



Programa de Doctorado en Biomedicina

Departamento de Educación Física y Deportiva
Facultad de Ciencias del Deporte
Universidad de Granada

**Uso del Entrenamiento de Fuerza Isocinético Para la Mejora de la Velocidad
del Lanzamiento por Encima del Hombro.**

Darío Martínez García

2021

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales

Autor: Darío Martínez García

ISBN: 978-84-1306-899-2

URI: <http://hdl.handle.net/10481/69080>

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Los resultados de esta tesis doctoral que se han presentado en congresos internacionales y finalmente se han publicado en revistas de alto impacto científico son:

Publicaciones internacionales:

Martínez-García, D., Chirisa Ríos, L. J., Rodríguez-Perea, A., Ulloa-Díaz, D., Jerez-Mayorga, D., & Chirisa Ríos, I. J. (2021). Strength Training for Throwing Velocity Enhancement in Overhead Throw: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Sports Science and Coaching*, 1–19.

Martínez-García, Darío, Rodríguez-Perea, A., Barboza, P., Ulloa-Díaz, D., Jerez-Mayorga, D., Chirisa, I., & Ríos, L. J. C. (2020). Reliability of a standing isokinetic shoulder rotators strength test using a functional electromechanical dynamometer: Effects of velocity. *PeerJ*, 8, 1–15. <https://doi.org/10.7717/peerj.9951>

Martínez-García, Darío, Rodríguez-Perea, A., Huerta-Ojeda, A., Jerez-Mayorga, D., Chirisa, L. J., Ruiz-Fuentes, P., & Chirisa, I. J. (2021). Effects of pre-activation with variable intra-repetition resistance on throwing velocity in female handball players: a methodological proposal. *Journal of Human Kinetics*, 77(19). <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0022>

Congresos internacionales:

Martínez-García, D. (septiembre 2020). Entrenamiento de fuerza como método para la prevención de lesiones en hombro. IV Jornadas Internacionales de la Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic. Ejercicio Físico y Salud. Universidad de las Américas. Jornadas llevadas a cabo en Viña del Mar (Chile).

Martínez-García, D. (mayo de 2019). Efecto agudo de un protocolo de fuerza isocinético sobre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro. VIII Congreso Internacional Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad de Pamplona. Congreso llevado a cabo en Pamplona (Colombia).

Martínez-García, D. (octubre 2018). Efecto agudo de un protocolo de fuerza isocinético sobre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro. III Jornadas Internacionales de la Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic. Ejercicio Físico y Salud. Universidad Andrés Bello. Jornadas llevadas a cabo en Santiago de Chile (Chile).

Estancias Internacionales:

Entidad de realización: Universidad Católica de la Santísima Concepción (Chile) **Ciudad:** Concepción, Chile, Universidad Católica de la Santísima Concepción

Fecha inicio: 01/08/2018 **Duración:** 136 días

Tareas contrastables: Estancia en Universidad Católica de la Santísima Concepción (Chile). Concepción, Chile, Universidad Católica de la Santísima Concepción.

Capac. adq. desarrolladas: Participación en el proyecto para el estudio de la fuerza en el ser humano a través de la dinamometría electromecánica funcional con el dispositivo Dynasystem.

Proyectos:

Denominación del proyecto: Estudio de la fuerza muscular en el ser humano a través de Dinamometría Electromecánica Funcional

Calidad en que ha participado: Investigador/a

Entidad/es financiadora/s: Universidad Católica de la Santísima Concepción Chile. Chile

Cód. según financiadora: VRIP (-001)

Fecha de inicio: 02/01/2017

Duración del proyecto: 1430 días

Denominación del proyecto: Técnicas combinadas de clasificación multidimensional scaling y estadística no paramétrica. Aplicación en dinamometría electromecánica funcional integrada

Calidad en que ha participado: Investigador/a

Entidad/es financiadora/s: FEDER/Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades.

Cód. según financiadora: RTI2018-099723-B-I00

Fecha de inicio: 01/01/2019-31/12/2021

Duración del proyecto: 3 años

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Dedicatoria

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

A mis padres José Miguel y Tomasa, por su amor incondicional y educación,

ojalá pueda ser la mitad de buena persona que ellos buenos padres.

A mi hermana Azahara, por ser un ejemplo de esfuerzo e inteligencia,

normalmente inalcanzable, en el que compararme.

A mi abuela Tomasa, que en paz descansa, por enseñarme que,

la curiosidad y las ganas de aprender nunca deben perderse.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Agradecimientos

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Agradecimientos

A Luis Javier Chiroso, por traspasar los límites de la docencia, ser un ejemplo y apoyo constante, no solo como profesional, investigador o docente, también como persona. Gracias por tener la paciencia y la valentía de guiarme a través de este proceso que es la tesis doctoral, cuando lo único que podía ofrecer eran ganas de aprender.

A Ignacio Chiroso, por enseñarme que la genialidad y la sencillez normalmente van de la mano. Por hacerme reflexionar y aprender con cada una de las frases que hemos podido intercambiar a lo largo de este camino. Espero poder seguir aprendiendo de ti durante mucho más tiempo, y que consigas todos los objetivos que te propongas.

A David Ulloa, Paola Barboza, y sus hijos, Catalina y Cristóbal, cuando os dije que vosotros sois mi familia chilena, lo decía en serio, a pesar de la distancia siempre podréis contar conmigo. Siempre estaré agradecido por todo el apoyo y cariño que me disteis desde que realice mi estancia en Concepción.

A Angela y Daniel, por ser unos maravillosos compañeros y amigos en los cuales siempre me puedo apoyar y confiar cuando lo necesito. Todo el mundo con el que hablo dice que la tesis es un duro camino, y no seré yo quien lo niegue. Pero tengo claro que ha sido un poco menos duro con vosotros a mi lado.

A mi familia, y amigos, por aceptarme y soportarme en todo momento. Habéis sido un oasis de paz y amor, independientemente del tiempo que estuviéramos separados o de lo difícil que fueran las situaciones.

Por último, me gustaría agradecer a todos los miembros de la Red Pleokinetic con los que he tenido el placer de coincidir a lo largo de este proceso. Han conseguido darle sentido a la frase: *“Si quieres ir rápido camina solo, si quieres llegar lejos ve acompañado”*.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Índice

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

1 Índice de Contenidos

1	ÍNDICE DE TABLAS	25
2	ÍNDICE DE FIGURAS	29
3	LISTADO DE ABREVIATURAS	33
4	RESUMEN	38
5	ABSTRACT OF THE THESIS	43
6	INTRODUCCIÓN	48
7	MARCO CONCEPTUAL.	54
7.1	CADENA CINÉTICA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	55
7.1.1	EXTREMIDADES INFERIORES Y TRONCO.	55
7.1.2	ESCAPULA Y BRAZO DE LANZAMIENTO.	56
7.2	BIOMECÁNICA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	58
7.2.1	FASE DE PREPARACIÓN.	60
7.2.2	FASE DE ARMADO.	60
7.2.3	FASE DE ACELERACIÓN	61
7.2.4	FASE DE DECELERACIÓN	62
7.2.5	FASE DE ACOMPAÑAMIENTO.	63
7.3	RENDIMIENTO EN EL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	63
7.3.1	VELOCIDAD DE LANZAMIENTO.	63
7.3.2	PRECISIÓN EN EL LANZAMIENTO.	64
7.4	FUERZA MUSCULAR.	65
7.4.1	CONCEPTO DE LA FUERZA MUSCULAR.	66
7.4.2	TIPOS DE CONTRACCIÓN MUSCULAR.	67
7.4.3	ENTRENAMIENTO DE FUERZA.	70
7.5	FACTORES QUE INFLUYEN EN EL RENDIMIENTO DE LA FUERZA.	74
7.5.1	FACTORES MECÁNICOS.	75
7.5.2	FACTORES NEUROLÓGICOS.	79
7.6	EVALUACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR.	80
7.6.1	TEST DE FUERZA MÁXIMA.	81
7.6.2	TEST DE POTENCIA.	82
7.6.3	TEST DE FUERZA RESISTENCIA.	82
7.6.4	TEST ISOCINÉTICOS.	82
7.7	DISPOSITIVOS ISOCINÉTICOS.	83
7.7.1	PARÁMETROS ISOCINÉTICOS.	85
7.7.2	DISPOSITIVOS ISOCINÉTICOS MULTIARTICULARES.	87
7.7.3	DINAMOMETRÍA ELECTROMECAÁNICA FUNCIONAL.	89

