). Este método es similar al propuesto en un trabajo anterior (Challis, 1995). Es una forma rápida de calibrar y evita tener que utilizar un marco de calibración voluminoso, que muchos laboratorios no pueden permitirse por falta de espacio. También permite obtener un gran número de puntos de calibración. El *Excel* está diseñado de manera que el *eje x* vaya en la dirección medio-lateral del sujeto a medir (de su mitad derecha a su mitad izquierda), el *eje y* en la dirección anteroposterior y el *eje z* en la dirección vertical (con el sentido positivo hacia arriba). La hoja acepta hasta 54 puntos de calibración, número de puntos seleccionado en base a un estudio anterior (Lauder, Dabnichki, Bartlett y Aritan, 1996).

Si el usuario quiere obtener el error de la medición en cm o mm, debe hacer una segunda grabación, para obtener los puntos de calibración del cuadro de calibración 2. Este procedimiento es más correcto que calcular el error con el mismo volumen de calibración que se utiliza para calibrar las cámaras ya que de esta manera las mediciones son independientes y reflejan la exactitud de la digitalización, y no sólo de la técnica matemática empleada (Challis y Kerwin, 1992). Dicho volumen de calibración también permite obtener la pendiente y la ordenada en el origen de una línea de regresión que permite ajustar la posición de los marcadores en el espacio. Si los usuarios quieren conocer el error de los valores ajustados, es necesario digitalizar un tercer volumen de calibración, con puntos de calibración diferentes a los del marco de calibración 1 y el marco de calibración 2. Este método es similar a otros utilizados anteriormente (Kwon, 1998; Marzan y Karara, 1975).

Consideraciones prácticas 3: grabación y digitalización del sujeto estudiado

La hoja de *Excel* incluye el modelo de marcadores que se muestra en las figuras **Error! Reference source not found.** y Figura 90. En este trabajo se han utilizado marcadores reflectantes de 6 y 12 mm porque se pretende comparar los resultados con los de un sistema *CMO 3D* basado en cámaras infrarrojas, pero en otro caso, es posible utilizar marcas en la piel utilizando un lápiz antropométrico. La grabación se hizo con los talones por encima de una línea marcada en el suelo y con los codos a 90 grados para no ocluir los marcadores de los trocánteres con las manos. A fin de estudiar la fiabilidad del evaluador en diferentes grabaciones (fiabilidad entre grabaciones), se hicieron dos grabaciones por sujeto. Después de grabar la primera grabación, se pidió al sujeto que bajara los brazos y se relajara, y luego se hizo la siguiente grabación.



Marcadores numerados en la cámara uno	1) 2º-3º metatarso (derecha), 2) maléolo lateral (derecha), 3) cóndilo lateral (derecha), 4) tuberosidad tibial (derecha), 5) centro de la rótula (derecha), 6) trocánter (derecha), 7) ASIS (derecha), 8) acromion (derecha), 9) epicóndilo lateral (derecha), 10) cabeza del radio (derecha), 11) lóbulo de la oreja (derecha), 12) 2º-3º metatarso (izquierda), 13) maléolo medial (izquierda), 14) tuberosidad tibial (izquierda), 15) centro de la rótula (izquierda), 16) ASIS (izquierda), 17) acromion (izquierda), 18) glabella, 19) barbilla.
Marcadores numerados en la cámara dos	1) 2º-3º metatarso (derecha), 2) maléolo medial (derecha), 3) tuberosidad tibial (derecha), 4) centro de la rótula (derecha), 5) ASIS (derecha), 6) acromion (derecha), 7) 2º-3º metatarso (izquierda), 8) maléolo lateral (izquierda), 9) cóndilo lateral (izquierda) 10) tuberosidad tibial (izquierda), 11) centro de la rótula (izquierda) 12) trocánter (izquierda), 13) ASIS (izquierda), 14) acromion (izquierda), 15) epicóndilo lateral (izquierda), 16) cabeza del radio (izquierda), 17) lóbulo de la oreja (izquierda), 18) glabella, 19) Mentón
Marcadores numerados en la cámara tres	1) Calcáneo (derecha), 2) Aquiles (derecha), 3) Maléolo lateral (derecha), 4) cóndilo lateral (derecha), 5) trocánter (derecha), 6) epicóndilo lateral (derecha), 7) cabeza del radio (derecha), 8) Lóbulo (derecha), 9) calcáneo (izquierda), 10) Aquiles (izquierda), 11) Maléolo medial (izquierda), 12) C7, 13) T1, 14) T3, 15) T11, 16) L1, 17) L4, 18) S2, 19) Borde inferior escapula (derecha), 20) Borde inferior escapula (izquierda), 21) Borde superior escapula (derecha), 22) Borde superior escapula (izquierda), 23) PSIS (derecha), 24) PSIS (izquierda), 25) gastrocnemio (derecha), 26) gastrocnemio (izquierda).
Marcadores numerados en la cámara cuatro	1) Calcáneo (derecha), 2) Aquiles (derecha), 3) maléolo medial (derecha), 4) calcáneo (izquierda), 5) Aquiles (izquierda), 6) maléolo lateral (izquierda), 7) cóndilo lateral (izquierda), 8) trocánter (izquierda), 9) epicóndilo lateral (izquierda), 10) cabeza del radio (izquierda), 11) lóbulo de la oreja (izquierda), 12) C7, 13) T1, 14) T3, 15) T11, 16) L1, 17) L4, 18) S2, 19) Borde inferior escapula (derecha), 20) Borde inferior escapula (izquierda), 21) Borde superior escapula (derecha), 22) Borde superior escapula (izquierda), 23) PSIS (derecha), 24) PSIS (izquierda), 25) gastrocnemio (derecha), 26) gastrocnemio (izquierda).

Figura 90. Ejemplo de un marco de calibración virtual (Figura 3a) y marcadores que se digitalizan en cada cámara (Figura 3b, Figura 3c y Figura 3d).

Para hacer la digitalización, se recomienda utilizar un *software* de análisis de imágenes que permita guardar un archivo con la información del "modelo" de marcadores y que tenga un zoom que permita colocar el marcador con precisión. En

este trabajo se utilizó *Kinovea*, que permite guardar el modelo de marcadorees en un archivo con extensión *kva*, que debe tener el mismo nombre que el video que se va a analizar. No es obligatorio digitalizar todos los marcadores. La hoja de *Excel* puede utilizarse, por ejemplo, para reconstruir sólo los marcadores de la columna, utilizando únicamente las dos cámaras posteriores.

Cada evaluador llevó a cabo el proceso de digitalización tres veces (la primera grabación se digitalizó dos veces y la segunda solo una) a fin de calcular la fiabilidad intra-evaluador (utilizando la misma grabación) y la fiabilidad inter-grabación (el mismo evaluador en dos grabaciones diferentes).

Estudio comparativo del sistema mostrado y un sistema fotogramétrico de alto nivel (Qualisys)

Como herramienta de referencia se usó *Qualisys*, un sistema *CMO 3D* basado en cámaras infrarrojas que muestra una precisión submilimétrica (Topley y Richards, 2020). La disposición de las cámaras del *Qualisys* se muestra en la Figura 89. Para sincronizar las cámaras *Qualisys* con el sistema de cámaras de rango visible utilizado para la hoja de cálculo de *Excel*, se lanzó un marcador reflectante y se tomó el fotograma 20 en ambos sistemas después de que el marcador rebotara en el suelo (lo que corresponde al mismo instante, dado que ambos sistemas registraron a 50 fps).

Las coordenadas 3D de los marcadores anatómicos reconstruidas en el software *Qualisys*, se guardaron en un archivo con extensión *c3d* y los marcadores se etiquetaron utilizando el software *Mokka Biomechanics (biomechanical-toolkit.github.io/mokka/)*. Se calcularon los mismo parámetros posturales que los de la plantilla de *Excel* propuesta y que para el presente estudio fueron: alineación horizontal de la cabeza, alineación horizontal de los acromios, alineación horizontal de las espinas ilíacas antero-superiores, ángulo entre los dos acromios y las dos espinas ilíacas antero-superiores, ángulo frontal del miembro inferior derecho, ángulo frontal del miembro inferior izquierdo, alineación horizontal de las tuberosidades tibiales, ángulo Q derecho, ángulo del retropié, ángulo del retropié izquierdo. También se calcularon las siguientes distancias: distancia entre los lóbulos de las orejas, distancia entre los acromios, distancia entre los *ASIS*, distancia entre los maléolos mediales, longitud del fémur derecho, longitud del fémur izquierdo, longitud de la tibia derecha, longitud de la tibia izquierda, distancia entre los bordes inferiores de las escápulas, distancia gastrocnemio-Aquiles (derecha), distancia gastrocnemio-Aquiles (izquierda).

Análisis estadístico

El tratamiento de datos se realizó con la herramienta *Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018). Se calcularon los parámetros estadísticos para evaluar la magnitud del error: el *RMSE*, el *MAE* y los gráficos *Bland-Altman* (*gráficos BA*). La relación lineal y el nivel de concordancia se evaluaron mediante el uso del coeficiente *r* de *Pearson* y el coeficiente *Lin CCC* (Coeficiente de Correlación de Concordancia), con un valor alto indicando la ausencia de diferencia de error sistemático entre las mediciones (Lin *et al.*, 2002). Para evaluar la fuerza del acuerdo se usó la siguiente escala, basándose en los coeficientes de correlación (McBride *et al.*, 2005): > 0.99 casi perfecto, 0.95-0.99 sustancial, 0.90, 0.95 moderado, y < 0.90 pobre. Los gráficos *BA*, sirvieron para comprobar la homocedasticidad de los residuos (Giavarina, 2015; Abu-Arafeh *et al.*, 2016).

Además de la comparación entre los dos sistemas, se midió también la fiabilidad entre los evaluadores, la fiabilidad intraevaluador (sobre la misma grabación) y la fiabilidad entre grabaciones (el mismo evaluador en dos grabaciones diferentes). Para ello, se utilizaron también el *RMSE*, el *MAE*, las gráficas *BA*, el *Lin CCC* y la *r de Pearson*. También se calculó la fiabilidad entre grabaciones de *Qualisys*.

Los valores atípicos se eliminaron utilizando la mediana y la desviación media absoluta (*DMA*). aconsejan el uso de un valor de 3 veces el *DMA*, En este trabajo se usó un valor conservador de 3.5 veces el *DMA*, similar al valor de 3 propuesto por Leys *et al.* (2013).

Resultados

La metodología propuesta mostró errores (*RMSE*) en ambos evaluadores de entre 1 y 2 grados para los ángulos y de alrededor de 2 mm para las distancias (Tabla 29). En el caso de la fiabilidad entre evaluadores y entre grabaciones, los valores de *RMSE* fueron de 1.25-1.85 grados y de ~1 mm (Tabla 29).

Tabla 29. Resultados de validez y de fiabilidad intra-evaluador e inter-grabación

Análisis	Evaluador 1			Evaluador 2	
	Variable	Ángulo	Distancia	Ángulo	Distancia
Comparación con <i>Qualisys</i> (validez)	n	85	93	81	93
	Media	0.02	-0.09	0.14	-0.07
	DE	1.18	0.43	0.95	0.45
	MAE	0.90	0.36	0.74	0.40
	RMSE	1.38	0.19	0.92	0.20
Fiabilidad intraevaluador (<i>Excel</i>)	n	85	86	90	91
	Media	0.22	0.01	0.04	-0.01
	DE	1.35	0.33	1.22	0.23
	MAE	1.02	0.26	0.95	0.18
	RMSE	1.85	0.11	1.48	0.05
Fiabilidad entre-grabaciones (<i>Excel</i>)	n	85	86	79	85
	Media	0.16	-0.02	-0.07	-0.03
	DE	1.12	0.31	1.21	0.30
	MAE	0.86	0.23	0.91	0.24
	RMSE	1.25	0.09	1.45	0.09

* El *Lin CCC* y la *r de Pearson* fueron en todos los casos mayores de 0.999

* En total, se obtuvieron 99 datos de distancia y 90 datos de angulación

Los gráficos BA de las comparaciones entre *Qualisys* y los resultados de la hoja de cálculo de *Excel* mostraron homocedasticidad de los residuos (Figura 91). Las gráficas BA de las medidas de fiabilidad mostraron homocedasticidad en los residuos y la r^2 fue inferior a 0.02 en todos los casos, excepto en dos donde fue inferior a 0.04: en la fiabilidad entre grabaciones para el ángulo del evaluador 1 y en la fiabilidad entre grabaciones para la distancia del evaluador 2. En *Qualisys*, al comparar los datos de la primera medición con los datos de la segunda medición (fiabilidad entre grabaciones), el *Lin CCC* fue de 0.976 para el ángulo y de 0.995 para la distancia, la *RMSE* fue de 1.39 grados y de 0.20 cm, el *MAE* fue de 0.90 grados y de 0.37 cm y la media y la DE del error fue de 0.02 ± 1.18 grados ($n = 85$) y de -0.11 ± 0.44 cm ($n = 93$). Los residuos en el gráfico de BA mostraron homocedasticidad (la r^2 de los residuos fue de 0.024 para el ángulo y de 0.034 para la distancia). En cuanto a la fiabilidad inter-evaluador, el número de valores atípicos fue de 15 para el ángulo y de 10 para la distancia. El *Lin CCC* y la *r de Pearson* fueron mayores de 0.999 en ambos casos. El *MAE* fue de 0.82 grados y de 0.18 cm, el *RMSE* fue de 1.18 grados y 0.05 cm y la media \pm DE de la diferencia fue de $-0.27 + 1.06$ grados y de -0.04 ± 0.23 cm.

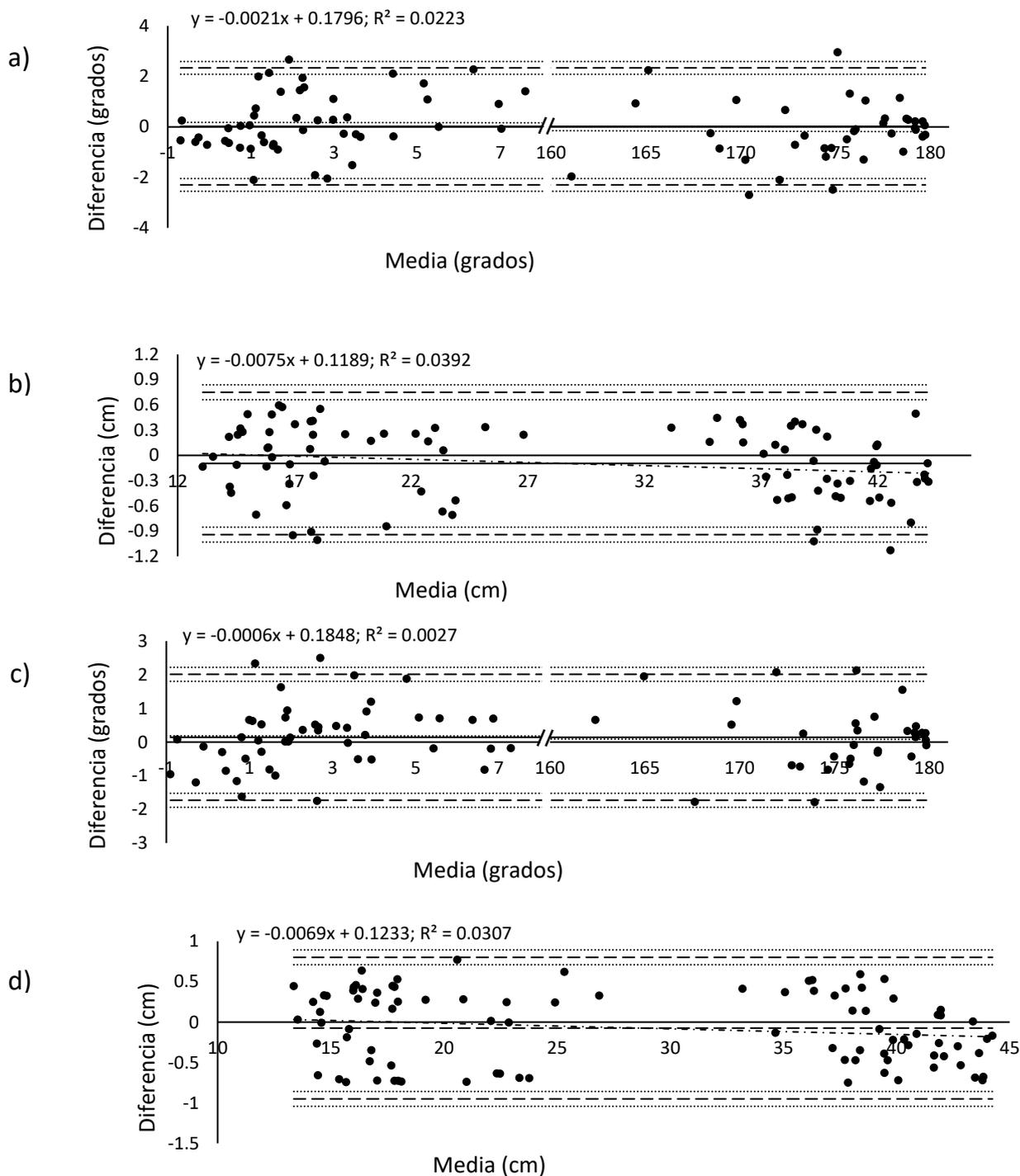


Figura 91. Gráficas *Bland-Altman* de las medidas de ángulos (a y c) y distancias (b y d) del evaluador 1 (a y b) y del evaluador 2 (c y d). Punto de guión: línea de regresión; punto redondo: $DE \pm 2ES$; guión largo: $media \pm 2DE$; punto cuadrado: media

Por último, el tiempo medio de la digitalización de los marcadores anatómicos de un sujeto fue de 13 ± 3 minutos (para calcularlo, se midió el tiempo de 6 digitalizaciones con un cronómetro manual), sin incluir el tiempo de la calibración (no se incluyó este tiempo porque una misma calibración se puede vincular a diferentes hojas de reconstrucción, siempre que las cámaras no se muevan).

Discusión

La metodología que se muestra aquí puede ser utilizada con cualquier tipo de cámara convencional. La calibración y el análisis no requieren de conocimientos matemáticos, por lo que creemos que puede ser utilizada tanto para la investigación como para el uso clínico. Los errores fueron de alrededor de 2 mm y entre 1 y 2 grados. Si la investigación requiere estudiar los parámetros posturales con mayor precisión (es decir, con precisión submilimétrica), se recomienda el uso de un *software* de alto nivel.

En cuanto a la magnitud del error, nuestros datos coinciden con los de otros trabajos anteriores que utilizan el algoritmo *DLT* (Tabla 29). Por ejemplo, en un estudio de Challis y Kerwin (1992) en el que se analiza la precisión de este algoritmo utilizando diferentes tipos de volúmenes de calibración, se obtuvieron *RMSE* de entre 2 y 3 mm. En otro estudio (Feng y Max, 2014) en el que se utilizó un sistema fotogramétrico conocido (*APAS Ariel*), se alcanzaron errores muy pequeños (los *RMSE* fueron inferiores a 0.5 mm en todos los casos) pero estos autores calibran un volumen más pequeño que el de este trabajo (un cubo de 30 cm de diámetro) y cuando el espacio calibrado es grande, se reduce el tamaño de la imagen en relación con el volumen calibrado, lo que aumenta el error de reconstrucción tridimensional (Gourgoulis *et al.*, 2008). De hecho, este mismo sistema (*APAS Ariel*), que también utiliza el algoritmo *DLT*, mostró errores de 1-5 mm cuando se utilizaron volúmenes de calibración más voluminosos (1 x 1 x 1 m y 1 x 3 x 1 m) (Gourgoulis *et al.*, 2008). Cuando se calibró un volumen similar al del estudio presente (el marco de calibración cúbico tuvo 1.875 m de lado) (Coleman y Rankin, 2005), el *RMSE* fue de 5.1-9.8 mm. En cuanto a los datos de fiabilidad, las diferencias fueron pequeñas (Tabla 29), por lo que metodología propuesta parece adecuada para estudios de medidas repetidas, en los que la fiabilidad del aparato puede ser más importante que su precisión.

De los resultados de los estudios anteriores podemos deducir que existe una gran variabilidad en el error, incluso entre diferentes estudios que utilizan el mismo *software*. Esta variabilidad se debe a que en la reconstrucción 3D de marcadores existen diferentes fuentes de error tales como: I) el algoritmo utilizado (Aritan, 2010); II) la resolución de las cámaras (Codarin *et al.*, 2012); III) el tipo de marco de

calibración utilizado (Challis y Kerwin, 1992); IV) el número de cámaras utilizadas para reconstruir la posición 3D; V) el ángulo entre las cámaras (Di Marco *et al.*, 2017) o VI) la distorsión de la lente de la cámara (Rossi *et al.*, 2015). Es complejo determinar si el error de la metodología propuesta en este trabajo es grande o pequeño, ya que eso dependerá de los propósitos de cada estudio. Pongamos un ejemplo en el que se podría utilizar la metodología propuesta y otro en el que no:

- Ejemplo en el que se puede usar la metodología propuesta: Una discrepancia entre ambas piernas de entre 6 y 11 milímetros afecta la marcha (Song, Halliday y Little, 1997). Nuestro sistema es lo suficientemente sensible como para capturar esa diferencia (Tabla 29), por lo que puede ser utilizado si el investigador quiere estudiar los efectos de la asimetría de la longitud de las piernas en los parámetros de la cinemática de la marcha.
- Ejemplo en el que no se recomienda usar la metodología propuesta: Si lo que se pretende es estudiar las asimetrías faciales, se requieren sistemas con una precisión submilimétrica (Oh *et al.*, 2008; Naini *et al.*, 2017; Ekrami *et al.*, 2018) para la cual no debe utilizarse la metodología que se muestra aquí.

Harrison *et al.* (2008) sugiere que las mediciones de traslación horizontal y vertical con un error de menos de 5 mm y las rotaciones con un error de menos de 5 ° son aceptables para el uso clínico. Este criterio es apropiado cuando se usa la posición conocida de un *maniquí*, como es el caso de Harrison *et al.* (2008) pero el rango de valores aceptables puede ser mayor cuando se estudia a seres humanos que tienen un cierto grado de balanceo (Hopkins *et al.*, 2019).

La metodología que se propone aquí presenta varias ventajas sobre otros programas de análisis postural. Por ejemplo, algunos *softwares* de análisis postural 2D no permiten evaluar la curvatura de la columna vertebral desde un plano sagital, ya que los procesos espinales suelen estar cubiertos por los propios músculos espinales. Por ejemplo, Ferreira *et al.* (2011) tuvieron que utilizar grupos de 3 esferas de poliestireno superpuestas en cada vértebra para que pudieran ser vistas desde una visión lateral. Otras ventajas de esta metodología son: 1) permite evaluar tanto una foto como un vídeo (aprovechando el seguimiento automático de *Kinovea* u otros *softwares* que dispongan de esta opción y calculando la posición media del marcador en un tiempo predeterminado); 2) si las cámaras no se mueven, no es necesario volver a hacer la calibración; 3) permite conocer el error de medición utilizando un segundo volumen de calibración, independiente del utilizado para obtener los parámetros de calibración del algoritmo *DLT* (e incluso se puede utilizar un tercer volumen de calibración en caso de que el usuario quiera corregir el error basándose en el método

de la recta de mínimos cuadrados). Su principal limitación es que implementa el algoritmo de *DLT* de 11 parámetros y no permite corregir la distorsión de la lente, por lo que es necesario utilizar cámaras que no tengan distorsión de lente. Una opción que podría funcionar en cámaras con distorsión de lente es corregir dicha distorsión antes de hacer la digitalización. *Kinovea*, por ejemplo, tiene una opción que permite hacerlo, usando un *software* libre: *Agisoft Lens* (Fryskowska, Kedzierski, Grochala y Braula, 2016). Sería un proceso similar al propuesto por Rossi et al. (2015) que afirma que la corrección de la distorsión de la lente antes del cálculo de los parámetros *DLT* implícitos y de la reconstrucción de los marcadores tridimensionales reduce sustancialmente el error sistemático y hace que se requieran menos puntos de calibración. Los estudios futuros también deberían evaluar la magnitud del error utilizando el método de ajuste basado en los mínimos cuadrados, aplicado en la plantilla de calibración de *Excel*.

Consideraciones finales

Este trabajo muestra una herramienta de análisis postural *3D*, basada en el algoritmo *DLT*, portátil y accesible para cualquier profesional de la salud a un bajo coste económico. El error, medido como *RMSE*, comparado con un sistema de alta precisión de cámaras infrarrojas fue menor de 1.5 grados para las medidas de angulación y de aproximadamente 2 mm para las medidas de distancia. Los *gráficos BA* mostraron homocedasticidad en los residuales. También se encontró una alta fiabilidad intra-evaluador, inter-grabación e inter-evaluador, siendo los *RMSE* de 1-2 grados y de ~1 mm para la distancia y el *Lin CCC* mayor de 0.99. Los *gráficos BA*, en este caso, también mostraron homocedasticidad en los residuos.

4.3.4. ESTUDIO 17: PICOS DE ACELERACIÓN EN LA COLUMNA EN PARTIDOS DE TENIS

Antecedentes

Aunque el *gold estándar* para estudiar los picos de impacto del pie en el suelo sea la plataforma de fuerzas, la atenuación de los picos de impacto requiere el uso de acelerómetros colocados en diferentes partes del cuerpo. En la mayor parte de los estudios que analizan la locomoción se colocan los sensores en las tibias (Elvin, Elvin y Arnoczky, 2007; Gruber et al., 2014; O’Leary, Vorpahl y Heiderscheit, 2008), en diferentes localizaciones de la columna (Castillo y Lieberman, 2018; Macdermid et al., 2017) y en la cabeza (Cromwell, Schurter, Shelton y Vora, 2004; Pozzo et al., 1990). La atenuación puede estudiarse en el dominio del tiempo o en el dominio de la frecuencia de las señales de aceleración (Gruber *et al.*, 2014). El estudio en el dominio del tiempo suele hacerse determinando los picos de aceleración en el mismo momento temporal en diferentes localizaciones cráneo-caudales y calculando la ratio entre ellos (Delgado et al., 2013; Dufek, Mercer y Griffin, 2009; Mercer et al., 2010). El análisis en el dominio de la frecuencia es más complejo de aplicar en acciones de naturaleza abierta, donde probablemente no existe continuidad circular de la señal (Thomas y Derrick, 2003), como podría ser el caso de los deportes de raqueta.

La mayor parte de los estudios se han centrado en estudiar como los picos de impacto se atenúan a lo largo de todo el sistema pero pocos se han centrado en lo que ocurre de manera analítica en la columna (Castillo y Lieberman, 2018). En el caso del tenis donde los giros y flexiones del tronco son frecuentes, la amortiguación a lo largo de la columna podría jugar un papel importante. Dado que la parte superior del cuerpo tiene muchos grados de libertad, es adecuado realizar el análisis biomecánico dividiéndola en segmentos (Frigo, Carabalona, Dalla Mura y Negrini, 2003). Debido a las diferentes propiedades estructurales, musculares e inerciales de los componentes de la parte superior del cuerpo, esta se suele dividir en los segmentos de tronco y cabeza (Castillo y Lieberman, 2018). Esta subdivisión también se apoya en la organización de las vías motoras que contribuyen a controlar la postura durante la locomoción (Kavanagh, Barrett y Morrison, 2006).

La atenuación de los picos de impacto en la carrera se relaciona con diferentes variables antropométricas tales como con la edad (las propiedades amortiguadoras de la columna se ven deterioradas con el proceso de envejecimiento), la longitud de zancada (Mercer, Vance, Hreljac y Hamill, 2002) o con diferentes variables de tipo antropométrico como la lordosis lumbar (Castillo y Lieberman, 2018). Esto implica que los mecanismos de atenuación variarán entre sujetos de diferentes características.

Por tanto, el objetivo del trabajo es analizar cómo se transmiten los picos de impacto desde la zona lumbar a la cabeza durante partidos reales de tenis en una muestra heterogénea de tenistas. Pensamos que existirá una atenuación de los picos de impacto del sacro a la cabeza pero que el patrón de atenuación diferirá entre los distintos sujetos analizados.

Metodología específica

Se realizaron dos estudios, el objetivo del primero fue analizar los picos de impacto en la parte alta de la columna en una situación controlada, para establecer un umbral mínimo de aceleración, con el cual seleccionar las acciones con mayores picos de impacto. En la segunda parte del estudio se evaluaron partidos reales de tenis y basándose en el umbral establecido en el estudio uno se seleccionaron una serie de picos de impacto, correspondientes a acciones agresivas tales como esprints, saltos o golpes. Además de los picos de impacto en la parte alta de la columna también se midieron los picos de impacto en la parte baja y en la cabeza para analizar la atenuación de los picos de impacto a lo largo de la columna.

Muestra

La muestra estuvo conformada por 33 sujetos: 14 de ellos participaron en el primer estudio y 19 en el segundo estudio. Las características antropométricas de la muestra para el primer estudio (evaluadas mediante un bioimpedanciómetro *Inbody 230*) fueron: edad: 24.2 ± 9 años; peso: 72.7 ± 9.4 kg; altura: 176.6 ± 6.4 cm; *MME*: 34.7 ± 4.1 kg; % *GC*: 15.5 ± 4.8 ; *IMC*: 23.3 ± 2.5 . En el segundo estudio fueron: edad: 31.5 ± 10.8 años; peso: 75.3 ± 5.1 kg; altura: 177 ± 5.4 cm; *MME*: 35.6 ± 3 kg; % *GC*: 15.7 ± 5.3 ; *IMC*: 24.1 ± 2 .

En la segunda parte del estudio se grabaron un total de 10 partidos. Uno de los 19 jugadores participó en dos partidos, por lo que decidimos analizarlo solo en uno. Al ser un estudio piloto, se utilizó una muestra heterogénea con jugadores de diferentes edades y niveles de juego, representativa de una gran parte de la población. Todos ellos tenían un mínimo de 8 años de juego, no sufrían ninguna lesión en el momento actual del estudio ni habían realizado actividad física vigorosa en las 48 horas previas al estudio. Además, firmaron un consentimiento informado y se siguieron las directrices establecidas en la *declaración de Helsinki*.

Instrumentos

Se usaron inerciales *I2M SXT* (*Nexgen Ergonomic*, Montreal, Canadá; tamaño: 48.5 x 36.5 x 13.5 mm; peso: 22 g), a una frecuencia de muestreo de 128 Hz, y con

un rango de aceleración de $\pm 60 \text{ m/s}^2$. Estos acelerómetros han sido utilizados en estudios previos que analizan la atenuación de los picos de impacto en la carrera (Macdermid *et al.*, 2017). Otros estudios que analizan los picos de impacto también en la carrera usan sensores con unas características similares (Kawabata *et al.*, 2013). Los ejes verticales (x) de los acelerómetros estaban alineados con el eje caudocraneales de la columna vertebral, y los ejes transversales (z) estaban alineados con el eje dorsoventral del cuerpo.

En la primera parte del estudio el sensor del pecho grabó los datos en el ordenador vía wifi. En la segunda parte grabaron en la memoria interna de los sensores de manera sincrónica (las grabaciones eran más largas y así nos aseguramos que no se perdieran los datos durante la transmisión *Wifi*).

Procedimientos

Parte 1: Evaluación en una situación controlada

Se colocó un acelerómetro a los jugadores a la altura del pecho en una posición similar a la de un trabajo previo (Kawabata *et al.*, 2013) pero por la parte de delante del tórax. Este sensor fue fijado con un arnés con tres cintas: una que rodeaba el tronco y dos por encima de los hombros (Figura 93).

La idea fue analizar los picos de impacto en la columna (a nivel del tórax) en acciones reales de golpeo, controlando el ritmo de desplazamientos del jugador mediante una máquina lanzapelotas. Con los picos obtenidos se pretendía establecer un umbral de aceleración con el que se pudieran seleccionar solamente aquellas acciones específicas del tenis y descartar aquellos picos debidos a desplazamientos a baja intensidad, tales como andar o golpear pelotas en el sitio, con menos impacto en los miembros inferiores y en la columna. Durante esta prueba los jugadores debían golpear la pelota de derecha y de revés de manera alternativa, en paralelo hacia unas dianas situadas a un metro de la línea de fondo y a un metro de la línea lateral y a un ritmo parecido al utilizado en competición. La máquina lanzapelotas (*Lobster Grand Slam IV*, Figura suplementaria 3) se configuró en un modo preestablecido por el fabricante (*Dos líneas*). Se realizó un estudio de los parámetros de lanzamiento de la pelota en este modo (localización del bote de la pista en el lado contrario, altura respecto a la red y vueltas que daba la pelota en el aire o spin) usando un radar de velocidad, una videocámara (*Sony RX-IV*), el *software Kinovea* y una herramienta específica de *Excel* (Delgado-García *et al.*, 2019a). La velocidad de la pelota fue de $69 \pm 1 \text{ km/h}$. La altura media de paso de la bola respecto a la red fue de $248 \pm 11 \text{ cm}$ y el spin medio de la bola de $862 \pm 39 \text{ rpm}$ (se midió contando el número de vueltas que daba una pelota con marcas en un vídeo grabado a 1000 cuadros por segundo).

El resto de resultados de esta prueba de validación interna se muestran en la Figura 92.

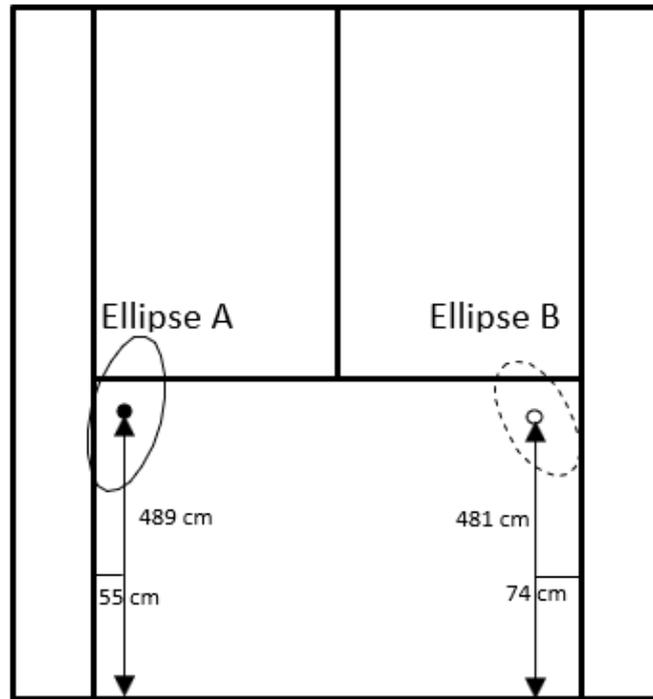


Figura 92. Ubicación de los botes de la máquina lanzapelotas en el modo preconfigurado "Dos líneas-ancho". La figura muestra la distancia del centro de la elipse a la línea lateral y a la línea de fondo. La elipse A tiene un eje mayor de 137 cm, un eje menor de 59 cm y una superficie de 2.5 m². La elipse B tiene un eje mayor de 108 cm, un eje menor de 56 cm y un área de 1.9 m².

Parte 2: Evaluación durante partidos de tenis

Tras un calentamiento estandarizado, consistente en un peloteo de tres minutos y dos minutos de servicios, los sujetos jugaron un partido de aproximadamente 40 minutos de duración. Durante el partido se controlaron los tiempos de descanso de tal forma que no se excediera el tiempo reglamentario entre juegos. Uno de los jugadores llevó los sensores durante los primeros 20 minutos del partido y el otro durante los 20 últimos minutos. Se les colocaron tres sensores inerciales (Figura 93): uno a la altura de la *S1* del sacro (para lo que se empleó un cinturón elástico), otro en el esternón, a la altura de la apófisis xifoides (mediante un arnés fabricado expresamente para el estudio, de tal forma que influyera lo menos posible en la movilidad de los hombros) y un tercero en la parte frontal de la cabeza (mediante una cinta elástica). A partir de ahora los llamaremos sensor de la columna baja, sensor de la columna alta y sensor de la cabeza. La localización de los sensores se realizó basándose en un estudio previo (Kawabata *et al.*, 2013).

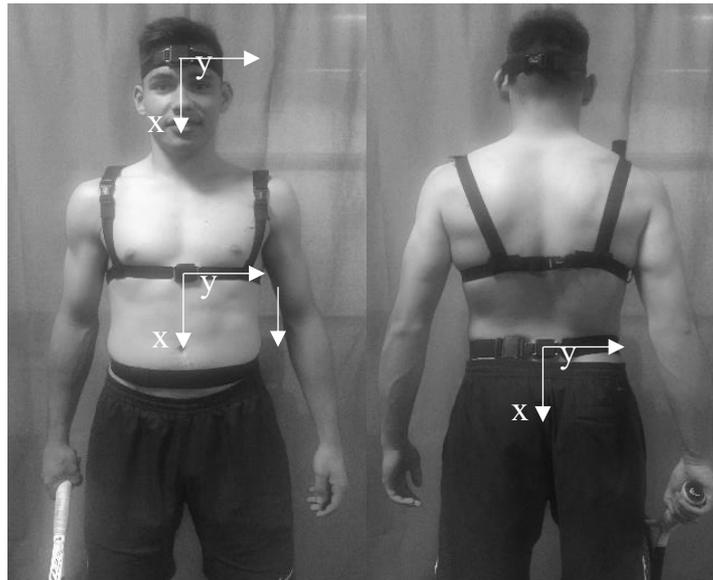


Figura 93. Colocación de los sensores y dirección de los ejes xy del acelerómetro triaxial (el eje z es perpendicular al plano que contiene a los vectores mostrados).

Análisis de la señal de aceleración

Se usaron los picos de aceleración negativos en la vertical (para facilitar la divulgación de los datos fueron transformados a valores absolutos), que se utilizan de manera habitual en este tipo de estudios (Elvin et al., 2007; Kawabata et al., 2013; Wundersitz, Netto, Aisbett y Gustin, 2013). En un estudio previo los datos de aceleración en la dirección cráneo-caudal mostraron una mayor precisión que los datos resultantes al comparar los resultados con los de una plataforma de fuerzas (Wundersitz et al., 2013). La señal fue filtrada con un *filtro de Butterworth* de 12 Hz basándose de nuevo en el estudio de Wundersitz et al. (2013). En este estudio usaron diferentes frecuencias de corte para este filtro y compararon los datos con los de un sistema de captura de movimiento. El *filtro Butterworth* de 12 Hz mostró la relación más fuerte con el sistema OCM en acciones de esprint y cambio de dirección (Wundersitz et al., 2015).

En el primer estudio (de análisis en una situación controlada) se contó el número de apoyos que el jugador debía realizar entre golpeo y golpeo, mediante el análisis de vídeo (se grabó la prueba de golpeo a 60 fps con una cámara GoPro). Con los datos de todos los jugadores se estableció el número de apoyos medio. Después de filtrar la señal en *OriginLab* se seleccionaron, usando ventanas temporales de un tamaño de 20 muestras (20/128 segundos) el número de picos totales de cada jugador. Se seleccionó este valor de la ventana para evitar seleccionar dos picos correspondientes al mismo apoyo. Para establecer la altura del filtro mencionado se siguieron dos pasos: primero se seleccionó el 50 % de la muestra con los menores

picos de impacto; posteriormente de esos sujetos se calculó la media de los picos por debajo del P20. Ese fue el valor que se utilizó como umbral, para diferenciar las acciones debidas a los desplazamientos durante el partido del resto de acciones (p. ej. andar o trotar para recoger una pelota del suelo). Creemos que esta metodología es adecuada para seleccionar un valor conservador.

En el experimento 2, se seleccionaron, para el sensor de la columna alta, todos aquellos picos por encima del valor umbral seleccionado en el experimento 1, empleando ventanas temporales de 20 muestras o 20/128 segundos. Posteriormente se hallaron los picos de impacto de la columna baja y de la cabeza. En este caso la ventana temporal para buscar los picos fue de 5 muestras y la altura umbral fue de 10 m/s^2 (aproximadamente la aceleración de la gravedad, la línea base del acelerómetro), para así seleccionar todos los picos posibles. A posteriori, en una plantilla de *Excel* hecha ad-hoc se encontraron los picos de la columna baja y de la cabeza más próximos a los picos de la columna alta, usados como referencia. Veamos con un ejemplo el funcionamiento de la hoja de *Excel*. Imaginemos que se registran 600 picos en la columna alta de un jugador, de los cuales tenemos su momento de aparición (número de muestras) y su altura (m/s^2). Por otro lado, se registran 6000 picos en la columna baja de los cuales también tenemos su momento de aparición y su altura. La hoja de *Excel* nos permite seleccionar los 600 picos de la columna baja más próximos a los 600 picos de referencia de la columna alta. En el rango A2:A6001 tenemos enumerados los picos de la columna baja. En el rango B2:C601 tenemos los momentos de aparición de los picos de la columna alta (columna B) y las alturas de dichos picos (columna C). En el rango D2:E6001 tenemos los momentos de aparición (columna D) y las alturas (columna E) de los picos candidatos de la columna baja. Dicha hoja de *Excel* usa las siguientes fórmulas para calcular el pico de la columna baja más próximo al pico de la columna alta (pico de referencia) de la fila 2 de la plantilla de Excel (en el resto de filas se sigue el mismo procedimiento):

Columna F (fila 1): {=MIN(ABS(\$D\$2:\$D\$6001-B2))}. Esta fórmula matricial encuentra la distancia en número de muestras del pico de la columna baja más próximo al pico de la columna alta (pico de referencia).

Columna G (fila 1): {=MATCH(F2;\$D\$2:\$D\$6001-B2)}. Esta fórmula matricial encuentra el número del pico de la columna baja más próximo al pico de la columna alta (pico de referencia).

Columna H (fila 1): =VLOOKUP(G2;\$A\$2:\$E\$6001;4;TRUE). Devuelve el valor en número de muestras del pico de la columna baja más próximo al pico de referencia (columna alta).

Columna I (fila 1): =VLOOKUP(G2;\$A\$2:\$E\$6001;5;TRUE). Devuelve la altura del pico de la columna baja más próximo al pico de referencia de la columna alta (m/s²).

En el caso de los picos de la cabeza se utilizaría el mismo procedimiento de selección de picos.

Variables de atenuación de los picos de impacto

Para evaluar la atenuación de los picos de impacto se calcularon los porcentajes de atenuación de los picos de impacto entre la columna baja y la columna alta (AT1) y entre la columna alta y la cabeza (AT2) mediante las Ecuaciones 31 y 32 (Delgado et al., 2013; Dufek et al., 2009; Mercer et al., 2010):

$$AT1 (\%) = \frac{PI \text{ columna baja} - PI \text{ columna alta}}{PI \text{ columna baja}} \times 100 \quad (31)$$

$$AT2 (\%) = \frac{PI \text{ columna alta} - PI \text{ cabeza}}{PI \text{ columna alta}} \times 100 \quad (32)$$

siendo PI el pico de impacto en m/s².

Con el propósito de analizar la atenuación de los picos de impacto también se calcularon los tamaños de efecto de los test de comparación de medias empleados, tal y como se explicará en la sección de análisis estadístico.

Análisis estadístico

En la Figura 94 se resumen los objetivos de cada uno de los experimentos de este estudio, así como las técnicas estadísticas utilizadas. El análisis estadístico se realizó con la herramienta *Real Statistic Using Excel* (Zaiontz, 2018) y con el *software OriginLab*. Como medidas descriptivas se usaron la media y desviación estándar de: I) los picos de impacto en columna baja, columna alta y cabeza (m/s²); II) el tiempo (n.º muestras) entre el pico de la columna baja y el pico de la columna alta y entre el pico de la columna alta y el pico de la cabeza; II) la densidad de picos (n.º de picos por minuto de partido [picos/min]); III) los porcentajes de atenuación de los picos de impacto AT1 y AT2. También a modo descriptivo, se representó la *curva de densidad de Kernell* de los histogramas de frecuencia de los picos, teniendo en cuenta su magnitud.

En el experimento 1 la altura media de los picos en la columna alta - determinada usando como filtro el número de apoyos medio - se comparó con la altura media de los picos usando el valor en m/s² del filtro de altura seleccionado, mediante un *t test de medidas independientes*. Para que el filtro de altura se considerase como

adecuado no deberían de existir diferencias significativas en la altura de los picos seleccionados usando el filtro del número de pasos, considerado como el filtro de referencia. Los tamaños del efecto se calcularon aplicando la Ecuación 33 (Herzog, Francis y Clarke, 2019):

$$Cohen\ d = t \sqrt{1/n_1 + 1/n_2} ; (33)$$

En la segunda parte del estudio la atenuación de los picos de impacto se evaluó mediante un test *ANOVA* de medidas repetidas a nivel intra-sujeto y a nivel intra-grupo. En el caso de los análisis intra-sujeto no se realizó análisis de normalidad ya que el número de picos analizados fue lo suficientemente alto como aplicar el teorema central del límite. El análisis *post-hoc* se hizo mediante el test de *Tukey HSD*. El tamaño del efecto, como *d de Cohen*, lo proporcionaba el propio *software Real Statistic Using Excel*. A nivel intra-grupo se realizó el test de normalidad de *Shapiro-Wilk* y el *test de esfericidad de Mauchly* (para estudiar la homogeneidad de las varianzas) estableciendo el límite del valor de *épsilon* en 0.5 (1/(k-1) [(Maxwell *et al.*, 2017)], donde k es el número de grupos de tratamiento, en este caso 3). El tamaño del efecto se calculó con la Ecuación 34 (Gravetter, Wallnau, Forzano y Witnauer, 2020)

$$\eta^2 = SC_{entregrupos} / (SC_{total} - SC_{entresujetos}) (34)$$

siendo SC la suma de cuadrados de las diferencias de cada valor de la muestra respecto de la media de esa muestra.

También para analizar la atenuación de los picos de impacto se calcularon dos rectas de regresión: I) recta de regresión que relaciona los picos de impacto en la columna baja y el *ATI* y II) recta de regresión que relaciona los picos de impacto de la columna alta y el *AT2*.