8	OBJETIVO GENERAL	93
8.1	ESTUDIO I: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y METAANÁLISIS DEL EFECTO DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA SOBRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO EN LOS DEPORTES CON LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	93
8.1.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	93
8.2	ESTUDIO II: FIABILIDAD DE UN TEST DE FUERZA ISOCINÉTICO EN BIPEDESTACIÓN DE LOS ROTADORES DE HOMBRO USANDO UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL.	94
8.2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	94
8.3	ESTUDIO III: CORRELACIÓN ENTRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO Y LA FUERZA O LA VELOCIDAD MÁXIMA DE LA ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO.	94
8.3.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	95
8.4	ESTUDIO IV: EFECTO DE VARIOS PROTOCOLOS DE PRE-ACTIVACIÓN PARA LA MEJORA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO EN JUGADORAS DE BALONMANO.	95
8.4.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS:	95
9	HIPÓTESIS	97
9.1	ESTUDIO I: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y METAANÁLISIS DEL EFECTO DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA SOBRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO EN LOS DEPORTES CON LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	99
9.2	ESTUDIO II: FIABILIDAD DE UN TEST DE FUERZA ISOCINÉTICO EN BIPEDESTACIÓN DE LOS ROTADORES DE HOMBRO USANDO UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL.	99
9.3	ESTUDIO III: CORRELACIÓN ENTRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO Y LA FUERZA O LA VELOCIDAD MÁXIMA DE LA ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO	100
9.4	ESTUDIO IV: EFECTO DE VARIOS PROTOCOLOS DE PRE-ACTIVACIÓN PARA LA MEJORA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO EN JUGADORAS DE BALONMANO.	100
10	METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	103
10.1	ESTUDIO I: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y METAANÁLISIS DEL EFECTO DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA SOBRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO EN LOS DEPORTES CON LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	105
10.1.1	APROXIMACIÓN A LA PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN	105
10.1.2	MÉTODO	105
10.2	ESTUDIO II: FIABILIDAD DE UN TEST DE FUERZA ISOCINÉTICO EN BIPEDESTACIÓN DE LOS ROTADORES DE HOMBRO USANDO UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL.	109
10.2.1	PARTICIPANTES	109
10.2.2	MÉTODO	109
10.3	ESTUDIO III: CORRELACIÓN ENTRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO Y LA FUERZA O LA VELOCIDAD MÁXIMA DE LA ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO.	114
10.3.1	PARTICIPANTES	114

10.3.2	MÉTODO	115
10.4	ESTUDIO IV: EFECTO DE VARIOS PROTOCOLOS DE PRE-ACTIVACIÓN PARA LA MEJORA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO EN JUGADORAS DE BALONMANO	117
10.4.1	PARTICIPANTES	117
10.4.2	MÉTODO	118
11	RESULTADOS	123
11.1	ESTUDIO I: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y METAANÁLISIS DEL EFECTO DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA SOBRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO EN LOS DEPORTES CON LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	125
11.2	ESTUDIO II: FIABILIDAD DE UN TEST DE FUERZA ISOCINÉTICO EN BIPEDESTACIÓN DE LOS ROTADORES DE HOMBRO USANDO UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL.	134
11.3	ESTUDIO III: CORRELACIÓN ENTRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO Y LA FUERZA O LA VELOCIDAD MÁXIMA DE LA ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO.	136
11.4	ESTUDIO IV: EFECTO DE VARIOS PROTOCOLOS DE PRE-ACTIVACIÓN PARA LA MEJORA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO EN JUGADORAS DE BALONMANO	139
12	DISCUSIÓN	142
12.1	ESTUDIO I: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y METAANÁLISIS DEL EFECTO DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA SOBRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO EN LOS DEPORTES CON LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	144
12.2	ESTUDIO II: FIABILIDAD DE UN TEST DE FUERZA ISOCINÉTICO EN BIPEDESTACIÓN DE LOS ROTADORES DE HOMBRO USANDO UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL.	150
12.3	ESTUDIO III: CORRELACIÓN ENTRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO Y LA FUERZA O LA VELOCIDAD MÁXIMA DE LA ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO	154
12.4	ESTUDIO IV: EFECTO DE VARIOS PROTOCOLOS DE PRE-ACTIVACIÓN PARA LA MEJORA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO EN JUGADORAS DE BALONMANO.	157
13	CONCLUSIONES	162
13.1	ESTUDIO I: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y METAANÁLISIS DEL EFECTO DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA SOBRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO EN LOS DEPORTES CON LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO.	164
13.2	ESTUDIO II: FIABILIDAD DE UN TEST DE FUERZA ISOCINÉTICO EN BIPEDESTACIÓN DE LOS ROTADORES DE HOMBRO USANDO UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL.	165
13.3	ESTUDIO III: CORRELACIÓN ENTRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO Y LA FUERZA O LA VELOCIDAD MÁXIMA DE LA ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO	165
13.4	ESTUDIO IV: EFECTO DE VARIOS PROTOCOLOS DE PRE-ACTIVACIÓN PARA LA MEJORA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO EN JUGADORAS DE BALONMANO.	166
14	LIMITACIONES	168

<u>15</u>	<u>FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN</u>	<u>173</u>
<u>16</u>	<u>BIBLIOGRAFÍA</u>	<u>178</u>
<u>17</u>	<u>ANEXOS</u>	<u>211</u>

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Índice de tablas

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

2 Índice de tablas

TABLA 1. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA DE LOS ESTUDIOS INCLUIDOS EN EL METANALISIS.	127
TABLA 2. FIABILIDAD DE LAS DIFERENTES CONDICIONES DE UN TEST ISOCINÉTICO DE FUERZA DEL HOMBRO CON UN DEMF.	136
TABLA 3. CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS Y DE FUERZA DE LA MUESTRA EVALUADA EN EL ESTUDIO III	138
TABLA 4. CORRELACIÓN ENTRE LAS DIFERENTES VARIABLES DEL PERFIL DE FUERZA – VELOCIDAD DE LA ROTACIÓN INTERNA DE HOMBRO Y LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO	138
TABLA 5. RENDIMIENTO PRE Y POST ACTIVACIÓN CON EL MÉTODO DE RVI-R Y MÉTODO ISOMÉTRICO SOBRE LA VELOCIDAD DEL LANZAMIENTO	140
TABLA 6. DIFERENCIAS PRE Y POST ACTIVACIÓN CON EL MÉTODO DE RVI-R SOBRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO	141
TABLA 7. DIFERENCIAS PRE Y POST ACTIVACIÓN CON EL MÉTODO DE ISO SOBRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO	141

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Índice de Figuras

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

3 Índice de Figuras

FIGURA 1. TRANSFERENCIA DEL MOMENTO ANGULAR GENERADO EN UNA CADENA CINÉTICA DE TIPO SECUENCIAL. IMAGEN EXTRAÍDA DE LOPEZ, (2005).	58
FIGURA 2. CINEMÁTICA DEL LANZAMIENTO POR ENCIMA DEL HOMBRO. IMAGEN EXTRAÍDA DEL ARTÍCULO DE KACZMAREK ET AL., (2014).	59
FIGURA 3. VARIABLES A TENER EN CUENTA A LA HORA DE PROGRAMAR UN ENTRENAMIENTO DE FUERZA. ADAPTADO DE.	74
FIGURA 4. DINAMÓMETRO ELECTROMECAÁNICO FUNCIONAL (FEMD) DYNASYSTEM.	85
FIGURA 5. CLASIFICACIÓN DE LOS DISPOSITIVOS ISOCINÉTICOS MULTIARTICULARES. ADAPTADO DE DVIR (2019).	89
FIGURA 6. FLUJOGRAMA DE LA BÚSQUEDA SISTEMATIZADA.	107
FIGURA 7. DATOS MOSTRADOS POR EL DEMF.	113
FIGURA 8. SISTEMA DE SUJECIÓN PARA LA ESTABILIDAD DEL HOMBRO.	115
FIGURA 9. DISEÑO EXPERIMENTAL DE LOS PROTOCOLOS DE PRE-ACTIVACION CON VRI-R Y ISOMETRIA.	120
FIGURA 10. (A) POSICIÓN DEL EJERCICIO ISOMÉTRICO. B) EJERCICIO CON VARIABILIDAD INTRA-REPETICIÓN (A. POSICIÓN INICIAL; B. POSICIÓN FINAL).	122
FIGURA 11. GALBRAITH PLOT PARA ESTIMAR EL SESGO DE PUBLICACIÓN EN LOS ESTUDIOS SELECCIONADOS.	129
FIGURA 12. FUNNEL PLOT PARA COMPROBAR SI EXISTEN ASIMETRÍAS EN LOS RESULTADOS DE LOS ESTUDIOS SELECCIONADOS.	129
FIGURA 13. FOREST DE LOS TAMAÑOS DEL EFECTO ESTANDARIZADOS DE TODOS LOS ESTUDIOS INCLUIDOS.	130
FIGURA 14. FOREST PLOT DONDE SE MUESTRAN LOS TAMAÑOS DEL EFECTO ESTANDARIZADOS DE TODOS LOS ESTUDIOS INCLUIDOS SEPARADOS POR SEXO.	131
FIGURA 15. FOREST PLOT DONDE SE MUESTRAN LOS TAMAÑOS DEL EFECTO ESTANDARIZADOS DE TODOS LOS ESTUDIOS INCLUIDOS SEPARADOS POR EDAD.	132
FIGURA 16. FOREST PLOT DONDE SE MUESTRAN LOS TAMAÑOS DEL EFECTO ESTANDARIZADOS DE TODOS LOS ESTUDIOS INCLUIDOS SEPARADOS TANTO POR EDAD COMO POR SEXO.	134
FIGURA 17. GRÁFICOS DE BLAND-ALTMAN PARA LOS TEST-RETEST DE ROTACIÓN INTERNA Y EXTERNA A UNA VELOCIDAD DE 0,3 M·S ⁻¹ (A, B) Y 0,6 M·S ⁻¹ (C, D), RESPECTIVAMENTE.	137
FIGURA 18. GRÁFICOS DE BLAND-ALTMAN PARA LOS TEST-RETEST DE ROTACIÓN INTERNA Y EXTERNA A UNA VELOCIDAD DE 0,3 M·S ⁻¹ (A, B) Y 0,6 M·S ⁻¹ (C, D), RESPECTIVAMENTE.	138

FIGURA 19. DIAGRAMAS DE LAS CORRELACIONES ENTRE LA VELOCIDAD DE LANZAMIENTO MÁXIMA Y LA MEDIA, Y F_0 Y V_0 CALCULADOS CON LA VELOCIDAD DE ROTACIÓN INTERNA MÁXIMA Y LA VELOCIDAD DE ROTACIÓN INTERNA MEDIA. 139

Listado de abreviaturas

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

4 Listado de abreviaturas

$^{\circ}\cdot s^{-1}$	Grados por segundo
ACSM	Colegio americano de medicina deportiva
AID	Dinamómetros isocinéticos angulares
CG	Grupo control
CI	Intervalos de confianza
CV	Coefficiente de variación
DE	Desviación estándar
DEMF	Dinamómetro electromecánico funcional
EG	Grupo experimental
ES	Tamaño del efecto
Hz	Hercio
$km\cdot h^{-1}$	Kilómetros por hora
ICC	Coefficiente de correlación intraclase
ISO	Isometría
IMC	Índice de masa corporal
LB	Línea base
$m\cdot s^{-1}$	metros por segundo
MIDs	Dinamómetros isocinéticos multiarticulares
N	Newton
PAP	Potenciación post-activación
RAN	Estudios aleatorizado por asignación
RCT	Estudios aleatorizados con grupo control
RM	Repetición máxima
RPM	Revoluciones por minute
RE	Rotación externa
RI	Rotación interna
SEM	Error Estándar de la Medida

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

VL	Velocidad de lanzamiento
VRI-R	Resistencia variable intra-repetición
W	Vatios

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Resumen de la Tesis

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

5 Resumen

Introducción: El lanzamiento por encima del hombro es una habilidad esencial en múltiples deportes como pueden ser el balonmano, el waterpolo, el béisbol, etc. Para los atletas de estas disciplinas deportivas, la fuerza máxima, la potencia y la velocidad de salida del balón son algunas de las variables más relevantes para ganar. Al revisar la bibliografía sobre el tema, se puede apreciar que se han usado todo tipo de metodologías de entrenamiento abarcando desde el uso de ejercicios más generalizados, hasta métodos más específicos que intentan imitar el gesto técnico de lanzamiento. En los últimos años, con el auge de diferentes tecnologías para la medición y control objetivo de las variables relacionadas con el entrenamiento de fuerza, se ha hecho posible implementar de una manera realista estímulos como la sobrecarga excéntrica, la variabilidad intra-repetición, o los movimientos isocinéticos a las planificaciones de entrenamiento de fuerza. Pero poco se sabe del uso de dispositivos isocinéticos multiarticulares (MIDs) para la evaluación y entrenamiento del lanzamiento por encima del hombro.

Objetivo: Determinar la aplicabilidad de las evaluaciones y del entrenamiento isocinético con MIDs en el entrenamiento para la mejora de la velocidad de lanzamiento, y posteriormente realizar recomendaciones para su uso.

Metodología: (I) El primero de los estudios consiste en una revisión sistemática-metaanálisis para evaluar el efecto del entrenamiento de fuerza sobre la velocidad de lanzamiento, mientras que el resto de los estudios corresponden a diseños transversales de carácter cuantitativo. (II) En el segundo estudio participaron 32 sujetos (edad $21,46 \pm 2,1$ años) para determinar la fiabilidad de un test de fuerza en los rotadores de hombro utilizando un dispositivo electromecánico funcional (DEMF). (III) En la tercera fase, participaron 20 jugadores de balonmano ($19,28 \pm 2,55$ años) donde

se analizó si existía una correlación entre la fuerza de rotación interna del hombro de lanzamiento con la velocidad de salida del balón en un lanzamiento en apoyo. (IV) En el último estudio, participaron 14 jugadoras de balonmano ($21,2 \pm 2,7$ años), las cuales se sometieron a diferentes protocolos de pre-activación en el tren superior para ver si existía una potenciación posterior en la velocidad de lanzamiento.

Resultados: (I) Se incluyeron un total de 16 estudios con 424 sujetos dentro del metaanálisis. El tamaño del efecto para todos los grupos de población demostró que existe una mejora de la velocidad de lanzamiento tras un programa de entrenamiento (ES 1,10; IC del 95%: 0,64 - 1,57; $p < 0,00001$). (II) Se encontró una fiabilidad entre alta y excelente para rotación interna (RI) y la rotación externa (RE) en las mediciones de fuerza concéntrica y excéntrica, independientemente de la velocidad utilizada (ICC: 0,81-0,98, CV: 5,12-8,27% SEM: 4,06-15,04N). Los movimientos concéntricos fueron más fiables que los excéntricos debido a la posible familiarización de la población con este tipo de estímulos. (III) No se encontró correlación entre ninguna de las variables de fuerza de RI del brazo dominante y el lanzamiento por encima del hombro en apoyo. (IV) No se encontraron diferencias significativas para ninguno de los dos métodos (resistencia variable intra-repetición: $p = 0,194$, isometría: $p = 0,596$). Aun así, el análisis individualizado mostró que el 86% de la muestra aumentó la velocidad de lanzamiento con el método de resistencia variable intra-repetición, mientras que el 93% de la muestra aumentó la velocidad de lanzamiento con el método isométrico.

Conclusiones: Tras la realización de la presente tesis doctoral se puede concluir que el DEMF es un dispositivo fiable y útil para la evaluación y el entrenamiento de deportistas que realicen el gesto técnico del lanzamiento por encima del hombro.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Palabras Claves: Lanzamiento por encima del hombro, velocidad de lanzamiento, dinamometría, isocinético, rendimiento deportivo.

Abstract of the thesis

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

6 Abstract of the thesis

Introduction: Overhead throwing is an essential skill in sports such as handball, water polo, baseball and so on. For athletes in these sports, maximal strength, power and throwing velocity are some of the most important variables for success. If a review of the literature is made, it can be observed that all types of training methodologies have been used, ranging from the use of more generalised exercises to more specific methods that attempt to imitate the throwing technique. In recent years, with the rise of different technologies for the measurement and objective control of variables related to strength training, it has become possible to implement stimuli such as eccentric overload, intra-repetition variability, or isokinetic movements into strength programs. But little is known about the use of isokinetic devices for the evaluation and training of overhead throwing.

Objective: To determine the applicability of isokinetic assessments and training (using one of these multi-joint isokinetic dynamometers) in training for throwing velocity improvement, and subsequently make recommendations for their use.

Methodology: The first of the studies included in this research is a systematic review and meta-analysis while the rest of the studies correspond to cross-sectional designs of a quantitative nature. The second study involved 32 subjects (age 21.46 ± 2.1 years) to determine the reliability of a shoulder rotator strength test using a FEMD. In the third phase, 20 handball players (age 19.28 ± 2.55 years) participated to analyse if any correlation between the internal rotation strength of the throwing arm with the ball exit velocity in a supporting throw. In the last study, 14 female handball players (21.2 ± 2.7 years) were subjected to different pre-activation protocols in the upper body to see if there was a subsequent potentiation in throwing speed.