El tamaño del efecto (*d de Cohen*) se calculó utilizando el programa gratuito *Psychometrica* (Lenhard y Lenhard, 2016) y se clasificó de la siguiente manera (Cohen, 2013): I) 0-0.20, "efecto insignificante"; II) 0.20-0.50, "efecto pequeño"; III) 0.50-0.80, "efecto mediano"; IV) 0.80-1, "efecto grande". Cuando se usó el valor η^2 para estimar el tamaño del efecto se establecieron las siguientes categorías: I) 0-0.010, "sin efecto"; II) 0.010-0.060, "efecto pequeño"; III) 0.060-0.140, "efecto mediano"; IV) > 0.140, "efecto grande". La calidad de las correlaciones se evaluó con la escala de Evans (1996), que establece cinco niveles de relación: I) 0.00-0.19, "muy débil"; II) 0.20-0.39, "débil"; III) 0.40-0.59, "moderado"; IV) 0.60-0.79, "fuerte"; V) 0.80-1.0, "muy fuerte".

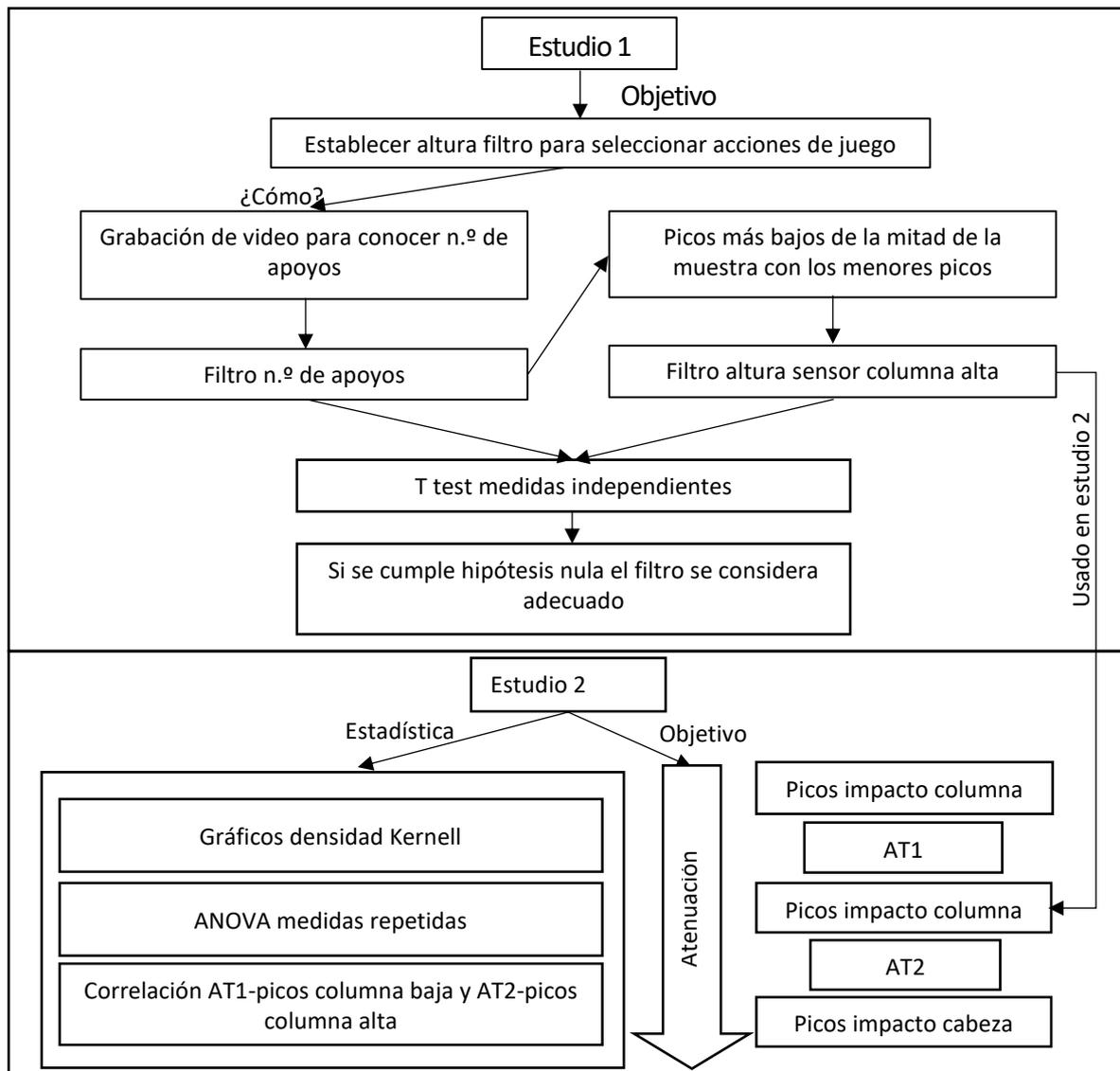


Figura 94. Diagrama de flujo, en el que se recogen las principales técnicas estadísticas utilizadas.

Resultados

Parte 1: Evaluación en una situación controlada

El número de apoyos medio en la prueba fue de 152 (aproximadamente se daban 8 pasos entre golpes). Basándose la observación de los vídeos sincronizados con la señal de aceleración apreciamos que los mayores picos se alcanzaron cerca del instante de golpeo y que en cada serie existían 20 picos de aceleración muy bien diferenciados, próximos a ese instante (Figura 95). Teniendo esto en cuenta, se realizó un análisis *post-hoc* donde se midió la magnitud de esos picos (Tabla 30). Con la frecuencia de grabación utilizada no podemos saber en qué momento exacto se produjo ese pico de aceleración.

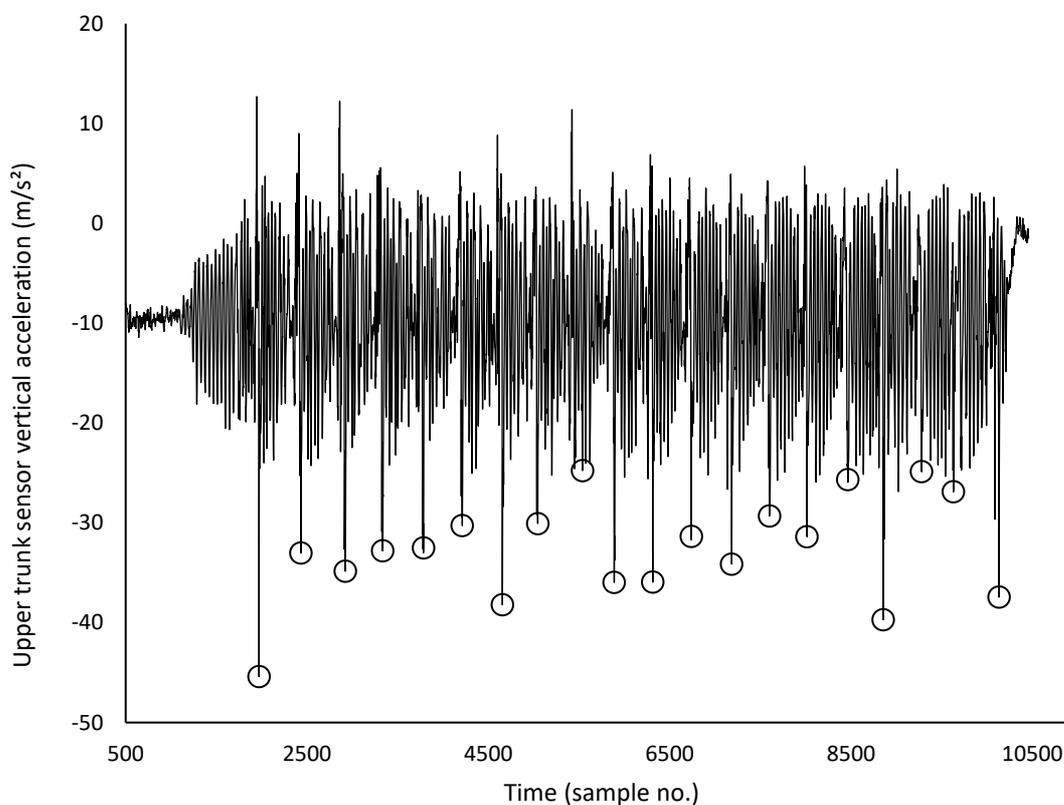


Figura 95. Datos brutos de la aceleración vertical del sensor de la columna alta durante la serie de golpeo de uno de los jugadores. Se aprecia como en los instantes próximos al golpeo (indicado con círculos) los picos son mayores que en el resto de la señal.

Los picos de impacto medios en la columna alta en este experimento fueron de aproximadamente 25 m/s^2 . En la Tabla 30 se muestran los picos de impacto de todos los jugadores. El filtro seleccionado (picos por debajo del percentil 20 de la mitad de la muestra con la menor media de altura de picos) fue de 18 m/s^2 (teniendo

en cuenta que la media fue de $18.5 \pm 1.3 \text{ m/s}^2$ se seleccionó el valor conservador de 18 m/s^2).

Tabla 30. Resultados de la primera parte del Estudio 17: test de golpeo (medias \pm DE)

Sujeto	N.º picos (filtro 18 m/s^2)	Altura picos (m/s^2) (filtro 152 picos)	Altura picos (m/s^2) (filtro 18 m/s^2)	Valor de P	Cohen d	Altura picos instante golpeo (m/s^2)
1	175	28.6 ± 5.8	27.4 ± 6.2	0.07	-0.199	39.8 ± 3.9
2	141	21.8 ± 3.4	22.1 ± 3.4	0.45	0.089	27.6 ± 3.4
3	166	25.2 ± 4.7	24.6 ± 4.8	0.32	-0.112	33.6 ± 5.6
4	135	21.2 ± 2.7	21.6 ± 2.5	0.14	0.176	26.1 ± 2
5	142	24.4 ± 4.4	24.9 ± 4.1	0.32	0.117	31.3 ± 3.8
6	190	26.7 ± 2.7	25.3 ± 3.6	0	-0.426	31.3 ± 3.8
7	134	22.6 ± 4.8	23.3 ± 4.7	0.20	0.153	31.3 ± 5.3
8	147	22.3 ± 3.2	22.5 ± 3.1	0.66	0.051	31.3 ± 3.8
9	143	23.9 ± 5	24.3 ± 4.9	0.48	0.082	32.4 ± 4.8
10	152	23.9 ± 5	23.3 ± 3.6	0.26	-0.13	29.5 ± 3.7
11	173	24.6 ± 3.1	23.9 ± 3.5	0.07	-0.206	30.4 ± 2.1
12	179	23.3 ± 3.1	22.7 ± 3.2	0.06	-0.212	28.3 ± 4.4
13	135	21.7 ± 3.3	22.2 ± 3.1	0.16	0.167	26.9 ± 3.6
14	199	26.7 ± 6.4	25 ± 6.4	0.01	-0.266	41 ± 5.4
Promedio	158 ± 22	24.1 ± 2.2	23.8 ± 1.6			31.5 ± 4.3

*Se comparan los picos aplicando el filtro de búsqueda de 152 picos y el filtro de 18 m/s^2

*Las correlaciones significativas y los tamaños del efecto grande se marcan en negrita

Algunos de los jugadores con más nivel fueron los que alcanzaron los mayores picos de aceleración en los golpes (concretamente el 1 y el 14 eran jugadores de competición). Teniendo en cuenta los dos jugadores mencionados son de los que más saltan al golpear, pensamos que los picos próximos al golpeo se debieron al aterrizaje/apoyo posterior al golpeo.

Parte 2: Evaluación durante partidos de tenis

En la Figura 96 se muestran -a modo de ejemplo- los picos en el sensor de la columna baja, alta y cabeza en tres apoyos consecutivos.

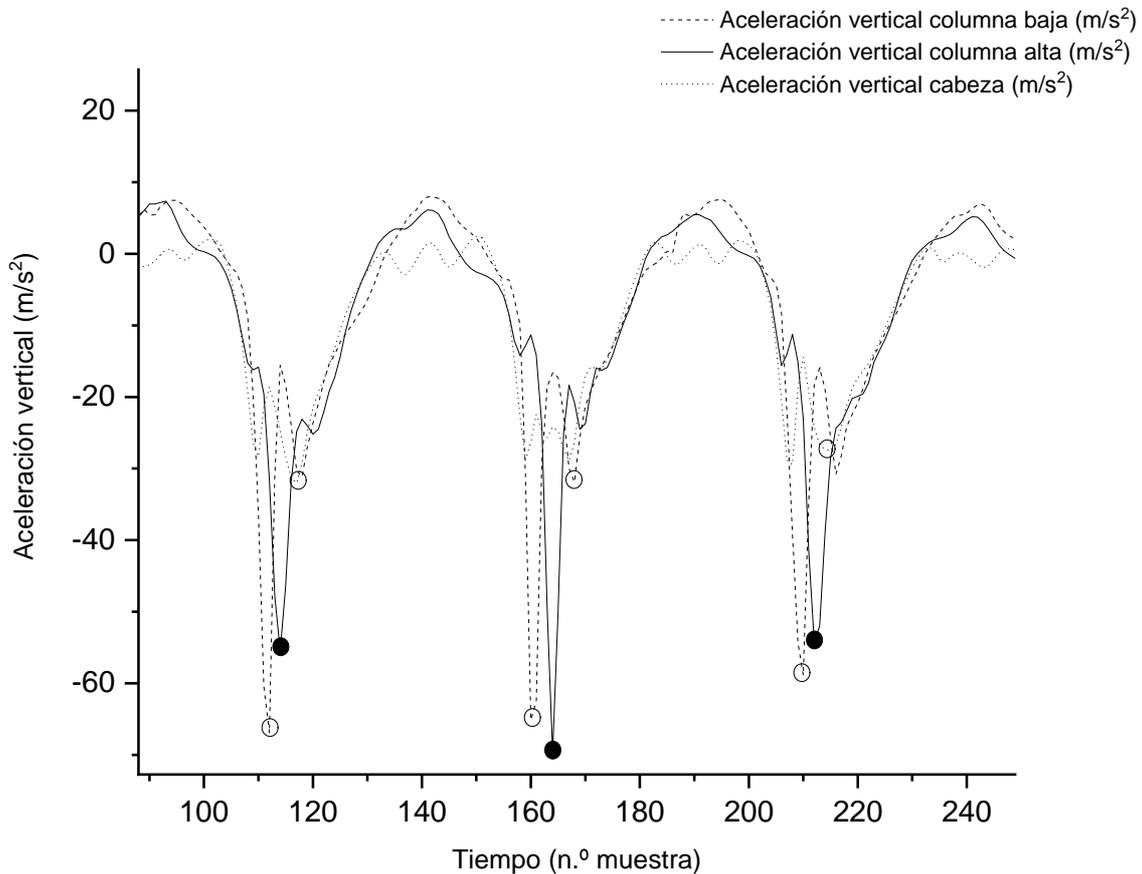


Figura 96. Ejemplo de las señales de aceleración en la columna baja, alta y cabeza en tres apoyos consecutivos durante un partido de tenis. El pico de referencia de la columna alta se marca con un círculo negro. Los picos más próximos de la columna baja y de la cabeza se marcan con un círculo blanco.

El tiempo medio de partido que se registró para cada jugador fue de 19.6 ± 1 minutos.

En la Figura 97 se aprecia que la *AT2* fue positiva y similar en magnitud para todos los jugadores, indicando que entre la columna alta y la cabeza se producía una atenuación de los picos de impacto evidente. Por el contrario, la *AT2* fue negativa en la mayoría de los casos y más pequeña que la *AT1* lo que indica que no existían mecanismos de atenuación evidentes entre la columna baja y la columna alta.

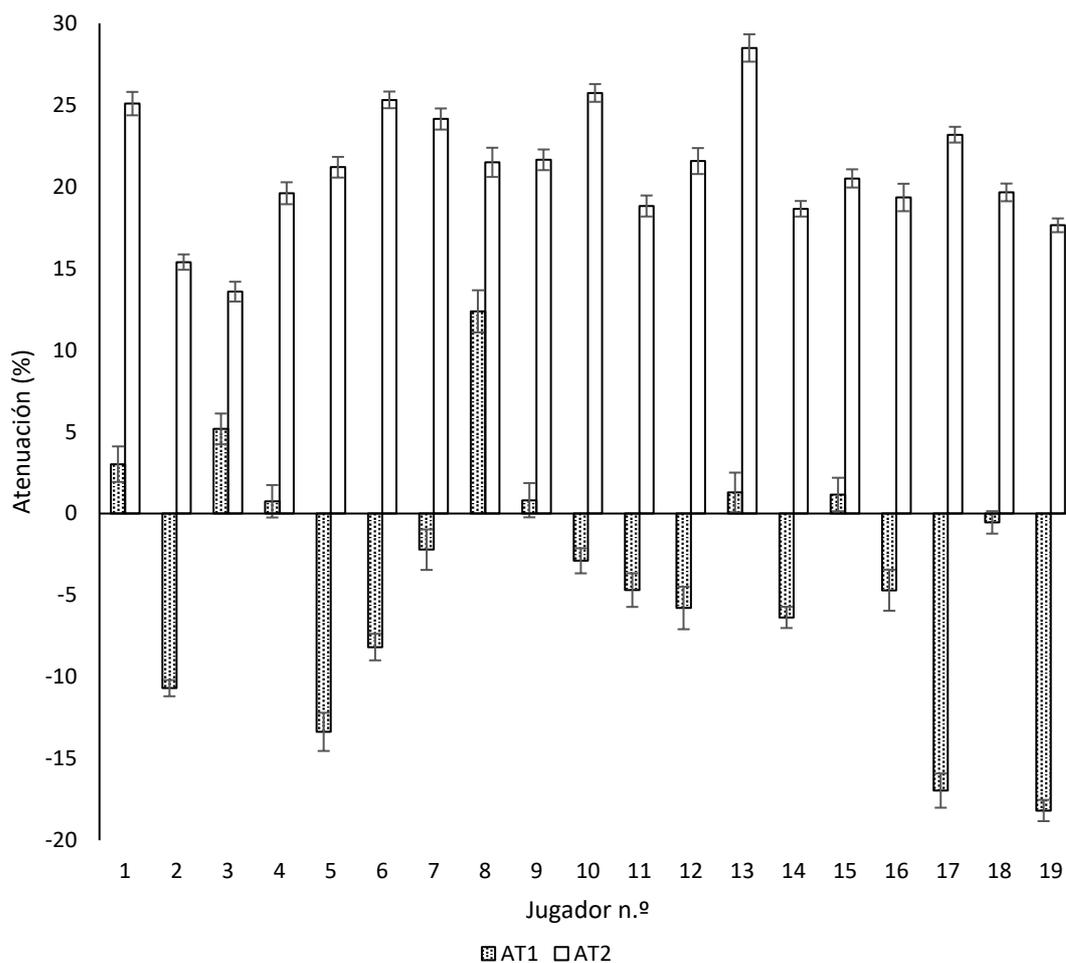


Figura 97. AT1 y AT2 de cada jugador (medias y errores estándar)

Como se puede apreciar en el gráfico que contiene las *curvas de densidad de Kernell* del histograma de frecuencia de los picos (Figura 98 y Figura suplementaria 13), los picos de aceleración en la columna alta y en la columna baja difieren entre los sujetos, pero la curva de los picos de la cabeza es muy similar en todos ellos. En todos los casos el pico de esta curva está próximo a los 20 m/s². Este hecho también se aprecia en la Tabla 31, donde el valor más alto para el pico de la cabeza es 21.5 m/s² (sujeto 3).

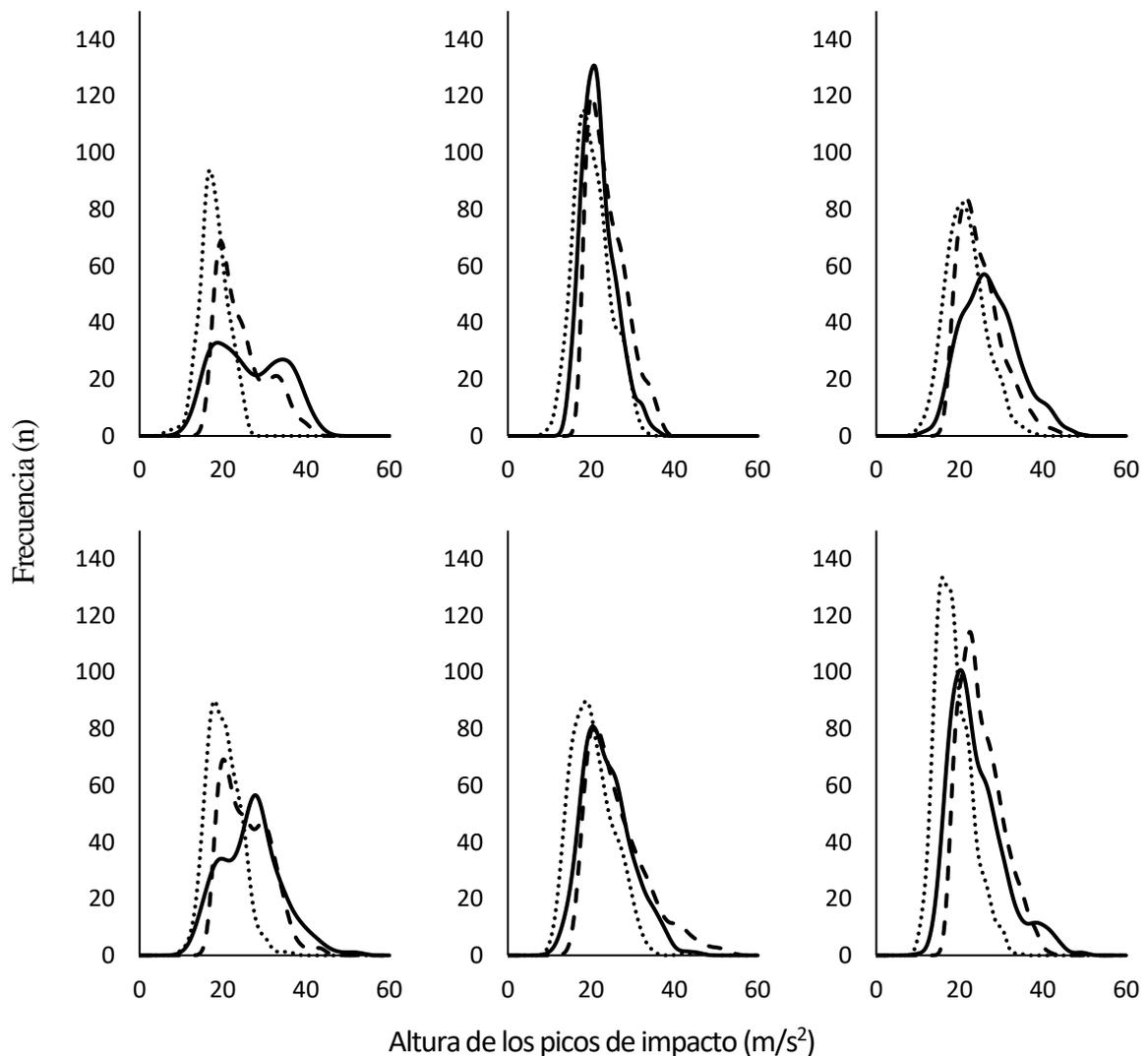


Figura 98. Gráficos de Kernell que muestran la frecuencia de los picos según su magnitud (m/s^2). En los Anexos se muestran las gráficas del resto de participantes

La altura media de los picos, la densidad de picos por jugador, y los resultados del ANOVA de medidas repetidas a nivel intra-sujeto para el experimento 2 se muestran en la Tabla 31. En casi todos los casos existieron diferencias significativas con tamaños de efecto grande entre el pico de la columna baja y el pico de la cabeza y entre el pico de la columna alta y el pico de la cabeza, pero no entre el pico de la columna baja y el pico de la columna alta.

Tabla 31. Resultados de la segunda parte del Estudio 17: situación de juego real (medias \pm DE)

Sujeto	Altura pico columna baja (m/s ²)	Altura pico columna alta (m/s ²)	Altura pico cabeza (m/s ²)	N total picos	Tasa picos (picos/min)	Cohen d 1	Cohen d 2	Cohen d 3
1	26.4 \pm 8	24.5 \pm 5.9	17.9 \pm 3.3	367	18	0.47	1.62	2.09
2	21.8 \pm 4	24 \pm 4.4	20.2 \pm 4.3	601	30	1.05	1.81	0.76
3	27.3 \pm 6.6	25.1 \pm 5.3	21.5 \pm 4.7	484	26	0.59	0.94	1.54
4	26.8 \pm 7.2	25.6 \pm 5.5	20.3 \pm 4	454	24	0.3	1.35	1.65
5	23.9 \pm 5.9	26.4 \pm 7.2	20.4 \pm 5.1	568	29	0.61	1.47	0.86
6	24 \pm 6.5	25.2 \pm 5	18.6 \pm 4.1	661	35	0.34	1.98	1.64
7	25.5 \pm 7.7	24.8 \pm 5.4	18.5 \pm 3.9	422	21	0.18	1.54	1.72
8	33.7 \pm 10.3	27.7 \pm 6.9	21.4 \pm 6.4	425	21	1.01	1.07	2.08
9	28.6 \pm 8.2	27.1 \pm 6.3	20.9 \pm 5	564	28	0.32	1.31	1.63
10	26.5 \pm 7.1	26.6 \pm 6.9	19.5 \pm 4.9	554	28	0.05	2.22	2.17
11	25.6 \pm 6.9	25.9 \pm 6.1	20.8 \pm 5.2	487	24	0.09	1.34	1.26
12	23 \pm 5.1	23.6 \pm 4.5	18.3 \pm 3.7	321	18	0.18	1.63	1.45
13	26.4 \pm 7.7	24.9 \pm 5.7	17.4 \pm 4.3	422	26	0.35	1.65	2
14	23.1 \pm 5.3	24.1 \pm 4.7	19.4 \pm 3.6	586	29	0.4	1.82	1.42
15	25.6 \pm 7.6	24.2 \pm 5.5	19 \pm 4.3	516	26	0.37	1.38	1.76
16	25.1 \pm 6.4	25.5 \pm 6.2	20.1 \pm 4.5	380	19	0.1	1.45	1.35
17	22 \pm 4.9	25.1 \pm 5.2	19.1 \pm 3.8	559	28	1.12	2.14	1.02
18	25.6 \pm 6.4	25.1 \pm 6	19.8 \pm 4.3	783	39	0.12	1.52	1.64
19	21.5 \pm 4.3	25 \pm 4.9	20.4 \pm 4.1	918	45	1.38	1.81	0.42

Cohen d 1 se corresponde a la comparación picos columna baja vs. picos columna alta; *Cohen d 2* se corresponde a la comparación picos columna alta vs. picos de la cabeza y *Cohen d 3* se corresponde a la comparación picos de la columna baja y picos de la cabeza.

El tiempo medio transcurrido entre la aparición del pico de la columna baja y la aparición del pico de la columna alta en número de muestras fue de $1 + 0.5$ muestras y entre el pico de la columna alta y el pico de la cabeza fue de $0.6 + 0.5$. En ningún caso hubo valores por debajo de 0 ó por encima de 2. Esto indica que los picos en los tres sensores sucedieron prácticamente en el mismo momento.

Cuando se compararon las medias de todos los sujetos los resultados fueron similares a los del análisis intra-sujeto. Existieron diferencias significativas entre la magnitud del pico de la columna baja, de la columna alta y de la cabeza ($p < 0.001$; $F = 92.67$; $df = 2$) y el tamaño del efecto fue grande ($\eta^2 = 0.84$). El análisis *post-hoc* mostró diferencias entre los picos de impacto en la cabeza y los picos de impacto en la columna baja y en la columna alta ($p < 0.001$ en ambos casos) con un tamaño de efecto grande (la *cohen d* fue de 3.85 y 3.79, respectivamente) pero no existieron

diferencias significativas entre los picos de la columna baja y los picos de la columna alta ($p = 0.97$).

Por último, existió una correlación muy fuerte entre la altura del pico de la columna baja y la ATI ($r = 0.89$) (Figura 99). Entre la altura del pico de la columna alta y la ATI la correlación fue débil ($r = 0.14$).

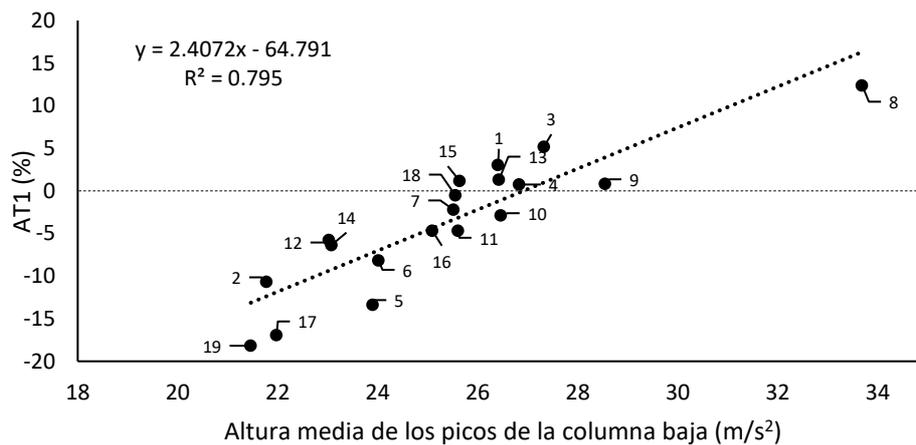


Figura 99. Recta de regresión que relaciona la media picos de impacto en la columna baja y el porcentaje de atenuación medio (los números hacen referencia a los jugadores).

Discusión

Al igual que ocurre en la marcha y carrera, en los desplazamientos de un partido de tenis se ponen en juego una serie de mecanismos de atenuación que impiden que los picos de impacto de la cabeza sean excesivamente altos. No parece que haya mecanismos de atenuación claros entre la columna baja y la columna alta. Otro hallazgo interesante de esta investigación es que durante los golpes parecen producirse mayores picos de impacto que en los desplazamientos previos. Se requieren más estudios que analicen los picos de impacto en acciones de juego y que estudien los mecanismos biomecánicos involucrados en la atenuación de los picos de impacto.

No hemos encontrado ningún trabajo que analice la atenuación durante partidos reales de tenis o de algún otro deporte de equipo o de oposición, con los que podamos comparar los datos de nuestro estudio. Si hay mucha literatura en relación a la marcha y a la carrera. Por ejemplo en el caso de la marcha las aceleraciones verticales halladas en la zona de la pelvis fueron menores que en el presente estudio, siendo incluso menores de 10 m/s^2 (Menz, Lord y Fitzpatrick, 2003). En un trabajo con corredores (Kawabata *et al.*, 2013) se analizaron los picos de aceleración en la

columna baja y en la columna alta. En este estudio corrieron sobre tierra a velocidades de entre 8 a 15 km/h y a diferencia de nuestro trabajo existieron diferencias significativas entre los picos de aceleración vertical de la columna baja y de la columna alta (esas diferencias fueron dependientes de la velocidad de carrera). Se hallaron aceleraciones comprendidas entre 30 y 50 m/s² (los autores no proporcionan este dato, pero se puede deducir de la observación de las gráficas), mayores que las del presente estudio (Tabla 30; Tabla 31). En la tibia las aceleraciones en carrera son de aproximadamente 60 m/s² a un 50% de la velocidad máxima y de aproximadamente 100 m/s² al 100% de la velocidad máxima (Mercer et al., 2002), bastante superiores que las encontradas en este estudio en la columna baja, que es donde mayores picos de impacto hallamos. En la cabeza las aceleraciones fueron de aproximadamente 14 y de 19 m/s² a esas dos velocidades. Además, los picos de impacto en la cabeza no aumentaron en la misma proporción que en el caso de las piernas, lo que indica que existieron una serie de mecanismos de atenuación que impidieron que los picos de la cabeza superasen un umbral. En el caso de nuestro estudio los picos de la cabeza fueron muy similares (próximos a los 20 m/s²).

En el presente estudio la *AT2* fue mayor del 15% en todos los sujetos, indicando que entre la columna alta y la cabeza existe un mecanismo de atenuación de los picos de impacto muy evidente, similar a lo que se ha encontrado en el caso de la carrera (Figura 97). Estos mecanismos de atenuación podrían servir para mejorar la estabilidad de la cabeza, facilitar la visión durante la locomoción y la estabilidad dinámica (Pozzo *et al.*, 1990). Esto puede ser especialmente importante en el caso del tenis, donde el jugador siempre debe mantener la mirada en la pista contraria y debe lograr un buen equilibrio dinámico en los pasos previos al golpeo. Futuros estudios deberían estudiar las acciones cinemáticas y de control neuromuscular encargadas de atenuar los picos de impacto en la columna cervical en el caso del tenis. Por otro lado, la *AT1* fue muy variable entre sujetos (Figura 97). Además, en la mayor parte de la muestra fue negativa (Figura 97; Figura 99). Esto indica que en la columna torácica no existió una atenuación de los picos de impacto. En tan solo dos sujetos (3 y 8) esta atenuación fue positiva y mayor del 5 % (Figura 97; Figura 99). Son dos de los sujetos con los mayores picos en la columna baja (Tabla 30; Figura 99) lo que quizás deban compensar incrementando los mecanismos de atenuación de la columna torácica. No está claro si esta atenuación se debe principalmente a la capacidad amortiguadora de las estructuras pasivas (tendones y discos intervertebrales) o a mecanismos de control neuromuscular. Al respecto Castillo y Lieberman (2018) señalan que la actividad de los músculos del tronco podría ser el principal factor que influye en la rigidez lumbar dinámica y por consiguiente en la respuesta de amortiguación. Los sujetos 2, 5, 17 y 19 registraron una *AT1* negativa de mayor magnitud que el resto (Figura 97). Son también los sujetos que tienen menores picos

de impacto en la columna baja (Tabla 30; Figura 99). Quizás en su caso los mecanismos de atenuación en la columna torácica no cobran tanta importancia como los sujetos con mayores picos de impacto en la columna baja.

La principal limitación de este estudio es que no se tuvo en cuenta la desalineación entre los ejes de los sensores y la vertical. Eso puede provocar que en apoyos en los que el tronco o la cabeza no estuvieran alineados con la vertical, se subestimase la magnitud del pico de impacto. Sin embargo, no creemos que esto haya afectado demasiado a los resultados ya que el tronco y la cabeza, probablemente se hallaran en una posición casi vertical en los apoyos tal y como se sugiere en otros trabajos similares (Mercer et al., 2010). A pesar de esta limitación creemos que los datos de este trabajo deben ser tenidos en cuenta, considerando que es el único estudio que conocemos en el que se analizan los picos de impacto en situaciones reales de juego. Futuros trabajos de investigación deberían, además de realizar un análisis temporal de la señal, hacerlo en el dominio de la frecuencia, tal y como recomiendan algunos autores conocidos en la materia. Por otro lado, sería muy interesante realizar un análisis comparativo de los picos de impacto durante diferentes tipos de golpes (saque, derecha, revés) y diferentes tipos de apoyos (monopodales, bipodales, golpeando en posición abierta o cerrada), lo que podría hacerse sincronizando las señales de aceleración con una cámara de alta velocidad.

Consideraciones finales

Existen numerosos trabajos que analizan la atenuación de los picos de impacto en dirección cráneo-caudal en estudios de marcha y en la carrera. Según nuestro conocimiento, este es el primer trabajo que analiza la atenuación de los picos de impacto en el caso del tenis. Los picos de impacto en la columna baja y en la columna alta fueron muy similares en la mayor parte de la muestra analizada, indicando que en este caso no parece existir un mecanismo de atenuación claro (incluso hay unos pocos jugadores en los que se alcanzaron mayores picos en la columna alta que en la columna baja). Sin embargo, sí que hubo diferencias entre los picos de columna alta y los picos de la cabeza, lo que indica que en la zona cervical se ponen en marcha una serie de mecanismos de amortiguación que impiden que haya unos picos excesivamente elevados en la cabeza.

CAPÍTULO 5

DISCUSIÓN GENERAL



La presente tesis trata de evaluar y desarrollar pruebas de evaluación específicas para jugadores de tenis y jugadores de pádel, que cumplan con las siguientes condiciones: que sean de corta duración, que se basen en tecnologías portables y de bajo coste y que repliquen las condiciones reales de juego (para ello se proponen principalmente pruebas de campo). Se muestran además una serie de resultados relacionados con algunas de las pruebas propuestas. Dividiremos esta discusión general en tres bloques, tal y como hemos hecho a lo largo de toda esta tesis.

BLOQUE DE CONDICIÓN FÍSICA

PROPUESTA DE UNA BATERÍA DE PRUEBAS PARA JÓVENES JUGADORES DE PÁDEL

En el primer estudio del bloque de condición física se muestran los resultados de una batería de pruebas de condición física para pádel. Ya que no existe mucha bibliografía al respecto las pruebas se establecieron basándose en la literatura de tenis. Los resultados de las pruebas de condición física parecen mejores que los de la media de la población general, pero se muestran peores que los de tenistas de la misma edad y de un nivel de juego supuestamente similar. Quizás esto se deba a que el pádel es un deporte más joven que el tenis, y quizás aún no ha alcanzado el mismo nivel de profesionalidad. También es posible que en el pádel actual la condición física no tenga la misma importancia que en el tenis y que sea un deporte eminentemente táctico como opinan gran parte de los entrenadores con conocimiento de ambos deportes. Al respecto, los estudios que analizan las exigencias físicas de ambos deportes en situación de competición muestran valores similares por ejemplo en el consumo de oxígeno. En el trabajo de revisión de Kovacs (2007) se indica que el VO₂max de tenistas de élite varía entre 55 ml/kg/min y 65 ml/kg/min y Carrasco, Romero, Sañudo y de Hoyo (2011) hallaron valores de 55 ml/kg/min en padelistas. En cuanto a las distancias recorridas en los partidos en tenis se hallaron valores de 3500 m en jugadores avanzados en una hora de juego (Fernandez-Fernandez, Sanz-Rivas, Sanchez-Muñoz, et al., 2009) mientras que en pádel se hallaron valores de 2900 metros por partido (50% en fase activa y 50% en fase pasiva) (Ramón-llín et al., 2021). Por el contrario, Castillo-Rodríguez et al. (2014) mostraron diferentes distancias recorridas por partido en padelistas de diferentes niveles (la distancia recorrida fue de 1117 m los jugadores de nivel más alto y de 2320 m de los jugadores con un nivel más bajo). Se requieren más estudios que comparen las exigencias físicas entre ambos deportes. De este estudio también se concluye se extraen otras conclusiones como:

- La duración de la prueba de agilidad propuesta es mayor que la duración media de los puntos en un partido: la prueba de cambio de dirección duró ~17 segundos (Figura 23, página 120) y la duración media de los puntos de pádel es de 8-12 segundos (García-Benítez et al., 2018). Por tanto, habría que adaptar dicha prueba, disminuyendo el número de trayectos, para promover una mayor similitud con las exigencias de competición.
- La prueba de saltos repetidos no se realizó de manera correcta ya que no se apreció una disminución de la altura de los saltos a lo largo de la prueba como debería ocurrir teniendo en cuenta que la energía para esta prueba se produce por vías metabólicas anaeróbicas (Hoffman & Kang, 2002). Pensamos que, en deportistas que no tienen un patrón de salto bien asentado, se requiere de una familiarización previa.
- La prueba de la plancha lumbar usada (también conocida como el *Test de Sorensen*) provocó molestias en la columna en la mayor parte de los sujetos estudiados por lo que se desaconseja su uso en esta población. Habría que probar si una variante de esta prueba, como la propuesta en el estudio de Champagne *et al.* (2008) alivia un poco la tensión en la parte baja de la columna.

RELACIÓN ENTRE LA POTENCIA GENERAL Y EL RENDIMIENTO DE GOLPEO

En el segundo trabajo del bloque de condición física se analiza la relación entre la potencia general, evaluada con el lanzamiento de balón medicinal y el rendimiento de golpeo. Se seleccionó este test porque al igual que ocurre en los golpes de tenis se produce un aumento progresivo en la velocidad angular de los segmentos implicados, siguiendo una secuencia de activación muscular próximo-distal. También se incluyó el test de fuerza de prensión manual por diferentes motivos: I) por ser una prueba muy fácil de aplicar, II) porque en literatura hay numerosos trabajos con los que se pueden comparar los resultados; III) porque además se sugiere que la fuerza de prensión manual es un buen predictor de la fuerza muscular general (Wind, Takken, Helders y Engelbert, 2010); IV) porque una mayor fuerza de prensión manual podría evitar que se produjeran rotaciones innecesarias en el antebrazo, sobre todo en impactos descentrados, donde se crea un momento de fuerza de rotación sobre el eje longitudinal de la raqueta (Kentel, King y Mitchell, 2011) y V) algunos han hallado una relación entre la fuerza de prensión manual y el rendimiento de golpeo (Girard y Millet, 2009; Kraemer et al., 1995; Pugh et al., 2003). El lanzamiento de balón medicinal por el lado dominante se correlacionó con la velocidad de la derecha más rápida ($r = 0.52$; $p = 0.017$; Figura 31; pág. 137) y también con la precisión del revés ($r = 0.49$; $p = 0.024$, Figura 32; pág. 137). Del mismo modo la fuerza de prensión manual se correlacionó con la velocidad de la derecha más rápida de cada

jugador ($r = 0.52$; $p = 0.019$; Figura 33; pág. 137). Los datos de otros estudios que analizan la relación entre las medidas de fuerza y la potencia de golpeo son muy diferentes entre sí. Por ejemplo, Kraemer et al. (1995) encontraron correlaciones más altas entre la velocidad de golpeo y la fuerza isocinética de los miembros inferiores (con valores de r^2 próximos a 0.8). Otros autores también encuentran una correlación alta entre la fuerza del miembro inferior y el rendimiento. Por ejemplo, el SJ, el CMJ y el DJ se correlacionan de manera positiva con el nivel de juego ($r = 0.71$, $r = 0.80$ y $r = 0.66$, respectivamente) (Girard y Millet, 2009). En el caso de los miembros superiores no se encuentran correlaciones tan altas. Por ejemplo, Baiget et al. (2016) encontraron correlaciones de entre 0.36 y 0.67 con la velocidad del servicio (la mayor correlación se halló con la fuerza isométrica de rotación interna de hombro). A pesar de que el patrón de activación muscular del lanzamiento de balón medicinal lateral es similar al patrón de activación de la derecha de tenis, existen ciertas diferencias como: I) la mayor duración de la actividad muscular en el lanzamiento de balón medicinal y II) diferencias en la señal de electromiografía de algunos grupos musculares analizados como el bíceps braquial o el pectoral mayor, que fue mayor en el lanzamiento de balón medicinal (Genevois, Creveaux, Hautier, & Rogowski, 2015). Estudios futuros deberían estudiar la correlación con el rendimiento de golpeo de test físicos más específicos. Sin embargo, los resultados de este trabajo indican que los test empleados (lanzamiento de balón medicinal lateral y fuerza de prensión manual) permiten predecir un porcentaje alto de la velocidad de la pelota (de más del 25%) y precisión de la pelota por lo que podrían incluirse en las baterías de pruebas de deportistas de raqueta. También se concluye que los lanzamientos de balón medicinal se pueden considerar como un método adecuado para la mejora de la potencia muscular en los deportes de raqueta.

PROPUESTA DE UN SISTEMA DE CRONOMETRAJE LOWCOST

En el tercer trabajo presentado en este bloque se muestra una tecnología *lowcost* para evaluar el tiempo en un esprint de ida y vuelta, un test muy específico para deportistas de raqueta. Por ejemplo, Kovacs, Roetert y Ellenbecker (2015) indican que la capacidad de aceleración, desaceleración y la capacidad de cambio de dirección se relacionan con el rendimiento en tenistas, habiendo entre 4 y 6 cambios de dirección (con un rango de entre 4 y 21) en un punto de tenis según Kovalchik y Reid (2017). La metodología mostrada en este estudio se basa en el uso de dos aplicaciones móviles con un coste menor de 5 euros: *Laptracker* y *Videography*. El error de medición fue de 0.05 segundos en el caso de la aplicación *Laptracker* (Figura 37; pág. 146) y de 0.018 segundos en el caso de la aplicación *Videography* (Figura 38; pág. 147). Cuando, en vez de medir sprints reales, se usó un objeto cilíndrico como activador de la cámara del móvil el error fue algo menor (0.011 segundos y -

0.003 segundos, respectivamente). Cuando se midieron esprints reales los brazos del corredor cortaban el campo de visión de la cámara antes que el tronco, de ahí la diferencia entre ambos experimentos. Estudios anteriores con cronometradores humanos hallan errores en estos de entre 2 y 3 décimas de segundo en una prueba de esprint de 35 metros (Mann, Ivey, Brechue y Mayhew, 2015). Las fuentes del error humano son el tiempo de reacción humano y los problemas de paralelismo (Faux y Godolphin, 2019). La metodología de cronometraje propuesta en esta tesis podría adaptarse para ser usada en diferentes pruebas. Por ejemplo, se podría usar para ver los tiempos de cada trayecto en un test de esprints repetidos específico orientado a deportes de raqueta, como el mostrado en el trabajo de Fernandez-Fernandez, Zimek, Wiewelhove, & Ferrauti (2012) o podría usarse para medir el tiempo global en pruebas de agilidad como la propuesto por Sekulic et al. (2014). También podría usarse en otros test de agilidad más genéricos que aparecen de manera recurrente en la literatura, como por ejemplo el test 4 x 10 (Ortega et al., 2008) o el test de esprints repetidos de te Wierike et al. (2014). Para estudios en los que se busca una precisión mayor creemos que sigue siendo necesario el uso de las barreras fotoeléctricas (Bond, Willaert y Noonan, 2017; Bond, Willaert, Rudningen y Noonan, 2017; Earp y Newton, 2012).

BLOQUE DE EVALUACIÓN TÉCNICA/BIOMECÁNICA

EVALUACIÓN DE LA PRECISIÓN EN TENISTAS Y PADELISTAS

El bloque de rendimiento es sin duda al que se le ha dedicado el mayor número de horas de estudio. Se muestran una serie de metodologías evaluación de bajo coste para deportistas de raqueta.

La precisión de golpeo es una de las variables que más determinan el rendimiento en estos deportes rendimiento (Landlinger, Stöggl, Lindinger, Wagner, & Müller, 2012). Pensamos que en estudios donde la precisión es el principal objeto de estudio es mucho más correcto medir la precisión como una variable continua (distancia al centro de la diana), que usar sistemas categóricos basados en áreas de puntuación, donde se le da el mismo valor a una pelota que se escapa de los límites por centímetros que una pelota que se escapa por metros (Davey, Thorpe y Williams, 2002; Smekal et al., 2000; Strecker et al. 2011). Los sistemas de evaluación de la precisión como variable continua son especialmente interesantes en estudios intra sujeto de medidas repetidas ya que son más sensibles para captar las diferencias que los sistemas basados en dianas.