Results: (I) A total of 16 studies with 424 subjects were included in the meta-analysis to assess the effect of strength training on throwing velocity. The effect size for all population groups showed that there is a large improvement in throwing velocity after a training programme (ES 1.10; 95% CI 0.64 - 1.57; $p < 0.00001$). (II) High to excellent reliability was found for RI and RE in concentric and eccentric strength measurements, irrespective of the velocity used (ICC: 0.81-0.98, CV: 5.12-8.27% SEM: 4.06-15.04N). Concentric movements were more reliable than eccentric movements due to the possible familiarity of the population with this type of stimuli. (III) No correlation was found between any of the dominant arm RI strength variables and throwing in handball support. (IV) No significant differences were found for either method (intra-repetition variable resistance: $p = 0.194$, isometrics: $p = 0.596$). Even so, individualised analysis showed that 86% of the sample increased throwing speed with the variable intra-repetition resistance method, while 93% of the sample increased throwing speed with the isometric method.

Conclusions: After the completion of this thesis it can be concluded that the FEMD is a reliable and useful device for the evaluation and training of athletes who perform the technical gesture of the overhead throw.

Keywords: Overhead throw, throwing velocity, dynamometry, isokinetic, athletic performance.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Introducción

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

7 Introducción

El lanzamiento por encima del hombro es una habilidad esencial en múltiples deportes como pueden ser el balonmano, el waterpolo, el béisbol, etc. (Wagner et al., 2012). Aunque esta habilidad deportiva es generalmente un movimiento fluido, para un mejor análisis cinemático se puede dividir en 5 fases diferentes. Estas fases consisten en: preparación (esta puede no aparecer si las circunstancias específicas de cada deporte lo requieren), armado, aceleración, deceleración y acompañamiento (Erickson, Thorsness, Hamamoto, & Verma, 2016). Para los deportistas que hayan automatizado la técnica de lanzamiento por encima del hombro y conseguido una transmisión de fuerzas eficiente a través de estas diferentes fases, la fuerza máxima, la potencia y la velocidad de salida del balón son las variables más importantes para obtener acciones exitosas (Bragazzi, Rouissi, Hermassi, & Chamari, 2020).

En este contexto, son múltiples los estudios que han intentado analizar el efecto de la fuerza muscular o de la velocidad de lanzamiento, o la relación existente entre ellas, sobre el rendimiento de un atleta en su deporte específico (Chelly, Hermassi, & Shephard, 2010; Marques et al., 2007; Mont, Cohen, Campbell, Gravare, & Mathur, 1994). La manera de abordar esta problemática científica ha sido bastante diversa, algunos estudios solamente buscan tener una mejora puntual (efecto agudo) o evitar la fatiga existente en una competición o partido concreto (Ertugrul, Muhittin, Meric Bingul, Cigdem, & Mensure, 2012; Martinez-Garcia et al., 2021), mientras que otros han intentado producir un efecto crónico en los deportistas para mejorar su rendimiento a largo plazo como parte de la planificación de una temporada o de un periodo olímpico (Gorostiaga, Granados, Ibáñez, González-Badillo, & Izquierdo, 2006; Granados, Izquierdo, Ibáñez, Ruesta, &

Gorostiaga, 2008). Al revisar la bibliografía sobre el tema, podemos apreciar que se han usado todo tipo de metodologías de entrenamiento yendo desde el uso de ejercicios más generalizados como pueden ser el press banca o las sentadillas (Hermassi, van den Tillaar, Khelifa, Chelly, & Chamari, 2015; Hermassi, Chelly, Bragazzi, Shephard, & Schwesig, 2019; Marques & González-Badillo, 2006) hasta métodos más específicos que intentan imitar el gesto técnico de lanzamiento o alguna de sus fases (Ettema, Glosen, Van Den Tillaar, Gløsen, & Van Den Tillaar, 2008; Van den Tillaar & Marques, 2011).

En los últimos años, el número de estudios realizados sobre este tema se ha visto aumentado de manera notable (Bragazzi et al., 2020; Eraslan et al., 2020; N. L. Myers, Sciascia, Westgate, Kibler, & Uhl, 2015). Debido a esto, se ha llegado a un relativo consenso sobre los efectos positivos de añadir un plan de entrenamiento específico de fuerza para la mejora de la velocidad de lanzamiento en estos deportes (Szymanski, 2013; Roland Van den Tillaar, 2004). Además, se han podido identificar bastantes de las variables que afectan a la velocidad de lanzamiento como el sexo (Manchado, Cortell-Tormo, & Tortosa-Martínez, 2018), la edad (Escamilla, Speer, Fleisig, Barrentine, & Andrews, 2000), la experiencia deportiva (Herbert Wagner, Buchecker, von Duvillard, & Müller, 2010) y la experiencia en el entrenamiento de fuerza (Bragazzi et al., 2020). Sin embargo, no se ha conseguido obtener un conocimiento lo suficientemente amplio y estandarizado sobre las variables a tener en cuenta en un entrenamiento de fuerza para optimizar la mejora en el lanzamiento (Hermassi, van den Tillaar, Khelifa, Chelly, & Chamari, 2015b; Van den Tillaar & Marques, 2011), como pueden ser, la duración del programa (Ignjatovic, Markovic, & Radovanovic, 2012; Maddigan, Behm, & Belfry, 2014), la intensidad (Ramos-Veliz et al., 2015b;

Yang et al., 2013), los ejercicios a realizar (Fernandez-Fernandez, Ellenbecker, Sanz-Rivas, Ulbricht, & Ferrauti, 2013; Mário C. Marques et al., 2012; Tous-Fajardo, 1999), el tipo de estímulo necesario (Maroto-Izquierdo et al., 2020; Mont et al., 1994; Sáez de Villarreal, Suarez-Arrones, Requena, Haff, & Ramos Veliz, 2015), etc.

Cuando un atleta lleva mucho tiempo con la misma metodología de entrenamiento, o recibiendo el mismo estímulo, las ganancias de fuerza o las mejoras en el rendimiento se reducen produciéndose un estancamiento en las variables que se pretenden mejorar (Wackerhage, Schoenfeld, Hamilton, Lehti, & Hulmi, 2019). Debido a esto, la búsqueda del estímulo óptimo, la duración y el momento en el que aplicarlo ha sido un tema de estudio recurrente desde hace varias décadas (Bloomfield, Blanksby, Ackland, & Allison, 1990; Mont et al., 1994; Van Muijen, Joris, Kemper, & Van Ingen Schenau, 1991). Pero es en los últimos años, con el auge de diferentes tecnologías para la medición y control objetivo de las variables relacionadas con el entrenamiento de fuerza, cuando se le ha dado más importancia a este aspecto y ha sido posible implementar de una manera realista estímulos como la sobrecarga excéntrica, la variabilidad intra-repetición, o los movimientos isocinéticos a las planificaciones de entrenamiento de fuerza (Agopyan, Ozbar, & Ozdemir, 2018; Lee, Lira, Nouailhetas, Vancini, & Andrade, 2018; Maroto-Izquierdo et al., 2020).

Con su aparición en la década de los 60, los dispositivos isocinéticos son los más antiguos en evaluar la fuerza muscular de una manera no isotónica (Moffroid, Whipple, Hofkosh, Lowman, & Thistle, 1969). Siendo actualmente el “gold standard” para la evaluación de la fuerza muscular,

también se han hecho intentos de analizar su idoneidad como método de entrenamiento para la mejora del rendimiento deportivo siendo los resultados bastante positivos en la mayoría de casos (Lee et al., 2018; Mont et al., 1994). Pero no es hasta relativamente hace poco tiempo que, se han desarrollado una serie de dinamómetros isocinéticos multiarticulares (por ejemplo, Exerbotics, System 4 by Biodex, Con-Trex by Physiomed, IsoMed 2000 by D&R Ferstl, Dynasystem by Symotech, etc.) cuyo diseño y uso más funcional, permiten acercar este tipo de estímulos que son imposibles de obtener con el entrenamiento convencional a las rutinas de entrenamiento (Dvir & Müller, 2019; Tinwala, Cronin, Haemmerle, & Ross, 2017), frente a las máquinas isocinéticas convencionales, las cuales debido a su aparataje y múltiples fijaciones a los sujetos evaluados dificultan la inclusión de su uso diario en el ámbito del entrenamiento.

Por lo explicado anteriormente, la presente tesis doctoral tiene por objetivo en primera instancia determinar la aplicabilidad de las evaluaciones y del entrenamiento isocinético (usando uno de estos dinamómetros isocinéticos multiarticulares) en el entrenamiento para la mejora de la velocidad de lanzamiento, y posteriormente realizar recomendaciones para el uso y optimización de este método en la mejora del rendimiento en los deportes que realicen el lanzamiento por encima del hombro.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

Marco Conceptual

8 Marco Conceptual.

8.1 Cadena cinética del lanzamiento por encima del hombro.

Las actividades que requieren de una alta potencia en las extremidades superiores, como los lanzamientos y los golpes, son el resultado de un movimiento integrado, multiarticular y secuencial que engloba múltiples articulaciones, así como de la acción de los músculos (Sciascia & Cromwell, 2012). Esta coordinación de diferentes partes del cuerpo se denomina cadena cinética. El correcto funcionamiento de la cadena cinética permite generar la máxima fuerza posible, convertirla en energía cinética y transferirla desde las extremidades inferiores al tronco y a la extremidad superior durante las actividades mencionadas (Gutierrez-Davila, 2015). Los segmentos involucrados en una cadena cinética deben poseer una elasticidad óptima, fuerza y resistencia muscular, además de un nivel adecuado de propiocepción. Cualquier tipo de fallo de la cadena cinética puede aumentar la tensión ejercida sobre las estructuras del hombro, provocando dolor, microtraumatismos y daños estructurales (Kibler, Wilkes, & Sciascia, 2013). En una cadena cinética que funcione correctamente, las extremidades inferiores y el tronco actúan como generadores de fuerza, mientras que el hombro desempeña un papel de eslabón que entrega y regula la fuerza generada. Sin embargo, el brazo forma parte del mecanismo que transmite esta fuerza directamente al balón (Burkhart, Morgan, & Kibler, 2003).

8.1.1 Extremidades inferiores y tronco.

Los músculos del tren inferior participan en la generación de energía cinética y proporcionan una base estable para transferir el movimiento de los segmentos distales (Lopez, 2005). Una base estable sirve de ayuda a los estabilizadores del tronco (transverso abdominal y músculos de la columna vertebral), responsables de la estabilización central, proporcionando estabilidad

dinámica al tronco (Kaczmarek et al., 2014). Los músculos más grandes, como los erectores de la columna vertebral o los músculos abdominales (oblicuo externo e interno, recto abdominal, y cuadrado lumbar), así como los abductores de la cadera, desempeñan un papel importante en la generación y transferencia de la fuerza y proporcionan estabilidad para la función de las extremidades superiores (Sciascia & Cromwell, 2012).

Este conjunto de grupos musculares es la causante del 50-55% de la fuerza total del gesto técnico, inician el movimiento del lanzamiento y proporcionan una base estable para el movimiento de los brazos y la torsión resultante generada por la rotación de la pelvis y el tronco, (Zapartidis, Gouvali, Bayios, & Boudolos, 2007). Cualquier alteración en el funcionamiento de la rotación del tronco, la debilidad de los abductores de la cadera o los flexores del tronco provoca una disfunción de la cadena cinética, que puede llevar a una abducción y rotación externa excesivas de la articulación del hombro, aumentando así la carga ejercida sobre las estructuras anteriores y posteriores del hombro, incluido el labrum (Chu, Jayabalan, Kibler, & Press, 2016).

8.1.2 Escápula y brazo de lanzamiento.

La escápula sirve de apoyo a la cabeza del húmero y es el lugar de inserción de los músculos que controlan el movimiento del brazo y presionan la cabeza del húmero en la cavidad (músculos del manguito de los rotadores, músculo deltoides y bíceps braquial) (Broztman & Wilk, 2005). La escápula está controlada por los músculos que la estabilizan contra el pecho (trapecio, romboides, elevador de la escápula, pectoral menor y serrato anterior). El funcionamiento de esos músculos permite una alineación y estabilización adecuadas de la escápula en el espacio, de modo que la

cavidad articular sostiene la cabeza del húmero de forma estable y segura. La escápula tiene que moverse con fluidez en protracción y retracción sobre la pared torácica posterolateral, mientras que el brazo cambia de posición a partir de la fase de armado hasta la de acompañamiento (Van den Tillaar & Ettema, 2004). Por lo tanto, podemos observar su movimiento junto con el húmero, manteniendo una zona segura para el movimiento de la articulación del hombro, evitando así un rango de movimiento excesivo (Miyashita et al., 2008).

Una correcta posición de la escapular permitirá la actuación óptima de los músculos que rodean la articulación del hombro, en la de retracción y rotación externa del brazo, proporcionada principalmente por el músculo serrato anterior (Tardo, Halaki, Cathers, & Ginn, 2013). Esta acción secuencial garantiza la máxima activación de los músculos insertados en la escápula, proporcionando una base estable para los músculos del manguito de los rotadores (Chu et al., 2016). La retracción de la escápula es una parte integral del ritmo escapulohumeral adecuado durante los movimientos del hombro, siendo las alteraciones en la alineación o el movimiento normal de la escápula denominados como disquinesia escapular (Møller et al., 2017).

Los componentes finales de la cadena cinética, que generan el 36% de la energía cinética transmitida al balón, son el codo y la muñeca (Escamilla, Yamashiro, Paulos, & Andrews, 2009). La extensión dinámica que se produce en el codo proporciona el 21% de la energía transferida del lanzamiento. Al mismo tiempo, es el segmento más vulnerable de la cadena cinética junto a la articulación del hombro. El 15% restante de la fuerza y la energía cinética proviene de la flexión palmar de la muñeca (Lubiatowski et al., 2018).

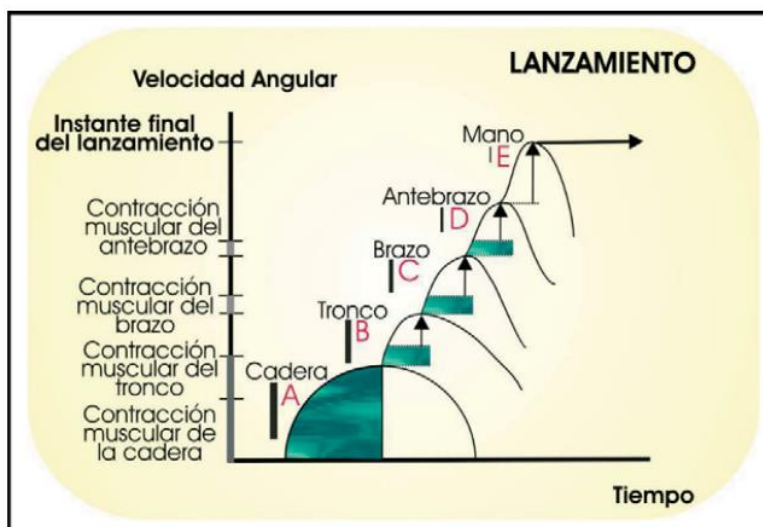


Figura 1. Transferencia del momento angular generado en una cadena cinética de tipo secuencial. Imagen extraída de Lopez, (2005).

8.2 Biomecánica del lanzamiento por encima del hombro.

El lanzamiento por encima del hombro es una habilidad motriz básica, presente en los seres humanos desde temprana edad, cuyo patrón motor consiste en la transferencia de la sumatoria de los momentos de fuerza generados en la pelvis y el tronco hasta el brazo de lanzamiento (Wagner et al., 2012). Esta habilidad también está presente en múltiples deportes como el tenis, la jabalina, el béisbol, el waterpolo, el balonmano, etc. (Oliver, Downs, Barbosa, & Camargo, 2020), siendo en la mayoría de ellos una acción que culmina un fase de juego. Así pues, el lanzamiento por encima del hombro se presenta como un factor clave para la efectividad de los deportistas que lo realizan, ya sea, anotando un gol/punto, eliminando al bateador o lanzando el móvil más lejos que el rival (Szymanski, 2013). En este contexto donde se requiere una progresión controlada de la cadena cinética próximo-distal para maximizar el rendimiento deportivo (Van den Tillaar, 2004)

Desde el punto de vista biomecánico, el lanzamiento por encima del hombro es una actividad compleja, que coordina movimientos de traslación y de rotación a lo largo de todo el cuerpo (Escamilla & Andrews, 2009). Además, este gesto puede llegar a manifestar velocidades angulares de $7000^{\circ}\cdot s^{-1}$ siendo una de las acciones del ser humano más rápidas registradas hasta la fecha (Wagner et al., 2010). Dentro de la variabilidad gestual de cada individuo, es necesario realizar un análisis de la técnica correcta de lanzamiento, tanto para proteger a los deportistas, como para obtener un mejor rendimiento (Bergun, Aydin, Çolak, Özbek, & Bulgan, 2009). Teniendo en cuenta que las modalidades deportivas donde aparece este tipo de lanzamiento tienen diferencias tácticas entre sí, los cambios gestuales en el lanzamiento se pueden justificar en gran medida por la diferente masa, volumen y forma de los móviles a lanzar (Deisting, Møller, Bencke, & Sørensen, 2019). Existen unos patrones comunes a todos estos deportes, que permiten hacer una organización secuencial de las fases del lanzamiento (Escamilla & Andrews, 2009).