En la presente tesis se usó la metodología de evaluación de la precisión mencionada (considerando la precisión como una variable continua), tanto en pádel

como en tenis, obteniendo resultados similares. En el caso del pádel se comparó la precisión de diferentes tipos de golpes en una prueba específica de campo, en la que se incluyeron golpes con bote, golpes sin bote (voleas) y golpes tras un rebote en la pared. El golpeo más preciso fue la volea de derecha paralela (la distancia media de todos los sujetos al centro de la diana fue de 118 cm) y el menos preciso el golpeo de pared de revés (la distancia media al centro de la diana de aproximadamente 164 cm). Del mismo modo en un estudio similar de tenis se obtuvo una mayor precisión con el golpeo de derecha que con el golpeo de revés (Mavvidis et al., 2010). Una posible explicación para esto es que la cinemática del húmero y el antebrazo del patrón de lanzamiento aprendido en la infancia (Stodden, Langendorfer, Fleisig y Andrews, 2006) tiene una mayor similitud con el golpe de derecha que con el golpe de revés. En este mismo sentido Watson y Kimura (1989) indican que desde que nacemos la anatomía y la fisiología humana se prepara para realizar los lanzamientos por la parte dominante del cuerpo. Cuando se comparó la precisión de los tiros cruzados y de los tiros paralelos se obtuvo una mayor precisión con los segundos. Por el contrario, Perry et al. (2004a) indican que tenistas adolescentes tenían más precisión cuando jugaron tiros cruzados que cuando estos fueron paralelos, pero solo en el caso del revés. Quizás esta discrepancia se debió a que en nuestro caso no se pidió a los jugadores que golpearan la pelota con potencia mientras que en el estudio mencionado sí. Si hubiéramos pedido a los jugadores que golpearan con potencia probablemente hubieran cometido más errores al golpear en paralelo, teniendo en cuenta que la pelota debe caer en un espacio menor que en los tiros cruzados.

En el caso del estudio de precisión en tenis además de la distancia euclídea al centro de la diana, se calculó la elipse de confianza de los botes de la pelota en la pista. Basándose en otros trabajos en los que se analizó la precisión en tenis o en otros deportes de naturaleza balística se calcularon los siguientes parámetros: el área de la elipse de confianza, la distancia del centro de la elipse al centro de la diana (en el eje medio-lateral, en el eje longitudinal y la distancia euclídea), la excentricidad de la elipse de confianza y el ángulo de su eje mayor respecto a la línea lateral de la pista de tenis (Shinya et al., 2017; Yamamoto, Shinya, & Kudo, 2018). Cuando se comparó el golpeo de derecha y el golpeo de revés encontramos diferencias significativas en el área de la elipse de confianza (34 m^2 para el golpeo de derecha vs 40 m^2 para el golpeo de revés) y en la distancia longitudinal del centro de la elipse al centro de la diana (123 cm vs. 164 cm), obteniéndose mejores resultados con la derecha **Tabla 13169**. Por el contrario, Davey et al. (2002), Lyons et al., (2013) y Strecker et al. (2011) no hallaron diferencias significativas entre la precisión de la derecha y el revés en el caso del tenis. Quizás los jugadores eran de más nivel y los programas de entrenamiento habían logrado equilibrar las diferencias entre ambos golpes. Otra posible explicación está en la resolución del sistema utilizado para medir la precisión

ya que, en estos trabajos, se mide el error como la suma de puntos obtenidos utilizando un sistema basado en áreas de puntuación, y no como una medida continua (error en cm al centro de la diana) que puede ser más sensible para captar posibles diferencias. La velocidad del golpeo de derecha -medida mediante un radar de velocidad- también fue mayor que la del golpeo de revés (107 km/h vs. 97 km/h). Analizando los parámetros de la elipse de confianza no solo se evalúa la magnitud del error sino también la forma en la que se distribuye dicho error, lo que en el área del control motor se denomina como la estructura probabilística del error (incluye el estudio de la magnitud y de la forma del error). Tanto en el estudio de precisión de pádel, como en el estudio de precisión de tenis se halló una mayor magnitud del error en la dirección longitudinal de la pista. Esto ocurrió en otros estudios similares en beisbol (Hore et al., 2002; Kawamura et al., 2017; Shinya et al., 2017) y en deportes de raqueta (Vergauwen, Spaepen, Lefevre, & Hespel, 1998; Yamamoto et al., 2018). Una posible explicación se basa en la teoría de la *ventana óptima de lanzamiento* (Calvin, 1993). Dicha teoría señala que en una tarea de lanzamiento la precisión espacial depende en gran medida del momento de liberación del proyectil (Freeston et al., 2015; Freeston y Rooney, 2014). En el caso de los deportes de raqueta podríamos hacer una analogía y llamarla teoría de la *ventana óptima de golpeo*. Otras investigaciones sobre la precisión de golpeo en tenis han estudiado la importancia de la trayectoria inicial de la raqueta sobre el éxito del tiro, definido como la pelota que pasa por encima de la red y bota dentro del límite de la línea de fondo (Blackwell y Knudson, 2005; Brody, 1987; Knudson y Blackwell, 2005). Para mejorar la precisión global parece más importante cambiar las ubicaciones del objetivo en la dirección longitudinal que en la dirección medio-lateral. Dado que investigaciones anteriores han demostrado que la precisión en la dirección longitudinal depende principalmente de la cinemática de la raqueta (Blackwell y Knudson, 2005; Brody, 1987; Knudson y Blackwell, 2005), también parece importante incluir ejercicios para que los jugadores tomen conciencia de la posición de la cabeza de la raqueta cerca del momento del impacto. Por ejemplo, el uso de ayudas cinestésicas por parte del entrenador, o la realización de golpes con bolas estáticas a velocidad ultra lenta, pueden ser beneficiosos. También se podrían incluir ejercicios en los que el jugador tiene que modificar la velocidad, la altura y/o el efecto de la pelota, ya que estos tres factores determinan la trayectoria de la pelota en la dirección longitudinal. El control de la altura de golpeo puede entrenarse, por ejemplo, mediante el uso de cuerdas que eleven la altura de la red; la velocidad se puede alterar marcando una línea de potencia detrás de la línea de fondo que la pelota debe cruzar después del primer bote (Smekal et al., 2000). Los planes de entrenamiento también podrían abordar el comportamiento conservador de los jugadores (en el presente trabajo, los tenistas hicieron más tiros cortos que largos), o la peor precisión del golpe de revés. La efectividad de tales estrategias de entrenamiento necesitaría ser confirmada con estudios de intervención.

Uno de los estudios de este trabajo (Estudio 6), muestra una plantilla de cálculo de Excel, asociada a una prueba de golpeo en pista que permite estudiar la estructura probabilística del error de un jugador. Existen tecnologías basadas en visión artificial que permiten marcar la zona de bote de la pelota con una alta precisión. Algunos ejemplos son el *Ojo de Halcón* (Hawk-Eye Innovations, 2016) o las pistas de tenis inteligentes de la empresa *Play-Sight* (PlaySight Interactive, Ltd., Kokhav Ya'ir, Israel). El *Ojo de Halcón* se utiliza durante torneos de alto nivel y los datos que proporcionan se han utilizado en diferentes trabajos de investigación (Reid, Morgan y Whiteside, 2016; Wei, Lucey, Morgan y Sridharan, 2013). El problema de estas tecnologías es que son muy caras y de difícil montaje. En la bibliografía científica se muestran otras soluciones, como la propuesta por Messelodi, Modena, Ropele, Marcon y Sgrò (2019) o Wawrzyniak y Kowalski (2016). También hay soluciones más baratas como la aplicación de tenis *Swing Vision* para *iOS* (Mangolytics Inc., 2019), basada en inteligencia artificial, el sistema *Mojjo*, que utiliza dos cámaras simples para teléfonos móviles (*Mojjo*, 2019, París, Francia), o "*In/Out*", una cámara doble que se coloca en la red y que extrae parámetros como la velocidad de la pelota, la altura de la pelota respecto de la red y la zona de localización del bote. Sin embargo, muchos de estos sistemas requieren que las condiciones de iluminación sean óptimas para poder localizar la pelota de manera automática. La plantilla de *Excel* que se propone funciona de manera manual, el usuario es quién debe localizar los botes de la pelota. Ello aumenta el tiempo de análisis, pero permite su uso prácticamente en cualquier escenario. Se pueden realizar cuatro tipos diferentes de test de precisión: uno en el que se golpea de manera alternativa de derecha y revés en paralelo, uno similar, pero golpeando cruzado, uno en el que se golpea solo de derecha, cambiando de paralelo a cruzado y un último en el que se golpea de revés alternando tiros paralelos y tiros cruzados. La metodología de análisis propuesta podría servir para evaluar como la precisión se ve afectada por variables como la fatiga (Lyons et al., 2013), las características de la raqueta (Bower y Cross, 2005), aspectos mentales (Robin et al., 2007), variables cinemáticas relacionadas con la pelota que se acerca al jugador (Bower y Sinclair, 2007) o con la pelota que sale de la raqueta (Knudson y Blackwell, 2005). Sería también interesante estudiar la relación entre la precisión y la velocidad de la pelota, un tema de estudio muy frecuente en el área de control motor (Fitts, 1954; Holzer et al., 1994).

EVALUACIÓN DE LA CINEMÁTICA DE GOLPEO

En el bloque de evaluación biomecánica se proponen dos tipos diferentes de herramientas de evaluación de la técnica: la fotogrametría *2D/3D* y los sensores inerciales.

Evaluación de la cinemática de golpeo en pista mediante fotogrametría

En el estudio 7 se muestra una plantilla de cálculo de Excel que, en base a las coordenadas de la raqueta permite generar un informe en formato papel o en formato de vídeo que incluye variables cinemáticas de interés de la raqueta y de la pelota. A pesar de que existen herramientas de bajo coste de evaluación cinemática tanto para análisis bidimensional (Kinovea, Tracker, Dartfish) como para análisis tridimensional (SkillSpector, Check 3D, Argus 3D o DLTdv8), la mostrada en este documento es una de las pocas elaboradas *ad hoc* para analizar la cinemática de golpeo en deportes de raqueta. Presenta dos versiones: una para evaluar la cinemática en 3D, que requiere la grabación del golpeo desde dos puntos de vista diferentes y que implementa el algoritmo DLT y otra más simple que usa un sistema de calibración basado en un factor de escala y que solo requiere de una grabación desde un punto de vista lateral. Teniendo en cuenta que los golpes de tenis implican giros en todas las direcciones del movimiento, para estudios en los que se requiere una mayor precisión se recomienda realizar un análisis 3D (Tubez et al., 2017). El análisis 2D permite obtener datos de manera más inmediata, por lo que por ejemplo puede ser útil si se quiere corregir la técnica mediante *biofeedback* (Boyer, Miltenberger, Batsche, Fogel y LeBlanc, 2009; Guadagnoli, Holcomb y Davis, 2002; O'Donoghue, 2006; Potdevin et al., 2018). Uno de las principales aportaciones de este estudio es la implementación del algoritmo DLT en Excel, algo que no hemos visto en la literatura científica. Este algoritmo se usa en softwares de cálculo más complejos como Matlab (Chien, 2020; Reinschmidt y van den Bogert, 1997), GNU Octave (Reinschmidt y van den Bogert, 1997), R (Olsen y Westneat, 2015) o Python (Ray, 2019). Además, se propone un sistema de calibración portátil, basado en una vara vertical que se va colocando en diferentes puntos del espacio. Esto facilita su uso en competición, a diferencia de las tradicionales estructuras de calibración, difíciles de colocar en ciertos casos.

Evaluación de la cinemática de golpeo en pista mediante el uso de giróscopos IMU

En la presente tesis también se proponen para la evaluación de la técnica el uso de los *giróscopos IMU*. A diferencia de los sistemas fotogramétricos se trata de una tecnología portable, que puede ser usada en prácticamente cualquier ambiente y que no requiere de una colocación precisa sobre puntos anatómicos concretos. Además, muchos de estos sistemas tienen una alta frecuencia de muestreo, permitiendo grabar gestos muy rápidos (como los golpes de tenis) y presentan una memoria interna, por lo que pueden ser usados en ausencia de ordenadores u otros

dispositivos electrónicos. Permiten realizar grabaciones largas y aplicar técnicas de análisis de datos basadas en la inteligencia artificial (Whiteside, Cant, Connolly y Reid, 2011). Por todo ello permiten recoger datos en situaciones de campo (Girard, Sciberras, et al., 2005; Svensson y Drust, 2005). Los test de campo permiten evaluar la técnica en condiciones más similares a las de la competición y los entrenamientos que los test de laboratorio y por tanto permiten una reproducción más fiel de los patrones motores reales (Ahmaidi, Collomp, Caillaud y Prefaut, 1992; Da Silva et al., 2011).

Validez de los giróscopos IMU para evaluar la cinemática de golpeo

Para evaluar la precisión y la fiabilidad de un sistema de giróscopos IMU se usó como referencia un sistema fotogramétrico de alta precisión. Los giróscopos mostraron una alta fiabilidad y una diferencia de medida pequeña respecto al sistema fotogramétrico. Las correlaciones oscilaron entre 0.951 y 0.993 y la magnitud de las diferencias varió entre 4.4 y 35.4 grados/segundo (en valores relativos a las velocidades angulares máxima alcanzadas el error fue de un 5%) (Tabla 17; pág. 215). Dicho error puede ser considerado pequeño teniendo en cuenta las diferencias halladas en estudios de tipo inter sujeto e intra sujeto, que analizan la cinemática de golpeo en el tenis. Por ejemplo, Ahmadi, Rowlands, & James (2010b) hallaron diferencias en el saque entre jugadores de diferente nivel de más de 800 grados/segundo en la rotación interna del brazo y de más de 300 grados/segundo en la flexión de muñeca o Knudson & Bahamonde (1999a) y Akutagawa & Kojima, (2005) encontraron diferencias de aproximadamente 200 grados/segundo en la rotación del tronco entre el revés a dos manos y a una mano. En estudios de tipo intra sujeto las diferencias de otros estudios son también notablemente mayores que el error de medida de los giróscopos IMU. Por ejemplo, cuando se comparó la velocidad angular de la muñeca, del codo, del tronco y de las rodillas en golpes ejecutados por el mismo jugador, pero realizados a tres velocidades distintas, se hallaron diferencias de aproximadamente 400 grados/segundo en la flexión de muñeca, de 100 grados/segundo en la extensión del codo y de 150 grados/segundo en la rotación del tronco. Estos valores superan el error de medida encontrado en este estudio, por lo que se puede concluir que los giróscopos IMU son suficientemente sensibles para captar las diferencias y por tanto pueden ser usados como alternativa a los sistemas fotogramétricos 3D en estudios de campo. En la presente tesis se les ha dado diferentes, que se exponen en los siguientes apartados.

Predicción de la velocidad de la pelota y análisis de la participación segmentaria en un test de campo

En el estudio 9 se analizó la capacidad de los giróscopos IMU para predecir la velocidad de la pelota. Además, fueron colocados en diferentes segmentos corporales, permitiendo estimar la participación de cada segmento en la cadena cinética de golpeo. En otros estudios de tenis (Buthe, Blanke, Capkevics, & Troster, 2016; Sharma, Srivastava, Anand, Prakash, & Kaligounder, 2017), de bádminton (Chew, Sim, Fai y Su, 2015) o de análisis del lanzamiento (Grimpampi, Masci, Pesce, & Vannozzi, 2016) se les ha dado un uso similar. Teniendo en cuenta que en los deportes de raqueta existe un incremento de la velocidad angular próximo distal, no solo es interesante analizar la magnitud de los picos de velocidad angular sino también la coordinación inter segmentaria (Landlinger, Lindinger, Stöggl, Wagner, & Müller, 2010). Esto podría hacerse analizando los momentos de aparición de los picos de velocidad angular (Landlinger et al., 2010). En el estudio 9 tres jugadores de nivel competitivo realizaron una prueba de golpeo con giróscopos IMU colocados en antebrazo, brazo, cabeza y tronco. Las correlaciones de los picos de velocidad angular con la velocidad de la pelota medida con un radar de velocidad fueron muy altas. Por ejemplo, los modelos lineales múltiples mostraron valores de la r^2 ajustada de 0.96, 0.91 y 0.93 (derecha, revés y saque) para el jugador uno, de 0.9, 0.88 y 0.94 para el jugador 2 y de 0.94, 0.89 y 0.91 para el jugador 3. Las correlaciones parciales también mostraron valores altos, en especial las rotaciones del tronco sobre el *eje x* del sensor y las rotaciones del antebrazo sobre el *eje y* y sobre el *eje z* (mayores de 0.7 en muchos de los casos) (Tabla 18; pág. 225). En el caso del servicio los picos de velocidad angular sobre el *eje x* del sensor del antebrazo también tuvieron una alta correlación con la velocidad de la pelota. La principal limitación de este estudio es que los giróscopos no proporcionan una medida de orientación del segmento sobre el que se colocan, por lo que no se pueden conocer las velocidades angulares de los movimientos anatómicos (flexión y extensión, abducción y aducción, rotación interna y rotación externa). A pesar de ello estudiando movimientos analíticos podemos predecir que movimiento provoca en mayor o menor medida el pico de velocidad angular de cada sensor sobre cada eje. Por ejemplo, los picos de velocidad angular sobre el *eje x* del sensor se deben principalmente a los movimientos de los segmentos sobre sus ejes longitudinales: rotación del tronco sobre su eje longitudinal, rotación interna y externa de brazo y pronosupinación de antebrazo. Estos movimientos tienen una alta implicación en los golpes. Los valores de rotación sobre el *eje x* del sensor del tronco muestran valores similares (~400 grados/segundo) a los encontrados en estudios que emplean fotogrametría 3D y que estudian la rotación del tronco sobre su eje axial (Knudson & Bahamonde, 1999). En el caso del brazo y antebrazo se encontraron valores de velocidad angular muy altos, mayores de 1000 grados por

segundo en algunos casos. La rotación del sensor del brazo sobre su *eje x* podría corresponderse con la rotación del brazo sobre su eje longitudinal. Este movimiento en el caso del servicio es especialmente importante (Reid et al., 2015). En cuanto a la rotación del sensor del antebrazo sobre su *eje x* podría corresponderse a la pronación de la muñeca. En el caso del servicio, donde este movimiento es muy evidente, se hallaron valores por encima de 1300 grados/s. No está claro si en el servicio este movimiento ayuda a generar velocidad de la pelota o sirve para orientar las cuerdas hacia la pelota antes del impacto (Sprigings et al., 1994; Tanabe y Ito, 2007; Whiteside, Elliott, Lay y Reid, 2015b). En el caso de la derecha y el revés estos valores fueron menores (~750 grados/s) (Tabla 18; pág. 225). Al respecto, Reid, Elliott y Crespo (2013) señalan que la rotación de la muñeca sobre su eje longitudinal en el golpe de derecha (pronación) parece ser la consecuencia del golpe y no contribuye a incrementar la velocidad de la cabeza de la raqueta. El pico de velocidad angular del tronco sobre los *ejes yz* probablemente se produzca en los movimientos de flexo-extensión y de inclinación lateral del tronco. Los valores de velocidad angular del sensor del tronco sobre el *eje z* son similares a los hallados por Fleisig et al. (2003) para el movimiento de rotación *hombro sobre hombro*. Este movimiento permite la rotación interna de la parte superior del brazo (Elliott, 2006) y permite golpear la pelota en un punto más adelantado (Whiteside, Elliott, Lay, y Reid, 2013). Además, favorece la transmisión del momento angular (Bahamonde, 2000) al colocar las caderas y el tronco en una posición favorable para permitir la flexión y elevación del tronco y del brazo-raqueta. En el brazo y el antebrazo las velocidades angulares sobre el *eje y* también fueron altas (> 1000 grados/s; Tabla 18; pág. 225). Hemos observado que en jugadores más liftadores las velocidades angulares sobre el *eje z* del sensor son mayores que en jugadores que juegan más plano, tanto en la derecha, como en el revés, como en el saque, por lo que quizás los picos sobre este sensor-eje se deban principalmente al movimiento de abducción del brazo y el antebrazo, que facilita la generación de efecto liftado. Se requiere un estudio más profundo con fotogrametría 3D para confirmarlo. Teniendo en cuenta la posición de los sensores, los picos de velocidad angular sobre el *eje y* de brazo y antebrazo podrían corresponderse con el movimiento de abducción horizontal del brazo, un importante contribuyente para la generación de velocidad (Reid, Elliott, et al., 2013). Otros hallazgos interesantes del presente estudio se mencionan a continuación:

- Se halló una mayor velocidad angular de rotación del tronco sobre su eje longitudinal en el revés que en la derecha y en el saque. Los tres jugadores analizados golpeaban el revés a dos manos y Groppe (1993) y Hsin-Chen et al. (2005) indican que en este gesto técnico la acción de giro de tronco es un importante contribuyente en la generación de la velocidad de la pelota.

- En el caso de la derecha y el saque los tiempos entre los picos de tronco, brazo y antebrazo fueron mayores que en el revés. Por ejemplo, las variables Tempo Ar-x-neg y Tempo Wry-pos fueron de 17 ± 7 y 17 ± 6 muestras en la derecha, de 13 ± 4 y 13 ± 6 muestras en el saque y de 7 ± 7 y 7 ± 3 muestras en el revés. Probablemente en el golpeo de revés, el tronco, el brazo y el antebrazo se muevan como una única unidad. Al respecto Reid y Elliot (2002), señalan que en el revés a dos manos primero se produce una rotación de caderas que se acompaña de la rotación conjunta del segmento tronco-brazo-raqueta.
- Existe una gran variabilidad en el momento de aparición del pico de velocidad angular de la cabeza (las desviaciones estándar fueron altas). Tan solo hemos encontrado un estudio en el que se analiza la cinemática de la cabeza en los golpes (Lafont, 2008). Este autor indica que los jugadores de élite fijan la mirada en la dirección del golpeo. En nuestro trabajo los picos de velocidad angular de la cabeza fueron menores que los del tronco (en la cabeza en ningún caso se superaron los 300 grados por segundo, mientras que en el tronco se hallaron valores superiores a los 500 grados por segundo), lo que sugiere que los jugadores analizados evitaron que la cabeza girase a la misma velocidad que el tronco. No está claro si esta fijación de la cabeza está más relacionada con el mantenimiento de una posición estable del cuerpo durante la ejecución del golpe o con la necesidad de extraer información operativa de la pelota (Lafont, 2008).

Comparación del revés a una y a dos manos en un test de campo

En el estudio 10 se usaron los giróscopos para comparar el revés a dos manos y a una sola mano, en dos jugadores, uno de competición y un principiante avanzado. La bibliografía previa indica que cada tipo de revés presenta sus ventajas. El revés a una mano permite devolver bolas que botan bajo con una menor flexión del tronco y presenta una mayor transferencia con el revés cortado y con la volea de revés (Groppel, 1993). El revés a dos manos permite una mayor generación de efecto y golpear con más comodidad las pelotas que superan la cintura del jugador (Groppel, 1993). A nivel articular el revés con dos manos parece que genera una mayor rotación de la cadera y una mayor rotación de tronco en el caso de las mujeres (Fanchiang et al., 2013). En cuanto a la velocidad de la raqueta no parece que haya diferencias (Reid y Elliot, 2002). En nuestro estudio se halló una mayor velocidad angular del tronco sobre el eje vertical en el revés a dos manos (453 vs. 626 grados/seg en el jugador de competición, siendo $p < 0.001$; y 606 vs. 796 grados/seg en el jugador amateur, siendo $p < 0.001$; Tabla 20; pág. 240) lo que cuadra con los resultados de los trabajos citados. La acción del antebrazo fue mayor en el revés a una mano que en el revés a dos manos en el jugador de competición (1462 + 165 vs. 1072 + 124 grados/s, siendo $p < 0.001$; Tabla 20; pág. 240). Al respecto Kawasaki et al. (2005) indican que, en los reveses a

una mano, existe una menor implicación de la parte superior del cuerpo y la pelvis, lo que probablemente se compense con una mayor acción del hombro y del codo.

Las correlaciones entre los picos de velocidad angular y la velocidad de la pelota en los estudios 9 y 10 fueron similares a los hallados en el estudio 11, donde se evaluó la precisión de dispositivos IMU comerciales (Zepp y Qlipp), comparándolos con un sistema fotogramétrico 3D. Keaney y Reid, 2018 sostienen que estos sensores podrían usarse para cuantificar la carga de entrenamiento y así prevenir lesiones por sobreuso, pero que para ello es necesario realizar estudios de validación. Tan solo hemos encontrado un trabajo publicado en una revista de impacto en el que estudie la validez de estos sensores y la muestra de este trabajo solo incluía a un jugador (Keaney y Reid, 2018). En nuestro trabajo hallamos una gran variabilidad en la precisión de la estimación de la velocidad entre diferentes jugadores, por lo que creemos que futuros estudios deberían evaluar a más tenistas. El tipo de golpeo también parece afectar a la precisión y por ejemplo en uno de los jugadores analizados el *Zepp* sobreestimó la velocidad del servicio e infraestimó la velocidad de la derecha y del revés (Figura 77; pág. 246). Los sensores inerciales evaluados en este trabajo (Zepp y Qlipp) son fiables (los valores *Lin CCC* fueron, casi todos, mayores de 0.75), por lo que parecen adecuados para medir la velocidad de pelota en estudios de medidas repetidas. Sin embargo, el error de la medida fue alto (de 10 km/h cuando se evaluaron los datos sin ajustar y de aproximadamente 7 km/h cuando se ajustaron los datos) por lo que no consideramos que estos dispositivos sean adecuados en estudios donde se requiera una buena precisión. En este caso sería mejor seguir utilizando radares de velocidad y fotogrametría 3D.

Análisis de la variabilidad motora en un test de campo

Los sensores inerciales parecen una herramienta alternativa a la fotogrametría para estudiar la variabilidad motora porque permiten analizar un alto número de golpes, lo que es fundamental para que la medida de variabilidad (p. ej. el coeficiente de variación) sea fiable (Lees y Rahnama, 2013; Tucker, Anderson y Kenny, 2013). En el estudio 12 se comparó la variabilidad de la derecha, el revés y el saque en un test de golpeo en pista mediante el uso de giróscopos IMU. Los coeficientes de variación oscilaron entre el 5% y el 25% (Tabla 23; pág. 256) similar a lo encontrado en estudios de variabilidad de otros gestos deportivos como el pateo de fútbol (Lees y Nolan, 2002) o el lanzamiento de waterpolo (Taylor et al., 2013). La mayor variabilidad motora se halló en el golpeo de derecha, concretamente en el sensor colocado en el antebrazo y en el de la cabeza. En el saque es donde hubo la menor variabilidad (los valores de CV máximos fueron del 15%), probablemente porque es más fácil para el jugador predecir la trayectoria de vuelo de la pelota antes del golpeo.

De nuevo se halló una alta variabilidad en las rotaciones del cuello, lo que indica que los jugadores realizan ajustes continuos con la cabeza, bien para mantener el cuerpo estable o bien para fijar la mirada en la pelota para extraer información de ella (Lafont, 2008). Si consideramos que la variabilidad está estrechamente ligada a la dificultad de la acción tal y como indican algunos autores (Antúnez et al., 2012; Button, Macleod, Sanders y Coleman, 2003; Lees y Rahnama, 2013) podemos concluir que la derecha y el revés presentan una mayor dificultad coordinativa que el servicio, contrario a lo que indican otros autores (Bahamonde, 2000; Olivier Girard, Micallef y Millet, 2005).

Análisis del remate por tres de pádel

En el estudio 13 el objeto de estudio fue el remate por tres metros de pádel. En este golpeo se intenta sacar la pelota por encima de la valla lateral después de que bote en el suelo y en la pared de fondo. Esto se consigue imprimiendo efecto liftado a la pelota para que toque la pared y rebote hacia arriba. A pesar de que la muestra estuvo conformada por solo tres sujetos creemos que los resultados de este trabajo son valiosos, teniendo en cuenta que es uno de los pocos estudios que analizan la biomecánica de golpeo en el pádel. En este caso se evaluó la señal de velocidad angular de un sensor triaxial colocado en el antebrazo y de otro en el brazo. Uno de los jugadores era profesional, otro era una joven promesa y el tercero era un jugador amateur. Igual que en el saque de tenis las mayores velocidades angulares se hallaron en el *eje x* del sensor del antebrazo, que probablemente capte sobre todo los movimientos de pronosupinación de este segmento, relacionado con la generación de potencia y/o con la correcta orientación de la cara de la raqueta (Sprigings et al., 1994; Tanabe y Ito, 2007; Whiteside, Elliott, Lay y Reid, 2015b). Además, existieron diferencias significativas entre el jugador amateur y ambos jugadores profesionales alcanzando el primero los menores valores de velocidad angular en este eje (~ 1350 grados/s vs ~ 2200 grados/s) (Figura 82; pág. 264). Sobre el *eje z* del antebrazo ocurrió algo similar, el jugador amateur alcanzó los menores picos de velocidad angular (~ 1000 grados/s vs. 1500 grados/s; $p < 0.001$) (Figura 82; pág. 264). Pensamos que en este eje los picos de velocidad angular se deben principalmente a la abducción del brazo-antebrazo, movimiento fundamental en la generación de efecto liftado. El jugador amateur sin embargo alcanzó una mayor velocidad angular sobre el *eje y* del sensor del antebrazo. Los picos sobre este eje podrían relacionarse con el avance hacia delante del brazo y por tanto con el golpeo plano. Finalmente, el análisis observacional mostró que los jugadores profesionales sacaban la pelota con un aparente menor esfuerzo gracias a la aplicación del efecto liftado.

BLOQUE DE EVALUACIÓN DE LA PREVENCIÓN DE LESIONES

En el bloque de evaluación de la prevención de lesiones se pueden diferenciar tres líneas de investigación, todas ellas relacionadas con el análisis postural:

- En los estudios 14 y 15 se analizan las asimetrías en jugadores de pádel.
- En el estudio 16 se evalúa un programa informático de análisis postural.
- En el estudio 17 se evalúan los picos de impacto (medidos con acelerómetros) y su atenuación a lo largo de la columna en partidos de tenis.

ASIMETRÍAS EN JÓVENES PADELISTAS DE COMPETICIÓN

En la primera línea de estudio (asimetrías en padelistas jóvenes de competición) se incluyen dos trabajos de investigación. En el primero se analizan las asimetrías en la masa magra (asimetrías estructurales) mediante bioimpedancia. En el segundo se estudiaron las asimetrías en la fuerza de prensión manual (asimetrías funcionales). En ambos casos se utilizó como grupo control a una cohorte de esquiadores de la misma edad y también de nivel competitivo. En los dos trabajos se hallaron mayores asimetrías en los padelistas, incluso antes de la edad de crecimiento pico en altura. La asimetría de masa magra en los padelistas fue del ~7% y en los esquiadores del ~1% (Tabla 25; 276) y la diferencia en la fuerza de prensión manual fue de ~5.5 kg en los padelistas y de ~0.5 kg en los esquiadores. Además, estas asimetrías fueron mayores en las categorías de mayor edad (Tabla 25, pág. 276; Tabla 27; pág. 285). Estos resultados indican que el pádel favorece la hipertrofia muscular o la actividad osteogénica incluso en los sujetos con un estado de madurez negativo, similar a lo que ocurre en otros deportes de raqueta (Lemos et al., 2019; Rogowski et al., 2008). Estos resultados no concuerdan con las conclusiones de trabajos anteriores que señalan que el entrenamiento de fuerza no provoca hipertrofia muscular en preadolescentes, debido a los bajos niveles de andrógenos circulantes (Ozmun, et al., 1993; Ramsay et al., 1989). Un entrenamiento de resistencia de 20 semanas (3 días por semana) aplicado en un grupo de chicos prepúberes resultó en cambios en algunas medidas de fuerza que fueron independientes del área transversal del músculo (Ramsay et al., 1989). Del mismo modo, después de un entrenamiento de 8 semanas, consistente en la realización de *curls* de bíceps tres veces por semana, se detectaron cambios en la fuerza muscular de los flexores del codo en prepúberes, pero no se observaron cambios en la circunferencia del brazo o en los pliegues de la piel (Ozmun et al., 1993). Los autores concluyeron que la mayoría de las ganancias de fuerza

muscular a edades tempranas se debieron a aumentos en la activación muscular (Ozmun et al., 1993). En esta línea, otros autores sugieren que el desarrollo de la fuerza muscular en niños prepúberes es impulsado por factores neuronales y no por una mayor hipertrofia muscular (Granacher et al., 2011). A diferencia de los programas de entrenamiento mostrados en estos trabajos, en los deportes de raqueta, las fuerzas ejercidas sobre las estructuras musculoesqueléticas del miembro superior dominante - a pesar de ser de intensidad moderada y de corta duración - se repiten a lo largo de todo un partido o entrenamiento, y se acumulan a lo largo de los años (Lucki y Nicolay, 2007).

VALIDEZ DE UNA METODOLOGÍA *LOWCOST* DE ANÁLISIS POSTURAL

En el estudio 16 se muestra una metodología de análisis postural basada en un *software* desarrollado en Microsoft Excel, en cámaras de bajo coste económico y en un sistema de calibración portable. Esta metodología permite evaluar por ejemplo las asimetrías posturales, que pueden ser frecuentes en los deportistas de raqueta. La precisión del método propuesto se comparó con un sistema de captura de movimiento de alto coste y con una precisión submilimétrica. Los errores mostrados fueron de aproximadamente 2 mm y 1-2 grados (Tabla 29; pág. 301). Estos datos son coherentes con los de otros trabajos en los que se evalúa la precisión del algoritmo DLT (el algoritmo implementado en la hoja de Excel para reconstruir la posición tridimensional de los marcadores a partir de las coordenadas 2D en píxeles). Por ejemplo, en un estudio de Challis y Kerwin (1992) en el que se analiza la precisión de este algoritmo utilizando diferentes tipos de volúmenes de calibración, se obtuvieron errores de entre 2 y 3 mm. Los datos de fiabilidad también fueron buenos (tanto a nivel inter evaluador como intra evaluador) por lo que recomendamos el uso de la plantilla de Excel para estudios intra sujeto. Una de las grandes ventajas de este programa respecto a otros softwares de análisis postural es que proporciona una medida del error, algo fundamental en este tipo de estudios, teniendo en cuenta que el error de medida depende de diferentes variables como como el algoritmo utilizado (Aritan, 2010), la resolución de las cámaras (Codarin et al., 2012), el tipo de volumen de calibración utilizado (Challis y Kerwin, 1992), el número de cámaras utilizadas para reconstruir la posición 3D, el ángulo entre las cámaras (Di Marco et al., 2017) o la distorsión de la lente de la cámara (Rossi et al., 2015). Harrison et al. (2008) indican que las mediciones de traslación horizontal y vertical con un error de menos de 5 mm y las rotaciones con un sesgo de menor de 5° son aceptables para el uso clínico (ambas magnitudes del error son superiores a las halladas en nuestro estudio).

ESTUDIO DE LOS PICOS DE IMPACTO Y SU ATENUACIÓN EN PARTIDOS DE TENIS

En el último estudio de este bloque (estudio 17) se analizaron los picos de impacto (medidos con acelerómetros) en la columna durante partidos de tenis. Se colocaron tres sensores: uno en la columna baja (sacro), uno en la columna alta (esternón) y uno en la cabeza. Se analizó tanto la magnitud de los picos de impacto como su atenuación a lo largo de la columna. Entre los picos de la columna baja y los picos de la columna alta no existieron diferencias significativas (Tabla 31, pág. 320), indicando que no existen mecanismos de atenuación evidentes en el tronco. Sin embargo, entre la columna alta y el cuello sí que existieron diferencias significativas. De hecho, los picos de aceleración de la cabeza fueron (en todos los sujetos analizados) de aproximadamente 20 m/s^2 . En un estudio previo con corredores los picos de impacto fueron de aproximadamente 14 y 19 m/s^2 (al 50% y al 100% de la velocidad máxima), valores similares a los de nuestro estudio. Todo ello sugiere que, en el tenis, al igual que sucede en la carrera, existen una serie de mecanismos de atenuación en la articulación del cuello que impiden que los picos de la cabeza superen un umbral. De esta forma los reflejos vestibulo oculares no se ven comprometidos (Lim, Busa, van Emmerik, & Hamill, 2017; Pozzo, Berthoz, & Lefort, 1990). Se necesitan más estudios que analicen la magnitud de los impactos verticales en las acciones de juego, y que analicen los mecanismos biomecánicos involucrados en la atenuación de estos picos de impacto.

LÍNEAS FUTURAS DE ESTUDIO

Algunas de las posibles líneas de investigación futuras para cada uno de los bloques descritos en la presente tesis se describen a continuación.

BLOQUE DE CONDICIÓN FÍSICA

- Profundizar en la relación entre diferentes variables de fuerza y potencia y la velocidad y precisión de golpeo. Se podrían usar test analíticos o con gran similitud con la cadena cinética de golpeo.
- Diseñar un test específico de resistencia para pádel, que incluya los golpes y desplazamientos más habituales y que tenga en cuenta los tiempos de actividad y los descansos de las competiciones.

BLOQUE BIOMECÁNICO/TÉCNICO

- Diseñar un software en Microsoft *Excel* que permita estimar la velocidad de la pelota y el tipo de golpe en base a los picos de velocidad angular que proporcionan los giróscopos.
- Comparar la precisión entre diferentes tipos de golpes utilizando el test y la herramienta de *Excel* desarrollada. Se pueden usar como variables predictoras la posición de las piernas en el golpe (abierta, perpendicular o cerrada), la dirección del golpe (paralelo o cruzado), el tipo de efecto (cortado, liftado o plano) o la velocidad del golpeo.
- Estudiar cómo afectan las características de la raqueta (peso, tamaño, momento de inercia, tensión del cordaje) sobre algunas de las variables analizadas en la presente tesis: velocidad y precisión de golpeo, variabilidad técnica medida con los giróscopos, velocidad angular de los sensores en diferentes localizaciones corporales.
- Relacionar variables de composición corporal medidas con *bioimpedancia* y variables antropométricas evaluadas con la hoja de *Excel* de fotogrametría 3D con variables relacionadas con el rendimiento de golpeo (velocidad y precisión).
- Usar los picos de velocidad angular de los giróscopos para técnicas de aprendizaje basadas en el *biofeedback*.
- Validar las hojas de *Excel* de evaluación de la cinemática de golpeo, comparando los resultados que proporciona con los de un *software* de captura 3D de alta precisión.

BLOQUE DE PREVENCIÓN DE LESIONES

- Comparar las asimetrías corporales entre diferentes deportes de raqueta (tenis, padel y bádminton) mediante *bioimpedancia*. Incluir como variables independientes el sexo, la edad, el nivel de juego, el número de horas de entrenamiento y la edad de inicio en el deporte de naturaleza asimétrica.
- Mejorar la hoja de *Excel* de fotogrametría 3D incorporando variables más complejas. Por ejemplo, se podrían incluir parámetros antropométricos, relacionados con alteraciones a nivel escapular, frecuentes en los deportes de raqueta.
- Relacionar alteraciones funcionales (tales como el hombro del tenista o el codo de tenista) con asimetrías estructurales (de masa magra, de medidas antropométricas, etc.). A pesar de que existe una extensa bibliografía que analiza las asimetrías estructurales no hemos encontrado ningún trabajo, en deportes de raqueta, en la que estas se relacionen con alteraciones de la cinética articular.

- Estudiar la relación de las asimetrías de composición corporal con problemas musculoesqueléticos en la edad adulta (mediante estudios longitudinales prospectivos o retrospectivos).
- Tratar de cuantificar los test del protocolo de lesiones que desarrolló la USTA (2015), usando instrumentos de bajo coste (dinamómetros isométricos y goniómetros electrónicos).

INCLUSIÓN DE LOS PROTOCOLOS COMO FASE DEL PROCESO PEDAGÓGICO

- Analizar diferentes contextos de aprendizaje en las que se pueden aplicar los protocolos (clubes deportivos, escuelas, asociaciones, etc.).
- Aplicar los protocolos como instrumento de evaluación (continua-formativa) en procesos de enseñanza-aprendizaje (estudios longitudinales). En este sentido, sería interesante indagar en la especificidad o particularización de la aplicación de los protocolos en dichos procesos.
- Utilización de los protocolos como un recurso didáctico-metodológico para la enseñanza de: una técnica, una habilidad motriz, un patrón de movimiento, un plan estratégico o una competencia (cognitiva, física, actitudinal).

CAPÍTULO 6

CONCLUSIONES



CONCLUSIONES (ESPAÑOL)

En esta tesis, basándose en la literatura previa, se proponen una serie de métodos y herramientas de diagnóstico para deportes de raqueta, tanto de evaluación de la condición física, de evaluación biomecánico/técnica y de evaluación del riesgo de lesión. Se han seleccionado pruebas de bajo coste económico y/o que se puedan aplicar en condiciones de campo. Los hallazgos y aportaciones de mayor relevancia se exponen a continuación:

- Existe una correlación positiva entre la potencia global (evaluada mediante el lanzamiento de balón medicinal) y la velocidad y precisión de golpeo en tenistas amateurs. Teniendo en cuenta la magnitud de las correlaciones consideramos que el entrenamiento de la técnica, en tenistas con de nivel amateur, cobra más importancia que el entrenamiento de la potencia global de golpeo.
- Los errores en tenis se distribuyen según una *distribución binomial bivariada* (una elipse). El error en la dirección del golpeo es mayor que el error medio-lateral, lo que podría explicarse por una teoría que denominamos “*ventana óptima de impacto*”, que sería una adaptación a los deportes con implemento de la teoría conocida como la *ventana óptima de lanzamiento*. En el golpe de revés la magnitud del error es mayor que en la derecha, lo que podría explicarse por la mayor similitud del patrón de lanzamiento (aprendido en la infancia), con el patrón del golpeo de derecha.
- En la presente tesis se muestra un test de evaluación de la técnica de golpeo asociado a una plantilla de Excel, que permite estudiar la distribución probabilística del error. Recomendamos el uso de dicha prueba para estudios cuyo objetivo principal sea la evaluación de la precisión de golpeo, ya es más sensible que las pruebas basadas en áreas de puntuación, para medir la magnitud de las diferencias.
- También se muestra una herramienta de Excel de fácil uso que permite evaluar la cinemática de la raqueta en dos o tres dimensiones. La prueba 3D se basa en el algoritmo DLT y requiere del uso de dos cámaras. La prueba 2D solo requiere de una cámara colocada de perfil al jugador y usa un sistema de calibración sencillo basado en un factor de escala. Teniendo en cuenta que en los deportes de raqueta los movimientos se realizan sobre los tres planos del movimiento en estudios donde se requiere una alta precisión recomendamos el uso de la plantilla 3D. La plantilla de Excel proporciona un informe (en formato texto y en formato vídeo) que incluye las siguientes variables: trayectoria de la raqueta, altura de impacto, ángulo de la raqueta y de la pelota respecto a la horizontal, velocidad de la raqueta y de la pelota, aceleración de la raqueta o la ratio entre la velocidad de la raqueta y la velocidad de la pelota.

- Los giróscopos son válidos para medir parámetros de cinemática angular de golpeo, con un error respecto a un sistema de referencia basado en cámaras infrarrojas menor de 30 grados/segundo. Su alta fiabilidad hace que sean especialmente útiles en estudios de medidas repetidas.
- Los giróscopos permiten predecir la velocidad de la pelota y analizar la implicación de cada segmento en la cadena cinética de golpeo. Pueden ser una herramienta muy útil para usar en situaciones de campo. Se requieren más estudios que ayuden a entender a qué tipo de movimiento se corresponde cada pico de velocidad angular.
- Parece que en el revés a dos manos la velocidad angular del tronco sobre su eje longitudinal es mayor que en el revés a una mano y que en el revés a una mano hay un mayor uso del segmento brazo-antebrazo.
- Los golpes de fondo con desplazamiento (derecha y revés) tuvieron una mayor variabilidad motora que los servicios. El golpeo de derecha y los segmentos antebrazo y cabeza tuvieron los mayores valores de variabilidad motora. Esta mayor variabilidad podría deberse a una mayor complejidad coordinativa en los golpes de fondo respecto a los servicios.
- Los padelistas muestran mayores asimetrías que una cohorte similar de esquiadores, tanto para la masa magra de miembros superiores como para la fuerza de prensión manual. Dichas asimetrías, se producen incluso antes de la edad de crecimiento pico. Todo ello indica que el pádel es un deporte de naturaleza asimétrica y que por tanto los entrenadores deberían incluir en sus programas ejercicios para disminuir la aparición de asimetrías. Hacen falta más estudios que analicen la relación que existe entre las asimetrías estructurales y problemas de salud musculoesquelética en la edad adulta.
- El sistema fotogramétrico *low-cost* propuesto en esta tesis (basado en cámaras convencionales y en plantillas de *Excel*), mostró una alta precisión con errores menores a 2 mm y de 1-2 grados. Se muestra como una alternativa para centros médicos que tienen un presupuesto limitado. En futuros estudios se podría usar para evaluar la postura en deportes de raqueta.
- Durante las acciones específicas de tenis se produce una atenuación de los picos de impacto entre la columna alta y la cabeza, similar a lo que ocurre en otras actividades humanas como la carrera o marcha. Dicha atenuación podría impedir que los picos de impacto sean excesivos en la cabeza y así favorecer que el equilibrio no se vea afectado.

Finalmente, los protocolos propuestos podrían ser útiles para procesos de enseñanza-aprendizaje, concretamente en las fases de diagnóstico, metodología didáctica y evaluación de competencias de aprendizaje, aunque se requieren estudios al respecto.