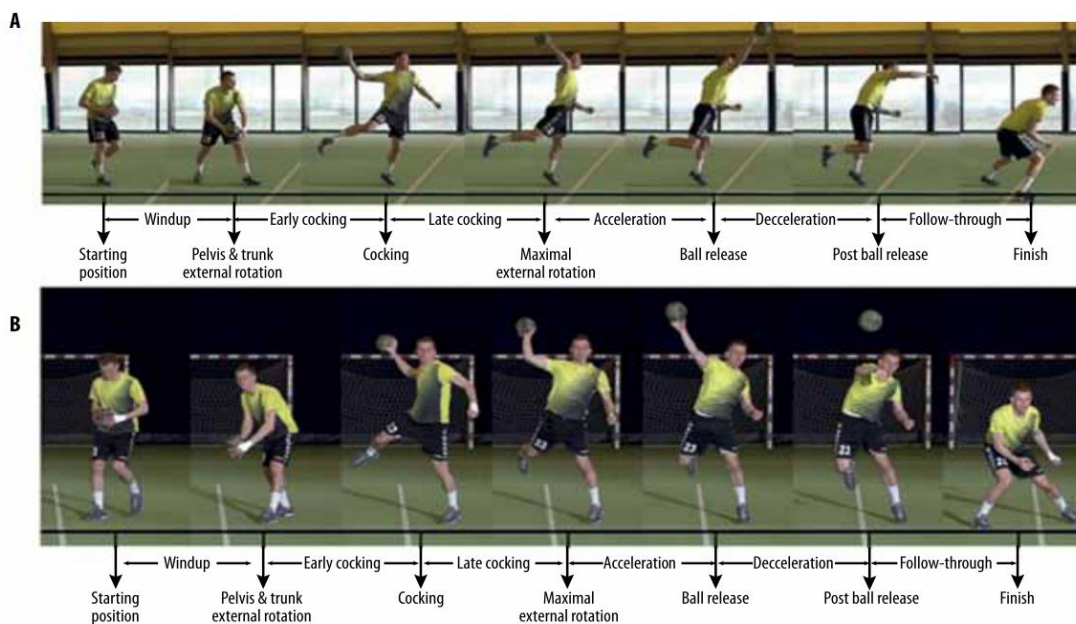


Figura 2. Cinemática del lanzamiento por encima del hombro. Imagen extraída del artículo de Kaczmarek et al., (2014)

8.2.1 Fase de Preparación.

Siendo la primera fase de todas, el objetivo de esta fase es poner el cuerpo del deportista en una posición óptima para iniciar la cadena cinética del lanzamiento (Kaczmarek et al., 2014). El elemento principal de esta fase es el llamado "empuje", durante el cual la pierna de zancada (opuesta al brazo de lanzamiento) se despegas del suelo, resultando en la transferencia del peso del cuerpo desde la parte trasera a dicha pierna, que gira junto con el tronco (Escamilla & Andrews, 2009). El centro de masa del cuerpo se desplaza hacia delante y mantiene esta dirección durante todas las fases posteriores del lanzamiento. Las articulaciones de la cadera y la rodilla de la extremidad opuesta a la que gira están en flexión, por lo que el lanzador consigue una posición de equilibrio adecuada y puede pasar a la siguiente fase (Van den Tillaar, Zondag, & Cabri, 2013).

8.2.2 Fase de Armado.

En esta fase se produce un estiramiento total de los músculos que aceleran el brazo. La energía generada por diferentes segmentos del cuerpo, se transfiere rápida y sistemáticamente al balón a través de la extremidad superior. Durante esta fase, la energía cinética generada por los grandes grupos musculares de las extremidades inferiores y del tronco se transfiere a lo largo de la cadena cinética hasta llegar a los segmentos más pequeños del brazo de lanzamiento (Wagner et al., 2012). Este a su vez, se retrasa mientras el tronco gira rápidamente hacia delante para encarar al objetivo, generando una velocidad angular máxima de la pelvis seguida de una velocidad angular máxima de la parte superior del torso de casi $1200^{\circ}\cdot s^{-1}$ (Lubiatowski et al., 2018). En consecuencia, se necesita una gran fuerza muscular durante esta fase para controlar el brazo mientras el tronco genera una rápida rotación, así como para controlar la rotación externa del hombro resultante (Escamilla & Andrews, 2009).

Sin embargo, en esta fase la mayoría de los cambios dinámicos se producen en las articulaciones del hombro y del codo. En este momento se genera la máxima fuerza excéntrica para realizar el lanzamiento con una velocidad adecuada (Van den Tillaar et al., 2013). En esta posición, los rotadores internos se alargan al máximo cargándose al máximo y los estabilizadores estáticos se retuercen en una banda fibrosa gruesa (Oliver, Plummer, & Gascon, 2016). El sistema musculoesquelético y el complejo capsulo-ligamentoso tienen que generar fuerzas antagónicas sobre la articulación para mantener su estabilidad y evitar lesiones (Oliver et al., 2020)

8.2.3 Fase de Aceleración

Recibe su nombre por ser la fase donde se producen las mayores aceleraciones dentro del gesto de lanzamiento. El balón se inercia rápidamente desde una posición casi inmóvil hasta alcanzar una velocidad de hasta 155 km/h en 50 ms (Deisting et al., 2019). Este periodo de tiempo constituye menos del 2% del tiempo total de lanzamiento. Desde la posición de máxima rotación externa (175°), el brazo sufre una abrupta rotación interna, en la que se produce la liberación del balón (Escamilla et al., 2009). Durante la rotación externa máxima en la última fase del armado, el brazo alcanza un par de torsión alrededor de 1695 N·m, mientras que en la fase de aceleración durante la rotación interna, el par de torsión anterior se invierte rápidamente de acuerdo con la dirección de la rotación, y alcanza un valor de 1582 N·m (Herbert Wagner, Pfusterschmied, von Duvillard, & Müller, 2011). El valor medio de la velocidad angular del hombro durante la rotación interna está entre 6100 y 7000°·s⁻¹ (Gray, Watts, Debicki, & Hore, 2006).

Al inicio de esta fase, la distribución de la carga en los estabilizadores pasivos del hombro cambia. La carga sobre la parte anterior de los manguitos rotadores disminuye con la rotación interna del hombro, así como con la rápida abducción y rotación interna del húmero (Kaczmarek et al., 2014). La laxitud de la parte anterior del manguito rotador expone al labrum anterosuperior a un mayor riesgo de lesión, ya que la alta incidencia de lesiones por lanzamiento tiene lugar en esta localización (Johnson, Fullmer, Nielsen, Johnson, & Moorman, 2018). Cuando se suelta el balón, el brazo se coloca en abducción horizontal de 0 grados. La liberación del balón finaliza la fase de aceleración (Dauty, Kitar, Dubois, & Potiron-Josse, 2005).

8.2.4 Fase de Deceleración

El objetivo principal de esta fase es disminuir la velocidad del brazo después de la liberación del balón y controlar el exceso de energía cinética no transferida al balón de manera segura, minimizando así el riesgo de lesión de los tejidos (SgROI et al., 2015). La fase de desaceleración se produce durante los 50 ms iniciales tras la liberación del balón y se caracteriza por el alto valor de la desaceleración angular generada por el grupo posterior de los músculos de la cintura escapular ($500\,000^{\circ}\cdot s^{-2}$), por lo que se ejerce una carga extrema sobre esas estructuras, que puede provocar una lesión (Escamilla et al., 2009). El brazo sigue moviéndose en la dirección de la rotación interna, mientras que la extensión se produce en la articulación del codo y la posición de abducción horizontal cambia a un estado neutro cuando se suelta el balón (Lubiatowski et al., 2018). Tras la liberación del móvil, el brazo se abduce rápidamente en la articulación glenohumeral hasta 110° . Si esta abducción supera los 10° por debajo de los 80° o por encima de los 120° pueden provocar una posición inadecuada del brazo (Deisting et al., 2019).

8.2.5 Fase de Acompañamiento.

Se describe como una fase pasiva, la cual, consiste en la extensión de la pierna adelantada, la extensión y la aducción horizontal de la articulación glenohumeral, así como, la flexión de la articulación del codo (Van Den Tillaar & Ettema, 2004). La pierna que rota se desplaza hacia delante, hasta el lugar de contacto con el suelo de la pierna contraria. Permite al jugador adoptar una posición bien equilibrada y termina el movimiento de lanzamiento al mismo tiempo (Oliver et al., 2019). Con la aducción, la parte anterior y superior de la cápsula restringen el movimiento de la cabeza humeral posterior e inferior.

8.3 Rendimiento en el lanzamiento por encima del hombro.

Dada la importancia y complejidad del lanzamiento por encima del hombro en los diferentes deportes en los que está presente, la literatura ha intentado categorizar las variables más relevantes para determinar el éxito o el fracaso del lanzamiento (Gómez Navarrete, Solana, Gómez-Valadés Horrillo, & Murillo, 2011; Raeder, Fernandez-Fernandez, & Ferrauti, 2015), siendo las variables de precisión y velocidad de lanzamiento las más estudiadas, dado que a medida que estas se incrementen, mayor probabilidad tendrá el móvil lanzando de llegar a su destino (Rivilla-García, 2009).

8.3.1 Velocidad de lanzamiento.

Dentro de estas dos variables usadas para medir el lanzamiento por encima del hombro, la velocidad del hombro ha sido la más estudiada, debido tanto a su facilidad de medición, como a

que este elemento cobra especial relevancia conforme la distancia respecto del objetivo aumenta, es decir, es significativamente más importante en los lanzamientos de larga distancia que en el resto de lanzamientos (Rivilla, Martínez, Navarro, & Sampedro, 2011). En un contexto de competición, una mayor velocidad de lanzamiento supondrá una menor tiempo de reacción por parte de los jugadores contrarios, resultando en una mayor ventaja inicial para el lanzador (Parraga, Sanchez, & Sicilia, 2001)

Se puede afirmar que los lanzamientos que presentan las velocidades de lanzamiento más elevadas son los efectuados en apoyo con carrera previa, luego los lanzamientos en apoyo sin carrera previa y finalmente los ejecutados en salto (Souhail Hermassi, Chelly, Tabka, Shephard, & Chamari, 2011; Ortega-Becerra, Pareja-Blanco, Jiménez-Reyes, Cuadrado-Peñañiel, & González-Badillo, 2018). Está constatado que existe una diferencia de un 7% en la velocidad del balón a favor de los lanzamientos en apoyo con carrera previa respecto al lanzamiento en apoyo sin carrera previa y un 9% respecto al lanzamiento en salto (Mont et al., 1994). Para medir la velocidad de salida del balón se han usado múltiples instrumentos como por ejemplo un radar (Chirosa-Rios et al., 2020), con la ayuda de la cinematografía (Ettema et al., 2008), a través de células fotoeléctricas (Saeterbakken, Van den Tillaar, & Seiler, 2011), o bien con la ayuda de un láser (Bayios, Anastasopoulou, Siuodris, & Boudolos, 2001).

8.3.2 Precisión en el lanzamiento.

La precisión en el lanzamiento se define como la ausencia de errores en la dirección o de interceptación del móvil hasta llegar al objetivo seleccionado, por lo tanto, parece ser una

importante variable de rendimiento que a menudo se asocia con el éxito deportivo (Raeder et al., 2015). Tradicionalmente se ha considerado que la precisión del lanzamiento depende principalmente de las características antropométricas del lanzador (es decir, la anchura de la mano, la fuerza de agarre, el tamaño del cuerpo y las proporciones), la capacidad de equilibrio, las habilidades visuales y la coordinación neuromuscular y sincronización para generar un movimiento de lanzamiento preciso que permita superar los obstáculos específicos de cada deporte (Rivilla-García, Martínez, Grande, & Sampedro, 2012; Van den Tillaar & Ettema, 2003).

En ciertos contextos competitivos, la relación entre la velocidad de lanzamiento y precisión no pueden optimizarse simultáneamente; la relación se describe como el "Intercambio de velocidad-precisión" (Freeston, Adams, & Kieron, 2015). Algunos estudios han encontrado que la precisión se optimiza aproximadamente a un 75% de la velocidad máxima de lanzamiento en comparación con el 50% y el 100% de la misma (Freeston & Rooney, 2008). Esta relación no es universal, ya que las investigaciones sobre el tema han arrojado resultados contradictorios. Se ha observado un equilibrio entre la velocidad y la precisión en jugadores universitarios de béisbol (Escamilla et al., 2012), en jugadores de cricket de diferentes sexos, edades y niveles de habilidad (Freeston & Rooney, 2014), así como en jugadores de balonmano (Van den Tillaar et al., 2003)

8.4 Fuerza muscular.

La fuerza muscular se ha demostrado que es un elemento fundamental, no solo a nivel de rendimiento deportivo, sino también como un aspecto de suma importancia en la vida diaria y la salud de cualquier ser humano (Bull et al., 2020). De manera coloquial la fuerza muscular se ha

entendido como cuanto peso puedes mover de un sitio a otro o cuanto peso puedes levantar incluso cuantas repeticiones puedes realizar en un ejercicio con un peso predefinido. La realidad es que la definición científica de lo que es la fuerza muscular es un poco más complicada.

Además de la fuerza muscular como tal, hay diferentes factores relacionados que pueden afectar a cuanta fuerza puede desarrollar un cuerpo en un momento concreto o como de sano te encuentras para realizar actividades físicas cotidianas. Como pueden ser los aspectos que provee el American College of Sports Medicine (ACSM) (Ratamess et al., 2009).

- **Resistencia Muscular:** La habilidad de producir y mantener una fuerza muscular durante un periodo de tiempo determinado
- **Potencia Muscular:** La habilidad para generar la suficiente fuerza para desplazar un objeto en la menor cantidad de tiempo posible.

8.4.1 Concepto de la Fuerza Muscular.

La fuerza desde una perspectiva teórica, según la segunda ley de Newton, es toda causa capaz de modificar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo y viene determinado como el producto de la masa por la aceleración ($\vec{F} = m \cdot \vec{a}$). Teniendo esto en cuenta, la fuerza muscular sería la capacidad que tiene el aparato locomotor para producir aceleración o deformación en un cuerpo, mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento (López-Chicharro & Fernández, 2006).

Desde las ciencias del deporte, la definición de fuerza muscular ha ido modificándose y completándose a lo largo del tiempo, abarcando desde “la capacidad de desarrollar fuerza contra una resistencia inquebrantable en una sola contracción de duración ilimitada” (Atha, 1987), pasando por “la fuerza máxima que genera un músculo o grupo de músculos a una velocidad de movimiento específica” (Knuttgen & Kraemer, 1987) o “la capacidad de un músculo o grupo de músculos para ejercer tensión sobre el ambiente” (Bohannon, 1987) llegando a una definición más acertada desde un punto de vista de la fisiología del deporte como es “la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse o contraerse por el estímulo neuromuscular voluntario o involuntario” (Gonzalez-Badillo & Gorostiaga, 2002).

En el ser humano, el movimiento se produce a partir de los momentos de fuerza que generan los músculos al contraerse desplazando a los segmentos articulares (Serrien & Baeyens, 2018). Se denomina momento de fuerza al efecto de rotación de un objeto sobre un eje determinado, producido por la aplicación de fuerza al eje de rotación de dicho objeto. Este momento de fuerza o torque es el equivalente angular a la fuerza lineal. La eficacia de dicho desplazamiento dependerá en mayor o menor medida de dos factores principales, de la fuerza generada y de la distancia perpendicular desde el eje de rotación articular a la línea de aplicación de fuerza o brazo de palanca (Gutierrez-Davila, 2015).

8.4.2 Tipos de Contracción Muscular.

La contracción muscular ha sido definida por (Knuttgen & Kraemer, 1987), como el intento de una célula o tejido muscular de acortarse a lo largo del eje longitudinal de la propia célula cuando

esta recibe un impulso eléctrico y se activa. La relación existente entre la fuerza generada por esa activación muscular con las fuerzas externas, tales como la gravedad o los objetos específicos del deporte estudiado (jabalina, balón, raqueta, etc.) darán como resultado diferentes tipos de contracción que pueden clasificarse en (Lopez-Chicharro & Fernandez, 2006; Myers, Beam, & Fakhoury, 2017; Perez-Soriano & Llana-Belloch, 2014):

- Contracción Isométrica: Es la resultante de una contracción sin desplazamiento. Por lo tanto, no se producen ni acortamiento ni alargamiento muscular y la energía producida solo se transformaría en tensión sin trabajo mecánico.
- Contracción Isotónica: Se produce una tensión de manera constante en el músculo a medida que el músculo cambia de longitud. Dicha tensión producirá diferentes momentos de fuerza a lo largo del rango articular en función de la angulación en el brazo de palanca. Al ser el tipo más común de contracción en el ser humano, se suele dividir en contracción concéntrica y excéntrica. El primero tipo de contracción ocurre cuando el músculo desarrolla una tensión suficiente para superar la resistencia a la que se enfrenta provocando un acortamiento del músculo. El segundo tipo ocurre cuando el músculo sufre un alargamiento en su longitud, debido a que la tensión producida por el músculo no es suficiente para contrarrestar la resistencia.
- Contracción Isocinética: Se produce principalmente en aparatos que ofrecen una resistencia adaptada a la fuerza aplicada para mantener siempre la velocidad constante. Aunque en este tipo de contracción también existen las fases concéntrica y excéntrica, el

factor principal de esta, es que la velocidad de acortamiento (o alargamiento) del músculo se mantiene constante en la mayor parte del rango articular.