CONCLUSIONS (ENGLISH)

This thesis proposes a battery of tests that could be carried out in two days: it includes a physical condition assessment test, a biomechanical/technical assessment test and an assessment test aimed at injury prevention. The most relevant conclusions are set out below:

- There is a positive correlation between overall power (assessed by medicine ball throwing) and speed and accuracy of hitting in amateur tennis players. However, taking into account the magnitude of the correlations, we consider that the training of the technique, in tennis players with amateur level, becomes more important than the training of the global hitting power.
- Errors in tennis are distributed according to a bivariate binomial distribution (an ellipse). The error in the direction of the stroke is greater than the mid-side error, which could be explained by a theory we call "optimal impact window", which would be an adaptation to sports with implementation of the theory known as the optimal throwing window. In the backhand stroke the magnitude of the error is greater than the forehand, which could be explained by the greater similarity of the throwing pattern (learned in childhood), with the pattern of the forehand stroke.
- This thesis shows an evaluation test of the striking technique associated with an Excel template, which allows studying the probability distribution of the error. We recommend the use of this test for studies whose main objective is the evaluation of hitting precision, since it allows to measure (with greater sensitivity) the magnitude of the differences than other tests in the literature based on a target system.
- Also shown is an easy-to-use Excel tool that allows you to evaluate the kinematics of the racket in two or three dimensions. The 3D test is based on the DLT algorithm and requires the use of two cameras. The 2D test only requires a camera positioned in profile to the player and uses a simple calibration system based on a scale factor. Taking into account that in racquet sports the movements are performed on the three planes of movement in studies where high precision is required, we recommend the use of the 3D template. The Excel template provides a report (in text and video format) that includes the following variables: racket trajectory, impact height, racket and ball angle relative to the horizontal, racket speed and the ball, racket acceleration or the ratio of racket speed to ball speed.
- Gyroscopes are valid for measuring angular kinematics parameters, with an error with respect to an infrared camera-based reference system of less than 30 degrees/second. Their high reliability makes them especially useful in studies of repeated measurements.

-
- The gyroscopes allow the speed of the ball to be measured accurately (using a sport radar as a reference system). Their weight and size allow them to be placed in different body locations and analyse the involvement of each segment in the hitting.
 - It seems that in the two-handed backhand the angular speed of the trunk on its longitudinal axis is greater than in the one-handed backhand and that in the one-handed backhand there is greater use of the arm-forearm segment.
 - Displaced groundstrokes (forehand and backhand) had a greater variability than the serves. The forehand stroke and the forearm and head segments had the highest values of motor variability. This suggests that groundstrokes have a greater coordination difficulty than services.
 - Paddle-tennis players show greater asymmetries than a similar cohort of skiers, both for the lean mass of upper limbs and for manual gripping force. Such asymmetries occur even before the peak growth age. All this indicates that paddle tennis is a sport of an asymmetric nature and therefore coaches should include in their programmes exercises to decrease the appearance of asymmetries. More studies are needed to analyse the relationship between structural asymmetries and musculoskeletal health problems in adulthood.
 - The low-cost photogrammetric system proposed in this thesis (based on conventional cameras and *Excel* templates), showed high accuracy with errors of less than 2 mm and between 1 and 2 degrees. It is proposed as an alternative for medical centres with a limited budget. In future studies it could be used to evaluate posture in racket sports.
 - During specific tennis actions there is an attenuation of the impact peaks between the upper trunk and the head, similar to what happens in other human activities such as running or walking. This attenuation could prevent the impact peaks from being excessive in the head and thus favour the balance not being affected.

7. REFERENCIAS

- (ITF) ITF (2017). About International Tennis number. Available at: <http://www.itftennis.com/home.aspx>.
- Abdel-Aziz YI & Karara HM (2015). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. *Photogramm Eng Remote Sensing* **81**, 103–107.
- Abu-Arafeh A, Jordan H & Drummond G (2016). Reporting of method comparison studies: a review of advice, an assessment of current practice, and specific suggestions for future reports. ; DOI: 10.1093/bja/aew320.
- Acedo DMG & Bella FA (2007). Estudio biomecánico y patomecánico en la práctica del padel. *Rev Española Podol* **18**, 176–183.
- Águila C, Sicilia A, Muyor JM & Orta A (2009). Cultura posmoderna y perfiles de práctica en los centros deportivos municipales. *Rev Int Med y Ciencias la Act Física y del Deport J Med Sci Phys Act Sport* **9**, 81–95.
- Ahmadi A (2010). Using MEMS Inertial Sensors to Monitor and Assess the Performance of Tennis Serve.
- Ahmadi A, Rowlands D & James DA (2009). Towards a wearable device for skill assessment and skill acquisition of a tennis player during the first serve. *Sport Technol* **2**, 129–136.
- Ahmadi A, Rowlands DD & James DA (2010). Development of inertial and novel marker-based techniques and analysis for upper arm rotational velocity measurements in tennis. *Sport Eng* **12**, 179–188.
- Ahmaidi S, Collomp K, Caillaud C & Prefaut C (1992). Maximal and functional aerobic capacity as assessed by two graduated field methods in comparison to laboratory exercise testing in moderately trained subjects. *Int J Sports Med* **13**, 243–248.
- Akutagawa S & Kojima T (2005). Trunk rotation torques through the hip joints during the one- and two-handed backhand tennis strokes. *J Sports Sci* **23**, 781–793.
- Allen T, Choppin S & Knudson D V. (2016). A review of tennis racket performance parameters. *Sport Eng* **19**, 1–11.
- Alvero C, Correas G, Ronconi M & Fernandez V (2011). La bioimpedancia eléctrica como método de estimación de la composición corporal. *Rev Andaluza Med del Deport* **4**, 17–28.
- Alves de Araújo ME, Bezerra da Silva E, Bragade Mello D, Cader SA, Shiguemi Inoue Salgado A & Dantas EHM (2012). The effectiveness of the Pilates method: Reducing the degree of non-structural scoliosis, and improving flexibility and pain in female college students. *J Bodyw Mov Ther* **16**, 191–198.

- Alyas F, Turner M & Connell D (2007). MRI findings in the lumbar spines of asymptomatic, adolescent, elite tennis players. *Br J Sports Med* **41**, 836–841.
- Amaral JF, Mancini M & Novo Júnior JM (2012). Comparison of three hand dynamometers in relation to the accuracy and precision of the measurements. *Rev Bras Fisioter* **16**, 216–224.
- Amaro-Gahete FJ, De-la-O A, Jurado-Fasoli L, Dote-Montero M, Gutierrez A, Ruiz JR & Castillo MJ (2019). Changes in physical fitness after 12 weeks of structured concurrent exercise training, high intensity interval training, or whole-body electromyostimulation training in sedentary middle-aged adults: A randomized controlled trial. *Front Physiol* **10**, 451.
- Anand A, Sharma M, Srivastava R, Kaligounder L & Prakash D (2017). Wearable motion sensor based analysis of swing sports. *Proc - 16th IEEE Int Conf Mach Learn Appl ICMLA 2017 2017-Decem*, 261–267.
- Anderson DL & Sidaway B (1994). Coordination changes associated with practice of a soccer kick. *Res Q Exerc Sport* **65**, 93–99.
- De Andrés T (2007). Test específico “tapas 6R” de resistencia a la velocidad en pádel. *Rev técnica pádel GAG* **4**, 2–3.
- Andrew DPS, Chow JW, Knudson D V. & Tillman MD (2003). Effect of ball size on player reaction and racket acceleration during the tennis volley. *J Sci Med Sport* **6**, 102–112.
- Anon (2016). A century of trends in adult human height. *Elife* **5**, 1–29.
- Anon (n.d.). International Padel Federation. Available at: <https://www.padelfip.com/es/> [Accessed April 5, 2020].
- Anon (n.d.). *Histórico de Licencias Deportivas en España*. Available at: <https://www.csd.gob.es/es/federaciones-y-asociaciones/federaciones-deportivas-espanolas/licencias>.
- Antúnez R, Hernández F, García J, Vaíllo R & Arroyo J (2012). Relationship between motor variability, accuracy, and ball speed in the tennis serve. *J Hum Kinet* **33**, 45–53.
- Argus C, Gill N, Keogh J & Hopkins W (2009). Acute Effect of Verbal Feedback on Explosive Upper-Body Performance in Elite Athletes. *Int Symp Biomech Sport*.
- Argus CK, Gill ND, Keogh JWL & Hopkins WG (2011). Acute effects of verbal feedback on upper-body performance in elite athletes. *J Strength Cond Res* **25**, 3282–3287.
- Aritan S (2010). Efficiency of non-linear lens distortion models in biomechanical

- analysis of human movement. *Meas J Int Meas Confed* **43**, 739–746.
- Arts IMP, Pillen S, Overeem S, Jurgen Schelhaas H & Zwarts MJ (2007). Rise and fall of skeletal muscle size over the entire life span. *J Am Geriatr Soc* **55**, 1150–1152.
- Bahamonde R (2005). Review of the biomechanical function of the elbow joint during tennis strokes. *Int Sport J* **6**, 42–63.
- Bahamonde RE (2000). Changes in angular momentum during the tennis serve. *J Sports Sci* **18**, 579–592.
- Bahamonde RE & Knudson D V. (2003). Kinetics of the upper extremity in the open and square stance tennis forehand. *J Sci Med Sport* **6**, 88–101.
- Baiget E, Corbi F, Fuentes JP & Fernandez-Fernandez J (2016). The Relationship between Maximum Isometric Strength and Ball Velocity in the Tennis Serve. *J Hum Kinet* **53**, 63–71.
- Baiget E, Fernández-Fernández J, Iglesias X, Vallejo L & Rodríguez FA (2014). On-Court Endurance and Performance Testing in Competitive Male Tennis Players. *J Strength Cond Res* **28**, 256–264.
- Balsalobre-Fernández C, Bishop C, Beltrán-Garrido JV, Cecilia-Gallego P, Cuenca-Amigó A, Romero-Rodríguez D & Madruga-Parera M (2019). The validity and reliability of a novel app for the measurement of change of direction performance. *J Sports Sci* **37**, 2420–2424.
- Bansal N (2008). Hand grip strength: Normative data for young adults. *Indian J Physiother Occup Ther* **2**, 29–33.
- Barnes JL, Schilling BK, Falvo MJ, Weiss LW, Creasy AK & Fry AC (2007). Relationship of jumping and agility performance in female volleyball athletes. *J Strength Cond Res* **21**, 1192–1196.
- Bartlett R (2014). *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns*. Routledge.
- Bartlett R, Davids K, Glazier P & Ara D (2003). Movement Systems As Dynamical Systems: The Functional Role Of Variability And Its Implications For Sports Medicine. *Sport Med* **33**, 245–260.
- Bartlett R, Wheat J & Robins M (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sport Biomech* **6**, 224–243.
- van Beers RJ (2012). How Does Our Motor System Determine Its Learning Rate? *PLoS One*; DOI: 10.1371/journal.pone.0049373.

- Bermúdez SR & Chaurra JT (2001). Orientaciones para la planificación del entrenamiento con niños. *Apunt Educ física y Deport* **3**, 45–52.
- Björklund G, Alricsson M & Svantesson U (2017). Using Bilateral Functional and Anthropometric Tests to Define Symmetry in Cross-Country Skiers. *J Hum Kinet* **60**, 9–18.
- Blache Y, Creveaux T, Dumas R, Chèze L & Rogowski I (2017). Glenohumeral contact force during flat and topspin tennis forehand drives. *Sport Biomech* **16**, 127–142.
- Blackwell J & Knudson D V. (2005). Vertical Plane Margins for Error in the Topspin Forehand of Intermediate Tennis. **9**, 83–86.
- Blackwell JR & Cole KJ (1994). Wrist kinematics differ in expert and novice tennis players performing the backhand stroke: Implications for tennis elbow. *J Biomech* **27**, 509–516.
- Bliss LS & Teeple P (2005). Core stability: the centerpiece of any training program. *Curr Sports Med Rep* **4**, 179–183.
- Bodden JG, Needham RA & Chockalingam N (2015). The effect of an intervention program on functional movement screen test scores in mixed martial arts athletes. **29**, 219–225.
- Boddington MK, Lambert MI & Waldeck MR (2004). Validity of a 5-meter multiple shuttle run test for assessing fitness of women field hockey players. *J strength Cond Res* **18**, 97–100.
- Boddy KJ, Marsh JA, Caravan A, Lindley KE, Scheffey JO & O'Connell ME (2019). Exploring wearable sensors as an alternative to marker-based motion capture in the pitching delivery. *PeerJ* **7**, e6365.
- Bond CW, Willaert EM & Noonan BC (2017a). Comparison of three timing systems: reliability and best practice recommendations in timing short-duration sprints. *J strength Cond Res* **31**, 1062–1071.
- Bond CW, Willaert EM, Rudningen KE & Noonan BC (2017b). Reliability of three timing systems used to time short on ice-skating sprints in ice hockey players. *J Strength Cond Res* **31**, 3279–3286.
- Borghese NA, Cerveri P & Rigioli P (2001). A fast method for calibrating video-based motion analysers using only a rigid bar. *Med Biol Eng Comput* **39**, 76–81.
- Bosco C (1987). Valoraciones funcionales de la fuerza dinámica, de la fuerza explosiva y de la potencia anaeróbica aláctica con los test de Bosco. *Apunt Med l" Esport* **24**, 151–156.

- Bower R & Cross R (2005). String tension effects on tennis ball rebound speed and accuracy during playing conditions. *J Sports Sci* **23**, 765–771.
- Bower R & Sinclair P (2007). Tennis racket stiffness, string tension and impact velocity effects on post-impact ball angular velocity. *Sport Eng* **10**, 111–122.
- Boyer E, Miltenberger RG, Batsche C, Fogel V & LeBlanc L (2009). Video Modeling By Experts With Video Feedback To Enhance Gymnastics Skills. *J Appl Behav Anal* **42**, 855–860.
- Bradshaw EJ & Aisbett B (2006). Visual guidance during competition performance and run-through training in long jumping. *Sport Biomech* **5**, 1–14.
- Bradshaw EJ, Maulder PS & Keogh JWL (2007). Biological movement variability during the sprint start: Performance enhancement or hindrance? *Sport Biomech* **6**, 246–260.
- Brechbuhl C, Girard O, Millet GP & Schmitt L (2016). On the use of a Test to Exhaustion Specific to Tennis (TEST) with ball hitting by elite players. *PLoS One* **11**, 1–14.
- Brody H (2006). Unforced errors and error reduction in tennis. *Br J Sports Med* **40**, 397–400.
- Brody H & Roetert P (2004). Optimizing ball and racket interaction. In *Biomedical Engineering Principles in Sports*, pp. 183–206. Springer.
- Buchner A, Erdfelder E, Faul F & Lang AG (2014). G* Power.(versión 3.1.9.2)[Software de computación]. *Recuper* <http://www.gpower.hhu>.
- Busa MA, Lim J, van Emmerik REA & Hamill J (2016). Head and Tibial Acceleration as a Function of Stride Frequency and Visual Feedback during Running ed. Alikhani M. *PLoS One* **11**, e0157297.
- Buthe L, Blanke U, Capkevics H & Troster G (2016). A wearable sensing system for timing analysis in tennis. *BSN 2016 - 13th Annu Body Sens Networks Conf* 43–48.
- Button C, Macleod M, Sanders R & Coleman S (2003). Examining movement variability in the basketball free-throw action at different skill levels. *Res Q Exerc Sport* **74**, 257–269.
- Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, Hageman PA & Heidel J (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clin Biomech* **18**, 435–443.
- Cadenas-Sanchez C, Sanchez-Delgado G, Martinez-Tellez B, Mora-Gonzalez J, Löf M, España-Romero V, Ruiz JR & Ortega FB (2016). Reliability and Validity of

- Different Models of TKK Hand Dynamometers. *Am J Occup Ther* **70**, 7004300010p1.
- Calbet JAL, Moysi JS, Dorado C & Rodriguez LP (1998). Bone mineral content and density in professional tennis players. *Calcif Tissue Int* **62**, 491–496.
- Calvin WH (1983). A stone's throw and its launch window: Timing precision and its implications for language and hominid brains. *J Theor Biol* **104**, 121–135.
- Calvin WH (1993). The unitary hypothesis: A common neural circuitry for novel manipulations, language, plan-ahead, and throwing. *Tools, Lang Cogn Hum Evol* 230–250.
- Capa RL, Marshall PJ, Shipley TF, Salesse RN & Bouquet CA (2011). Does motor interference arise from mirror system activation? The effect of prior visuo-motor practice on automatic imitation. *Psychol Res*; DOI: 10.1007/s00426-010-0303-6.
- Carrasco L, Pradas F, Floría P, Martínez A, Herrero R, Antonio J & Jurado G (2010). Grip Strength in Young Top-level Table Tennis Players. *Int J Table Tennis Sci* **6**, 64–67.
- Carrasco L, Romero S, Sañudo B & de Hoyo M (2011). Game analysis and energy requirements of paddle tennis competition. *Sci Sport* **26**, 338–344.
- Carter JEL (2002). Part 1: The Heath-Carter anthropometric somatotype-instruction manual. *Dep Exerc Nutr Sci San Diego State Univ*.
- Castellar C, Pradas F, Quintas A, Arraco S & Pérez JB (2015). Perfil condicional de jugadoras de pádel de élite. *Rev Andaluza Med del Deport* **8**, 185.
- Castellara C, Pradas F, Quintasb A, Arracoc S & Otínd D (2007). Perfil condicional de jugadores jóvenes de pádel. **4**, 5–23.
- Castillo-Lozano R & Casuso-Holgado MJ (2014). A comparison musculoskeletal injuries among junior and senior paddle-tennis players. *Sci Sport* **30**, 268–274.
- Castillo-Lozano R & Casuso-Holgado MJ (2017). Incidence of musculoskeletal sport injuries in a sample of male and female recreational paddle-tennis players. *J Sports Med Phys Fitness* **57**, 816–821.
- Castillo-Rodríguez A, Alvero-Cruz JR, Hernández-Mendo A & Fernández-García JC (2014). Physical and physiological responses in Paddle Tennis competition. *Int J Perform Anal Sport* **14**, 524–534.
- Castillo ER & Lieberman DE (2018). Shock attenuation in the human lumbar spine during walking and running. *J Exp Biol* **221**, jeb177949.

- Centers for Disease Control and Prevention (2010). Children's BMI tool for schools. Retrieved from. Available at: https://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/childrens_bmi/tool_for_schools.html.
- Challis JH (1995). A multiphase calibration procedure for the direct linear transformation. *J Appl Biomech* **11**, 351–358.
- Challis JH & Kerwin DG (1992). Accuracy assessment and control point configuration when using the DLT for photogrammetry. *J Biomech* **25**, 1053–1058.
- Champagne A, Descarreaux M & Lafond D (2008). Back and hip extensor muscles fatigue in healthy subjects: task-dependency effect of two variants of the Sorensen test. *Eur Spine J* **17**, 1721–1726.
- Chatterjee S & Hadi AS (2015). *Regression analysis by example*. John Wiley & Sons.
- Chavda S, Bromley T, Jarvis P, Williams S, Bishop C, Turner AN, Lake JP & Mundy PD (2018). Force-time characteristics of the countermovement jump: Analyzing the curve in excel. *Strength Cond J* **40**, 67–77.
- Chen H, Schall MC & Fethke N (2018). Accuracy of angular displacements and velocities from inertial-based inclinometers. *Appl Ergon* **67**, 151–161.
- Chew ZS, Sim L Sen, Fai YC & Su EL (2015). Investigation of sensor-based quantitative model for badminton skill analysis and assessment. *J Teknol* **72**, 93–96.
- Chien J (2020). Direct Linear Transformation (DLT) Solver. MATLAB Central File Exchange. Available at: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/65030-direct-linear-transformation-dlt-solver> [Accessed July 22, 2020].
- Choppin S, Goodwill S & Haake S (2011). Impact characteristics of the ball and racket during play at the Wimbledon qualifying tournament. *Sport Eng* **13**, 163–170.
- Chow JW, Carlton LG, Lim YT, Shim JH, Chae WS & Kuenster AF (1999). Muscle activation during the tennis volley. *Med Sci Sports Exerc* **31**, 846–854.
- Chung KC & Lark ME (2017). Upper extremity injuries in tennis players: diagnosis, treatment, and management. *Hand Clin* **33**, 175.
- Clark RA, Pua Y, Fortin K, Ritchie C, Webster KE, Denehy L & Bryant AL (2012). Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait Posture* **36**, 372–377.

- Codarin GF, Felicio LR, Coelho DM & Oliveira AS (2012). Analysis of angular reading distortions of photographic images. *Brazilian J Phys Ther* **16**, 309–313.
- Cohen DB, Mont MA, Campbell KR, Vogelstein BN & Loewy JW (1994). Upper Extremity Physical Factors Affecting Tennis Serve Velocity. *Am J Sports Med* **22**, 746–750.
- Cohen J (2013). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Routledge.
- Coleman SGS & Rankin AJ (2005). A three-dimensional examination of the planar nature of the golf swing. *J Sports Sci* **23**, 227–234.
- Cooke K, Quinn A & Sibte N (2011). Testing Speed and Agility in Elite Tennis Players. *Strength Cond J* **33**, 69–72.
- Cools AM, Johansson FR, Cambier DC, Velde A Vande, Palmans T & Witvrouw EE (2010). Descriptive profile of scapulothoracic position, strength and flexibility variables in adolescent elite tennis players. *Br J Sports Med* **44**, 678–684.
- Courel-Ibáñez J & Herrera-Gálvez JJ (2020). Fitness testing in padel: Performance differences according to players' competitive level. *Sci Sport* **35**, e11–e19.
- Courel Ibáñez J, Sánchez-Alcaraz Martín BJ, García Benítez S & Echegaray M (2017). Evolution of padel in Spain according to practitioners' gender and age. *Cultura_Ciencia_Deporte* **12**, 39–46.
- Couturier A (2018). Correlation Shift v2.1 (Origin Lab).
- Creveaux T, Sevrez V, Coste B & Rogowski I (2014). Methodological contribution to study the vibratory behaviour of tennis rackets following real forehand drive impact. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **17**, 150–151.
- Cromwell R, Schurter J, Shelton S & Vora S (2004). Head stabilization strategies in the sagittal plane during locomotor tasks. *Physiother Res Int* **9**, 33–42.
- Cronin JB & Templeton RL (2008). Timing light height affects sprint times. *J Strength Cond Res* **22**, 318–320.
- Crum B (2001). The “idola” of sport pedagogy researchers. *Quest* **53**, 184–191.
- D'Amico M, Kinel E & Roncoletta P (2017). *Normative 3D opto-electronic stereophotogrammetric posture and spine morphology data in young healthy adult population*.
- D'Isanto T, D'Elia F, Raiola G & Altavilla G (2019). Assessment of sport performance: Theoretical aspects and practical indications. *Sport Mont* **17**, 79–82.

- Davey PR, Thorpe R & Williams C (2003). Simulated tennis matchplay in a controlled environment. *J Sports Sci* **21**, 459–467.
- Davey PR, Thorpe RD & Williams C (2002). Fatigue decreases skilled tennis performance. *J Sports Sci* **20**, 311–318.
- Davids KW, Button C & Bennett SJ (2008). *Dynamics of skill acquisition: A constraints-led approach*. Human Kinetics.
- Davis IS, Bowser BJ & Mullineaux DR (2016). Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: A prospective investigation. *Br J Sports Med* **50**, 887–892.
- Delgado-García G, Vanrenterghem J, Courel-Ibáñez J, Ruiz-Malagon EJ, Ruiz-Alias S & Soto-Hermoso VM (2019a). A tennis field test to objectively measure the hitting accuracy based on an Excel spreadsheet: Practical guidelines and applications. *Int J Racket Sport Sci* **1**, 24–36.
- Delgado-García G, Vanrenterghem J, Mildenerger C, Gallego LR, Chicano-Gutiérrez JM & Manuel Soto-Hermoso V (2020a). Accuracy and reliability of a low-cost methodology to assess 3D body posture based on commercial cameras and Excel templates. *Measurement*108638.
- Delgado-garcía G, Vanrenterghem J, Munoz-garcía A, Molina-molina A & Soto-hermoso VM (2018). Does stroke performance in amateur tennis players depend on functional power generating capacity? *J Sports Med Phys Fitness*; DOI: 10.23736/S0022-4707.18.08518-3.
- Delgado-García G, Vanrenterghem J, Muñoz-García A, Ruiz-Malagón EJ, Mañas-Bastidas A & Soto-Hermoso VM (2019b). Probabilistic structure of errors in forehand and backhand groundstrokes of advanced tennis players. *Int J Perform Anal Sport* **00**, 1–13.
- Delgado-García G, Vanrenterghem J, Ruiz-Malagón EJ, Molina-García P, Courel-Ibáñez J & Soto-Hermoso VM (2020b). IMU gyroscopes are a valid alternative to 3D optical motion capture system for angular kinematics analysis in tennis. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sport Eng Technol* **0**, 1754337120965444.
- Delgado TL, Kubera-Shelton E, Robb RR, Hickman R, Wallmann HW & Dufek JS (2013). Effects of foot strike on low back posture, shock attenuation, and comfort in running. *Med Sci Sports Exerc* **45**, 490–496.
- Dines D, Ellenbecker TS & Berkowitz J (2018). Evaluation of the Shoulder and Elbow in the Elite Tennis Player. In *Tennis Medicine*, pp. 83–100. Springer.
- Drouin JM, Valovich-McLeod TC, Shultz SJ, Gansneder BM & Perrin DH (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol* **91**, 22–29.

- Duc C, Salvia P, Lubansu A, Feipel V & Aminian K (2014). A wearable inertial system to assess the cervical spine mobility: Comparison with an optoelectronic-based motion capture evaluation. *Med Eng Phys* **36**, 49–56.
- Ducher G, Courteix D, Meme S, Magni C, Viala JF & Benhamou CL (2005). Bone geometry in response to long-term tennis playing and its relationship with muscle volume: A quantitative magnetic resonance imaging study in tennis players. *Bone* **37**, 457–466.
- Dufek JS, Mercer JA & Griffin JR (2009). The effects of speed and surface compliance on shock attenuation characteristics for male and female runners. *J Appl Biomech* **25**, 219–228.
- Dunn M, Wheat J, Miller S, Haake S, Goodwill S & Federation IT (2012). Reconstructing 2D Planar Coordinates Using Linear and Non-Linear Techniques. *30th Annu Conf Biomech Sport* 380–383.
- Earp JE & Newton RU (2012). Advances in electronic timing systems: Considerations for selecting an appropriate timing system. *J Strength Cond Res* **26**, 1245–1248.
- Edouard P, Degache F, Oullion R, Plessis JY, Gleizes-Cervera S & Calmels P (2013). Shoulder strength imbalances as injury risk in handball. *Int J Sports Med* **34**, 654–660.
- Ekrami O, Claes P, White JD, Zaidi AA, Shriver MD & Van Dongen S (2018). Measuring asymmetry from high-density 3D surface scans: An application to human faces. *PLoS One* **13**, 1–17.
- Ellenbecker TS (2018). Musculoskeletal Screening for the elite and developing tennis player. In *Tennis Medicine*, pp. 131–145. Springer.
- Elliott B (2006). Biomechanics and tennis. *Br J Sports Med* **40**, 392–396.
- Elliott B, Dawson B & Pyke F (1985). The energetics of singles tennis. *J Hum Mov Stud* **11**, 11–20.
- Elliott B, Marsh T & Overheu P (1989). A Biomechanical Comparison of the Multisegment and Single Unit Topspin Forehand Drives in Tennis. *Int J Sport Biomech* **5**, 350–364.
- Elliott B, Takahashi K & Noffal G (1997). The influence of grip position on upper limb contributions to racket head velocity in a tennis forehand. *J Appl Biomech* **13**, 182–196.
- Elliott BC, Baxter KG & Besier TF (1999). Internal rotation of the upper-arm segment during a stretch-shorten cycle movement. *J Appl Biomech* **15**, 381–395.

- Elvin NG, Elvin AA & Arnoczky SP (2007). Correlation Between Ground Reaction Force and Tibial Acceleration in Vertical Jumping. *J Appl Biomech* **23**, 180–189.
- Engström E, Ottosson E, Wohlfart B, Grundström N & Wisén A (2012). Comparison of heart rate measured by Polar RS400 and ECG, validity and repeatability. *Adv Physiother* **14**, 115–122.
- Evans JD (1996). *Straightforward statistics for the behavioral sciences*. Brooks/Cole.
- Fanchiang H-C, Finch A & Ariel G (2013). Effects of one and two handed tennis backhands hit with varied power levels on torso rotation. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.
- Faria ER de, Faria FR de, Gonçalves VSS, Franceschini SCC, Peluzio M do CG, Ana LF da RS & Priore SE (2014). Prediction of body fat in adolescents : comparison of two electric bioimpedance devices with dual-energy X-ray absorptiometry. *Nutr Hosp* **30**, 1270–1278.
- Faux DA & Godolphin J (2019). Manual timing in physics experiments: Error and uncertainty. *Am J Phys* **87**, 110–115.
- Feng Y & Max L (2014). Accuracy and precision of a custom camera-based system for 2-D and 3-D motion tracking during speech and nonspeech motor tasks. *J Speech, Lang Hear Res* **57**, 426–438.
- FEP (2007). Prueba específica para pádel. Test “smash-suelo-pared” de coordinación de brazos y piernas. *Rev Técnica Pádel GAC* **3**, 2–3.
- Ferliche BDM & Delgado M (2003). La preparación biológica en la formación integral del deportista. *Barcelona Paid* 71–74.
- Fernandez-Fernandez, Jaime; Kinner, Vanessa; Ferrauti A (2010). The Physiological Demands of Hitting and Running in Tennis on Different Surfaces. *J Strength Cond Res* **24**, 3255–3264.
- Fernandez-Fernandez J, Ellenbecker T, Sanz-Rivas D, Ulbricht A & Ferrauti A (2013). Effects of a 6-week junior tennis conditioning program on service velocity. *J Sport Sci Med* **12**, 232–239.
- Fernandez-Fernandez J, Granacher U, Sanz-Rivas D, Sarabia JMM, Hernandez-Davo JL & Moya M (2017). Sequencing Effects of Neuromuscular Training on Physical Fitness in Youth Elite Tennis Players. *J strength Cond Res*.
- Fernandez-Fernandez J, Kinner V & Ferrauti A (2010). The physiological demands of hitting and running in tennis on different surfaces. *J Strength Cond Res* **24**, 3255–3264.
- Fernandez-Fernandez J, Sanz-Rivas D & Mendez-Villanueva A (2009a). A review

- of the activity profile and physiological demands of tennis match play. *Strength Cond J* **31**, 15–26.
- Fernandez-Fernandez J, Sanz-Rivas D, Sanchez-Muñoz C, Pluim BM, Tiemessen I & Mendez-Villanueva A (2009b). A comparison of the activity profile and physiological demands between advanced and recreational veteran tennis players. *J Strength Cond Res* **23**, 604–610.
- Fernandez-Fernandez J, Ulbricht A & Ferrauti A (2014). Fitness testing of tennis players: How valuable is it? *Br J Sports Med* **48**, i22–i31.
- Ferrauti A & Weber K (2001). Stroke situations in clay court tennis. *Unpubl data*.
- Ferreira EA, Duarte M, Maldonado EP, Bersanetti AA & Marques AP (2011). Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior, and lateral views. *J Manipulative Physiol Ther* **34**, 371–380.
- Filipic A, Cuk I & Filipic T (2016). Lateral asymmetry in upper and lower limb bioelectrical impedance analysis in youth tennis players | Análisis de asimetría lateral de impedancia bioeléctrica de miembros superiores e inferiores en jugadores jóvenes de tenis. *Int J Morphol* **34**, 890–895.
- Filipic A & Filipic T (2020). La relación de la Evaluación Funcional del Movimiento con las lesiones de los jóvenes jugadores de tenis. *RICYDE Rev Int Ciencias del Deport* **16**, 1–11.
- Fitts PM (1954a). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol* **47**, 381–391.
- Fitts PM (1954b). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol* **47**, 381–391.
- Fleisig G, Nicholls R, Elliott B & Escamilla R (2003). Kinematics used by world class tennis players... *Sport Biomech* **2**, 51–64.
- Fogt N & Persson TW (2017). A pilot study of horizontal head and eye rotations in baseball batting. *Optom Vis Sci* **94**, 789–796.
- Freeston J, Ferdinands R & Rooney K (2007). Throwing velocity and accuracy in elite and sub-elite cricket players: A descriptive study. *Eur J Sport Sci* **7**, 231–237.
- Freeston J, Ferdinands RED & Rooney K (2015). The Launch Window Hypothesis and the Speed-Accuracy Trade-Off in Baseball Throwing. *Percept Mot Skills* **121**, 135–148.
- Freeston J & Rooney K (2014). Throwing Speed and Accuracy in Baseball and

- Cricket Players. *Percept Mot Skills* **118**, 637–650.
- Friedrich S, Konietschke F & Pauly M (2018). Analysis of multivariate data and repeated measures designs with the R package MANOVA. RM. *arXiv Prepr arXiv180108002*.
- Frigo C, Carabalona R, Dalla Mura M & Negrini S (2003). The upper body segmental movements during walking by young females. *Clin Biomech* **18**, 419–425.
- Fry AC, Honnold D, Hudy A, Roberts C, Gallagher PM, Vardiman PJ & Dellasega C (2011). Relationships Between Muscular Strength and Batting Performances in Collegiate Baseball Athletes. *J Strength Cond Res (Lippincott Williams Wilkins)* **25**, S19–S20. Available at: <http://10.0.4.73/01.JSC.0000395608.34521.10%5Cnhttp://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=aph&AN=113578680&lang=pt-br&site=ehost-live>.
- Fryskowska A, Kedzierski M, Grochala A & Braula A (2016). Calibration of low cost RGB and nir UAV cameras. *Int Arch Photogramm Remote Sens Spat Inf Sci - ISPRS Arch* **2016-Janua**, 817–821.
- Fu MC, Ellenbecker TS, Renstrom PA, Windler GS & Dines DM (2018). Epidemiology of injuries in tennis players. *Curr Rev Musculoskelet Med* **11**, 1–5.
- Gaetano J (2013). Holm-Bonferroni sequential correction: an EXCEL calculator (1.1)[Microsoft Excel workbook]. *Holm-Bonferroni Seq Correct An Excel Calc (12)(Microsoft Excel Work*.
- Gallotta MC, Bonavolontà V, Emerenziani G Pietro, Franciosi E, Tito A, Guidetti L & Baldari C (2015). Acute effects of two different tennis sessions on dorsal and lumbar spine of adult players. *J Sports Sci* **33**, 1173–1181.
- Galloway SM (2011). The effect of biofeedback on tennis service accuracy. *Int J Sport Exerc Psychol* **9**, 251–266.
- García-Benítez S, Courel-Ibáñez J, Pérez-Bilbao T & Felipe JL (2018). Game responses during young padel match play: Age and sex comparisons. *J Strength Cond Res* **32**, 1144–1149.
- García-fernández P, Guodemar-pérez J, Ruiz-López M, Rodríguez López ES, García-Heras A & Hervás-pérez JP (2019). Epidemiology of injuries in professional and amateur spanish paddle players. *Rev Int Med y Ciencias la Act Fis y del Deport* **19**, 641–654.
- García G, Albaladejo V, Villanueva O & Navarro C (2015). Epidemiological study of sports injuries and their consequences in recreational sport in Spain. *Apunt Educ Fis i Esports* **62–70**.

- García GC & Secchi JD (2014). Test course navette de 20 metros con etapas de un minuto. Una idea original que perdura hace 30 años. *Apunt Med l'Esport* **49**, 93–103.
- García J (2007). Prueba específica para pádel. Test “volea vs pared”. *Rev Técnica Pádel GAC* **2**, 9–10.
- Garrison M, Westrick R, Johnson MR & Benenson J (2015). Association between the functional movement screen and injury development in college athletes. *Int J Sports Phys Ther* **10**, 21.
- Gatterer H, Philippe M, Menz V, Mosbach F, Faulhaber M & Burtscher M (2014). Shuttle-run sprint training in hypoxia for youth elite soccer players: a pilot study. *J Sports Sci Med* **13**, 731.
- Genevois C, Reid M, Creveaux T & Rogowski I (2018). Kinematic differences in upper limb joints between flat and topspin forehand drives in competitive male tennis players. *Sport Biomech* **3141**, 1–15.
- Gescheit DT, Cormack SJ, Duffield R, Kovalchik S, Wood TO, Omizzolo M & Reid M (2017). Injury epidemiology of tennis players at the 2011-2016 Australian Open Grand Slam. *Br J Sports Med* **51**, 1289–1294.
- Giavarina D (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochem Medica* **25**, 141–151.
- GIG (2016). GIG: Djokovic the fastest tennis player in the world. Available at: <https://tennismash.com/2016/11/24/gig-djokovic-fastest-tennis-player-world/>.
- Giles B, Peeling P, Dawson B & Reid M (2019). How do professional tennis players move? The perceptions of coaches and strength and conditioning experts. *J Sports Sci* **37**, 726–734.
- Gimenez-Egido JM, Ortega-Toro E, Palao JM, Verdú-Conesa I & Torres-Luque G (2020). Effect of Modification Rules in Competition on Technical–Tactical Action in Young Tennis Players (Under-10). *Front Psychol* **10**, 1–15.
- Girard O, Chevalier R, Leveque F, Micallef JP & Millet GP (2006). Specific incremental field test for aerobic fitness in tennis. *Br J Sports Med* **40**, 791–796.
- Girard O, Eicher F, Fourchet F, Micallef JP & Millet GP (2007). Effects of the playing surface on plantar pressures and potential injuries in tennis. *Br J Sports Med* **41**, 733–738.
- Girard O, Micallef JP & Millet GP (2005a). Lower-limb activity during the power serve in tennis: Effects of performance level. *Med Sci Sports Exerc* **37**, 1021–1029.

- Girard O & Millet GP (2009). Physical Determinants of Tennis Performance in Competitive Teenage Players. *J Strength Cond Res* **23**, 1867–1872.
- Girard O, Sciberras P, Habrard M, Hot P, Chevalier R & Millet GP (2005b). Specific incremental test in elite squash players. *Br J Sports Med* **39**, 921–926.
- Glazier P (2012). Movement Variability in the Golf Swing: Theoretical, Methodological, and Practical Issues. *Res Q Exerc Sport* **82**, 157–161.
- González-González I, Rodríguez-Rosell D, Clavero-Martín D, Mora-Custodio R, Pareja-Blanco F, García J & González-Badillo J (2018). Reliability and Accuracy of Ball Speed During Different Strokes in Young Tennis Players. *Sport Med Int Open*; DOI: 10.1055/a-0662-5375.
- González CG, Vicente RA, Orbáiz RV & Cabello EN (2015). Deporte de ocio en España: epidemiología de las lesiones y sus consecuencias. *Apunt Educ física y Deport* **1**, 62–70.
- Gorostiaga EM, Granados C, Ibanez J & Izquierdo M (2005). Differences in physical fitness and throwing velocity among elite and amateur male handball players. *Int J Sports Med* **26**, 225–232.
- Gourgoulis V, Aggeloussis N, Kasimatis P, Vezos N, Boli A & Mavromatis G (2008). Reconstruction accuracy in underwater three-dimensional kinematic analysis. *J Sci Med Sport* **11**, 90–95.
- Granda Vera J, Barbero Alvarez JC & Cortijo Cantos A (2019). Determining pre-cues in paddle tennis by using a kinematic analysis. *Rev Int Med y Ciencias la Act Fis y del Deport* **19**, 1–18.
- Gravetter FJ, Wallnau LB, Forzano L-AB & Witnauer JE (2020). *Essentials of statistics for the behavioral sciences*. Cengage Learning.
- Grimpampi E, Masci I, Pesce C & Vannozzi G (2016). Quantitative assessment of developmental levels in overarm throwing using wearable inertial sensing technology. *J Sports Sci* **34**, 1759–1765.
- Groppel JL & tr Pascual MJ (1993). *Tenis para jugadores avanzados*.
- Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR & Hamill J (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *J Sport Heal Sci* **3**, 113–121.
- Guadagnoli M, Holcomb W & Davis M (2002). The efficacy of video feedback for learning the golf swing. *J Sports Sci* **20**, 615–622.
- Haapasalo H, Kannus P, Sievänen H, Pasanen M, Uusi-Rasi K, Heinonen A, Oja P & Vuori I (1998). Effect of long-term unilateral activity on bone mineral density

- of female junior tennis players. *J Bone Miner Res* **13**, 310–319.
- Hamill J & Knutzen KM (2009). *Biomechanical basis of human movement*.
- Harrison DE, Janik TJ, Cailliet R, Harrison DD, Normand MC, Perron DL & Oakley PA (2008). Upright static pelvic posture as rotations and translations in 3-dimensional from three 2-dimensional digital images: validation of a computerized analysis. *J Manipulative Physiol Ther* **31**, 137–145.
- Heath BH & Carter JEL (1967). A modified somatotype method. *Am J Phys Anthropol* **27**, 57–74.
- Heiderscheit BC (2000). Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech* **16**, 419–427.
- Hellström J (2008). The Relation Between Physical Tests, Measures, and Clubhead Speed in Elite Golfers. *Int J Sport Sci Coach* **3**, 85–92.
- Hennig EM (2007). Influence of racket properties on injuries and performance in tennis. *Exerc Sport Sci Rev* **35**, 62–66.
- Hernández-belmonte A, Sánchez-pay A, Hernández-belmonte A & Sánchez-pay A (2020). Concurrent validity , inter-unit reliability and biological variability of a low-cost pocket radar for ball velocity measurement in soccer and tennis pocket radar for ball velocity measurement in soccer and tennis. *J Sports Sci* **00**, 1–8.
- Herzog MH, Francis G & Clarke A (2019). *Understanding Statistics and Experimental Design: How to Not Lie with Statistics*. Springer Nature.
- Hiley MJ, Zuevsky V V. & Yeadon MR (2013). Is skilled technique characterized by high or low variability? An analysis of high bar giant circles. *Hum Mov Sci* **32**, 171–180.
- Hoffman JR & Kang JIE (2002). Evaluation of a new anaerobic power testing system. *J Strength Cond Res* **16**, 142–148.
- Holzer E, Reischl GP & Fetz F (1994). *Genauigkeitstraining bei Ballsportarten*. ÖBV-Pädagog. Verlag.
- Hopkins BB, Vehrs PR, Fellingham GW, George JD, Hager R & Ridge ST (2019). Validity and Reliability of Standing Posture Measurements Using a Mobile Application. *J Manipulative Physiol Ther* **42**, 132–140.
- Hore J, Timmann D & Watts S (2002). Disorders in timing and force of finger opening in overarm throws made by cerebellar subjects. *Ann N Y Acad Sci* **978**, 1–15.
- Hore J, Watts S, Martin J & Miller B (1995). Timing of finger opening and ball

- release in fast and accurate overarm throws. *Exp Brain Res* **103**, 277–286.
- Hsin-Chen, Fanchiang; Alfred, Finch; Gideon A (2005). #PDF#EFFECTS OF ONE AND TWO HANDED TENNIS BACKHANDS HIT WITH VARIED POWER LEVELS ON TORSO ROTATION. 3–6.
- Huggins J, Jarvis P, Brazier J, Kyriacou Y & Bishop C (2017). Within-and between-session reliability of the spider drill test to assess change of direction speed in youth tennis athletes. *Int J Sport Exerc Med*.
- Hughes M & Meyers R (2005). Movement patterns in elite men's singles tennis. *Int J Perform Anal Sport* **5**, 110–134.
- Hughes S, Lyons BC & Mayo JJ (2004). EFFECT OF GRIP STRENGTH AND GRIP STRENGTHENING EXERCISES ON INSTANTANEOUS BAT VELOCITY OF COLLEGIATE BASEBALL PLAYERS. *J Strength Cond Res* **18**, 298–301.
- von Hurst PR, Walsh DCI, Conlon CA, Ingram M, Kruger R & Stonehouse W (2016). Validity and reliability of bioelectrical impedance analysis to estimate body fat percentage against air displacement plethysmography and dual-energy X-ray absorptiometry. *Nutr Diet* **73**, 197–204.
- Iacono A Dello, Eliakim A & Meckel Y (2015). Improving fitness of elite handball players: small-sided games vs. high-intensity intermittent training. *J Strength Cond Res* **29**, 835–843.
- Ikeda Y, Kijima K, Kawabata K, Fuchimoto T & Ito A (2007). Relationship between side medicine-ball throw performance and physical ability for male and female athletes. *Eur J Appl Physiol* **99**, 47–55.
- International Tennis Federation (2015). Approved tennis balls, classified surfaces & recognized courts- a guide to products and test methods.
- Ireland A, Maden-Wilkinson T, Ganse B, Degens H & Rittweger J (2014). Effects of age and starting age upon side asymmetry in the arms of veteran tennis players: a cross-sectional study. *Osteoporos Int* **25**, 1389–1400.
- ITN (2009). ITN on court assessment.
- Jacobs DA & Ferris DP (2015). Estimation of ground reaction forces and ankle moment with multiple, low-cost sensors. *J Neuroeng Rehabil* **12**, 90.
- Jaitner T & Gawin W (2010). A mobile measure device for the analysis of highly dynamic movement techniques. *Procedia Eng* **2**, 3005–3010.
- Jurak I, Rađenović O, Bolčević F, Bartolac A & Medved V (2019). The influence of the schoolbag on standing posture of first-year elementary school students. *Int J Environ Res Public Health*; DOI: 10.3390/ijerph16203946.

- Kavanagh J, Barrett R & Morrison S (2006). The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking. *Exp Brain Res* **172**, 454–463.
- Kawabata M, Goto K, Fukusaki C, Sasaki K, Hihara E, Mizushina T & Ishii N (2013). Acceleration patterns in the lower and upper trunk during running. *J Sports Sci* **31**, 1841–1853.
- Kawamura K, Shinya M, Kobayashi H & Obata H (2015). PITCHING ACCURACY IN PROFESSIONAL , HIGH SCHOOL AND JUNIOR HIGH SCHOOL PITCHERS of Life Sciences , The University of Tokyo , Tokyo , Japan Japan Science and Technology Agency. 992–995.
- Kawamura K, Shinya M, Kobayashi H, Obata H, Kuwata M & Nakazawa K (2017). Baseball pitching accuracy: an examination of various parameters when evaluating pitch locations. *Sport Biomech* **16**, 399–410.
- Kawasaki S, Imai S, Inaoka H, Masuda T, Ishida A, Okawa A & Shinomiya K (2005). The lower lumbar spine moment and the axial rotational motion of a body during one-handed and double-handed backhand stroke in tennis. *Int J Sports Med* **26**, 617–621.
- Keaney EM & Reid M (2018). Quantifying hitting activity in tennis with racket sensors : new dawn or false dawn ? *Sport Biomech* **00**, 1–9.
- Kelley J, Choppin SB, Goodwill SR & Haake SJ (2010). Validation of a live, automatic ball velocity and spin rate finder in tennis. *Procedia Eng* **2**, 2967–2972.
- Kentel BB, King MA & Mitchell SR (2011). Evaluation of a subject-specific, torque-driven computer simulation model of one-handed tennis backhand ground strokes. *J Appl Biomech* **27**, 345–354.
- Khramtsov I (2020). Cubic Spline Interpolation Macro for Excel. Available at: <https://gist.github.com/ikhramts/119065d411ad2815df34> [Accessed August 25, 2020].
- Kibele A, Classen C & Triebfuerst K (2009). Standardized testing of forehand and backhand groundstrokes in tennis through a bird’s eye perspective. *Coach Sport Sci Rev*.
- Kibler WB (1995). Biomechanical analysis of the shoulder during tennis activities. *Clin Sports Med* **14**, 79–85.
- Kibler WB (2008). Scapular Dyskinesia and Its Relation to Shoulder Injury. *Int J Sport Sci Coach* **3**, 85–92.
- Kibler WB, Press J & Sciascia A (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Med* **36**, 189–198.

- Kibler WB & Safran M (2005). Tennis Injuries. *Epidemiol Pediatr Sport Inj* **48**, 120–137.
- Kiesel K, Plisky PJ & Voight ML (2007). Can serious injury in professional football be predicted by a preseason functional movement screen? *North Am J Sport Phys Ther NAJSPT* **2**, 147.
- King MA, Kentel BB & Mitchell SR (2012). The effects of ball impact location and grip tightness on the arm, racquet and ball for one-handed tennis backhand groundstrokes. *J Biomech* **45**, 1048–1052.
- Knudson D V. (1991). Factors affecting force loading on the hand in the tennis forehand. *J Sports Med Phys Fitness* **31**, 527–531.
- Knudson D V. (2016). Intrasubject Variability of Upper Extremity Angular Kinematics in the Tennis Forehand Drive. *Int J Sport Biomech* **6**, 415–421.
- Knudson D V. & Bahamonde R (1999a). Trunk and racket kinematics at impact in the open and square stance tennis forehand. *Biol Sport* **16**, 3–10.
- Knudson D V. & Bahamonde R (2001). Effect of endpoint conditions on position and velocity near impact in tennis. *J Sports Sci* **19**, 839–844.
- Knudson D V. & Bahamonde RE (1999b). Trunk and racket kinematics at impact in the open and square stance tennis forehand.
- Knudson D V. & Blackwell J (2000). Trunk Muscle Activation in Open Stance and Square Stance Tennis Forehands. *Physiol Biochem* **21**, 321–324.
- Knudson D V. & Blackwell JR (2005). Variability of impact kinematics and margin for error in the tennis forehand of advanced players. *Sport Eng* **8**, 75–80.
- Kos M, Ženko J, Vlaj D & Kramberger I (2016). Tennis Stroke Detection and Classification Using Miniature Wearable IMU Device. 0–3.
- Kovacs M (2007). Training the Competitive Athlete. *Sport Med* **37**, 189–198.
- Kovacs M, Pritchett R, Wickwire PJ, Green JM & Bishop P (2007). Physical performance changes after unsupervised training during the autumn/spring semester break in competitive tennis players. *Br J Sports Med* **41**, 705–710.
- Kovacs M, Roetert EP & Ellenbecker TS (2015). Efficient deceleration: The forgotten factor in tennis-specific training. *Strength Cond J* **37**, 92–103.
- Kovalchik SA & Reid M (2017). Comparing matchplay characteristics and physical demands of junior and professional tennis athletes in the era of big data. *J Sport Sci Med* **16**, 489–497.

- Kraemer WJ, Häkkinen K, Triplett-McBride NT, Fry AC, Koziris LP, Ratamess NA, BAUER JE, Volek JS, McConnell T & Newton RU (2003). Physiological changes with periodized resistance training in women tennis players. *Med Sci Sport Exerc* **35**, 157–168.
- Kraemer WJ, Triplett NT, Fry AC, Koziris LP, Bauer JE, Lynch JM, McConnell T, Newton RU, Gordon SE, Nelson RC & Knuttgen HG (1995). An In-Depth Sports Medicine Profile of Women College Tennis Players. *J Sport Rehabil* **4**, 79–98.
- Kriemler S, Puder J, Zahner L, Roth R, Braun-Fahrlander C & Bedogni G (2008). Cross-validation of bioelectrical impedance analysis for the assessment of body composition in a representative sample of 6- to 13-year-old children. *Eur J Clin Nutr* **63**, 619–626.
- Krustrup P, Mohr M, Amstrup T, Rysgaard T, Johansen J, Steensberg A, Pedersen PK & Bangsbo J (2003). #PDF#The yo-yo intermittent recovery test: physiological response, reliability, and validity. *Med Sci Sport Exerc* **35**, 697–705.
- Kums T, Erelina J, Gapeyeva H & Pääsuke M (2005). Vertical jumping performance in young rhythmic gymnasts. *Biol Sport* **22**, 237–246.
- Kuster RP, Heinlein B, Bauer CM & Graf ES (2016). Accuracy of KinectOne to quantify kinematics of the upper body. *Gait Posture* **47**, 80–85.
- Kwon (1998). Camera calibration using the least square methods. Available at: <http://www.kwon3d.com/theory/calib.html>.
- Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM, Heitmann BL, Kent-Smith L, Melchior JC, Pirlich M, Scharfetter H, Schols AMWJ & Pichard C (2004). Bioelectrical impedance analysis - Part I: Review of principles and methods. *Clin Nutr* **23**, 1226–1243.
- de la Fuente FP, Otín CC, Hijós AQ & Castellar SIA (2016). Análisis de la condición física de jugadores de pádel de élite. In *Innovación e investigación en pádel*, pp. 79–96. Wanceulen.
- De la Fuente FP, Zagalaz JC, Benedí DO, Hijós AQ, Castellar SIA & Otín CC (2014). Análisis antropométrico, fisiológico y temporal en jugadoras de pádel de elite. *Retos Nuevas tendencias en Educ Física, Deport y Recreación* 107–112.
- Lafont D (2008). Gaze Control during the hitting phase in Tennis: a Preliminary Study. *Int J Perform Anal Sport* 16.
- Landlinger J, Lindinger S, Stöggl T, Wagner H & Müller E (2010). Key factors and timing patterns in the tennis forehand of different skill levels. *J Sport Sci Med* **9**, 643–651.

- Landlinger J, Stöggl T, Lindinger S, Wagner H & Müller E (2012). Differences in ball speed and accuracy of tennis groundstrokes between elite and high-performance players. *Eur J Sport Sci* **12**, 301–308.
- Lauder MA, Dabnichki P, Bartlett RM & Aritan S (1996). The accuracy of kinematic data collected from underwater three-dimensional analysis. *Eng Sport Rotterdam AA Balkema* **1**, 303–312.
- Leeder J, Horsley IG & Herrington LC (2016). The inter-rater reliability of the functional movement screen within an athletic population using untrained raters. *J Strength Cond Res* **30**, 2591–2599.
- Lees A & Nolan L (2002). Three-dimensional kinematic analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions. *Sci Footb IV* 16–21.
- Lees A & Rahnama N (2013). Variability and typical error in the kinematics and kinetics of the maximal instep kick in soccer. *Sport Biomech* **12**, 283–292.
- Léger LA, Mercier D, Gadoury C & Lambert J (1988). The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *J Sports Sci* **6**, 93–101.
- Lehman G, Drinkwater EJ & Behm DG (2013). Correlation of throwing velocity to the results of lower-body field test in male college baseball players. *J Strength Cond Res* **27**, 902–908.
- Lemmink K, Visscher C, Lambert MI & Lamberts RP (2004). The interval shuttle run test for intermittent sport players: evaluation of reliability. *J Strength Cond Res* **18**, 821–827.
- Lemos EC, Ferreira LG, Dittrich N, Teixeira AS & de Lucas RD (2019). Morphofunctional upper limb asymmetries in young tennis players: the role of maturity status. *Ger J Exerc Sport Res* **49**, 285–290.
- Lenhard W & Lenhard A (2016). Calculation of Effect Sizes. *Dettelbach (Germany)*.
- Leone M, Comtois AS, Tremblay F & Léger L (2006). Specificity of running speed and agility in competitive junior tennis players. *Med Sci Tennis* **11**, 10–11.
- Leys C, Ley C, Klein O, Bernard P & Licata L (2013). Do Not Use Standard Deviation Around the Mean , Use Absolute Deviation Around the Median. *J Exp Soc Psychol* **49**, 764–766.
- Li L & Caldwell GE (1999). Coefficient of cross correlation and the time domain correspondence. *J Electromyogr Kinesiol* **9**, 385–389.
- Li Y, Wang X, Chen X & Dai B (2015). Exploratory factor analysis of the functional movement screen in elite athletes. *J Sports Sci* **33**, 1166–1172.

- Lin L, Hedayat AS, Sinha B & Yang M (2002). Statistical methods in assessing agreement: Models, issues, and tools. *J Am Stat Assoc*; DOI: 10.1198/016214502753479392.
- Ling CHY, de Craen AJM, Slagboom PE, Gunn DA, Stokkel MPM, Westendorp RGJ & Maier AB (2011). Accuracy of direct segmental multi-frequency bioimpedance analysis in the assessment of total body and segmental body composition in middle-aged adult population. *Clin Nutr* **30**, 610–615.
- Lisman P, O'Connor FG, Deuster PA & Knapik JJ (2013). Functional movement screen and aerobic fitness predict injuries in military training. *Med Sci Sport Exerc* **45**, 636–643.
- Llana-Belloch S, Brizuela G, Pérez-Soriano P, García-Belenguer AC & Crespo M (2013). Supination control increases performance in sideward cutting movements in tennis. *Sport Biomech* **12**, 38–47.
- Lockie RG, Schultz AB, Jordan CA, Callaghan SJ, Jeffriess MD & Luczo TM (2015). Can selected functional movement screen assessments be used to identify movement deficiencies that could affect multidirectional speed and jump performance? *J Strength Cond Res* **29**, 195–205.
- Loudon JK, Parkerson-Mitchell AJ, Hildebrand LD & Teague C (2014). Functional movement screen scores in a group of running athletes. *J Strength Cond Res* **28**, 909–913.
- Lucki NC & Nicolay CW (2007). Phenotypic plasticity and functional asymmetry in response to grip forces exerted by intercollegiate tennis players. *Am J Hum Biol* **19**, 566–577.
- Lyons M, Al-Nakeeb Y, Hankey J & Nevill A (2013). The effect of moderate and high-intensity fatigue on groundstroke accuracy in expert and non-expert tennis players. *J Sport Sci Med* **12**, 298–308.
- Macdermid PW, Fink PW & Stannard SR (2017). Shock attenuation, spatio-temporal and physiological parameter comparisons between land treadmill and water treadmill running. *J Sport Heal Sci* **6**, 482–488.
- Mann JB, Ivey PJ, Brechue WF & Mayhew JL (2015). Validity and reliability of hand and electronic timing for 40-yd sprint in college football players. *J Strength Cond Res* **29**, 1509–1514.
- Di Marco R, Rossi S, Castelli E, Patanè F, Mazzà C & Cappa P (2017). Effects of the calibration procedure on the metrological performances of stereophotogrammetric systems for human movement analysis. *Meas J Int Meas Confed* **101**, 265–271.
- Marin-Perianu R, Marin-Perianu M, Havinga P, Taylor S, Begg R, Palaniswami M

- & Rouffet D (2013). A performance analysis of a wireless body-area network monitoring system for professional cycling. *Pers Ubiquitous Comput* **17**, 197–209.
- Marshall RN & Elliott BC (2000). Long-axis rotation: The missing link in proximal-to distal segmental sequencing. *J Sports Sci* **18**, 247–254.
- Marta CC, Marinho DA, Barbosa TM, Izquierdo M & Marques MC (2012). Physical fitness differences between prepubescent boys and girls. *J strength Cond Res* **26**, 1756–1766.
- Martin HJ, Yule V, Syddall HE, Dennison EM, Cooper C & Aihie Sayer A (2006). Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? A comparison with the gold standard biodex dynamometry. *Gerontology* **52**, 154–159.
- Martinez Garcia JI (2020). Interpolation Functions. Excel Add-in Interpolation.xla. Release 2.0. April 6th 2016. Available at: <https://personales.gestion.unican.es/martinji/index.htm> [Accessed August 25, 2020].
- Marzan GT. & Karara HM (1975). A computer program for direct linear transformation solution of the colinearity condition, and some applications of it. In *Proceedings of the ASP Symposium on Close- Range Photogram*, pp. 420–476. Falls Church, VA.
- Mavvidis A, Koronas K, Riganas C & Metaxas T (2005). Speed differences between forehand and backhand. *Kinesiology* **37**, 159–163.
- Mavvidis A, Mantis K, Tamboulis A & Pilianidis T (2008). Tennis performance and the dominant arm strength velocity in male and female tennis players. *Stud Phys Cult Tour* **15**, 103–108.
- Mavvidis A, Stamboulis A, Dimitriou V & Giampanidoy A (2010). Differences in forehand and backhand performance in young tennis players. *Stud Phys Cult Tour* **17**, 315–319.
- Maxwell SE, Delaney HD & Kelley K (2017). *Designing experiments and analyzing data: A model comparison perspective*. Routledge.
- McBride G, Bland JM, Altman DG & Lin LI (2005). A proposal for strength-of-agreement criteria for Lin's Concordance Correlation Coefficient. *NIWA Client Rep* **45**, 307–310.
- McCurdie I, Smith S, Bell PH & Batt ME (2017). Tennis injury data from the Championships, Wimbledon, from 2003 to 2012. *Br J Sports Med*; DOI: 10.1136/bjsports-2015-095552.

- MECD (2015). Consejo Superior de Deportes. Encuesta de hábitos deportivos 2015. Available at: https://www.mecd.gob.es/servicios-al-ciudadano-mecd/dms/mecd/servicios-alciudadano-mecd/estadisticas/deporte/ehd/Encuesta_de_Habitos_Deportivos_2015.pdf.
- Mecheri S, Laffaye G, Triolet C, Leroy D, Dicks M, Choukou MA & Benguigui N (2019). Relationship between split-step timing and leg stiffness in world-class tennis players when returning fast serves. *J Sports Sci* **37**, 1962–1971.
- Menayo R, Manzanares A, Conesa CM & López A (2015). Velocidad de la bola y precisión en el saque en pádel. Protocolos de registro, análisis y prospectivas. *Rev Andaluza Med del Deport* **8**, 187.
- Mendes PC, Fuentes Garcia JP, Sousa Mendes RM, Lourenço Martins FM, Batista Clemente FM & Couceiro MS (2013). The variability of the serve toss in tennis under the influence of artificial crosswind. *J Sport Sci Med* **12**, 309–315.
- Menz HB, Lord SR & Fitzpatrick RC (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture* **18**, 35–46.
- Mercer J, Vance J, Hreljac A & Hamill J (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *Eur J Appl Physiol* **87**, 403–408.
- Mercer JA, Dufek JS, Mangus BC, Rubley MD, Bhanot K & Aldridge JM (2010). A description of shock attenuation for children running. *J Athl Train* **45**, 259–264.
- Messelodi S, Modena CM, Ropele V, Marcon S & Sgrò M (2019). A Low-Cost Computer Vision System for Real-Time Tennis Analysis. In *International Conference on Image Analysis and Processing*, pp. 106–116. Springer.
- Midi H & Bagheri A (2010). Robust multicollinearity diagnostic measure in collinear data set. *Int Conf Appl Math Simulation, Model - Proc* 138–142.
- Minick KI, Kiesel KB, Burton L, Taylor A, Plisky P & Butler RJ (2010). Interrater reliability of the functional movement screen. *J Strength Cond Res* **24**, 479–486.
- Mirwald RL, Baxter-Jones ADG, Bailey DA & Beunen GP (2002). An assessment of maturity from anthropometric measurements. *Med Sci Sports Exerc* **34**, 689–694.
- Miyaguchi K & Demura S (2012). Relationship Between Upper-Body Strength and Bat Swing Speed in High-School Baseball Players. *J Strength Cond Res* **26**, 1786–1791.
- Miyatani M, Kanehisa H & Fukunaga T (2000). Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm. *Eur J Appl Physiol* **82**, 391–396.

- Mkaouer B, Jemni M, Hammoudi-Nassib S, Amara S & Chaabene H (2017). Kinematic analysis of postural control in gymnasts vs. athletes practicing different sports. *Sport Sci Health* **13**, 573–581.
- Mohandhas BR, Makaram N, Drew TS, Wang W, Arnold GP & Abboud RJ (2016). Racquet string tension directly affects force experienced at the elbow: implications for the development of lateral epicondylitis in tennis players. *Shoulder Elb* **8**, 184–191.
- Mont MA, Cohen DB, Campbell KR, Gravare K & Mathur SK (1994). Isokinetic Concentric Versus Eccentric Training of Shoulder Rotators with Functional Evaluation of Performance Enhancement in Elite Tennis Players. *Am J Sports Med* **22**, 513–517.
- Moore SA, McKay HA, Macdonald H, Nettlefold L, Baxter-Jones ADG, Cameron N & Brasher PMA (2015). Enhancing a somatic maturity prediction model. *Med Sci Sports Exerc* **47**, 1755–1764.
- Morrey BF & an KN (1983). Articular and ligamentous contributions to the stability of the elbow joint. *Am J Sports Med* **11**, 315–319.
- Muhamad TA, Rashid AA, Abd Razak MR & Salamuddin N (2011). A comparative study of backhand strokes in tennis among national tennis players in Malaysia. *Procedia-Social Behav Sci* **15**, 3495–3499.
- Müller CB, Goulart C & Del Vecchio FB (2019). Acute effects of caffeine consumption on performance in specific test paddle. *Rev Bras Ciencias do Esporte* **41**, 26–33.
- Müller CB & Vecchio FB Del (2018). Physical fitness of amateur paddle tennis players: Comparisons between different competitive levels. *Motricidade* **14**, 42–51.
- Mullineaux DR & Uhl TL (2010). Coordination-variability and kinematics of misses versus swishes of basketball free throws. *J Sports Sci* **28**, 1017–1024.
- Muyor JM, Sánchez-Sánchez E, Sanz-Rivas D & López-Miñarro PA (2013). Sagittal spinal morphology in highly trained adolescent tennis players. *J Sport Sci Med* **12**, 588–593.
- Naini FB, Akram S, Kepinska J, Garagiola U, McDonald F & Wertheim D (2017). Validation of a new three-dimensional imaging system using comparative craniofacial anthropometry. *Maxillofac Plast Reconstr Surg*; DOI: 10.1186/s40902-017-0123-3.
- Newell KM & James EG (2008). The amount and structure of human movement variability. *Routledge Handb Biomech Hum Mov Sci* 93–104.

- Nieminen MJJ, Piirainen JM, Salmi JA & Linnamo V (2014). Effects of neuromuscular function and split step on reaction speed in simulated tennis response. *Eur J Sport Sci* **14**, 318–326.
- Nobre GG, de Almeida MB, Nobre IG, dos Santos FK, Brinco RA, Arruda-Lima TR, de-Vasconcelos KL, de-Lima JG, Borba-Neto ME & Damasceno-Rodrigues EM (2017). Twelve weeks of plyometric training improves motor performance of 7- to 9-year-old boys who were overweight/obese: a randomized controlled intervention. *J Strength Cond Res* **31**, 2091–2099.
- Noort J Van Den, Scholtes V & Harlaar J (2009). Chapter 2 Evaluation of clinical spasticity assessment in cerebral palsy using inertial sensors.
- O'Donoghue P (2006). The use of feedback videos in sport. *Int J Perform Anal Sport* **6**, 1–14.
- O'Donoghue P & Ingram B (2001). A notational analysis of elite tennis strategy. *J Sports Sci* **19**, 107–115.
- O'Leary K, Vorpahl KA & Heiderscheidt B (2008). Effect of Cushioned Insoles on Impact Forces During Running. *J Am Podiatr Med Assoc* **98**, 36–41.
- Oh AK, Wong J, Ohta E, Rogers GF, Deutsch CK & Mulliken JB (2008). Facial asymmetry in unilateral coronal synostosis: Long-term results after fronto-orbital advancement. *Plast Reconstr Surg* **121**, 555–562.
- Ojala T & Häkkinen K (2013). Effects of the Tennis tournament on players' physical performance, hormonal responses, muscle damage and recovery. *J Sport Sci Med* **12**, 240–248.
- Okholm Kryger K, Dor F, Guillaume M, Haida A, Noirez P, Montalvan B & Toussaint JF (2015). Medical reasons behind player departures from male and female professional tennis competitions. *Am J Sports Med* **43**, 34–40.
- Olsen AM & Westneat MW (2015). StereoMorph: An R package for the collection of 3D landmarks and curves using a stereo camera set-up. *Methods Ecol Evol* **6**, 351–356.
- Ortega FB, Artero EG, Ruiz JR, Vicente-Rodriguez G, Bergman P, Hagströmer M, Ottevaere C, Nagy E, Konsta O & Rey-Lopez JP (2008). Reliability of health-related physical fitness tests in European adolescents. The HELENA Study. *Int J Obes* **32**, S49–S57.
- Oyama S, Myers JB, Wassinger CA, Ricci RD & Lephart SM (2008). Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athletes. *J Athl Train* **43**, 565–570.
- Özcan A, Tulum Z, Pinar L & Başkurt F (2004). Comparison of pressure pain threshold, grip strength, dexterity and touch pressure of dominant and non-

- dominant hands within and between right- and left-handed subjects. *J Korean Med Sci* **19**, 874–878.
- Ozmun J, Mikesky A & Surburg P (1993). Neuromuscular adaptations following prepubescent strength training. *Med Sci Sport Exerc* **26**, 510–514.
- Di Palma D & Agosti V (2020). Innovative educational paths in school age: the educational value of motor and sports activity and of the evaluation process. *Sport Sci* **13**, 111–117.
- Pavailler S & Horvais N (2014). Sliding allows faster repositioning during tennis specific movements on hard court. *Procedia Eng* **72**, 859–864.
- Perry AC, Wang X, Feldman BB, Ruth T & Signorile J (2004a). Can laboratory-based tennis profiles predict field tests of tennis performance? *J Strength Cond Res* **18**, 136–143.
- Perry AC, Wang X, Feldman BB, Ruth T & Signorile J (2004b). Can laboratory-based tennis profiles predict field tests of tennis performance? *J Strength Cond Res* **18**, 136–143.
- Petersen P, Petrick M, Connor H & Conklin D (1989). Grip strength and hand dominance: challenging the 10% rule. *Am J Occup Ther* **43**, 444–447.
- Pinder RA, Renshaw I & Davids K (2009). Information–movement coupling in developing cricketers under changing ecological practice constraints. *Hum Mov Sci* **28**, 468–479.
- Pluim BM, Ferrauti A, Broekhof F, Deutekom M, Gotzmann A, Kuipers H & Weber K (2006a). The effects of creatine supplementation on selected factors of tennis specific training. *Br J Sports Med* **40**, 507–511.
- Pluim BM, Staal JB, Windler GE & Jayanthi N (2006b). Tennis injuries: Occurrence, aetiology, and prevention. *Br J Sports Med* **40**, 415–423.
- Potdevin F, Vors O, Huchez A, Lamour M, Davids K & Schnitzler C (2018). How can video feedback be used in physical education to support novice learning in gymnastics? Effects on motor learning, self-assessment and motivation. *Phys Educ Sport Pedagog* **23**, 559–574.
- Pozzo T, Berthoz A & Lefort L (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans - I. Normal subjects. *Exp Brain Res* **82**, 97–106.
- Priego JI, Melis JO, Llana-Belloch S, Pérezsoriano P, García JCG & Almenara MS (2013). Padel: A Quantitative study of the shots and movements in the high-performance. *J Hum Sport Exerc* **8**, 925–931.
- Priego Quesada JI, Olaso Melis J, Llana-Belloch S, Pérez Soriano P, Gonzalez Garcia

- JC & Sanchís Almenara M (2014). #PDF#Estudio presurométrico y biomecánico del pie en el pádel. *Riccafd Rev Iberoam Ciencias la Act Física y el Deport* **3**, 21–26.
- Prinzmetal W & Gettleman L (1993). Vertical-horizontal illusion: One eye is better than two. *Percept Psychophys* **53**, 81–88.
- Pugh SF, Kovaleski JE, Heitman RJ & Gilley WF (2003). Upper and lower body strength in relation to ball speed during a serve by male collegiate tennis players. *Percept Mot Skills* **97**, 867–872.
- Putnam CA (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations. *J Biomech* **26**, 125–135.
- Ramón-llín J, Guzmán J, Llana S, Vuckovic G, Muñoz D & Javier B (2021). Analysis of distance covered in padel based on level of play and number of points per match. **2041**, 205–209.
- Ramón-Llin J, Guzmán J, Martínez-Gallego R, Muñoz D, Sánchez-Pay A & Sánchez-Alcaraz BJ (2020). Stroke analysis in padel according to match outcome and game side on court. *Int J Environ Res Public Health* **17**, 1–9.
- Ramsay J, Blimkie K, Garner S, Macdougall J & Sale D (1989). Strength training effects in prepubescent boys. **22**, 605–614.
- Rauch F, Bailey DA, Baxter-Jones A, Mirwald R & Faulkner R (2004). The ‘muscle-bone unit’ during the pubertal growth spurt. *Bone* **34**, 771–775.
- Ray D (2019). Argus. 3D Calibration for the People. Available at: <http://argus.web.unc.edu/>.
- Reid M (2001). Biomechanics of the one and two-handed backhands. *ITF Coach Sport Sci Rev* **9**, 8–12.
- Reid M & Elliot B (2002). The one- and two-handed backhands in tennis. *Sport Biomech* **1(1)**, 47–68.
- Reid M, Elliott B & Crespo M (2013a). Mechanics and learning practices Associated with the Tennis forehand: A review. *J Sport Sci Med* **12**, 225–231.
- Reid M, Giblin G & Whiteside D (2015a). A kinematic comparison of the overhand throw and tennis serve in tennis players: How similar are they really? *J Sports Sci* **33**, 713–723.
- Reid M, Giblin G & Whiteside D (2015b). A kinematic comparison of the overhand throw and tennis serve in tennis players: How similar are they really? *J Sports Sci* **33**, 713–723.

- Reid M, Morgan S & Whiteside D (2016). Matchplay characteristics of Grand Slam tennis: implications for training and conditioning. *J Sports Sci* **34**, 1791–1798.
- Reid M, Whiteside D, Gilbin G & Elliott B (2013b). Effect of a common task constraint on the body, racket, and ball kinematics of the elite junior tennis serve. *Sport Biomech* **12**, 15–22.
- Reinschmidt C & van den Bogert T (1997). KineMat. A MATLAB Toolbox for Three-Dimensional Kinematic Analyses. Available at: <https://isbweb.org/software/movanal/kinemat/> [Accessed July 22, 2020].
- RFET (2020). Listado de Técnicos de la Real Federación Española de Tenis. Available at: http://docencia.rfet.es/es_tecnicos.html [Accessed July 16, 2020].
- Ribeiro A & Pascoal AG (2013). Resting scapular posture in healthy overhead throwing athletes. *Man Ther*; DOI: 10.1016/j.math.2013.05.010.
- Ridhwan S, Ghosh AK & Keong CC (2010). The Fractional Utilisation of Maximal Oxygen Consumption during Execution of Ground Strokes and Simulated Match in 14 to 18 years Malaysian Singles Tennis Players. *Int J Appl Sport Sci* **22**, 45–65.
- Ripoll H, Bard C & Paillard J (1986). Stabilization of head and eyes on target as a factor in successful basketball shooting. *Hum Mov Sci* **5**, 47–58.
- Rivilla-García J, Moreno AM, Lorenzo J, Tillaar R van den & Navandar A (2019). Influence of opposition on overhead smash velocity in padel players. *Kinesiology* **51**, 206–212.
- Robin N, Dominique L, Toussaint L, Blandin Y, Guillot A & Her M Le (2007). Effects of motor imagery training on service return accuracy in tennis: The role of imagery ability. *Int J Sport Exerc Psychol* **5**, 175–186.
- Rogowski I, Ducher G, Brosseau O & Hautier C (2008). Asymmetry in volume between dominant and nondominant upper limbs in young tennis players. *Pediatr Exerc Sci* **20**, 263–272.
- Romero-Franco N, Jiménez-Reyes P, Castaño-Zambudio A, Capelo-Ramírez F, Rodríguez-Juan JJ, González-Hernández J, Toscano-Bendala FJ, Cuadrado-Peñañiel V & Balsalobre-Fernández C (2017). Sprint performance and mechanical outputs computed with an iPhone app: Comparison with existing reference methods. *Eur J Sport Sci* **17**, 386–392.
- Rossi MM, Silvatti AP, Dias FAS & Barros RML (2015). Improved accuracy in 3D analysis using DLT after lens distortion correction. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* **18**, 993–1002.
- Rota S, Morel B, Saboul D, Rogowski I & Hautier C (2014). Influence of fatigue on

- upper limb muscle activity and performance in tennis. *J Electromyogr {&} Kinesiol* **24**, 90–97.
- Rucci JA & Tomporowski PD (2010). Three types of kinematic feedback and the execution of the hang power clean. *J Strength Cond Res* **24**, 771–778.
- Rucco R, Ascione A & Di Palma D (2020). Motion analysis in sport training: The link between technology and pedagogy. *J Phys Educ Sport* **20**, 2337–2341.
- Rynkiewicz M, Rynkiewicz T, Żurek P, Ziemann E & Szymanik R (2013). Asymmetry of muscle mass distribution in tennis players. *Trends Sport Sci* **20**, 47–53.
- Sánchez-Alcaraz B, Courel-Ibañez J & Cañas J (2015). Valoración de la precisión del golpeo en jugadores de pádel en función de su nivel de juego. *RICYDE Rev Int Ciencias del Deport* **12**, 324–333.
- Sánchez-Alcaraz Martínez BJ & Sánchez-Pay A (2014). Medición de la condición física del jugador de pádel a través de tests. **6**, 45–62.
- Sanchis-Moysi J, Dorado C, Idoate F, Gonzalez-Henriquez JJ, Serrano-Sanchez JA & Calbet JAL (2016). The asymmetry of pectoralis muscles is greater in male prepubertal than in professional tennis players. *Eur J Sport Sci* **16**, 780–786.
- Sanchis-Moysi J, Dorado C, Olmedillas H, Serrano-Sanchez JA & Calbet JAL (2010). Bone and lean mass inter-arm asymmetries in young male tennis players depend on training frequency. *Eur J Appl Physiol* **110**, 83–90.
- Sanchis-Moysi J, Idoate F, Serrano-Sanchez JA, Dorado C & Calbet JAL (2012). Muscle hypertrophy in prepubescent tennis players: A segmentation MRI study. *PLoS One* **7**, 1–7.
- Sarang R, Jahed Motlagh MR, Tehrani AA & Pouladian M (2018). A New Learning Control System for Basketball Free Throws Based on Real Time Video Image Processing and Biofeedback. *Eng Technol Appl Sci Res* **8**, 2405–2411.
- Schall MC, Fethke NB, Chen H, Oyama S & Douphrate DI (2016). Accuracy and repeatability of an inertial measurement unit system for field-based occupational studies. *Ergonomics* **59**, 591–602.
- Schubert P & Kirchner M (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait Posture* **39**, 518–522.
- Seeley MK, Funk MD, Denning WM, Hager RL & Hopkins JT (2011). Tennis forehand kinematics change as post-impact ball speed is altered. *Sport Biomech*; DOI: 10.1080/14763141.2011.629305.
- Sekulic D, Krolo A, Spasic M, Uljevic O & Peric M (2014). The development of a

- New Stop'n'go reactive-agility test. *J Strength Cond Res* **28**, 3306–3312.
- Sell K, Hainline B, Yorio M & Kovacs M (2014). Injury trend analysis from the US Open Tennis Championships between 1994 and 2009. *Br J Sport Med* **48**, 546–551.
- Shaffer B, Jobe FW, Pink M & Perry J (1993). Baseball Batting An Electromyographic Study. *Clin Orthop Relat Res Number J B Lippincott Co* **292**, 285–293.
- Sharma M, Srivastava R, Anand A, Prakash D & Kaligounder L (2017). Wearable motion sensor based phasic analysis of tennis serve for performance feedback. In *ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings*, pp. 5945–5949.
- Sheppard JM, Young WB, Doyle TLA, Sheppard TA & Newton RU (2006). An evaluation of a new test of reactive agility and its relationship to sprint speed and change of direction speed. *J Sci Med Sport* **9**, 342–349.
- Shim J, Carlton LG & Kwon Y-H (2006). Perception of kinematic characteristics of tennis strokes for anticipating stroke type and direction. *Res Q Exerc Sport* **77**, 326–339.
- Shinya M, Tsuchiya S, Yamada Y, Nakazawa K, Kudo K & Oda S (2017). Pitching form determines probabilistic structure of errors in pitch location. *J Sports Sci* **35**, 2142–2147.
- Signorile JF, Sandler DJ, Smith WN, Stoutenberg M & Perry AC (2005). Correlation Analyses and Regression Modeling Between Isokinetic Testing and On-Court Performance in Competitive Adolescent Tennis Players. *J Strength Cond Res* **19**, 519.
- Da Silva JF, Guglielmo LGA, Carminatti LJ, De Oliveira FR, Dittrich N & Paton CD (2011). Validity and reliability of a new field test (carminatti's test) for soccer players compared with laboratory-based measures. *J Sports Sci* **29**, 1621–1628.
- Silva P, Lott R, Wickrama K a S, Mota J & Welk G (2011). Examining Impulse-Variability Theory and the Speed-Accuracy Trade-Off in Children's Overarm Throwing Performance. *Int J Sport Nutr Exerc Metab* **32**, 1–44.
- Skiadopwlos A & Gianikellis K (2016). 3D Kinematic Analysis of the Three Main Strokes in Paddle Tennis Motor Patterns. *Conf Bimechanics Sport* 18–21.
- van der Slikke RMA, Mason BS, Berger MAM & Goosey-Tolfrey VL (2017). Speed profiles in wheelchair court sports; comparison of two methods for measuring wheelchair mobility performance. *J Biomech* **65**, 221–225.
- Smeets JBJ, Frens MA & Brenner E (2002). Throwing darts: Timing is not the

- limiting factor. *Exp Brain Res* **144**, 268–274.
- Smekal G, Pokan R, Von Duvillard SP, Baron R, Tschan H & Bachl N (2000). Comparison of laboratory and on-court endurance testing in tennis. *Int J Sports Med* **21**, 242–249.
- Socha V, Kutilek P, Cakrt O & Cerny R (2014). Comparative measurements of head angular movements using a camera system and a gyroscope system. *Acta Polytech* **54**, 295–300.
- Song KITM, Halliday SE & Little DG (1997). #PDF#The Effect of Limb-Length Discrepancy on Gait * - I • • I. 1690–1698.
- Sprague PA, Mokha GM & Gatens DR (2014). Changes in functional movement screen scores over a season in collegiate soccer and volleyball athletes. *J Strength Cond Res* **28**, 3155–3163.
- Springs E, Marshall R, Elliott B & Jennings L (1994). A three-dimensional kinematic method for determining the effectiveness of arm segment rotations in producing racquet-head speed. *J Biomech* **27**, 245–254.
- Sprott JC (1995). Chaos data analyzer (professional version). *Phys Acad Softw*.
- Srivastava R, Patwari A, Kumar S, Mishra G, Kaligounder L & Sinha P (2015). Efficient characterization of tennis shots and game analysis using wearable sensors data. *2015 IEEE SENSORS - Proc* 0–3.
- Stalker (2020). Radar Stalker Pro II. Available at: <https://www.stalkerradar.com/sportsradar/ProII.html> [Accessed July 15, 2020].
- Stępień A, Bober T & Zawadzki J (2011). The kinematics of trunk and upper extremities in one-handed and two-handed backhand stroke. *J Hum Kinet* **30**, 37–47.
- Stergiou N & Decker LM (2011). Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Hum Mov Sci* **30**, 869–888.
- Stewart PF, Turner AN & Miller SC (2014). Reliability, factorial validity, and interrelationships of five commonly used change of direction speed tests. *Scand J Med Sci Sport* **24**, 500–506.
- Stiles V & Dixon S (2007). Biomechanical response to systematic changes in impact interface cushioning properties while performing a tennis-specific movement. *J Sports Sci* **25**, 1229–1239.
- Strecker E, Foster EB & Pascoe DD (2011). Test–retest Reliability for Hitting Accuracy Tennis Test. *J Strength Cond Res* **25**, 3501–3505.

- Svantesson U, Nordé M, Svensson S & Brodin E (2009). A comparative study of the Jamar® and the Grippit® for measuring handgrip strength in clinical practice. *Isokinet Exerc Sci* **17**, 85–91.
- Svensson M & Drust B (2005). Testing soccer players. *J Sports Sci* **23**, 601–618.
- Swärd L (1992). The Thoracolumbar Spine in Young Elite Athletes: Current Concepts on the Effects of Physical Training. *Sport Med An Int J Appl Med Sci Sport Exerc* **13**, 357–364.
- Szymanski DJ, McIntyre JS, Szymanski JM, Bradford TJ, Schade RL, Madsen NH & Pascoe DD (2007). Effect of Torso Rotational Strength on Angular Hip, Angular Shoulder, and Linear Bat Velocities of High School Baseball Players. *J Strength Cond Res* **21**, 1117.
- Takahashi K, Elliott B & Noffal G (1996). The role of upper limb segment rotations in the development of spin in the tennis forehand. *Aust J Sci Med Sport* **28**, 106–113.
- Takei Scientific (2020). Takei Scientific Instruments, T.K.K.5401 Grip D [Digital grip dynamometer]. Available at: <https://www.takei-si.co.jp/en/productinfo/detail/49.html> [Accessed July 15, 2020].
- Tanabe S & Ito A (2007). A three-dimensional analysis of the contributions of upper limb joint movements to horizontal racket head velocity at ball impact during tennis serving. *Sport Biomech* **6**, 418–433.
- Taylor P, Landeo R & Coogan J (2013). Intra-individual Movement Variability within the 5 m Water Polo Shot. *J Appl Biomech* **23**, 216–2321.
- Teixeira AS, Arins FB, de Lucas RD, Carminatti LJ, Dittrich N, Nakamura FY, Loturco I & Guglielmo LGA (2018). Shuttle-run interval training with more directional changes induces superior gains in shuttle sprint performance in female professional futsal players. *Hum Mov Spec Issues* **2018**, 40–51.
- Teixeira LA (2008). Categories of manual asymmetry and their variation with advancing age. *Cortex* **44**, 707–716.
- Teyhen DS, Shaffer SW, Lorenson CL, Halfpap JP, Donofry DF, Walker MJ, Dugan JL & Childs JD (2012). The functional movement screen: A reliability study. *J Orthop Sports Phys Ther* **42**, 530–540.
- Thewlis D, Bishop C, Daniell N & Paul G (2013). Next-generation low-cost motion capture systems can provide comparable spatial accuracy to high-end systems. *J Appl Biomech* **29**, 112–117.
- Thomas JM & Derrick TR (2003). Effects of step uncertainty on impact peaks, shock attenuation, and knee/subtalar synchrony in treadmill running. *J Appl Biomech*

19, 60–70.

Tiegermann V (1983). Reaction forces and EMG activity in fast sideward movements. *Biomech Asp Sport shoes Play surfaces* 83–90.

van den Tillaar R & Ettema G (2006). A Comparison between Novices and Experts of the Velocity-Accuracy Trade-Off in Overarm Throwing. *Percept Mot Skills* **103**, 503–514.

Topley M & Richards JG (2020). A comparison of currently available optoelectronic motion capture systems. *J Biomech* **106**, 109820.

Torres-Luque G, Ramirez A, Cabello-Manrique D, Nikolaidis PT & Alvero-Cruz JR (2015). Match analysis of elite players during paddle tennis competition. *Int J Perform Anal Sport* **15**, 1135–1144.

Tran J, Netto K, Aisbett B & Gustin P (2010). Validation of accelerometer data for measuring impacts during jumping and landing tasks. In *Proceedings of the 28th International Conference on Biomechanics in Sports (2010)*, pp. 1–4. International Society of Biomechanics in Sports.

Tubez F, Schwartz C, Paulus J, Croisier JL, Brüls O, Denoël V & Forthomme B (2017). Which tool for a tennis serve evaluation? A review. *Int J Perform Anal Sport* **17**, 1007–1033.

Tucker CB, Anderson R & Kenny IC (2013). Is outcome related to movement variability in golf? *Sport Biomech* **12**, 343–354.

Ulbricht A, Fernandez-Fernandez J & Ferrauti A (2013). Conception for Fitness Testing and individualized training programs in the German Tennis Federation. *Sport - Sport* **29**, 180–192.

Umek A & Kos A (2016). Validation of smartphone gyroscopes for mobile biofeedback applications. *Pers Ubiquitous Comput* **20**, 657–666.

Ura D, Carré MJ, Charlton H, Capel-Davies J, Miller S, Almenara MS, Astiz J & De Alfonso Mustienes A (2014). Influence of clay properties on shoe-kinematics and friction during tennis movements. *Procedia Eng* **72**, 889–894.

USTA (2015). High-Performance Profile. An assessment for tennis players. Available at: http://s3.amazonaws.com/ustaassets/assets/1/15/11940_highperformance_profile_lowres.pdf.

Uzu R, Shinya M & Oda S (2009). A split-step shortens the time to perform a choice reaction step-and-reach movement in a simulated tennis task. *J Sports Sci* **27**, 1233–1240.

- Vergauwen L, Brouns F & Hespel P (1998a). Carbohydrate supplementation to improve stroke performance in tennis. *Med Sci Sport Exerc* **30**, 1289–1295.
- Vergauwen L, Madou B & Behets D (2004). Authentic evaluation of forehand groundstrokes in young low- to intermediate-level tennis players. *Med Sci Sports Exerc* **36**, 2099–2106.
- Vergauwen L, Spaepen AJ, Lefevre J & Hespel P (1998b). Evaluation of stroke performance in tennis. *Med Sci Sports Exerc* **30**, 1281–1288.
- Vodička T, Vespalec T, Pačes J, Pavlík J & Zháněl J (2017). Diagnostics of isometric and isokinetic strength in junior elite tennis players within the context of muscular dysbalances. *Stud Sport* **11**, 25–36.
- Walther M, Kirschner S, Koenig A, Barthel T & Gohlke F (2002). Biomechanical evaluation of braces used for the treatment of epicondylitis. *J Shoulder Elb Surg* **11**, 265–270.
- Van Wassenbergh S (2020). Fourth-order, zero phase-shift Butterworth low-pass filter & adaptive butterworth filter (version 2 -06 may 2007). Available at: <https://samvanwassenbergh.weebly.com/exceltools.html> [Accessed August 25, 2020].
- Wawrzyniak ZM & Kowalski A (2016). Event-based image recognition applied in tennis training assistance. In *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2016*, p. 100311N. International Society for Optics and Photonics.
- Weber K, Pieper S & Exler T (2007). Characteristics and significance of running speed at the Australian Open 2006 for training and injury prevention. *Med Sci Tennis* **12**, 14–17.
- Wei SH, Chiang JY, Shiang TY & Chang HY (2006). Comparison of shock transmission and forearm electromyography between experienced and recreational tennis players during backhand strokes. *Clin J Sport Med* **16**, 129–135.
- Wei X, Lucey P, Morgan S & Sridharan S (2013). Sweet-Spot: Using Spatiotemporal Data to Discover and Predict Shots in Tennis. Available at: <https://pdfs.semanticscholar.org/cf6c/b34cdc0c2edd03cd2e6217c8b94b6acd506c.pdf>.
- Whiteside D, Cant O, Connolly M & Reid M (2011). Monitoring Hitting Load in Tennis Using Inertial Sensors and Machine Learning. *Int J Sport Nutr Exerc Metab* **32**, 1–44.
- Whiteside D, Elliott B, Lay B & Reid M (2013). A kinematic comparison of successful and unsuccessful tennis serves across the elite development pathway.

- Hum Mov Sci* **32**, 822–835.
- Whiteside D, Elliott B, Lay B & Reid M (2015a). Coordination and variability in the elite female tennis serve. *J Sports Sci* **33**, 675–686.
- Whiteside D, Elliott B, Lay B & Reid M (2015b). Coordination and variability in the elite female tennis serve. *J Sports Sci* **33**, 675–686.
- te Wierike SCM, de Jong MC, Tromp EJY, Vuijk PJ, Lemmink KAPM, Malina RM, Elferink-Gemser MT & Visscher C (2014). Development of repeated sprint ability in talented youth basketball players. *J Strength Cond Res* **28**, 928–934.
- Wilkinson M, Leedale-Brown D & Winter EM (2009). Validity of a squash-specific test of change-of-direction speed. *Int J Sports Physiol Perform* **4**, 176–185.
- Willmott C & Matsuura K (2005). Advantages of the mean absolute error (MAE) over the root mean square error (RMSE) in assessing average model performance. *Clim Res* **30**, 79–82.
- Wind AE, Takken T, Helders PJM & Engelbert RHH (2010). Is grip strength a predictor for total muscle strength in healthy children, adolescents, and young adults? *Eur J Pediatr* **169**, 281–287.
- Witty (2020). Photocells Witty-Gate. Available at: <http://www.microgate.it/Training/Witty/Fotocelulas> [Accessed July 15, 2020].
- Woodman OJ (2007). *An introduction to inertial navigation*. University of Cambridge, Computer Laboratory.
- World Medical Association (2001). World Medical Association Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bull World Health Organ* **79**, 373.
- Wundersitz DWT, Josman C, Gupta R, Netto KJ, Gatin PB & Robertson S (2015). Classification of team sport activities using a single wearable tracking device. *J Biomech* **48**, 3975–3981.
- Wundersitz DWT, Netto KJ, Aisbett B & Gatin PB (2013). Validity of an upper-body-mounted accelerometer to measure peak vertical and resultant force during running and change-of-direction tasks. *Sport Biomech* **12**, 403–412.
- www.kinovea.org/ (n.d.). Kinovea.
- Yamada Y, Yamashita D, Yamamoto S, Matsui T, Seo K, Azuma Y, Kida Y, Morihara T & Kimura M (2013). Whole-body and segmental muscle volume are associated with ball velocity in high school baseball pitchers. *Open access J Sport Med* **4**, 89–95.

-
- Yamamoto H, Shinya M & Kudo K (2018). Cognitive Bias for the Distribution of Ball Landing Positions in Amateur Tennis Players (Cognitive Bias for the Motor Variance in Tennis). *J Mot Behav* **2895**, 1–10.
- Yang D, Tang J, Huang Y, Xu C, Li J, Hu L, Shen G, Liang C-JM & Liu H (2017). TennisMaster: An IMU-based Online Serve Performance Evaluation System. *Proc 8th Augment Hum Int Conf17*:1--17:8.
- Yildiz S (2018). Relationship between Functional Movement Screen and Athletic Performance in Children Tennis Players. *Univers J Educ Res* **6**, 1647–1651.
- Zaina F, Donzelli S, Lusini M, Fusco C, Minnella S & Negrini S (2016). Tennis is not dangerous for the spine during growth: results of a cross-sectional study. *Eur Spine J* **25**, 2938–2944.
- Zaiontz C (2018). Real Statistic Using Excel.
- Zingaro RE (2008). A correlation between core strength and serve velocity in collegiate tennis players.
- Ziyagil MA, Gürsoy R, Dane Ş, Türkmen M & Çebi M (2015). Effects of Handedness on the Hand Grip Strength Asymmetry in Turkish Athletes. *Compr Psychol* **4**, 25.CP.4.20.

8. ANEXOS

8.1. FIGURAS SUPLEMENTARIAS

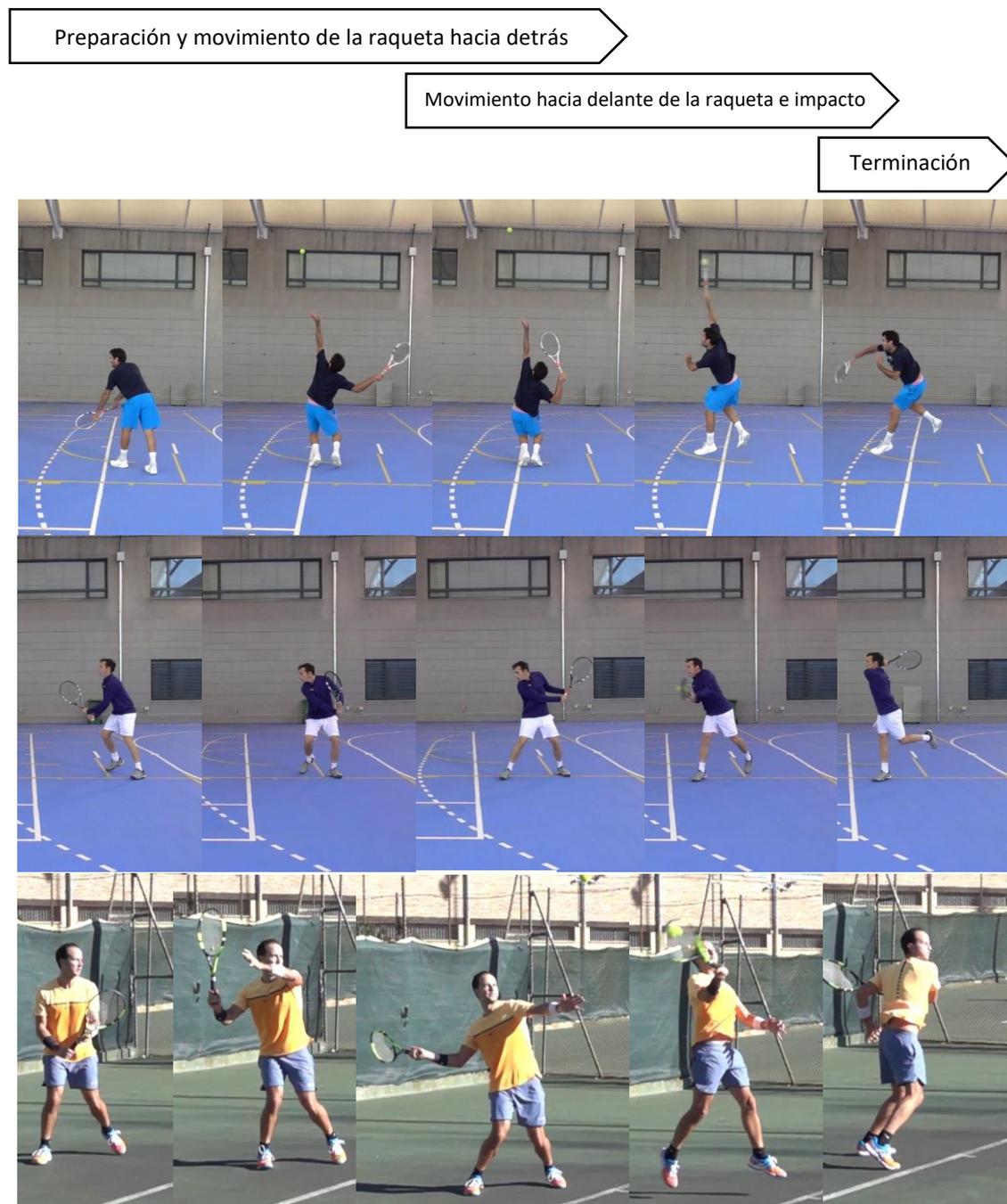


Figura suplementaria 1. Fases en las que se suelen dividir los golpes en los trabajos de investigación y en los manuales de entrenamiento

Sony RXIV 100



GoPro Hero III



Firefly 8s



Panasonic HC-V160EC-K



Casi Exilim FH100



ELP



mvBlueCOUGAR-XD104C



IPhone A1586



Cámara Qualisys (3D)



Cámara Optitrack Prime 41 (3D)



Figura suplementaria 2. Cámaras de rango visible e infrarrojas usadas en algunos estudios

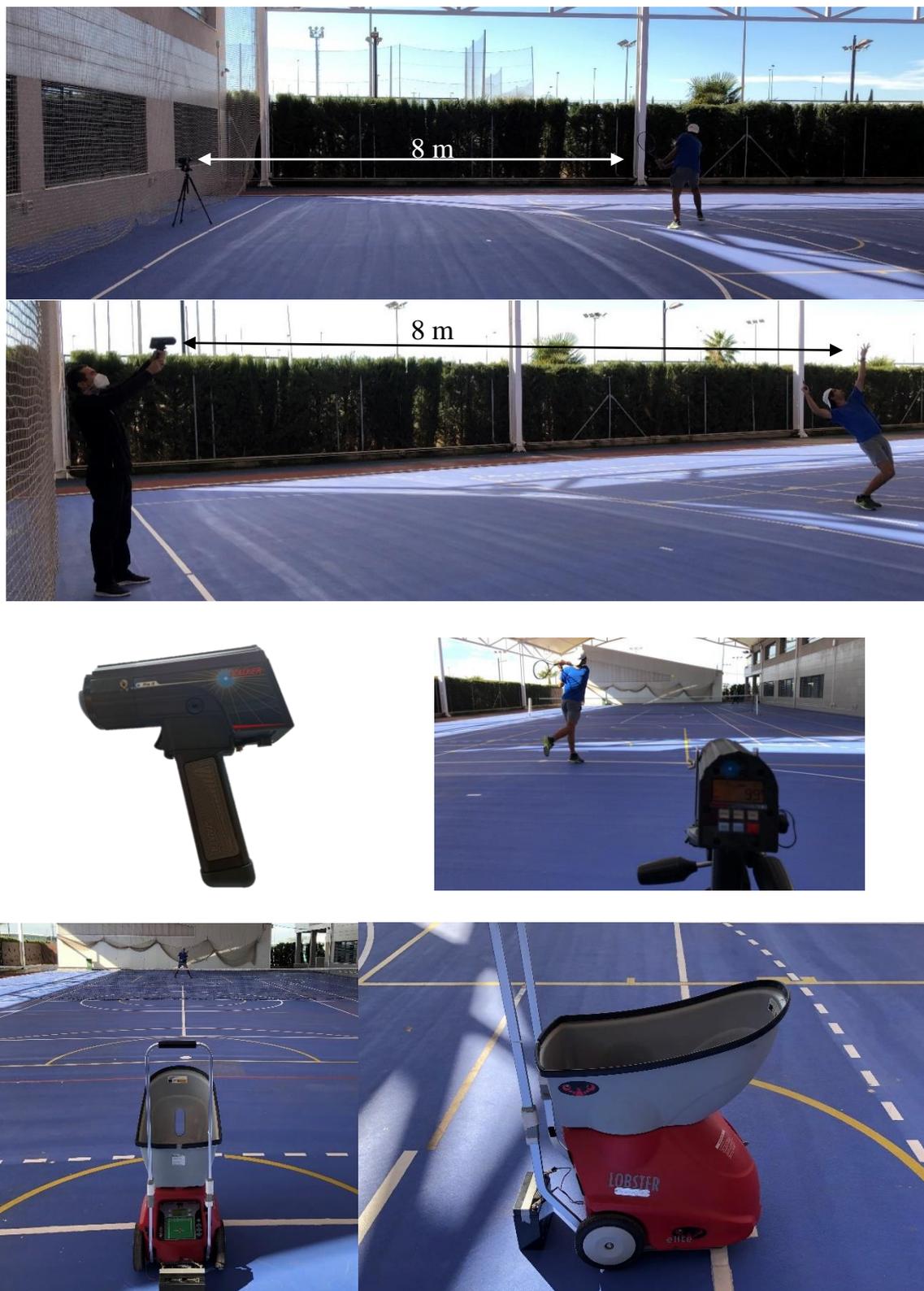


Figura suplementaria 3. Posicionamiento del radar y de la máquina lanzapelotas.

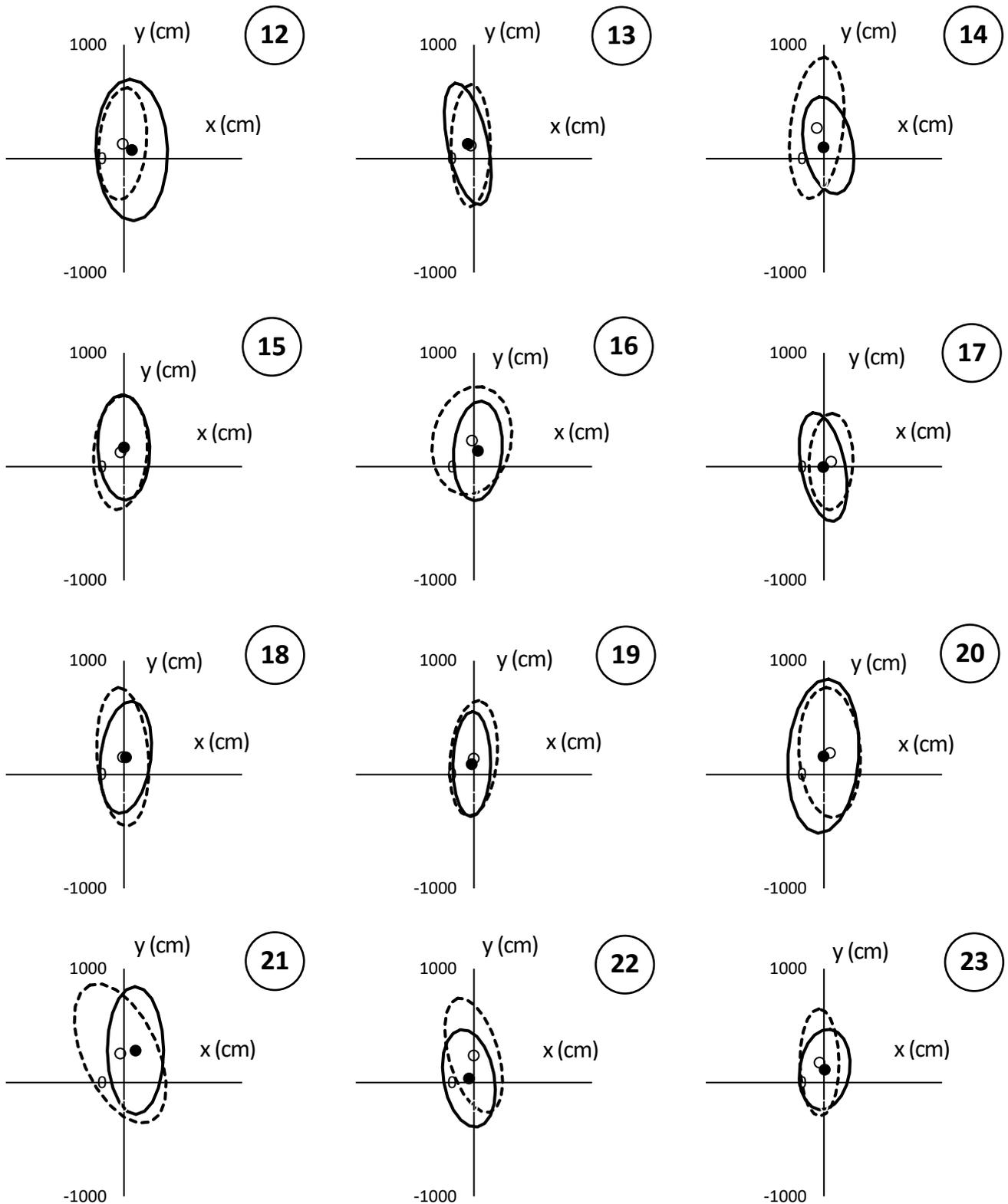


Figura suplementaria 4. Elipses de confianza de los participantes 12 a 31 del Estudio 5 – continúa -

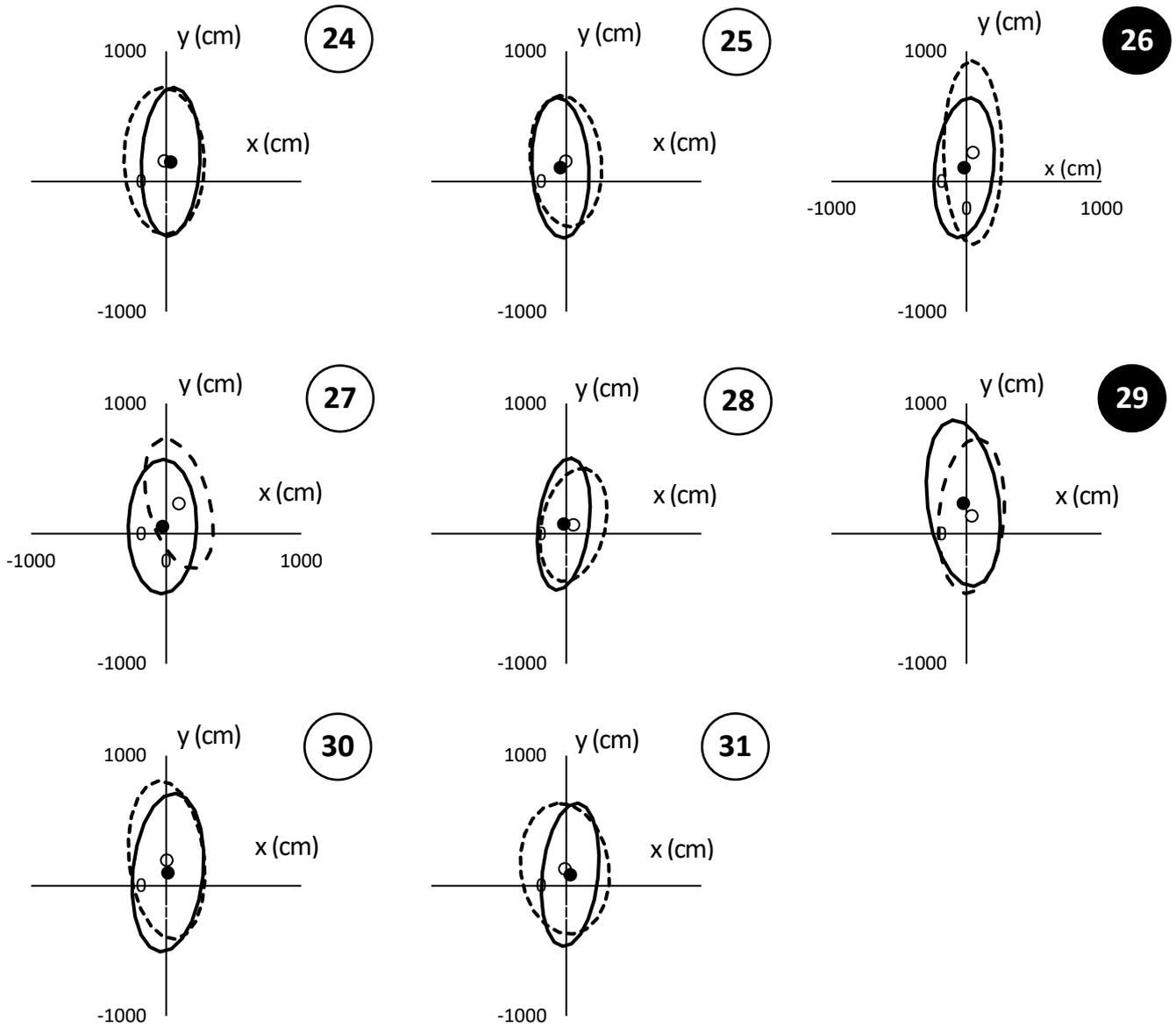


Figura Suplementaria 4 (continuación). Elipses de confianza de los participantes 12 a 31 del Estudio 5

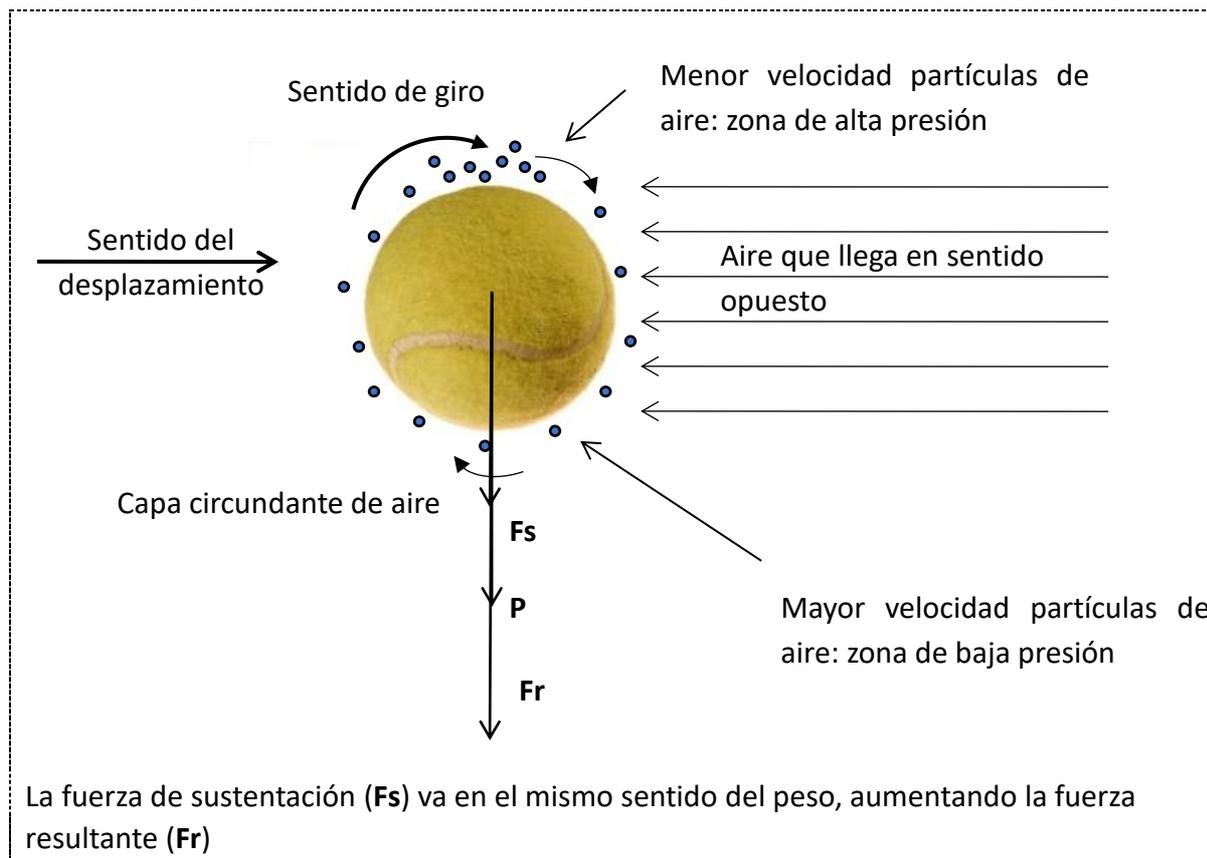


Figura suplementaria 5. Consecuencias del efecto liftado sobre el vuelo de la pelota

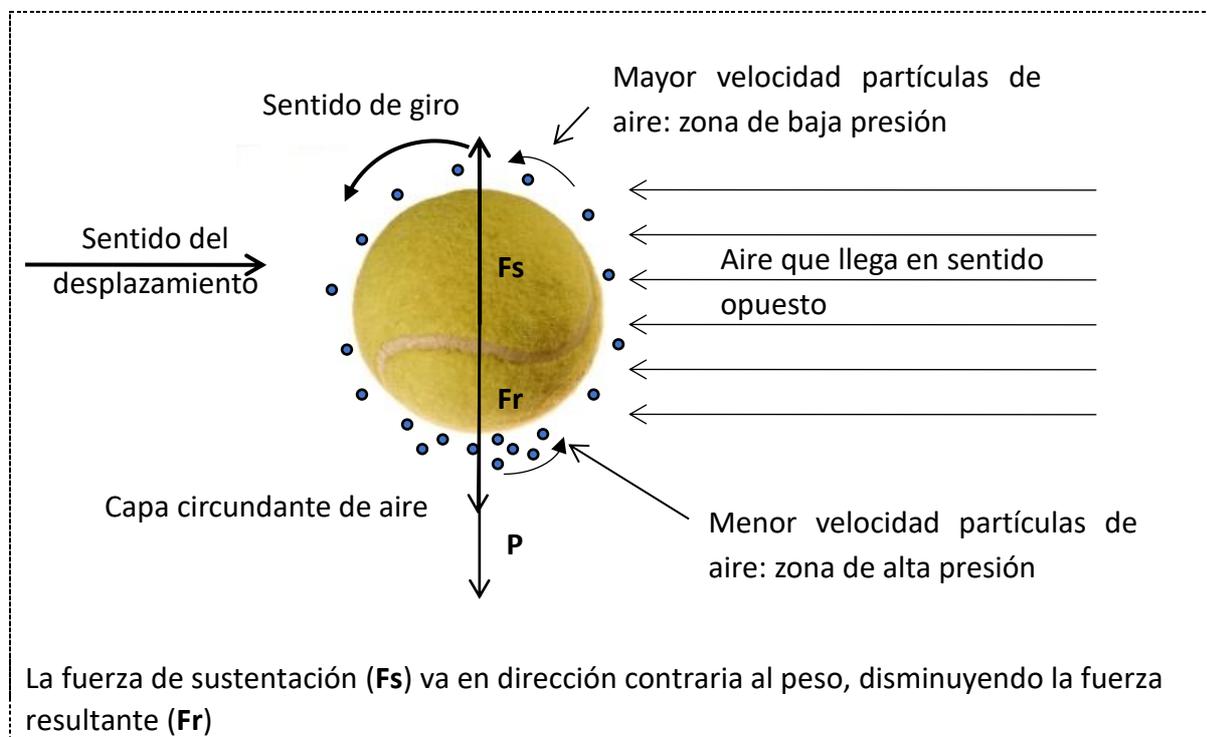
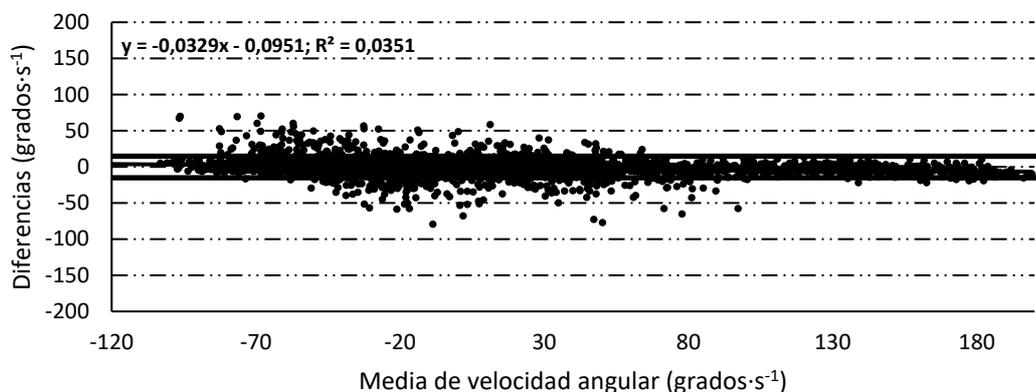


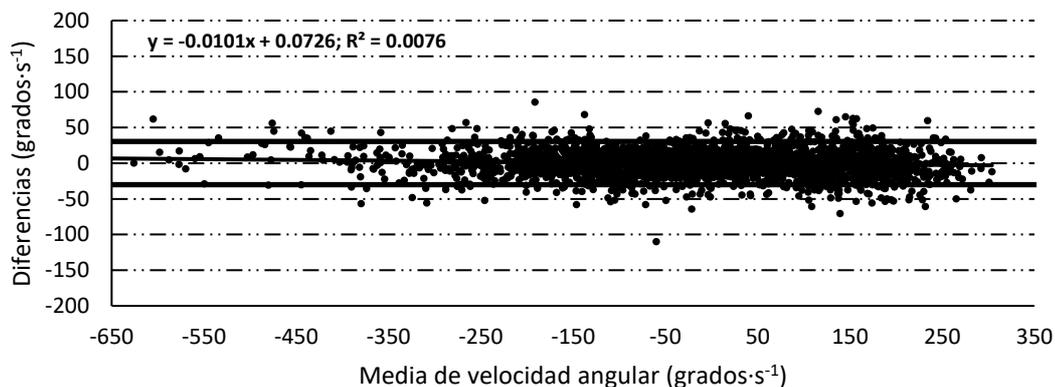
Figura suplementaria 6. Consecuencias del efecto cortado sobre la trayectoria de la pelota



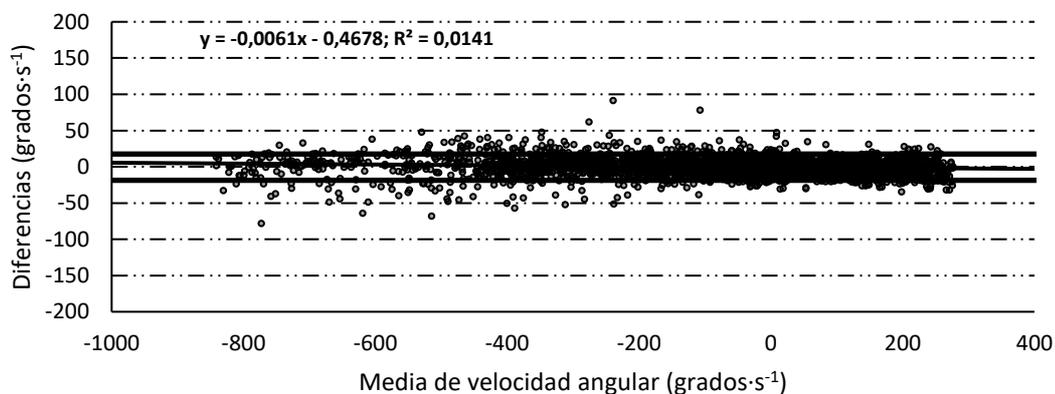
Figura suplementaria 8. Cinchas y clúster de marcadores usados en el Estudio 8.



d) Experimento n.º 2; jugador de competición n.º 2; 3ª serie; cabeza; eje-z;
error sistemático = $-0.2 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$; error aleatorio = $14.9 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$



e) Experimento n.º 2; jugador iniciación n.º 1; 2ª serie; brazo; eje-y;
error sistemático = $0.16 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$; error aleatorio = $30.29 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$



f) Experimento n.º 2; jugador de iniciación n.º 2; 1ª serie; brazo; eje-x;
error sistemático = $-0.48 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$; error aleatorio = $18.11 \text{ grados}\cdot\text{s}^{-1}$

Figura suplementaria 9. Tres ejemplos más de gráficas de *Bland-Altman* del experimento 2 del Estudio 8. Debajo de cada gráfico se muestran más detalles.

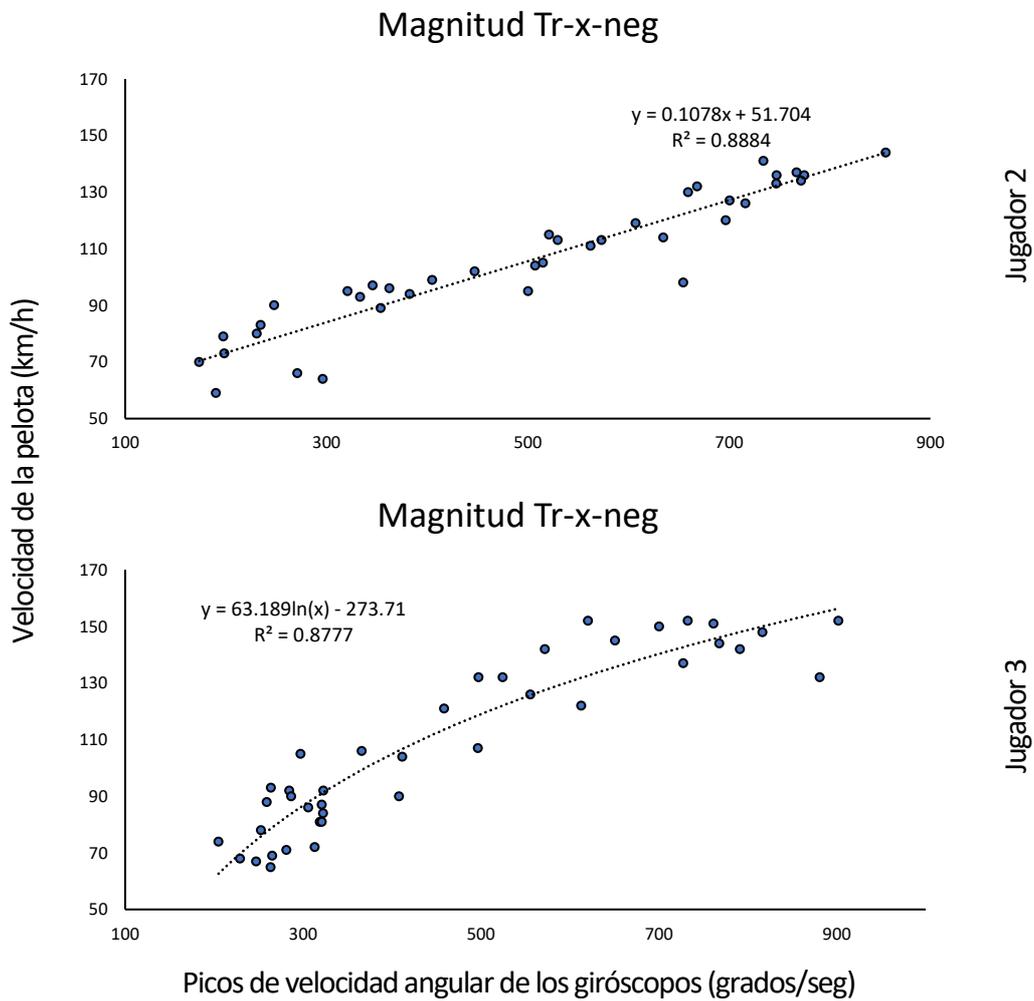


Figura suplementaria 10. Rectas de regresión que relacionan los picos de velocidad angular con la velocidad de la pelota (para el golpe de derecha) en el Estudio 9. Encima de cada gráfica se indica la localización del giróscopo

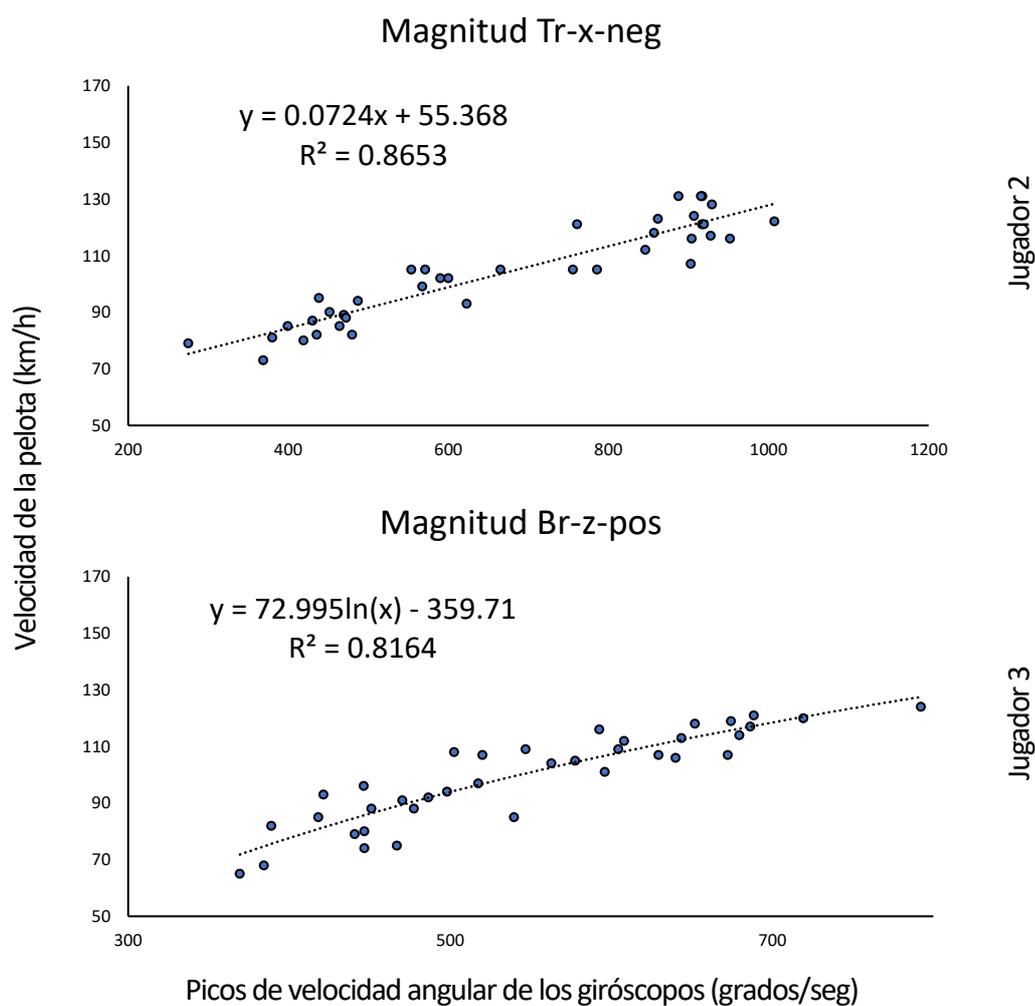


Figura suplementaria 11. Ejemplos de rectas de regresión que relacionan los picos de velocidad angular con la velocidad de la pelota (para el golpe de revés) en el Estudio 9. Encima de cada gráfica se indica la localización del giróscopo

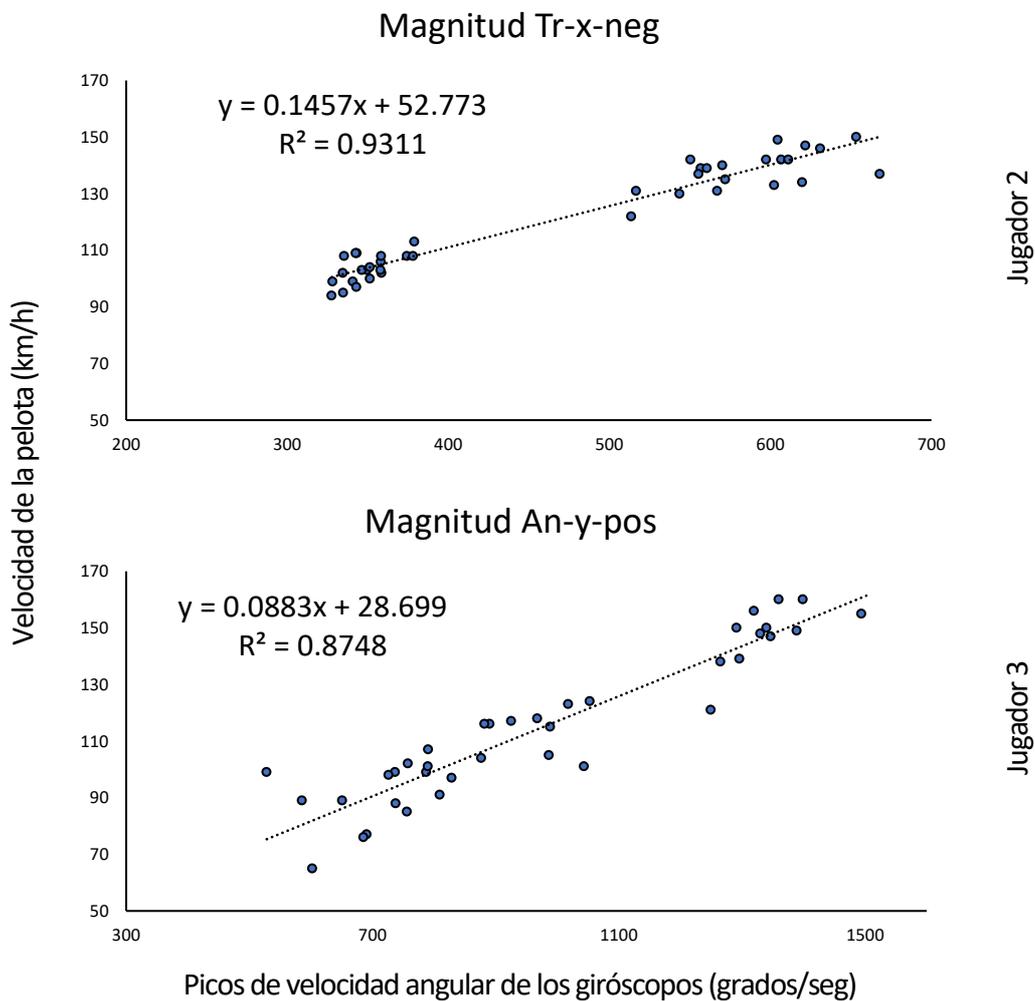
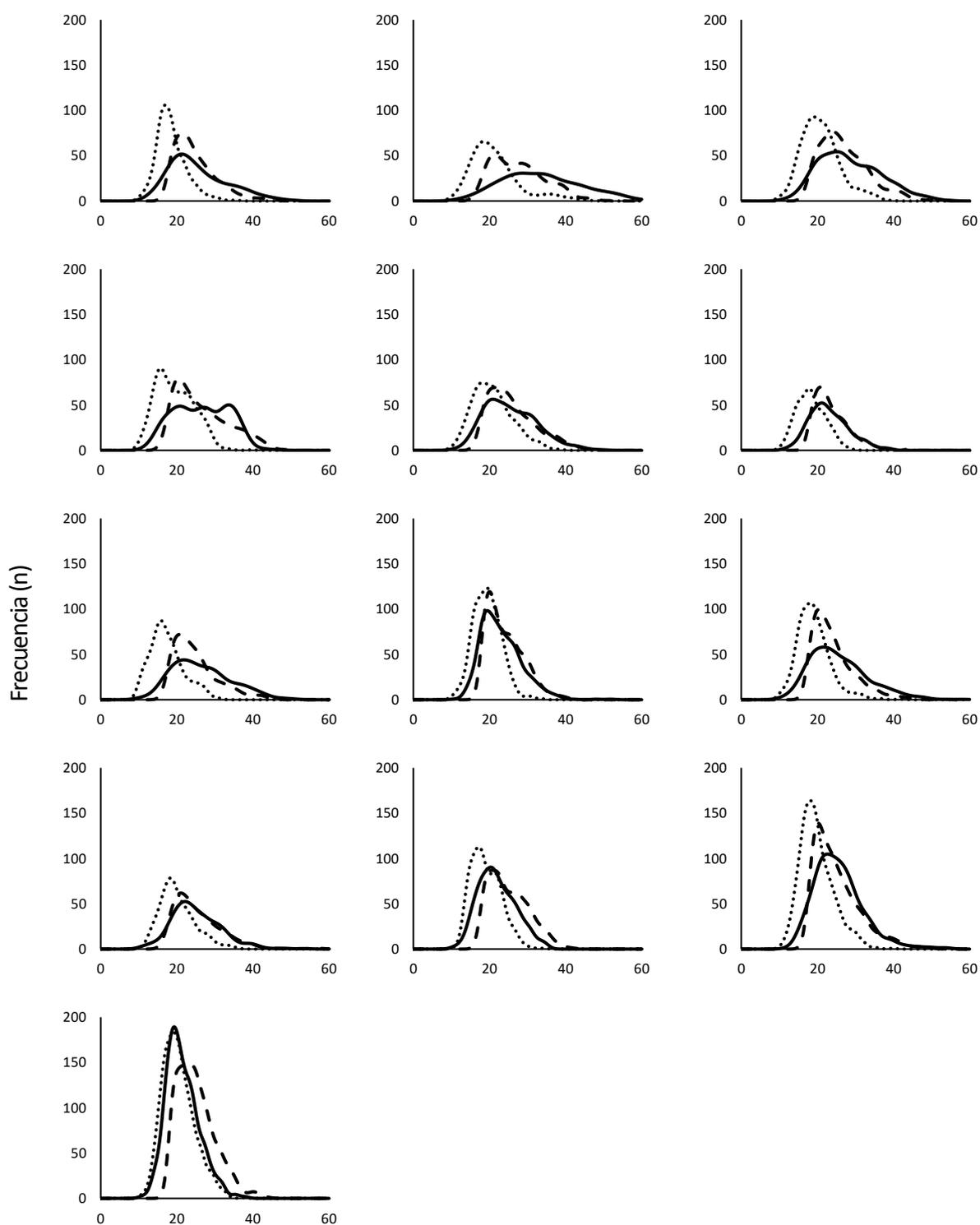


Figura suplementaria 12. Ejemplos de rectas de regresión que relacionan los picos de velocidad angular con la velocidad de la pelota (para el golpe de revés) en el Estudio 9. Encima de cada gráfica se indica la localización del giróscopo



Altura de los picos de impacto (m/s^2)

Figura suplementaria 13. Gráficos de Kernell que muestran la frecuencia de los picos según su magnitud (m/s^2) en el Estudio 17 (participantes 7 a 19).

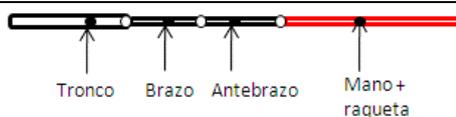
8.2. TABLAS SUPLEMENTARIAS

Tabla suplementaria 1. Empuñaduras descritas en los manuales de entrenamiento para los golpes de fondo

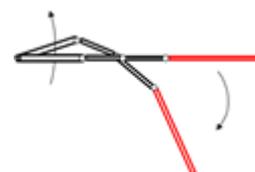
Golpeo de derecha	Golpeo revés (una mano)	Golpeo revés (dos manos)
<p><i>Continental</i></p> 	<p><i>Continental</i></p> 	<p><i>Continental (MD) + este de derecha (MND)</i></p> 
<p><i>Semieste de derecha o australiana</i></p> 		<p><i>Este de revés (MD) + este de derecha (MND)</i></p> 
<p><i>Este de derecha</i></p> 	<p><i>Este de revés</i></p> 	<p><i>Este de derecha (MD) + Este de derecha (MND)</i></p> 
<p><i>Semioeste de derecha</i></p> 	<p><i>Semioeste</i></p> 	
<p><i>Oeste de derecha</i></p> 		

* MD: Mano dominante; MND: Mano no dominante

Tabla suplementaria 2. Funcionamiento de la cadena multisegmentaria para el golpe de derecha



1) En primer lugar la rotación izquierda del tronco (jugadores diestros) provoca la aceleración angular del hombro y el retroceso del resto de segmentos, debido a que el centro de giro no coincide con los centros de inercia de dichos segmentos. Esto conlleva el preestiramiento de los músculos rotadores y flexores horizontales del hombro. Bahamonde (2000) señala que la rotación del tronco está significativamente correlacionada con la velocidad de raqueta independientemente del tipo de posición empleado o el nivel de juego (profesional o intermedio). La rotación del tronco no sólo contribuye a la velocidad de la raqueta (alrededor del 10% de la velocidad final de la misma) sino que también se utiliza en el preestiramiento de los músculos del hombro para permitirles producir una tensión mayor.



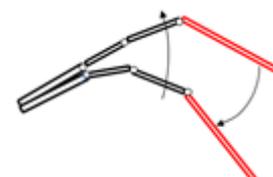
2) Cuando la aceleración angular es máxima o se alcanza el límite de la movilidad articular del hombro se produce una contracción excéntrica de los músculos rotadores derechos del tronco (para que al frenar el movimiento el momento angular se transfiera al antebrazo) y una contracción concéntrica de la musculatura flexora horizontal y rotadora interna del hombro. Esto causa una aceleración angular del brazo y un retroceso del antebrazo, que conlleva un preestiramiento de los músculos flexores del antebrazo.



3) Cuando la aceleración angular del brazo es máxima o se alcanza el límite de la movilidad articular del codo se produce una contracción excéntrica de los músculos rotadores externos y extensores horizontales del brazo (para que al frenar el movimiento el momento angular se transfiera al antebrazo) y una contracción concéntrica de la musculatura flexora del antebrazo. Esto causa una aceleración angular del antebrazo y un retroceso del segmento mano raqueta, que conlleva un preestiramiento de los músculos flexores de la muñeca



4) Cuando la aceleración angular del antebrazo es máxima o se alcanza el límite de la movilidad articular de la muñeca se produce una contracción excéntrica de los músculos flexores del antebrazo (para que al frenar el movimiento el momento angular se transfiera al segmento mano raqueta) y una contracción concéntrica de la musculatura flexora de la muñeca. Esto causa una aceleración angular del segmento brazo raqueta.



L = cte → m: disminuye, r: disminuye y w aumenta → v aumenta

* Es fundamental que exista una correcta sincronización o *timing* entre la contracción concéntrica de la musculatura agonista y la contracción concéntrica de la musculatura antagonista, para que se produzca una correcta transmisión del momento angular y un preestiramiento idóneo.

Tabla suplementaria 3. Fórmulas de *Excel* utilizadas para obtener los 11 parámetros *DLT* de cada cámara, calcular el error y ajustar los datos - continúa en página siguiente -

Hoja	Celdas	Significado	Fuente o fórmula
CALIBRATION POINTS	*O1	Unidad de longitud métrica (cm, mm, m, in, etc.)	Seleccionado por el usuario
	*E3:G56	PC de la EC 1 en ULM	Medidas reales de la EC1
	*H3:S56	PC de la EC 1 en px en cada cámara	Digitalización de la EC1 con <i>Kinovea</i>
	*Y3:AA56	PC de la EC 2 en ULM	Medidas reales de la EC2
	*AB3:AI56	PC de la EC 2 en px en cada cámara	Digitalización de la EC2 con <i>Kinovea</i>
	*AO3:AQ56	PC de la EC 3 en ULM	Medidas reales de la EC3
	*AR3:AY56	PC de la EC 3 en px en cada cámara	Digitalización de la EC3 con <i>Kinovea</i>
CAM CALIBRATION	C5:G58	PC de la EC 1 en ULM y en px	Celdas E2:O55 de la hoja "Calibration Points"
	B5:B58	PC no visibles de la EC 1	Columnas H, K y N de la hoja "Calibration Points"
	J5:U58	Ecuaciones A puntos 1 a N	Véase la fórmula 1. Obtenido del rango G5: G58
	X5:AI58	Ecuaciones B puntos 1 a N	Véase la fórmula 1. Obtenido del rango G5:G58
	AL5:AV112	F_L	Formado por la unión de las ecuaciones A y B de los PC
	AX5:AX112	g_L	Formado por la unión de las constantes de las ecuaciones A y B de cada PC
	BA5:FD15	F_L^T	{=TRANSPOSE(AL5:AV112)}
	FG5:FQ15	$F_L^T F_L$	{=MMULT(BA5:FD15;AL5:AV112)}
	FT5:FT15	$F_L^T g_L$	{=MMULT(BA5:FD15;AX5:AX112)}
	FW5:GG15	$(F_L^T F_L)^{-1}$	{=MINVERSE(FG5:FQ15)}
GJ5:GJ15	L	{=MMULT(FW5:GG15;FT5:FT15)}	
CAM ERROR ADJUSTMENT	A4:E57	PC de la EC 2 en px de las dos cámaras evaluadas	CeldasX2: AE55 de la hoja "Calibration Points"
	DU2:DV12	Parámetros <i>DLT</i> de las dos cámaras evaluadas	CeldasGJ5:GJ15 de la hoja "Cam Calibration"
	H4:DG57	Ecuaciones de reconstrucción 3D de los PC de la EC 2	Ver siguiente sección del manuscrito
	DI4:DK57	Posición 3D calculada de los PC del CF 2 en MLU	Ver siguiente sección del manuscrito
	DL4:DN57	Posición real 3D de los PC del CF 2 en MLU	CeldasU2: W55 de la hoja "Calibration Points"

Tabla suplementaria 3 (continuación). Fórmulas de *Excel* utilizadas para obtener los 11 parámetros *DLT* de cada cámara, calcular el error y ajustar los datos -continúa en página siguiente -

Hoja	Celdas	Significado	Fuente o fórmula
CAM ERROR ADJUSTMENT	DO4:DQ57	Error absoluto en cada uno de los ejes	Restando las coordenadas obtenidas a las reales y hallando el valor absoluto
	DQ15	Error absoluto medio para el eje x de EC 2 (sin ajustar)	=AVERAGE(DO4:DO57)
	DR15	Error absoluto medio para el eje y de EC 2 (sin ajustar)	=AVERAGE(DP4:DP57)
	DS15	Error absoluto medio para el eje z de EC 2 (sin ajustar)	=AVERAGE(DQ4:DQ57)
	DQ19	Pendiente de la línea de regresión para ajustar los datos (eje x)	=SLOPE(DI4:DI57;DL4:DL57)
	DR19	Pendiente de la línea de regresión para ajustar los datos (eje y)	=SLOPE(DJ4:DJ57;DM4:DM57)
	DS19	Pendiente de la línea de regresión para ajustar los datos (eje z)	=SLOPE(DK4:DK57;DN4:DN57)
	DQ20	Ordenada en el origen de la línea de regresión para ajustar los datos (eje x)	=INTERCEPT(DI4:DI57;DL4:DL57)
	DR20	Ordenada en el origen de la línea de regresión para ajustar los datos (eje y)	=INTERCEPT(DJ4:DJ57;DM4:DM57)
	DS20	Ordenada en el origen de la línea de regresión para ajustar los datos (eje z)	=INTERCEPT(DK4:DK57;DN4:DN57)
	DX4:EB57	PC de la EC 3 en px para las dos cámaras evaluadas	CeldasAN2:AU55 de la hoja "Calibration Points"
	IX2:IY12	Parámetros <i>DLT</i> de las dos cámaras evaluadas	Celdas GJ5:GJ15 de la hoja "Cam Calibration"
	EE4:ID57	Ecuaciones de reconstrucción 3D de los PC del EC 3	Ver siguiente sección del manuscrito
IF4:IH57	Posición 3D calculada de los PC de la EC 3 en MLU	Ver siguiente sección del manuscrito	
II4:IK57	Posición 3D ajustada de los PC de la EC 3 en ULM	Pendiente y ordenada en el origen para ajustar los datos (DS19:DV20) y la posición 3D calculada de la EC 3 (IF4:IH57)	
IL4:IN57	Posición real 3D de los PC de la EC 3 en ULM	CeldasAK2:AM55 de la hoja "Calibration Points"	

Tabla suplementaria 3 (continuación). Fórmulas de *Excel* utilizadas para obtener los 11 parámetros *DLT* de cada cámara, calcular el error y ajustar los datos

Hoja	Celdas	Significado	Fuente o fórmula
	IO4:IQ57	Error absoluto en cada uno de los ejes (de los datos sin ajustar)	Restando las coordenadas obtenidas a las reales y hallando el valor absoluto
	IR4:IT57	Error absoluto en cada uno de los ejes (de los datos ajustados)	Restando las coordenadas obtenidas a las reales y hallando el valor absoluto
	IN15	Error absoluto medio para el eje x de EC 3 (sin ajustar)	=AVERAGE(IO4:IO57)
	IO15	Error absoluto medio para el eje y de EC 3 (sin ajustar)	=AVERAGE(IP4:IP57)
	IP15	Error absoluto medio para el eje z de EC 3 (sin ajustar)	=AVERAGE(IQ4:IQ57)
	IN18	Error absoluto medio para el eje x de EC 3 (ajustando)	=AVERAGE(IR4:IR57)
	IO18	Error absoluto medio para el eje y de EC 3 (ajustando)	=AVERAGE(IS4:IS57)
	IP18	Error absoluto medio para el eje z de EC 3 (ajustando)	=AVERAGE(IT4:IT57)

PC: Puntos de calibración; EC: Estructura de calibración 3D; px: pixels; ULM: Unidad de longitud métrica

* Las celdas marcadas con un asterisco son las que deben ser modificadas por el usuario.

Tabla suplementaria 4. Fórmulas de Excel utilizadas para reconstruir la posición 3D de los marcadores

Hoja	Celdas* ¹	Significado	Fuente o fórmula
MARKER PIXELS COORDINATES	Celda B1	Frecuencia de muestreo de la cámara	Depende de la frecuencia de muestreo utilizada
	Columnas A y B	Fotograma y tiempo de la posición del marcador	<i>software</i> externo (por ejemplo, <i>Kinovea</i>)
	Columnas C:J	Coordenadas en px* ² de la raqueta	<i>software</i> externo (por ejemplo, <i>Kinovea</i>)
	Columna K	Par de cámaras usadas para digitalizar la trayectoria de la raqueta	Depende de las cámaras que ven la raqueta en cada fotograma
	Rango L3:M12	Eventos clave de la trayectoria de la pelota y fotograma en el que suceden	<i>software</i> externo (por ejemplo, <i>Kinovea</i>)
	Columnas M:U	Coordenadas en px* ² de la pelota	<i>software</i> externo (por ejemplo, <i>Kinovea</i>)
	Rango Z2:Z17	Características del filtro de paso bajo recursivo	Se recomiendo leer al respecto en la bibliografía relacionada
	AA1:AT17	Error absoluto medio y líneas de regresión para ajustar los datos	Plantilla de calibración
AA20:AS20	El usuario indica si desea utilizar los datos ajustados escribiendo una P	Depende de la magnitud del error de los datos ajustados frente a los datos no ajustados (valor más pequeño)	
RACKET 3D RECONSTRUCTION	A6:E17	Parámetros de calibración <i>DLT</i>	Plantilla de calibración
	Columna G	Fotograma digitizado	<i>software</i> externo (por ejemplo, <i>Kinovea</i>)
	D5:G66	Cámaras utilizadas para reconstruir cada marcador	Dependiendo de las cámaras que ven el marcador
	Columnas H:O	Coordenadas en px de los marcadores anatómicos	Hoja "Marker pixels coordinates"
	Columna P	Las letras se refieren al par de cámaras que ven el marcador (ver rango T3:W15).	Depende de las cámaras que mejor vean cada marcador.
	Q7:AB7* ⁴	Q	Parámetros <i>DLT</i> y coordenadas en px
	AC7:AF7* ⁴	q	Parámetros <i>DLT</i> y coordenadas en px
	AG7:AR7	Q ^T	Celdas Q7:AB7
	AS7:BA7	Q ^T Q	Celdas Q7:AB7 y rango AG7:AR7
	BB7:CK7	9 adjuntos de la matriz Q ^T Q	Rango AS7:BA7
	CL7:CT7	(Q ^T Q)*	Rango BB7:CK7
	CU7	1/ Q ^T Q	Rango AS7:BA7
	CV7:DD7	((Q ^T Q)*) ^t	Rango CL7:CT7
	DE7:DM7	(Q ^T Q) ⁻¹	Rango CV7:DD7
DN7:DP7	Q ^T q	Rango AC7:AR7	

- continúa -

Tabla suplementaria 4 (Continuación). Fórmulas de *Excel* utilizadas para reconstruir la posición 3D de los marcadores

Hoja	Celdas* ¹	Significado	Fuente o fórmula
	A20:D35	Pendiente y ordenada en el origen de las rectas de regresión para ajustar los datos	Plantilla de calibración
	DR7:DT7	Coordenadas xyz en ULM (sin ajustar)	Rango DE7:DP7
	DU7:DW7	Coordenadas xyz en ULM ajustados	Rango DR7:DT7 y rango A20:D35
	A6:E17	Parámetros de calibración <i>DLT</i>	Plantilla de calibración
	Columna G	Fotograma digitizado	<i>software</i> externo (por ejemplo, <i>Kinovea</i>)
	D5:G66	Cámaras utilizadas para reconstruir cada marcador	Dependiendo de las cámaras que ven el marcador
	Columnas H:O	Coordenadas en px de los marcadores anatómicos	Hoja "Marker pixels coordinates"
	Columna P	Las letras se refieren al par de cámaras que ven el marcador (ver rango T3:W15).	Depende de las cámaras que mejor vean cada marcador.
	Q7:AB7* ⁴	Q	Parámetros <i>DLT</i> y coordenadas en px
RACKET 3D RECONSTRUCTION	AC7:AF7* ⁴	q	Parámetros <i>DLT</i> y coordenadas en px
	AG7:AR7	Q^T	Celdas Q7:AB7
	AS7:BA7	$Q^T Q$	Celdas Q7:AB7 y rango AG7:AR7
	BB7:CK7	9 adjuntos de la matriz $Q^T Q$	Rango AS7:BA7
	CL7:CT7	$(Q^T Q)^*$	Rango BB7:CK7
	CU7	$1/ Q^T Q $	Rango AS7:BA7
	CV7:DD7	$((Q^T Q)^*)^t$	Rango CL7:CT7
	DE7:DM7	$(Q^T Q)^{-1}$	Rango CV7:DD7
	DN7:DP7	$Q^T q$	Rango AC7:AR7
	A20:D35	Pendiente y ordenada en el origen de las rectas de regresión para ajustar los datos	Plantilla de calibración
	DR7:DT7	Coordenadas xyz en ULM (sin ajustar)	Rango DE7:DP7
	DU7:DW7	Coordenadas xyz en ULM ajustados	Rango DR7:DT7 y rango A20:D35
	DX7:DZ7	Coordenadas xyz en ULM seleccionadas	Rango DR7:DW7 y rango AA20:AS20 de la hoja "MARKER PIXELS COORDINATES"
	Columnas EA, EC y EE	Tiempo y fotogramas	<i>software</i> externo (por ejemplo, <i>Kinovea</i>)
Columnas EB, ED y EF	Coordenadas en ULM seleccionadas para cada eje.	Columnas DR:DW y rango AA20:AS20 de la hoja "MARKER PIXELS COORDINATES"	
Columnas EG y EH	Fotograma y tiempos para interpolar	Dependiendo de la frecuencia de muestro (indicada en la celda EH1)	

- continúa -

Tabla suplementaria 4 (Continuación). Fórmulas de *Excel* utilizadas para reconstruir la posición 3D de los marcadores

Hoja	Celdas* ¹	Significado	Fuente o fórmula
RACKET 3D RECONSTRUCTION	Columnas EI, EM, EQ	Coordenadas en cada uno de los ejes interpoladas	Se usa un interpolación tipo Akima mediante una AddIn para <i>Excel</i> (Martinez Garcia, 2020) o mediante un <i>spline</i> cúbico (Zaiontz, 2018; Khramtsov, 2020)
	Columnas EJ:EL; EN:EP y ER:ET	Coordenadas xyz filtradas mediante un filtro de paso bajo y derivada primera (velocidad) y segunda (aceleración) basándose en los coeficientes de dicho filtro.	Se usa una AddIn para <i>Excel</i> (Van Wassenbergh, 2020)
	Columnas EU y EV	Resultantes de la velocidad y la aceleración calculadas con el teorema de Pitágoras	Componentes de la velocidad y la aceleración en los ejes xyz
	Columna EW	Distancia recorrida por la raqueta	Coordenadas de posición en los 3 ejes

*¹ Sólo se muestra la reconstrucción del primer marcador. La reconstrucción del resto de los marcadores es idéntica

*²Px: Pixels; *³ ULM: Unidad de longitud métrica;

*⁴ Q y q cambian de acuerdo con el par de cámaras utilizadas para reconstruir los marcadores

8.3. TRABAJOS DERIVADOS DE LA TESIS

8.3.1. TRABAJOS PUBLICADOS EN REVISTAS JCR CON ÍNDICES DE CALIDAD

Delgado-Garcia, G., Vanrenterghem, J., Munoz-Garcia, A., Molina-Molina, A. y Soto-Hermoso, V. M. (2018). Does stroke performance in amateur tennis players depend on functional power generating capacity? *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.18.08518-3>

Año	Categoría JCR de la revista		
	Ciencias del deporte		
	Ranking	Cuartil	Percentil JIF
2019	67/85	Q4	21.765
2018	66/83	Q4	21.084
2017	65/81	Q4	20.37
Factor de impacto de la revista en 2019 = 1.432			

The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness EDIZIONI MINERVA MEDICA

ARTICLE ONLINE FIRST

This provisional PDF corresponds to the article as it appeared upon acceptance.

A copyedited and fully formatted version will be made available soon.

The final version may contain major or minor changes.

Does stroke performance in amateur tennis players depend on functional power generating capacity?

Gabriel DELGADO-GARCIA, Jos VANRENTERGHM, Alejandro MUNOZ-GARCIA, Alejandro MOLINA-MOLINA, Victor M. SOTO-HERMOSO

The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness 2018 Aug 28

DOI: 10.23736/S0022-4707.18.08518-3

Article type: Original Article

© 2018 EDIZIONI MINERVA MEDICA

Article first published online: August 28, 2018

Manuscript accepted: July 26, 2018

Manuscript revised: June 25, 2018

Manuscript received: December 22, 2017

Delgado-García, G., Vanreenterghem, J., Muñoz-García, A., Ruiz-Malagón, E. J., Mañas-Bastidas, A. y Soto-Hermoso, V. M. (2019). Probabilistic structure of errors in forehand and backhand groundstrokes of advanced tennis players. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 00(00), 1–13. <https://doi.org/10.1080/24748668.2019.1647733>

Categoría JCR de la revista			
Ciencias del deporte			
Año	Ranking	Cuartil	Percentil JIF
2019	60/85	Q3	30
2018	64/83	Q4	23.494
2017	63/81	Q4	22.84

Factor de impacto de la revista en 2019 = 1.518



International Journal of Performance Analysis in Sport



ISSN: 2474-8668 (Print) 1474-8185 (Online) Journal homepage: <https://www.tandfonline.com/loi/rpan20>

Probabilistic structure of errors in forehand and backhand groundstrokes of advanced tennis players

Gabriel Delgado-García, Jos Vanreenterghem, Alejandro Muñoz-García, Emilio J. Ruiz-Malagón, Alfonso Mañas-Bastidas & Víctor Manuel Soto-Hermoso

To cite this article: Gabriel Delgado-García, Jos Vanreenterghem, Alejandro Muñoz-García, Emilio J. Ruiz-Malagón, Alfonso Mañas-Bastidas & Víctor Manuel Soto-Hermoso (2019): Probabilistic structure of errors in forehand and backhand groundstrokes of advanced tennis players, *International Journal of Performance Analysis in Sport*, DOI: [10.1080/24748668.2019.1647733](https://doi.org/10.1080/24748668.2019.1647733)

To link to this article: <https://doi.org/10.1080/24748668.2019.1647733>

Delgado-García, G., Vanrenterghem, J., Ruiz-Malagón, E. J., Molina-García, P., Courel-Ibáñez, J. y Soto-Hermoso, V. M. (2020). *IMU gyroscopes are a valid alternative to 3D optical motion capture system for angular kinematics analysis in tennis. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, 0(0)*, 1754337120965444. <https://doi.org/10.1177/1754337120965444>

Categoría JCR de la revista

Año	Ingeniería, mecánica			Ciencias del deporte		
	Ranking	Cuartil	Percentil JIF	Ranking	Cuartil	Percentil JIF
2019	112/130	Q4	14.231	77/85	Q4	10
2018	116/129	Q4	10.465	75/83	Q4	10.241
2017	93/128	Q3	27.734	66/81	Q4	19.136

Factor de impacto de la revista en 2019 = 1



Original Article



IMU gyroscopes are a valid alternative to 3D optical motion capture system for angular kinematics analysis in tennis

Proc IMechE Part P:
J Sports Engineering and Technology
 1–10
 © IMechE 2020
 Article reuse guidelines:
sagepub.com/journals-permissions
 DOI: 10.1177/1754337120965444
journals.sagepub.com/home/pip

Gabriel Delgado-García^{1,2} , Jos Vanrenterghem³,
 Emilio J Ruiz-Malagón^{1,2}, Pablo Molina-García^{1,2},
 Javier Courel-Ibáñez⁴ and Víctor Manuel Soto-Hermoso^{1,2}

Delgado-García, G., Vanrenterghem, J., Mildenberger, C., Gallego, L. R., Chicano-Gutiérrez, J. M. y Manuel Soto-Hermoso, V. (2020). Accuracy and reliability of a low-cost methodology to assess 3D body posture based on commercial cameras and *Excel* templates. *Measurement*, 108638.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.108638>

Categoría JCR de la revista

Año	Ingeniería, multidisciplinar			Instrumental e instrumentación		
	Ranking	Cuartil	Percentil JIF	Ranking	Cuartil	Percentil JIF
2019	22/91	Q1	76.374	13/64	Q1	80.469
2018	23/88	Q2	74.432	17/61	Q2	72.951
2017	22/86	Q2	75	23/61	Q2	63.115

Factor de impacto de la revista en 2019 = 3.364

ARTICLE IN PRESS

Measurement xxx (xxxx) xxx



ELSEVIER

Contents lists available at ScienceDirect

Measurement

journal homepage: www.elsevier.com/locate/measurement

Accuracy and reliability of a low-cost methodology to assess 3D body posture based on commercial cameras and Excel templates

Gabriel Delgado-García ^{a,b,*}, Jos Vanrenterghem ^c, Clarisa Mildenberger ^d, Laura Rodríguez Gallego ^{a,b}, José M. Chicano-Gutiérrez ^{a,b}, Víctor Manuel Soto-Hermoso ^{a,b}

^a Department of Physical Education and Sports, Faculty of Physical Activity and Sports Sciences, University of Granada, Spain

^b Sport and Health Research Institute (iMUDS), University of Granada, Spain

^c Department of Rehabilitation Sciences, Faculty of Kinesiology and Rehabilitation Sciences, KU Leuven, University of Leuven, Belgium

^d Department of Biomechanics, Faculty of Physical Activity and Faculty of Physiotherapy, University of Gran Rosario, Argentina

Delgado-García, G., Vanrenterghem, J., Molina-García, P., Gómez-López, P. Ocaña-Wilhelmi, F. y Manuel Soto-Hermoso, V. Asimetría entre los miembros superiores en jóvenes padelistas de competición [Upper Limbs Asymmetries in Young Competitive Paddle-Tennis Players]. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*. In press.

Año	Categoría JCR		
	Ciencias del deporte		
	Ranking	Cuartil	Percentil JIF
2019	69/85	Q4	19.412
2018	71/83	Q4	15.06
2017	74/81	Q4	9.259

Factor de impacto de la revista en 2019 = 1.417

[Rev.int.med.cienc.act.fis.deporte](http://rev.int.med.cienc.act.fis.deporte) - vol. X - número X - ISSN: 1577-0354

Delgado-García, G.; Vanrenterghem, J.; Molina-García, P.; Gómez-López, P.; Ocaña-Wilhelmi, F.; Soto-Hermoso, V.M. (202x) Upper Limbs Asymmetries in Young Competitive Paddle-Tennis Players. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte* vol. (*) pp. *. [Http://cdeporte.rediris.es/revista/___*](http://cdeporte.rediris.es/revista/)

ORIGINAL

**ASIMETRÍA ENTRE LOS MIEMBROS SUPERIORES EN
JÓVENES PADELISTAS DE COMPETICIÓN**

**UPPER LIMBS ASYMMETRIES IN YOUNG
COMPETITIVE PADDLE-TENNIS PLAYERS**

Delgado-García, G.¹; Vanrenterghem, J.²; Molina-García, P.³; Gómez-López, P.⁴; Ocaña-Wilhelmi, F.⁴ y Soto-Hermoso, V.M.⁵

8.3.2. TRABAJOS PUBLICADOS EN OTRAS REVISTAS

Delgado-García, G., Vanreenterghem, J., Courel-Ibáñez, J., Ruiz-Malagón, E. J., Ruiz-Alias, S. y Soto-Hermoso, V. M. (2019). A tennis field test to objectively measure the hitting accuracy based on an *Excel* spreadsheet. *International Journal of Racket Sports Science*, 1(2), 24-36.

International Journal of Racket Sports Science
Volume 1, Issue 2

<https://racketsportscience.org>

A tennis field test to objectively measure the hitting accuracy based on an Excel spreadsheet: Practical guidelines and applications



Gabriel Delgado-García^{1,2*}, Jos Vanreenterghem³, Javier Courel-Ibáñez⁴, Emilio J. Ruiz-Malagón^{1,2}, Santiago Ruiz-Alias^{1,2} and Víctor Manuel Soto-Hermoso^{1,2}

¹ Department of Physical Education and Sports, Faculty of Physical Activity and Sports Sciences, University of Granada, Spain.

² Sport and Health Research Institute (iMUDS), University of Granada, Spain.

³ Department of Rehabilitation Sciences, Faculty of Kinesiology and Rehabilitation Sciences, KU Leuven, University of Leuven, Belgium.

⁴ Department of Physical Activity and Sport, Faculty of Sport Sciences, University of Murcia, San Javier, Murcia, Spain.

Delgado García, G., Baldrés, A. E. y Soto Hermoso, V. M. (2017). Análisis de la precisión de diferentes tipos de golpes de pádel utilizando un test en pista. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 10(3), 161-161.

Análisis de la precisión de diferentes tipos de golpes de pádel utilizando un test en pista



G. Delgado García^{a,b}, A. Eusebio Baldrés^{a,b},
V.M. Soto Hermoso^{a,b}

^a *Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud*

^b *Departamento de Educación Física y Deportiva, Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Universidad de Granada*

8.3.3. TRABAJOS EN EVALUACIÓN EN REVISTAS JCR

A Description of Shock Attenuation in the Spine for Amateur Tennis Players During Real Game Actions. Autores: Gabriel Delgado, Alejandro Molina, Jos Vanreenterghem, Víctor Soto. Enviado a la revista *Journal Of Biomechanics*.

Variability in peak angular velocities of various gyroscopes location during tennis strokes. Autores: Gabriel Delgado, Jos Vanreenterghem, Emilio Ruiz, Víctor Soto. Enviado a la revista *Perceptual and Motor Skills*

8.3.4. TRABAJOS PRESENTADOS EN CONGRESOS (RELACIONADOS CON LA TESIS)

Título del trabajo	Autores	Título del Congreso	Lugar del Congreso	Fecha
Desarrollo de un protocolo de valoración musculoesquelética y del rendimiento deportivo de jugadores de pádel.	Gabriel Delgado; Alejandro Molina; Víctor Soto.	XII Congreso Nacional Real Federación Española de Tenis	CAD de Barcelona	16/10/2015
Comparación entre la derecha y el revés de tenis en cuanto a parámetros de precisión y velocidad. relación entre la velocidad y la precisión del golpe.	Gabriel Delgado; Alejandro Molina; Víctor Soto.	XII Congreso Nacional real Federación Española de tenis	FCCAFD de Madrid	16/10/2015
Relación entre parámetros de fuerza del miembro superior y el rendimiento en un test específico de golpeo en tenis.	Gabriel Delgado; Alejandro Molina; Víctor Soto.	XII Congreso Nacional real Federación Española de tenis	FCCAFD de Madrid	16/10/2015
Physical and health related variables testing battery for paddle players	Gabriel Delgado; Alfonso Mañas; Elia Mercado; Alejandro Molina; Víctor Soto	XIII Congreso Internacional de Ciencias del Deporte y Salud	FCCAFD (Pontevedra)	27/04/2017
Análisis de los picos de impacto en las tibias de dos jugadores de tenis de alto nivel en una situación de juego real: un estudio piloto.	Gabriel Delgado; Miguel Tójar; Elia Mercado; Víctor Soto.	International Congress Interdisciplinary Physical Prevention & Rehabilitation	FCCAFD de Granada	22/09/2017

Título del trabajo	Autores	Título del Congreso	Lugar del Congreso	Fecha
Análisis del viraje en un esquiador de alto nivel con molestias en la rodilla izquierda mediante fotogrametría 2d y sensores inerciales.	Javier Ocaña; Gabriel Delgado; Alejandro Pérez; Víctor Soto; Pablo Gómez.	International Congress Interdisciplinary Physical Prevention & Rehabilitation	FCCAFD de Granada	22/09/2017
Asimetrías y evolución de la masa magra del brazo derecho en padelistas niños y adolescentes.	Gabriel Delgado; Alejandro Molina; Alejandro Muñoz; Alfonso Mañas; Víctor Soto; Javier Ocaña; PabloGómez.	International Congress Interdisciplinary Physical Prevention & Rehabilitation	FCCAFD de Granada	22/09/2017
Test específico de evaluación Biomecánica de jugadores de tenis basado en sensores inerciales.	Gabriel Delgado; Alejandro Muñoz; Elia Mercado; Alejandro Molina	XL Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales	FCCAFD de Madrid	10/11/2017
Sistema de evaluación de corredores basado en sensores inerciales	Gabriel Delgado; Elia Mercado; Alejandro Molina; Víctor Soto.	XL Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales	FCCAFD de Barcelona	10/11/2017
Análisis de la trayectoria de la raqueta de tenistas ATP en competición con un sistema fotogramétrico 3d low-cost.	Gabriel Delgado; Jose María; Elia Mercado; Alejandro MolinaMolina; Emilio Ruiz; Javier Rojas.	XLI Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales	FCCAFD de Madrid	18/10/2018
Validación de <i>wearables</i> para el análisis técnico de tenistas.	Gabriel Delgado; Emilio Ruiz; Alejandro Molina; EliaMercado; Victor Soto.	XLI Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales	FCCAFD de Madrid	18/10/2018

Título del trabajo	Autores	Título del Congreso	Lugar del Congreso	Fecha
Análisis del golpeo de padel "remate por tres metros" mediante el uso de giróscopos.	Gabriel Delgado; Emilio Ruiz; Alejandro Molina; Pablo Molina; Victor Soto.	I Congreso de investigadores del PTS	Facultad de Medicina de la UGR	13/02/2019
Test de campo para evaluar el rendimiento del golpeo de revés en tenistas	Gabriel Delgado	Congreso Internacional de Iniciación a la Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte	FCCAFD (Murcia)	18/10/2019
Comparación de tres fórmulas matemáticas para evaluar la asimetría bilateral en un salto con contramovimiento bipodal	Gabriel Delgado; Juan Carlos de la Cruz; Manuel Martínez; Víctor Soto.	XLII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales	FCCAFD (Madrid)	15/11/2019
Sistema de giróscopos para predecir la velocidad de la pelota y analizar la importancia relativa de cada segmento corporal en la cadena cinética de golpes de tenis. un estudio piloto.	Gabriel Delgado, Emilio Ruiz, Santiago Castro, Víctor Soto	I Congreso Internacional sobre rendimiento deportivo, actividad física y salud	Úbeda	Pendiente
Relación entre la asimetría de masa magra de miembros superiores e inferiores en una muestra heterogénea	Gabriel Delgado, Fernando De Teresa, Santiago Ruiz, Víctor Soto.	I Congreso Internacional sobre rendimiento deportivo, actividad física y salud	Úbeda	Pendiente

8.4. CAMPOS MODIFICABLES DE LAS PLANTILLAS DE EXCEL DE ANÁLISIS POSTURAL

Excel Interface: Drawing Tools | DLT ALGORITHM-CAMERA CALIBRATION.xlsx - Excel | Tell me what you want to do | Format | Help | Add-ins | Developer | View | Review | Data | Formulas | Page Layout | Insert | Home

Column Headers:
 A: Calibration Frame
 B: Column (Metric) | x=axis (cm)
 C: Column (Metric) | x=axis (cm)
 D: Column (Metric) | x=axis (cm)
 E: Column (Metric) | x=axis (cm)
 F: Column (Metric) | x=axis (cm)
 G: Column (Metric) | x=axis (cm)
 H: Column (Metric) | x=axis (cm)
 I: Column (Metric) | x=axis (cm)
 J: Column (Metric) | x=axis (cm)
 K: Column (Metric) | x=axis (cm)
 L: Column (Metric) | x=axis (cm)
 M: Column (Metric) | x=axis (cm)
 N: Column (Metric) | x=axis (cm)
 O: Column (Metric) | x=axis (cm)
 P: Column (Metric) | x=axis (cm)
 Q: Column (Metric) | x=axis (cm)
 R: Column (Metric) | x=axis (cm)
 S: Column (Metric) | x=axis (cm)
 T: Column (Metric) | x=axis (cm)
 U: Column (Metric) | x=axis (cm)

Annotations:
 - In this column the users introduce the metric length unit of the calibration frame 1 in
 - These columns indicate the calibration points not visible in each camera
 - In this columns the users introduce the calibration points of the calibration frame 1 in pixels for cameras 1, 2, 3 and 4
 - This cell indicates the units of the units of

Callout: We are in this Excel sheet

Bottom Bar: CALIBRATION POINTS | CAM 1 CALIBRATION | CAM 2 CALIBRATION | CAM 3 CALIBRATION | CAM 4 CALIBRATION | CAM 1 & CAM 2 ERROR ADJUSTMENT

DLT ALGORITHM-CAMERA CALIBRATION.xlsx - Excel

File Home Insert Page Layout Formulas Data Review View Developer Add-ins Help Tell me what you want to do

BS49

	AK	AL	AM	AN	AO	AP	AQ	AR	AS	AT	AU	AV	AW	AX	AY	AZ	BA	BB	BC	BD	BE	BF	BG	BH	
1																									
2																									
3	Calibration Frame	Alt	Columns	Markers	x-axis (cm)	y-axis (cm)	z-axis (cm)	ucent (pixels)	vcent (pixels)	wcent (pixels)	xcent (pixels)	ycent (pixels)	zcent (pixels)	ucent (pixels)	vcent (pixels)	wcent (pixels)	xcent (pixels)	ycent (pixels)	zcent (pixels)	ucent (pixels)	vcent (pixels)	wcent (pixels)	xcent (pixels)	ycent (pixels)	zcent (pixels)
4		3	Compute error of adjusted dot	1	110																				
5		3	Compute error of adjusted dot	1	111																				
6		3	Compute error of adjusted dot	1	112																				
7		3	Compute error of adjusted dot	1	113																				
8		3	Compute error of adjusted dot	1	114																				
9		3	Compute error of adjusted dot	2	115																				
10		3	Compute error of adjusted dot	2	116																				
11		3	Compute error of adjusted dot	2	117																				
12		3	Compute error of adjusted dot	2	118																				
13		3	Compute error of adjusted dot	2	119																				
14		3	Compute error of adjusted dot	2	120																				
15		3	Compute error of adjusted dot	3	121																				
16		3	Compute error of adjusted dot	3	122																				
17		3	Compute error of adjusted dot	3	123																				
18		3	Compute error of adjusted dot	3	124																				
19		3	Compute error of adjusted dot	3	125																				
20		3	Compute error of adjusted dot	3	126																				
21		3	Compute error of adjusted dot	4	127																				
22		3	Compute error of adjusted dot	4	128																				
23		3	Compute error of adjusted dot	4	129																				
24		3	Compute error of adjusted dot	4	130																				
25		3	Compute error of adjusted dot	4	131																				
26		3	Compute error of adjusted dot	4	132																				
27		3	Compute error of adjusted dot	5	133																				
28		3	Compute error of adjusted dot	5	134																				
29		3	Compute error of adjusted dot	5	135																				
30		3	Compute error of adjusted dot	5	136																				
31		3	Compute error of adjusted dot	5	137																				
32		3	Compute error of adjusted dot	5	138																				
33		3	Compute error of adjusted dot	6	139																				
34		3	Compute error of adjusted dot	6	140																				
35		3	Compute error of adjusted dot	6	141																				
36		3	Compute error of adjusted dot	6	142																				
37		3	Compute error of adjusted dot	6	143																				
38		3	Compute error of adjusted dot	6	144																				
39		3	Compute error of adjusted dot	7	145																				
40		3	Compute error of adjusted dot	7	146																				
41		3	Compute error of adjusted dot	7	147																				
42		3	Compute error of adjusted dot	7	148																				
43		3	Compute error of adjusted dot	7	149																				
44		3	Compute error of adjusted dot	7	150																				
45		3	Compute error of adjusted dot	8	151																				
46		3	Compute error of adjusted dot	8	152																				
47		3	Compute error of adjusted dot	8	153																				
48		3	Compute error of adjusted dot	8	154																				
49		3	Compute error of adjusted dot	8	155																				
50		3	Compute error of adjusted dot	8	156																				
51		3	Compute error of adjusted dot	9	157																				
52		3	Compute error of adjusted dot	9	158																				
53		3	Compute error of adjusted dot	9	159																				
54		3	Compute error of adjusted dot	9	160																				
55		3	Compute error of adjusted dot	9	161																				
56		3	Compute error of adjusted dot	9	162																				
57																									
58																									
59																									
60																									
61																									
62																									
63																									
64																									
65																									
66																									
67																									
68																									
69																									
70																									
71																									
72																									
73																									
74																									
75																									
76																									
77																									

In this columns the users introduce the calibration points of the calibration frame 3 in pixels for cameras 1, 2, 3 and 4. NOTE: If the calibration point is not visible leave in blank all the correspondent cells

In this columns the users introduce the calibration points of the calibration frame 3 in metric length unit

We are in this Excel sheet

CAM 1 CALIBRATION | CAM 2 CALIBRATION | CAM 3 CALIBRATION | CAM 4 CALIBRATION | CAM 1 & CAM 2 ERROR ADJUSTMEN

DLT ALGORITHM-3D RECONSTRUCTION-POSTURAL
Tell me what you want to do

File Home Insert Page Layout Formulas Data Review View Developer Add-ins Help

AE35

	CAMERA 1			CAMERA 2			CAMERA 3			CAMERA 4					
Marker	n	X (pixels)	Y (pixels)	Marker	n	X (pixels)	Y (pixels)	Marker	n	X (pixels)	Y (pixels)	Marker	n	X (pixels)	Y (pixels)
2	Met (R)	1		Met (R)	1			Cal (R)	1			Cal (R)	1		
3	Mi (R)	2		Mm (R)	2			Ach (R)	2			Ach (R)	2		
4	Cl (R)	3		Trub (R)	3			Mi (R)	3			Mm (R)	3		
6	Trub (R)	4		Pat (R)	4			Cl (R)	4			Cal (L)	4		
7	Pat (R)	5		ASI (R)	5			Tro (R)	5			Ach (L)	5		
8	Tro (R)	6		Acr (R)	6			El (R)	6			Mi (L)	6		
9	ASI (R)	7		Met (L)	7			Rhe (R)	7			Cl (L)	7		
10	Acr (R)	8		Mi (L)	8			Ear (R)	8			Tro (L)	8		
11	El (R)	9		Cl (L)	9			Cal (L)	9			El (L)	9		
12	Rhe (R)	10		Trub (L)	10			Ach (L)	10			Rhe (L)	10		
13	Ear (R)	11		Pat (L)	11			Mm (L)	11			Ear (L)	11		
14	Met (L)	12		Yo (L)	12			C7	12			C7	12		
15	Mm (L)	13		As (L)	13			T1	13			T1	13		
16	Trub (L)	14		Acr (L)	14			T3	14			T3	14		
17	Pat (L)	15		El (L)	15			T11	15			T11	15		
18	ASI (L)	16		Rhe (L)	16			L1	16			L1	16		
19	Acr (L)	17		Ear (L)	17			L4	17			L4	17		
20	Gia	18		Gia	18			S2	18			S2	18		
21	Chi	19		Chi	19			Scp (R)	19			Scp (R)	19		
22								Sca (L)	20			Sca (L)	20		
23								Int (R)	21			Int (R)	21		
24								Int (L)	22			Int (L)	22		
25								PSI (R)	23			PSI (R)	23		
26								PSI (L)	24			PSI (L)	24		
27								Gas (R)	25			Gas (R)	25		
28								Gas (L)	26			Gas (L)	26		

In these cells the user enters the coordinates in pixels of the anatomical markers in each camera

We are in this Excel sheet

MARKERS PIXELS COORDINATES

MARKERS 3D RECONSTRUCTION MODEL PROJECTIONS POSTUROGRAPHIC MEASUREMENTS-2D POSTUF

DLT ALGORITHM-3D RECONSTRUCTION-POSTURAL ANALYSIS.xlsx - Excel

File Home Insert Page Layout Formulas Data Review View Developer Add-ins Help Tell me what you want to do

	BF34	Y	Z	AA	AB	AC	AD	AE	AF	AG	AH	AI	AJ	AK	AL	AM	AN	AO	AP	AQ	AR	AS	AT	AU	AV
1																									
2																									
3																									
4																									
5																									
6																									
7																									
8																									
9																									
10																									
11																									
12																									
13																									
14																									
15																									
16																									
17																									
18																									
19																									
20																									
21																									
22																									
23																									
24																									
25																									
26																									
27																									
28																									
29																									
30																									
31																									
32																									
33																									
34																									
35																									
36																									
37																									
38																									
39																									
40																									
41																									
42																									
43																									
44																									
45																									
46																									
47																									
48																									
49																									

In these cells the user indicates whether he prefers to use the unadjusted data (leaving the cells blank) or the adjusted data (writing a capital P) for each combination of cameras and for each axis

We are in this Excel sheet

MARKERS PIXELS COORDINATES | MARKERS 3D RECONSTRUCTION | MODEL PROJECTIONS | POSTUROGRAPHIC MEASUREMENTS-2D | POSTUROGRAP

8.5. EJEMPLOS DE INFORMES

8.5.1. EVALUACIÓN, SEGUIMIENTO Y OPTIMIZACIÓN DE LA SALUD Y EL RENDIMIENTO EN DEPORTES DE RAQUETA (TENIS Y PÁDEL)

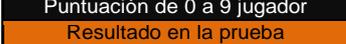
DATOS PERSONALES	
Nombre	Anónimo
Edad	21.90
Sexo	M
Categoría	MSENIOR
Fecha	18/11/2016
Email	anonimo@ugr.es
¿Mano dominante	Derecha
Pierna dominante	Derecha



INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

INSTRUCCIONES DEL INFORME			
<p>Los resultados obtenidos han sido analizados e interpretados por nuestro completo sistema de evaluación. Para establecer las puntuaciones se han utilizado o valores normales de la bibliografía científica o los valores medios, máximos y mínimos de nuestra propia base de datos con atletas de diferentes modalidades deportivas. Dichos valores se modifican en función del sexo y de la edad del deportista evaluado. En algunos casos únicamente solo se estudia la simetría bilateral (derecha-izquierda) del sujeto analizado.</p>	Esta columna indica su resultado en la prueba	Esta columna indica que la puntuación más baja es 1 y 9 la más alta	✓ Muy bien, ¡sigue así!
			! No está mal, pero puedes mejorar
			✗ Tienes que mejorar
<p>* A la derecha de algunas barras de colores aparece la escala de dicha barra en las unidades correspondientes. Por ejemplo: Peso, 0-120 kg; Masa Músculo- esquelética, 0-50 kg; Masa Grasa, 0-100%; Cadencia, 0-120 pasos/min; etc.</p>			

ANÁLISIS BIOMÉDICO						
TENSÍOMETRO	TA sistólica	111	mmHg	9.0	✓	Excelente
	TA diastólica	52	mmHg	9.0	✓	Excelente
	FC reposo	64	ppm	8.2	✓	Excelente
COMPOSICIÓN CORPORAL	Altura	174	cm			0-220 cm
	Peso	67.0	kg			0-120 kg
	Masa músculo-esquelética	32.1	kg			0-50 kg
	Índice de masa corporal	22.1	kg/m ²	8.2	✓	Excelente
	Masa grasa	14.8	%			0-100 %
<p>ANOTACIONES: Todo está dentro de los valores normales.</p>						
<p>*Índice de masa corporal: para edades de 9.11.13.15.17 años</p>						

MEDIDA	Puntuación de 0 a 9 jugador Resultado en la prueba	JUICIO/ESCALA
		

AMPLITUD de MOVIMIENTO						
HOMBRO (ROTACIÓN INTERNA)	Izquierdo	70.0 °	5.7		!	Bien
	Derecho	57.0 °	1		✗	Mejorar
	Diferencia	18.6 %	1		✗	Mejorar
HOMBRO (ROTACIÓN EXTERNA)	Izquierdo	60.0 °	1		✗	Mejorar
	Derecho	67 °	1		✗	Mejorar
	Diferencia	10 %	4.8		!	Bien
CADERA (FLEXIÓN)	Izquierda	45.0 °	2.5		✗	Mejorar
	Derecha	45.0 °	2.5		✗	Mejorar
	Diferencia	0 %	9.0		✓	Excelente
CADERA (EXTENSIÓN)	Izquierda	Muslo contacta camilla			✓	Bien
	Derecha	Muslo contacta camilla			✓	Bien
CADERA (ROT. INTERNA)	Izquierda	32.0 °				0-130°
	Derecha	32.0 °				0-130°
	Diferencia	0 %	9.0		✓	Excelente
CADERA (ROT. EXTERNA)	Izquierda	48.0 °				0-130°
	Derecha	61.0 °				0-130°
	Diferencia	21 %	1		✓	Excelente
RODILLA (FLEXIÓN)	Izquierda	130 °				0-130°
	Derecha	134 °				0-130°
	Diferencia	3 %	7.8		✓	Excelente
TRONCO	Seat and Reach	10.0 °	5.6		!	Bien
TOBILLO (test de Lunge)	Izquierdo	46.0 °				0-130°
	Derecho	42.0 °				0-130°
	Diferencia	9 %	5.5		!	Excelente
ANOTACIONES: Falta rango de movimiento en los rotadores internos del hombro.						

MEDIDA	Puntuación jugador (0-9)	JUICIO/ESCALA
	Resultado lado izquierdo	
	Resultado lado derecho	



INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

FUERZA MUSCULAR: ISOMETRÍA DE MIEMBROS INFERIORES					
RODILLA IZQUIERDA	Flexión	22.2	kg		0-80 kg
	Extensión	28.6			
	Ratio extensión/flexión	1.3			0-5
RODILLA DERECHA	Flexión	21.2			0-80 kg
	Extensión	29.9			
	Ratio extensión/flexión	1.4			0-5
SIMETRÍA BILATERAL RODILLA	Diferencia flexores	4.3			0-40 %
	Diferencia extensores	4.4			
ANOTACIONES: Fortalecer musculatura flexora de ambas piernas y extensores de la rodilla derecha.					

MEDIDA	Resultado jugador evaluado	ESCALA
	Media del grupo (edad y sexo)	
	Mejor valor grupo (edad y sexo)	



INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

ANÁLISIS de la HUELLA ESTÁTICA						
HUELLA ESTÁTICA	Diferencia pie IZQ-DER	17.0	%	2.2	✗	Mejorar
	Mayor carga en				Pie Izquierdo	
	Dif. Antepie-retropie IZQ	40.0	%	14.2	✓	Excelente
	Mayor carga en				Antepié	
FOOT POSTURE INDEX (FPI)	Dif. Antepie-retropie DER	28.0	%		✗	Mejorar
	Mayor carga en				Antepié	
FOOT POSTURE INDEX (FPI)	Izquierdo	4.0	FPI	5.0		Bien
	Derecho	3.0	FPI	5.0		Bien
	Tipo de pie izquierdo	Neutro		Tipo de pie derecho	Neutro	

ANÁLISIS de la LOCOMOCIÓN: MARCHA						
LONGITUD DE PASO	Izquierda	73.4	cm			0-150 cm
	Derecha	74.8	cm			0-150 cm
	Diferencia	1.87	%	8.3	✓	Excelente
FASE DE CONTACTO	Izquierda	64.0	%			0-100 %
	Derecha	64.0	%			0-100 %
	Diferencia (%)	0.00	%	9.0	✓	Excelente
VELOCIDAD		5.0	km/h			0-25 km/h
ANOTACIONES: Todo correcto.						

ANÁLISIS de la LOCOMOCIÓN: CARRERA						
TIEMPO DE CONTACTO	Izquierda	0.28	s			0-1 s
	Derecha	0.28	s			0-1 s
	Diferencia	1	%	8.6	✓	Excelente
LONGITUD DE PASO	Izquierda	100	cm			0-150 cm
	Derecha	101	cm			0-150 cm
	Diferencia	1	%	8.7	✓	Excelente
FASE DE PROPULSIÓN	Izquierda	0.1	seg			0-1 seg
	Derecha	0.2	seg			0-1 seg
	Diferencia	3	%	7.9	✓	Excelente
RITMO		149	p/m	3.9	✗	Mejorar
VELOCIDAD	Izquierda	9.0	km/h			0-25 km/h
	Derecha	9.0	km/h			0-25 km/h
	Diferencia	1	%	8.7	✓	Excelente
	Total	9.0	km/h			0-25 km/h
ANOTACIONES: Todo correcto. Longitud de paso del pie izquierdo ligeramente superior al del pie derecho pero la diferencia no es significativa.						

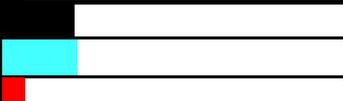
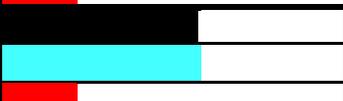
MEDIDA	Puntuación jugador (0-9)	JUICIO/ESCALA
	Medida pierna izquierda	
	Medida pierna derecha	
	Medida jugador evaluado	

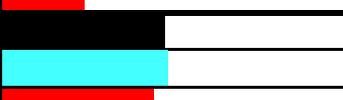


INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

ANÁLISIS de la CONDICIÓN FÍSICA: FUERZA-POTENCIA MUSCULAR						
PRENSIÓN MANUAL	Mano izquierda	42.7	kg		ESCALA 0-70 KG	
	Mano derecha	40.5				
FUERZA ABDOMINAL	Musculatura Flexora	310	seg		ESCALA 0-400 SEG	
	Musculatura Extensora	135				
SALTO CMJ (PI: Pierna izquierda; PD: Pierna derecha; BP: Bipodal)	PI	Altura alcanzada	15.5	cm		ESCALA 0-70 CM
		Potencia relativa máxima	32.2	W		ESCALA 0-100 W
	PD	Altura alcanzada	14.9	cm		ESCALA 0-70 CM
		Potencia relativa máxima	32	W		ESCALA 0-100 W
	BP	Altura alcanzada	31	cm		ESCALA 0-70 CM
		Potencia relativa máxima	46	W		ESCALA 0-100 W
SALTO RCMJ POTENCIA ANAERÓBICA	Altura máxima	40.0	cm		ESCALA 0-70 CM	
	Media de todos los saltos	35.0				
ANOTACIONES: Realizar estos test.						

	Resultado jugador evaluado	
MEDIDA	Media del grupo (edad y sexo)	ESCALA
	Mejor valor grupo (edad y sexo)	

ANÁLISIS de la CONDICIÓN FÍSICA: EQUILIBRIO-PROPIOCEPCIÓN						
EQUILIBRIO (FLAMINGO)	OAP Izquierda (sway path)	1350	mm			ESCALA 0-5000 MM
	OAP Derecha (sway path)	1100				
	OCP Izquierda (sway path)	2890				
	OCP Derecha (sway path)	2780				
ANOTACIONES: Realizar estos test.						

ANÁLISIS de la CONDICIÓN FÍSICA: VELOCIDAD-AGILIDAD						
VELOCIDAD DE ESPRINT	0-5 m	1.11	seg			ESCALA 0-4 SEG
	0-10 m	1.91				
	0-20 m	3.35				
AGILIDAD	Stop and Go (COD)	14.11	seg			ESCALA 0-20 SEG
	Stop and GO (RAT)	17.52				
ANOTACIONES: Resultados de velocidad dentro de los valores normales. Tiene cierto margen de mejora. Buen resultado en el test de agilidad y capacidad de reacción.						

MEDIDA	Resultado jugador evaluado	ESCALA
	Media del grupo (edad y sexo)	
	Mejor valor grupo (edad y sexo)	



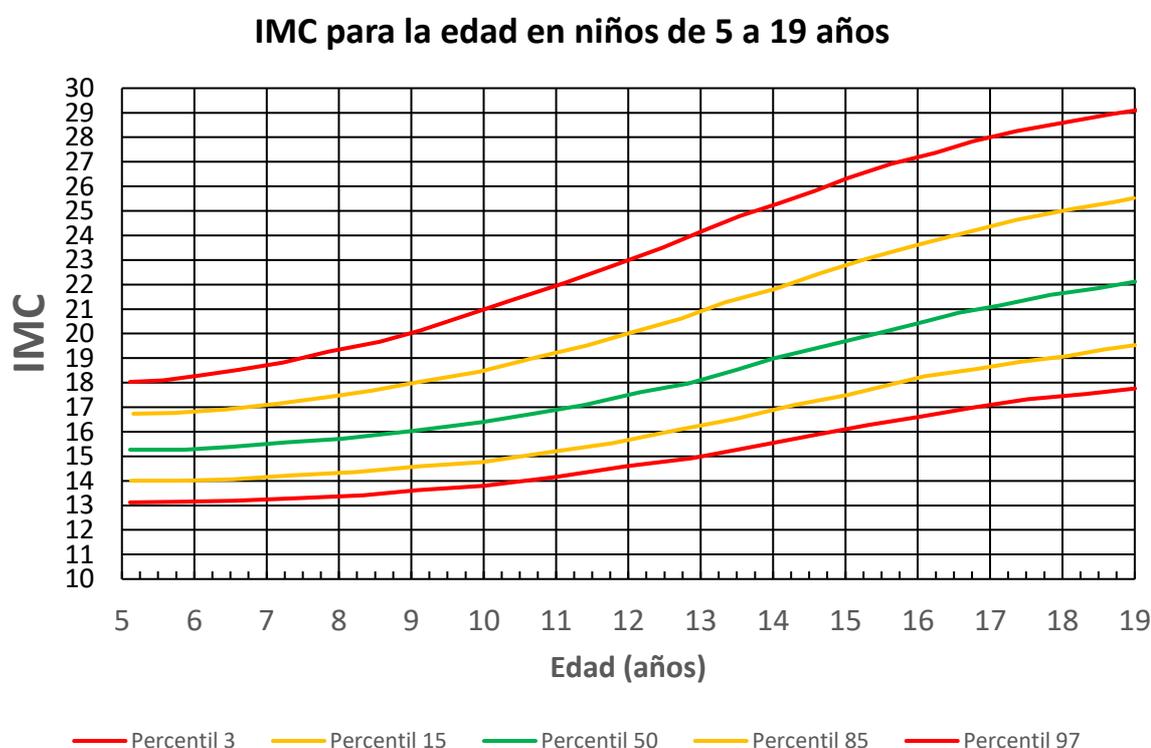
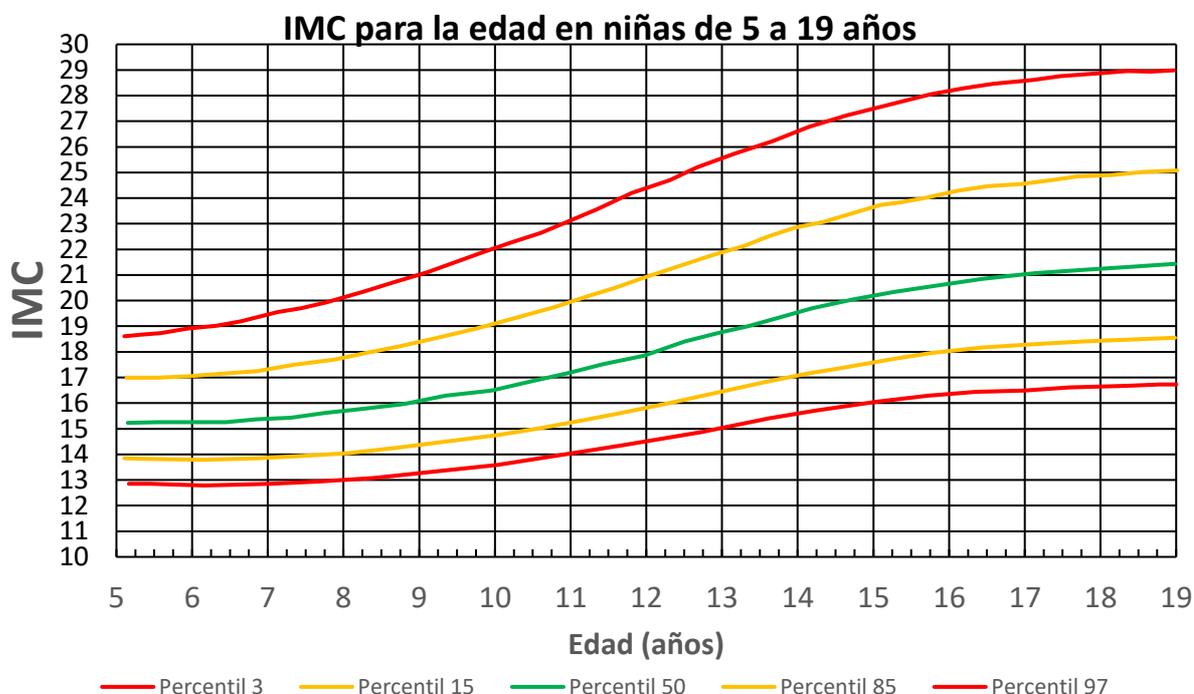
INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

TEST DE RENDIMIENTO DE GOLPEO: GOLPES DE FONDO						
DRIVE	DIANAS	19.7				ESCALA 0-100 %
	CONSISTENCIA	53.0	%			
	ERRORES	27.3				
	V media	102	km/h			ESCALA 0-210 km/h
	V max	166				
	SweetSpot	60	%			ESCALA 0-100 %
REVÉS	DIANAS	21.2				ESCALA 0-100 %
	CONSISTENCIA	45.5	%			
	ERRORES	33.3				
	V media	94	km/h			ESCALA 0-210 km/h
	V max	118				
	SweetSpot	68.1	%			ESCALA 0-100 %
ANOTACIONES: Buenos resultados de precisión y velocidad tanto en el golpe de derecha como en el golpe de revés (mejor aún en este último).						

MEDIDA	Resultado jugador evaluado	ESCALA
	Media del grupo (edad y sexo)	
	Mejor valor grupo (edad y sexo)	

ANOTACIONES FINALES
<p>1) DATOS BIOMÉDICOS Todo está dentro de los valores normales.</p>
<p>2) AMPLITUD DE MOVIMIENTO Falta rango de movimiento en los rotadores internos del hombro.</p>
<p>3) FUERZA: ISOMETRÍA DE MIEMBROS SUPERIORES Fortalecer rotadores externos derechos</p>
<p>4) FUERZA: ISOMETRÍA DE MIEMBROS INFERIORES Fortalecer musculatura flexora de ambas piernas y extensores de la rodilla derecha.</p>
<p>5) ANÁLISIS DE LA HUELLA ESTÁTICA Todo correcto</p>
<p>6) ANÁLISIS DE LA LOCOMOCIÓN: MARCHA Todo correcto.</p>
<p>7) ANÁLISIS DE LA LOCOMOCIÓN: CARRERA Todo correcto. Longitud de paso del pie derecho ligeramente superior al del pie derecho pero la diferencia no es significativa.</p>
<p>8) CONDICIÓN FÍSICA: FUERZA-POTENCIA MUSCULAR Realizar estos test.</p>
<p>9) CONDICIÓN FÍSICA: EQUILIBRIO-PROPIOCEPCIÓN Realizar estos test.</p>
<p>10) CONDICIÓN FÍSICA: VELOCIDAD-AGILIDAD Resultados de velocidad dentro de los valores normales. Tiene cierto margen de mejora. Buen resultado en el test de agilidad y capacidad de reacción.</p>
<p>11) TEST DE RENDIMIENTO DE GOLPEO: GOLPES DE FONDO Buenos resultados de precisión y velocidad tanto en el golpe de derecha como en el golpe de revés (mejor aún en este último).</p>
<p>12) TEST DE RENDIMIENTO DE GOLPEO: SERVICIO Obtuvo una buena precisión en el 1º saque. La consistencia no fue tan alta, lo que probablemente se deba a las características intrínsecas de este golpe (se pretende ajustar el tiro a las líneas). Trabajar la precisión del 2º servicio (quizás disminuyendo la velocidad e incrementando el efecto).</p>
<p>13) TEST DE RENDIMIENTO DE GOLPEO: INDICADORES DE FATIGA El sujeto no alcanzó una frecuencia cardiaca elevada en el test, de lo que se podría deducir que tiene una buena capacidad aeróbica. Su capacidad de recuperación entre series está dentro de los valores normales.</p>

8.5.2. CURVAS-PERCENTILES DEL ÍNDICE DE MASA CORPORAL PARA NIÑOS Y NIÑAS DE ENTRE 5 Y 15 AÑOS UTILIZADAS EN LOS INFORMES



INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

8.5.3. EJEMPLO DE INFORME GENERADO POR LA APLICACIÓN “TENNIS SWING ANALYZER (2D)”

TENNIS SWING ANALYZER (2D)	
Player name	Anonymous
Date	27/11/2020
Site	IMUDS
Stroke	Backhand
Racket extreme angle respect the horizontal previous to the impact	19.93 degrees
Racket extreme angle respect the horizontal posterior to the impact	33.63 degrees
Swing length	3.20 m
Swing minimum height	0.68 m
Swing maximum height	1.69 m
Time swing minimum height	0.36 seconds
Time swing maximum height	0.59 seconds
Impact time (frame)	0.42 seconds
Racket x coordinate impact time	-0.90 m
Racket height (y coordinate) impact time	0.89 m
Vel x impact time	-12.42 m/s
Vel y impact time	5.89 m/s
Vel res impact time	13.74 m/s
Acel x impact time	249.37 m/s ²
Acel y impact time	20.54 m/s ²
Acel res impact time	250.21 m/s ²



Figure 1



Figure 2

INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

Vx max	5.3	m/s	
Vy max	6.9	m/s	
Vres max	16.0	m/s	
Ax max	256.2	m/s ²	
Ay max	129.2	m/s ²	
Ares max	337.5	m/s ²	
Ratio Vres max-ball output speed	0.71		
Time Vx max	0.592	seconds	
Time Vy max	0.467	seconds	
Time Vres max	0.400	seconds	
Time Ax max	0.425	seconds	
Time Ay max	0.375	seconds	
Time Ares max	0.375	seconds	
Time between Vx max and Vy max	0.125	seconds	
Time between Vx max and Vres max	0.192	seconds	
Time between Vy max and Vres max	0.067	seconds	
Time between Ax max and Ay max	0.050	seconds	
Time between Ax max and Ares max	0.050	seconds	
Time between Ay max and Ares max	0.000	seconds	
Time from ball bounce to impact	500	mseconds	
Ball pre-bounce incidence speed	70	m/s	
Ball pre-bounce incidence angle	43	degrees	
Ball post-bounce output speed	65	m/s	

INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

Ball post-bounce output angle	30	degrees
Ball pre-impact incidence speed	7.60	m/s
Ball pre-impact incidence angle	4.98	degrees
Ball post-impact output speed	22.64	m/s
Ball post-impact output angle	11.96	degrees
Horizontal distance from ball bounce to impact	2.3	m
Ratio pre-impact speed/post-impact speed	0.34	

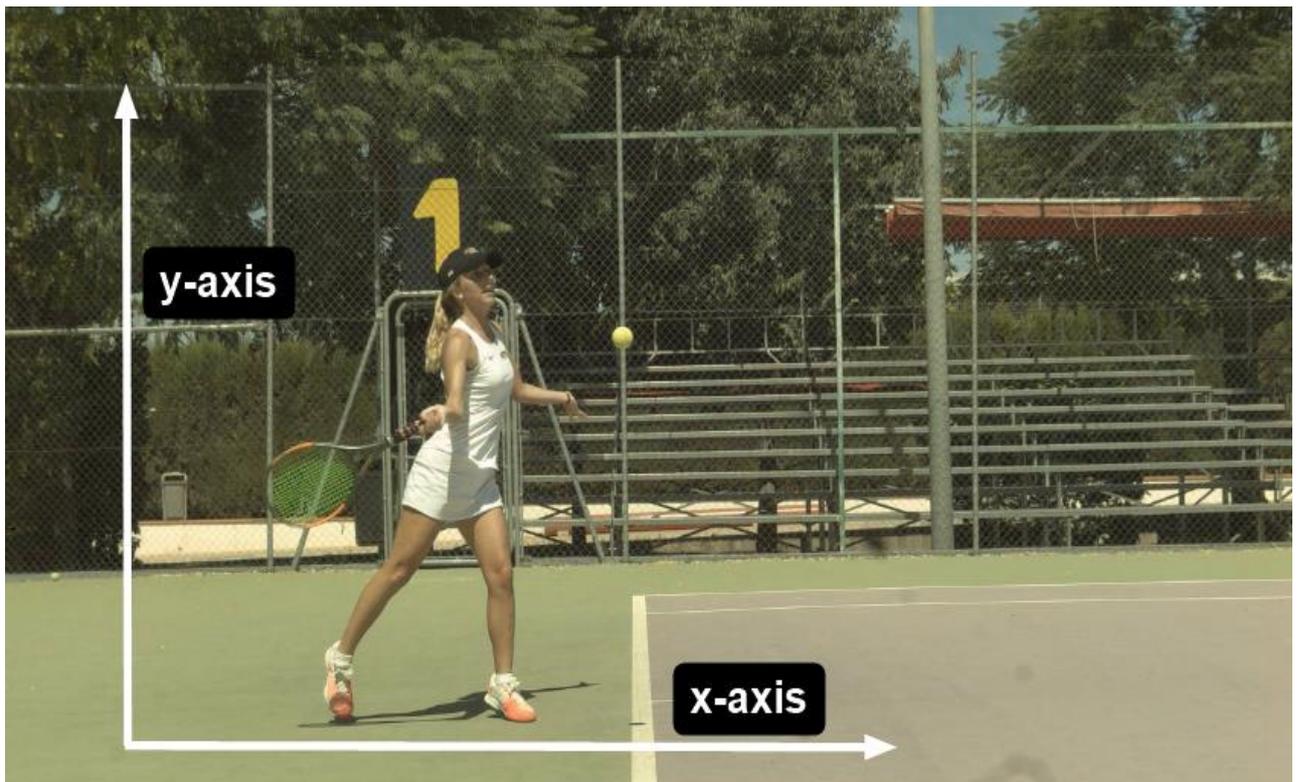
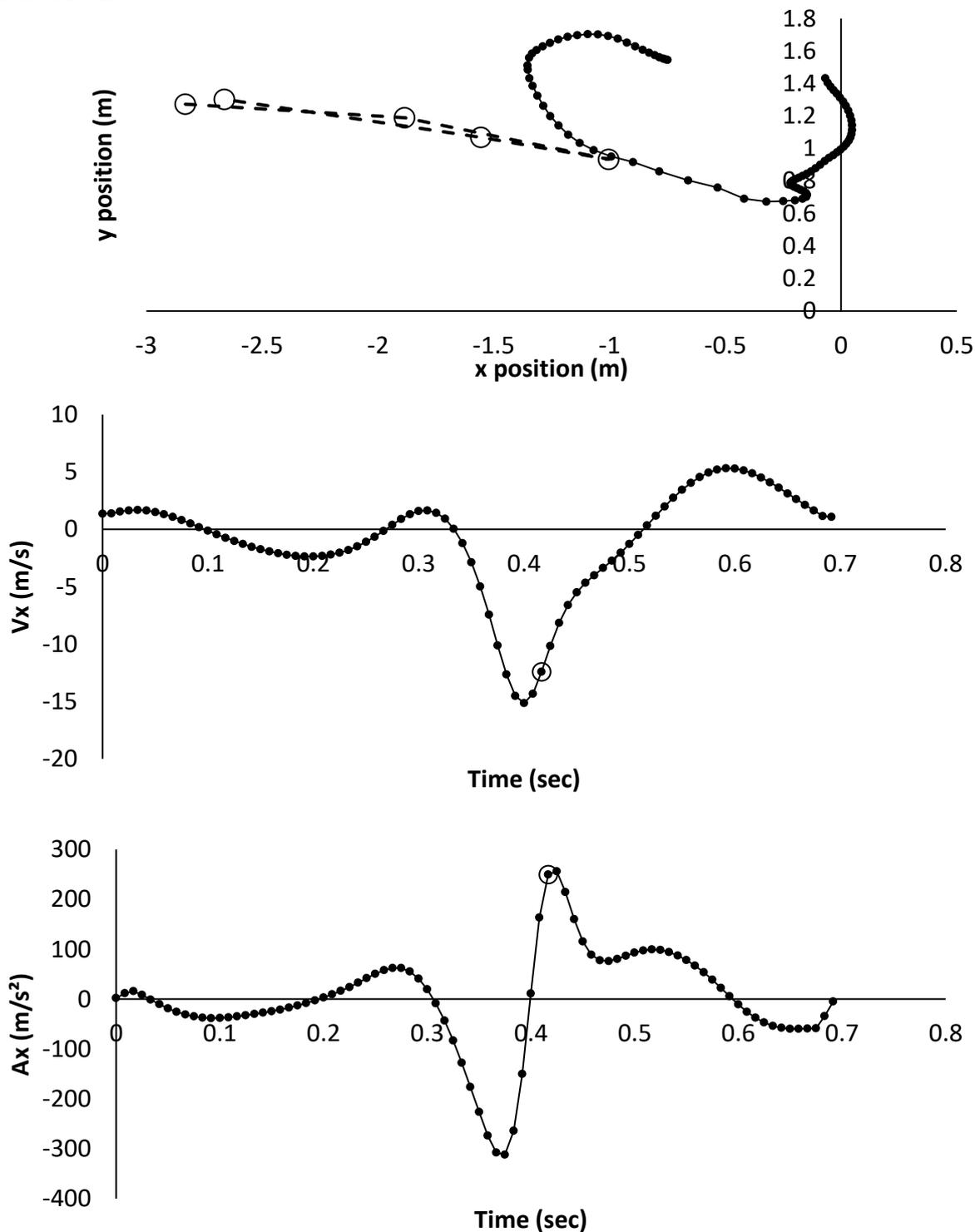


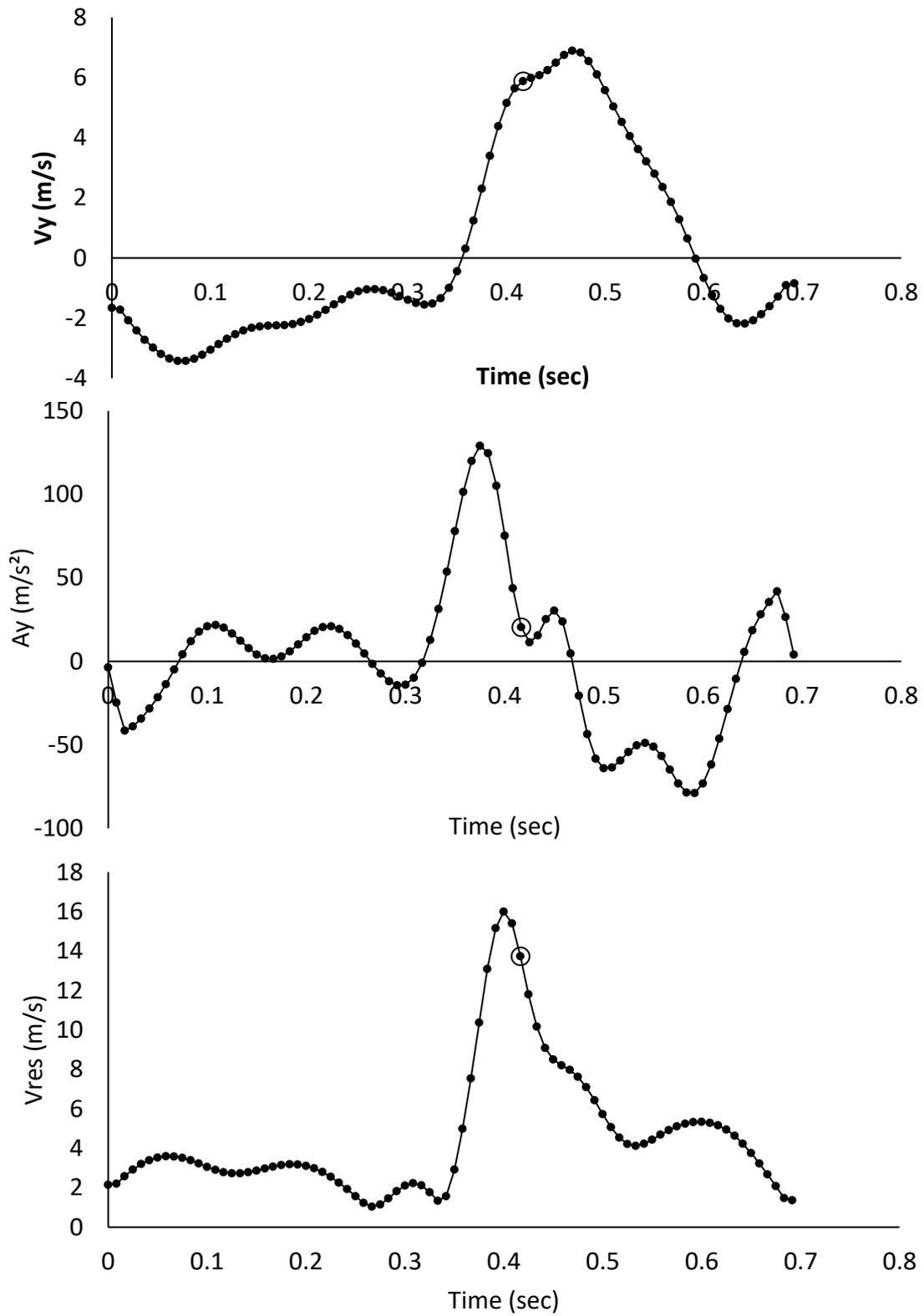
Figure 7. Coordinate axes direction (z- axis is perpendicular to the two axes shown)

INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."

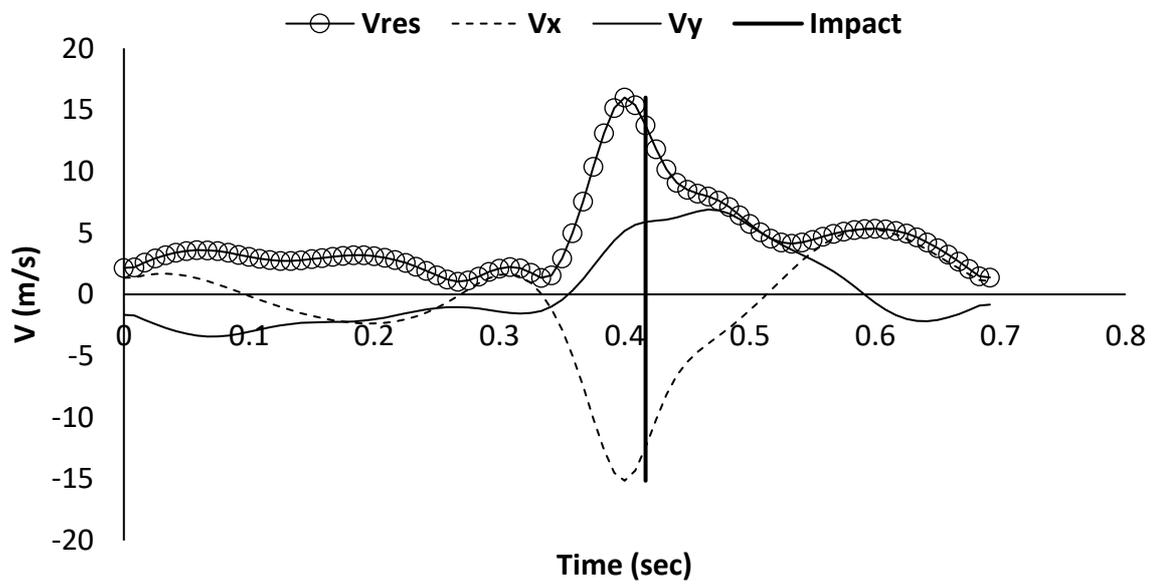
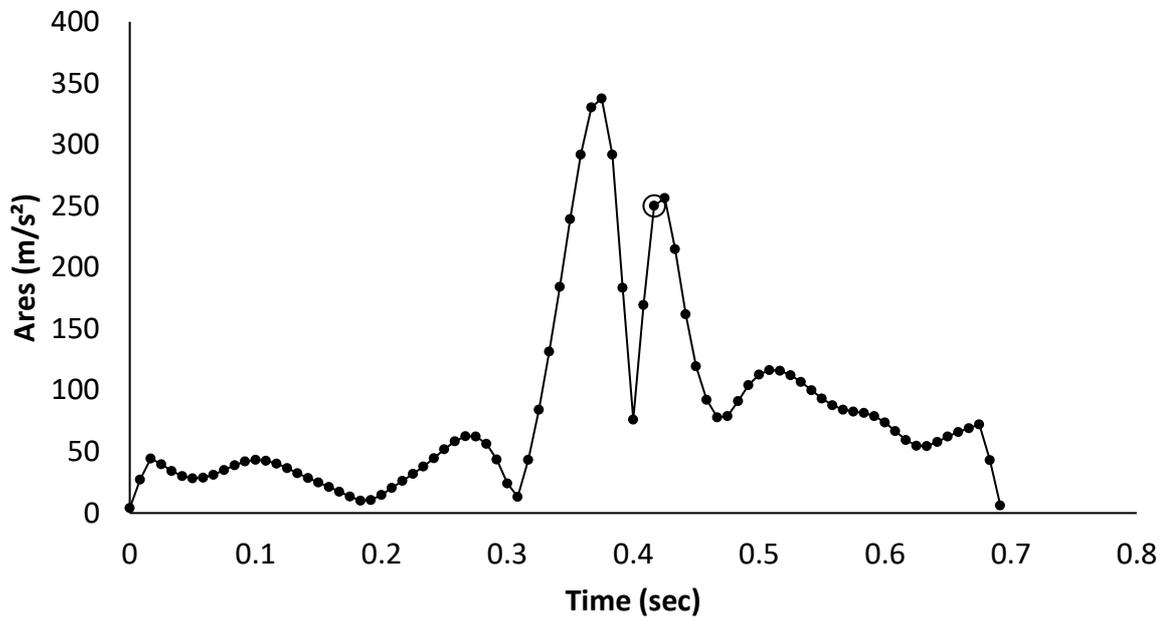
Lateral view



INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."



INFORME de "HUMAN MOTION ANALYSIS LAB."



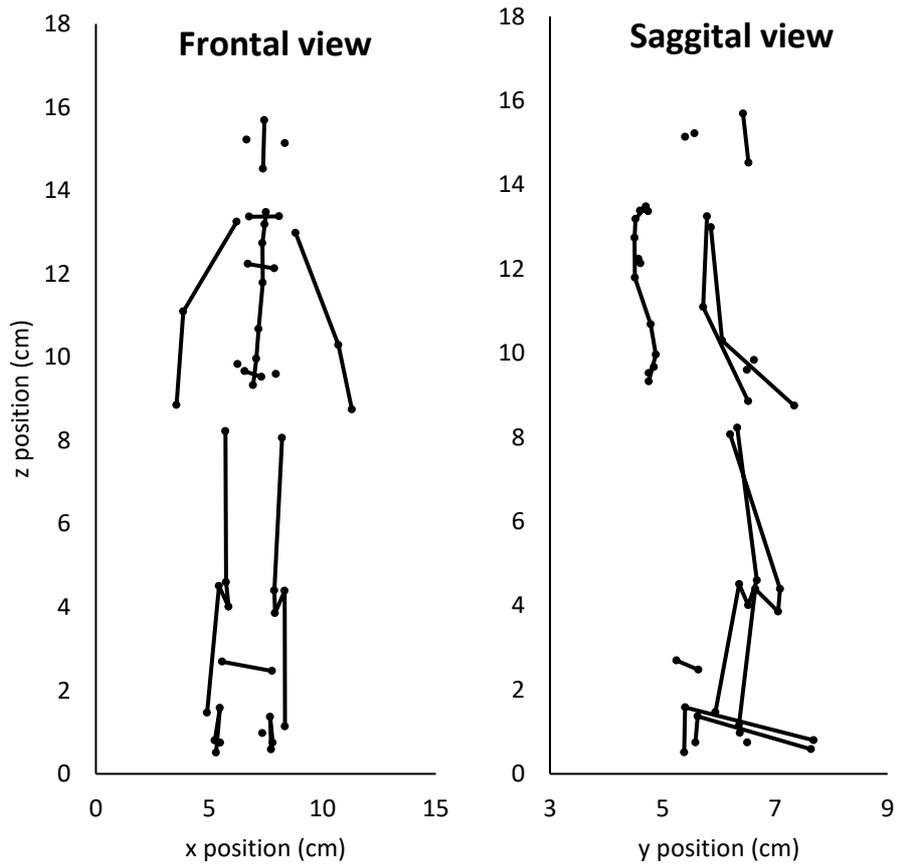
8.5.4. INFORME GENERADO POR LA PLANTILLA DE EVALUACIÓN POSTURAL 3D

POSTUROGRAPHIC REPORT	
NAME	
SURNAME	
AGE	
EVALUATION DATE	

ANTERIOR VIEW	Distance/ Angle	Complementary	Supplementary
Glabella-chin distance	1.17 cm		
Interacromial length	2.61 cm		
Inter ASIS distance	1.71 cm		
Right femur length	3.72 cm		
Left femur length	3.67 cm		
Right Tibia length	3.09 cm		
Left Tibia length	3.25 cm		
Leg length difference	0.48 cm		
Inclination of the head	92.8	-2.8	87.2 degrees
Horizontal alignment of the head	2.7	87.3	177.3 degrees
Horizontal alignment of the acromions	5.8	84.2	174.2 degrees
Horizontal alignment of the ASIS	8.0	82.0	172.0 degrees
Anterior alignment of the right lower limb	174.7	-84.7	5.3 degrees
Anterior alignment of the left lower limb	178.6	-88.6	1.4 degrees
Q angle of the right lower limb	164.5	-74.5	15.5 degrees
Q angle of the left lower limb	176.3	-86.3	3.7 degrees
Angle between the 2 acromions and the 2 ASISs	2.2	87.8	177.8 degrees
Horizontal alignment of the lateral condyles	2.4	87.6	177.6 degrees
RIGHT LATERAL VIEW	Distance/ Angle	Complementary	Supplementary
Horizontal alignment of the head (C7)	116.5	-26.5	63.5 degrees
Horizontal alignment of the head (acromion)	83.6	6.4	96.4 degrees
Horizontal alignment of the pelvis	5.4	84.6	174.6 degrees
Sagittal alignment of the lower limb	171.6	-81.6	8.4 degrees
Angle of the hip joint	169.1	-79.1	10.9 degrees
Angle of the ankle	82.1	7.9	97.9 degrees

Vertical alignment of the torso	96.1	-6.1	83.9	degrees
Vertical alignment of the body	90.7	-0.7	89.3	degrees
Sagittal alignment of the body	170.6	-80.6	9.4	degrees
Angle of the thoracic kyphosis	16.9	73.1	163.1	degrees
Lumbar Lordosis Angle (LLA)	25.4	64.6	154.6	degrees
LEFT LATERAL VIEW	Distance/ Angle	Complementary	Supplementary	
Horizontal alignment of the head (C7)	112.8	-22.8	67.2	degrees
Horizontal alignment of the head (acromion)	78.0	12.0	102.0	degrees
Horizontal alignment of the pelvis	2.4	87.6	177.6	degrees
Sagittal alignment of the lower limb	12.1	77.9	167.9	degrees
Angle of the hip joint	162.2	-72.2	17.8	degrees
Angle of the ankle	84.9	5.1	95.1	degrees
Vertical alignment of the torso	94.0	-4.0	86.0	degrees
Vertical alignment of the body	92.4	-2.4	87.6	degrees
Sagittal alignment of the body	177.28	-87.28	2.72	degrees
POSTERIOR VIEW	Distance/ Angle	Complementary	Supplementary	
Distance scapula's inferior angle and intersection (right)	1.13 cm			
Distance scapula's inferior angle and intersection (left)	1.27 cm			
Distance between scapula's inferior borders	1.16 cm			
Distance between gastrocnemius and Achilles (right)	1.12 cm			
Distance between gastrocnemius and Achilles (left)	1.11 cm			
Inter PSIS distance	0.74 cm			
Alignment of the scapulas related to T3	-0.12 cm			
Scapular alignment (right)	87.0	3.0	93.0	degrees
Scapular alignment (left)	99.8	-9.8	80.2	degrees
Rearfoot angle (right)	176.4	-86.4	3.6	degrees
Rearfoot angle (left)	166.0	-76.0	14.0	degrees

Gráficas 2D generadas en el informe



8.6. HOJA DE INFORMACIÓN PARA EL PROYECTO “ERAQUET”

Objetivos: Evaluar de forma integral la calidad de vida relacionada con la salud, analizando variables Biomédicas, Biomecánicas y de Condición Física. Analizar las diversas variables que condicionan la calidad de vida, para poder detectar factores de riesgo y predecir la calidad de vida relacionada con la salud.

Metodología empleada: La recopilación de información empleará métodos que no implican riesgo sobre la salud humana y la preparación física deportiva. Se analizarán variables del tipo siguiente: Variables Biomédicas: cardiovasculares, antropométricas, composición corporal; Variables Biomecánicas: análisis postural; Condición Física: fuerza, resistencia muscular, flexibilidad, equilibrio, velocidad, agilidad; Test específico de golpeo: se analiza la técnica, la potencia, la precisión y la fatiga asociada usando tecnologías avanzadas (máquina lanzapelotas, radar de alta gama, cámaras de alta velocidad, sensor inercial para determinar la localización del impacto en la raqueta, pulsómetro). Todos estos test se basan en la literatura científica más actual para asegurar la transferencia al deporte de raqueta en cuestión. Algunos de ellos se realizan en federaciones de tenis de importancia a nivel internacional como la española, la americana o la alemana.

Beneficios derivados del estudio: Generaremos un informe personalizado en donde se reflejarán los resultados más destacados de las variables analizadas. Este informe incluirá detección de factores de riesgo y recomendaciones.

Incomodidades y riesgos derivados del estudio:

La información obtenida cumple los principios éticos para investigaciones médicas en humanos. Las pruebas físicas realizadas serán submáximas.

Posibles acontecimientos adversos. No se prevén acontecimientos adversos que impliquen peligrosidad sobre la salud, exceptos aquellos asociados a la fatiga generada en la realización de las pruebas de condición física. Dichas pruebas han sido seleccionadas para que generen una fatiga fácilmente controlable, con esfuerzos que no impliquen riesgos indeseados para adultos sanos.

Voluntariedad. El participante lo hace de forma voluntaria, pudiéndose negar a participar en el estudio en cualquier momento. Podrá además solicitar que sus datos sean eliminados de la base de datos.

Protección de Datos. Los datos obtenidos en el estudio pertenecen tan solo a la persona voluntaria y al entorno investigador, manteniéndose siempre la más estricta confidencialidad y cumpliendo la ley de protección de datos.

8.7. HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA MAYORES DE EDAD

Equipo HUMAN LAB del iMUDS, grupo ERGOLAB (CTS-545) (UGR)

Yo, (nombre y apellidos)

....., con D.N.I.

nº.....He hablado con el profesional responsable del estudio

.....

- He leído la hoja de información que se me ha entregado.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio.
- He recibido suficiente información sobre el estudio.
- Comprendo que mi participación es voluntaria.
- Comprendo que puedo retirarme del estudio:
 1. Cuando quiera.
 2. Sin tener que dar explicaciones.
 3. Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos.
- Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.
- Las muestras obtenidas en este estudio sólo serán utilizadas para los fines específicos del mismo.

Firma del participante:
responsable:

Firma del investigador

Fdo:.....

Fdo:.....

8.8. HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA MAYORES DE EDAD

Equipo "HUMAN LAB" del iMUDS, grupo "ERGOLAB (CTS-545)" UGR

Yo, (nombre y apellidos),
con D.N.I. nºen calidad de (relación con el participante)
de (nombre del participante)
He hablado con el investigador responsable del estudio.....

- He leído la hoja de información que se me ha entregado.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio. /profesional responsable del estudio
- He recibido respuestas satisfactorias a mis preguntas.
- He recibido suficiente información sobre el estudio.
- Comprendo que la participación es voluntaria.
- Comprendo que puede retirarse del estudio:
 1. Cuando quiera.
 2. Sin tener que dar explicaciones.
 3. Sin que esto repercuta en sus cuidados médicos.
- Y presto mi conformidad con que (nombre del participante)participe en este estudio.

Firma del responsable:

Firma del investigador

responsable:

Fdo:

Fdo:

Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud (iMUDS), Universidad de Granada – Calle Menéndez Pelayo, s/n, Parque Tecnológico de la Salud (Granada). humanlab@ugr.es / +34 655 95 70 98 / <http://www.humanlabugr.com/>

8.9. HOJA DE ANOTACIÓN DEL TEST DE GOLPEO

TEST ESPECÍFICOS DE GOLPEO (PRECISIÓN)																			
SUJETO:										RAQUETA (MODELO, PESO Y TENSIÓN):									
LOUGHBOROUGH TENNIS SKILL TEST (INCLUIR <i>QLIPP</i> Y GRABAR CON TRES CÁMARAS). 3 min descanso tras series S1, 1 y 2; 2 min de descanso tras series 3, 4, 5 y 6; 1 minuto de descanso tras series 7.8.9.10; 3 min de descanso tras serie 11 (se acaba con S2). Son en total 13 series.																			
CONFIGURACIÓN MÁQUINA: 2 LINE/MEDIUM/ROW B-C/50-55 MPH/SPIN +1/FEED: 3-4 SEG. En las series 9.10 y 11 poner 2-LINE WIDE																			
Calentamiento. 1) General: Ejercicios de movilidad articular en carrera: skipping, contraskipping, laterales, carioca, tronco, espaldas, brazos adelante, brazos atrás, progresivos y esprín (3 min) 2) Específico: peloteo de derecha y revés, 1º a media pista (2 min) y luego de fondo (3 min)																			
RESULTADOS TEST																			
FC INICIAL:																			
SERIE S1					SERIE 1					SERIE 2					SERIE 3				
	0	1	2	3		0	1	2	3		0	1	2	3		0	1	2	3
1					1					1					1				
2					2					2					2				
3					3					3					3				
4					4					4					4				
5					5					5					5				
6					6					6					6				
[...]					[...]					[...]					[...]				
14					14					14					14				
15					15					15					15				
16					16					16					16				
17					17					17					17				
18					18					18					18				
19					19					19					19				
20					20					20					20				
FC					FC					FC					FC				
FC					FC					FC					FC				
SERIE 4					SERIE 5					SERIE 6					SERIE 7				
	0	1	2	3		0	1	2	3		0	1	2	3		0	1	2	3
1					1					1					1				
2					2					2					2				
3					3					3					3				
4					4					4					4				
5					5					5					5				
6					6					6					6				
7					7					7					7				
8					8					8					8				
[...]					[...]					[...]					[...]				
14					14					14					14				
15					15					15					15				
16					16					16					16				
17					17					17					17				
18					18					18					18				
19					19					19					19				
20					20					20					20				
FC					FC					FC					FC				
FC					FC					FC					FC				

TEST ESPECÍFICOS DE GOLPEO (PRECISIÓN)																			
SUJETO:										RAQUETA (MODELO, PESO Y TENSIÓN):									
LOUGHBOROUGH TENNIS SKILL TEST (INCLUIR <i>QLIPP</i> Y GRABAR CON TRES CÁMARAS). 3 min descanso tras series S1, 1 y 2; 2 min de descanso tras series 3, 4, 5 y 6; 1 minuto de descanso tras series 7.8.9.10; 3 min de descanso tras serie 11 (se acaba con S2). Son en total 13 series.																			
CONFIGURACIÓN MÁQUINA: 2 LINE/MEDIUM/ROW B-C/50-55 MPH/SPIN +1/FEED: 3-4 SEG. En las series 9.10 y 11 poner 2-LINE WIDE																			
Calentamiento. 1) General: Ejercicios de movilidad articular en carrera: skipping, contraskipping, laterales, carioca, tronco, espaldas, brazos adelante, brazos atrás, progresivos y esprín (3 min) 2) Específico: peloteo de derecha y revés, 1º a media pista (2 min) y luego de fondo (3 min)																			
RESULTADOS TEST																			
FC INICIAL:																			
SERIE 8					SERIE 9					SERIE 10					SERIE 11				
	0	1	2	3		0	1	2	3		0	1	2	3		0	1	2	3
1					1					1					1				
2					2					2					2				
3					3					3					3				
4					4					4					4				
5					5					5					5				
6					6					6					6				
[...]					[...]					[...]					[...]				
16					16					16					16				
17					17					17					17				
18					18					18					18				
19					19					19					19				
20					20					20					20				
FC					FC					FC					FC				
FC					FC					FC					FC				
SERIE S2					SERIE					OBSERVACIONES:									
	0	1	2	3		0	1	2	3										
1					1														
2					2														
3					3														
4					4														
5					5														
6					6														
7					7														
8					8														
9					9														
10					10														
11					11														
12					12														
13					13														
14					14														
15					15														
16					16														
17					17														
18					18														
19					19														
20					20														
FC					FC														
FC					FC														

AGRADECIMIENTOS

Mis primeras palabras de agradecimiento son para mis padres y para mi hermana. Mi madre fue la persona que me inició en el tenis así que esta tesis se debe, en gran parte, a ella. Mi padre ha estado apoyándome durante todo el proceso. Sus buenos consejos (tanto en el plano científico como en el plano emocional) tienen un gran valor para mí. Espero que dentro de poco podamos dar un buen paseo en piragua para celebrar el fin de esta etapa. También me gustaría mencionar a mi hermana María del Mar. Recuerdo que cuando era pequeño hizo un gran esfuerzo para darme una clase sobre el teorema de Pitágoras, cuando yo aún no sabía ni sumar ni restar. Quizás ahí “sembraste en mí” el interés por las matemáticas.

También me gustaría dedicar unas palabras de agradecimiento a mis sobrinos Dante y Alicia; a todos mis primos y tíos; a mis abuelos Carmen y Antonio y Rosario y Miguel y al resto de mi familia; a mis entrenadores de tenis, a los profesores de la Facultad de Ciencias del Deporte de Granada y por supuesto a todos mis amigos y compañeros de laboratorio.

Por último, me gustaría agradecer a mis dos directores Víctor Manuel Soto Hermoso y Jos Vanrenterghem su buena labor de orientación a lo largo de todo este proyecto.

De nuevo, gracias a todos vosotros por vuestro apoyo y por ir haciendo camino junto a mí.



Granada, 2021