- Contracción Auxotónica: Se combinan los dos primeros tipos de contracción muscular (isotónicos e isométricos). Es decir, al iniciar la contracción muscular, se produce la contracción isotónica, para posteriormente producirse la contracción isométrica.

Si no tenemos en cuenta las condiciones biomecánicas en las que se produce la contracción muscular podemos usar la intensidad de la tensión generada, siendo esta dependiente de la activación neuronal que el sujeto realice (Arjunan, Kumar, & Naik, 2014; Komi, Linnamo, Silventoinen, & Sillanpaa, 2000):

- Contracción Máxima: Se produce una inervación simultánea de todas las unidades motoras de músculo. Dándose esta situación solo en situaciones de una excitación eléctrica tetanizante o de una carga excéntrica supramáxima.
- Contracción voluntaria Máxima: Es la mayor cantidad de tensión que el músculo o grupo muscular puede generar de manera voluntaria frente una carga determinada.
- Contracción voluntaria submáxima: Cualquier tensión generada por debajo del máximo posible para una carga determinada.

Independientemente de las condiciones mecánicas o de la activación producida por el sujeto, otros factores como el tipo de fibra muscular o la coordinación intermuscular pueden afectar a la resultante de fuerza o de velocidad para una contracción muscular o un gesto técnico determinado (Ye, Beck, & Wages, 2015). Si entendemos el movimiento humano como una acción global

imposible de aislar a un solo músculo, es importante señalar que la realización de un gesto depende tanto de la activación de los músculos agonistas, como de la relajación de los músculos antagonistas (Escamilla et al., 2009; Riley, Baudry, & Enoka, 2008). También se debe tener en cuenta el porcentaje de fibras que componen los músculos involucrados en un determinado movimiento, así como el potencial de acción necesario para la activación de las unidades motoras (Falk et al., 2009).

8.4.3 Entrenamiento de Fuerza.

El rendimiento deportivo depende en mayor o menor medida, de la estructura muscular de cada individuo, de la composición proteica y de la capacidad de reclutamiento muscular (Kawamori & Haff, 2004; Rodríguez-Rosell, Pareja-Blanco, Aagaard, & González-Badillo, 2017). El entrenamiento de fuerza es considerado un elemento fundamental en la mayoría de los deportes, ya que produce una mejora de rendimiento, así como una reducción considerable en la probabilidad de sufrir lesiones (Ratamess et al., 2009; Wernbom, Augustsson, & Thomeé, 2007). Estos efectos positivos, se pueden apreciar claramente en acciones deportivas como el esprint, los cambios de dirección, los saltos o los lanzamientos (Eraslan et al., 2020; Lloyd et al., 2016; Suchomel, Nimphius, & Stone, 2016). La modificación de las variables que configuran el entrenamiento de fuerza condicionará los estímulos inducidos y por lo tanto las adaptaciones conseguidas. Por esta razón surge la necesidad de estudiar la respuesta de diferentes configuraciones de la serie desde una amplia perspectiva, puesto que el sistema neuromuscular se adapta al estímulo al que se ve sometido con regularidad (Coffey & Hawley, 2007). Por lo tanto, las adaptaciones fisiológicas, mecánicas e, incluso, morfológica dependerán de la configuración de las series resultante al combinar las variables de volumen, intensidad, descanso, tipo y orden de

los estímulos, velocidad de ejecución, tiempo bajo tensión o el carácter del esfuerzo (Ahtiainen, Pakarinen, Alen, Kraemer, & Häkkinen, 2003; Burd et al., 2009; Gabbett, 2020).

Tradicionalmente, el dato que más se ha tenido en cuenta para evaluar o planificar los entrenamientos de fuerza ha sido la Repetición Máxima (RM). Este valor se entiende como la carga que un sujeto es capaz de desplazar una única vez, respetando en la medida de lo posible la técnica correcta para un ejercicio determinado (Dohoney, Chromiak, Lemire, Abadie, & Kovacs, 2002; Niewiadomski, Gąsiorowska, Cybulski, Laskowska, & Langfort, 2008). Tomando este valor como punto de referencia, se puede usar intensidades relativas en función del objetivo marcado y del grado de esfuerzo al que se quiera entrenar. Si bien este método es el más común debido a su fácil determinación presenta una serie de inconvenientes de difícil solución. El primero de ellos es que, para la obtención directa de este valor, se debe realizar una test incremental hasta conocer la carga que el sujeto solo pueda desplazar una vez (Pérez-Castilla et al., 2020). Este tipo de protocolos conlleva unos niveles de estrés muy alto para el que no todas las personas están preparadas, pudiendo suponer riesgo de lesión al comprometerse la técnica de ejecución. Además, debido a la exigencia de estas pruebas hace que solo los sujetos entrenados y familiarizados en el entrenamiento con cargas altas obtengan resultados reales, mientras que los sujetos sedentarios o poco entrenados obtienen valores subestimados de la RM debido a la fatiga tanto muscular como nerviosa que supone dicho test. Finalmente está demostrado que este valor puede variar no solo entre sesiones, sino también en una misma sesión debido a la motivación del sujeto (García-Ramos et al., 2018).

Para subsanar este tipo de limitaciones surgen diferentes fórmulas y tests submáximos que intenta estimar la RM con cargas submáximas y realizando repeticiones hasta el fallo, como por ejemplo la publicada por Matt Brzycki en 1993 (Brzycki, 1993) donde se tienen en cuenta tanto la carga submáxima (C), como el número de repeticiones realizadas hasta el fallo con la misma.

$$RM = C / (1,278 - (N * 0,0278))$$

Fórmula 1. Estimación indirecta de la RM propuesta por Brzycki.

Esta alternativa resuelve de las limitaciones con respecto al tiempo y al estrés generado sobre los atletas, pero sigue sin tener en cuenta el resto de los inconvenientes previamente explicados anteriormente en la obtención de la RM, como la propia motivación o la variabilidad individual. Por tanto los problemas de fiabilidad de usar la carga como método de control del entrenamiento (Nascimento et al., 2007).

Actualmente han surgido diferentes métodos para solventar esta necesidad de controlar el entrenamiento de fuerza de una manera más precisa y fiable. La velocidad de ejecución es una de las alternativas más estudiadas para este propósito, demostrando unos altos niveles de fiabilidad siempre y cuando la velocidad de ejecución sea máxima en las repeticiones realizadas (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010). A través de este tipo de mediciones y teniendo en cuenta el perfil de fuerza-velocidad del sujeto podremos tanto conocer la RM estimada, sin realizar pruebas que suponga una gran pérdida de tiempo o un estrés importante en el sujeto, como evaluar e individualizar las cargas en cada sesión en función de dichos resultados (García-Ramos et al., 2019; Morin & Samozino, 2016).

Sin embargo, basarnos simplemente en la intensidad o en la velocidad de ejecución como variables para realizar una planificación y control del entrenamiento de fuerza parece insuficiente si tenemos en cuenta que con la modificación de una de las múltiples variables que engloban una sesión de entrenamiento influenciará en qué medida y como se producen las adaptaciones en el sujeto (Tan, 1999). Aun teniendo en cuenta todos los axiomas que integran un programa deportivo como pueden ser la especificidad, la individualización, la sobrecarga, la progresión, etc. e intentando controlar todas las variables posibles el diseño de un entrenamiento adecuado para los objetivos del deportista, este propósito es una ardua tarea donde cualquier cambio puede suponer una mejora o un detrimento en el rendimiento deportivo pudiendo llegar en el peor de los casos a una lesión (Bird, Tarpenning, & Marino, 2005).

En este sentido, se han realizado múltiples estudios acerca de cómo afectan diferentes cargas relativas en las ganancias de fuerza o en la mejora del rendimiento (Dalziel, Neal, & Watts, 2002; Ramos-Veliz et al., 2015a). También se han realizado muchos estudios sobre el efecto del volumen o la frecuencia de las sesiones de entrenamientos a las adaptaciones obtenidas (Figueiredo, de Salles, & Trajano, 2018; Grgic et al., 2018; Schoenfeld et al., 2014). Incluso se han obtenido cierto consenso sobre los tiempo de descanso así como el orden de aparición de los ejercicios (Greig et al., 2020; Sabido, Hernandez-Davo, Botella, Jimenez-Leiva, & Fernandez-Fernandez, 2018). Pero no es hasta hace relativamente poco con la inclusión de la tecnología dentro de los gimnasios que podemos cambiar el paradigma isotónico predominante pudiendo estudiar de una manera objetiva y segura todas las formas en las que se pueden presentar una acción muscular (Dvir & Müller, 2019; Maroto-Izquierdo et al., 2020; Oliveira, Corvino, Caputo, Aagaard, & Denadai, 2016).

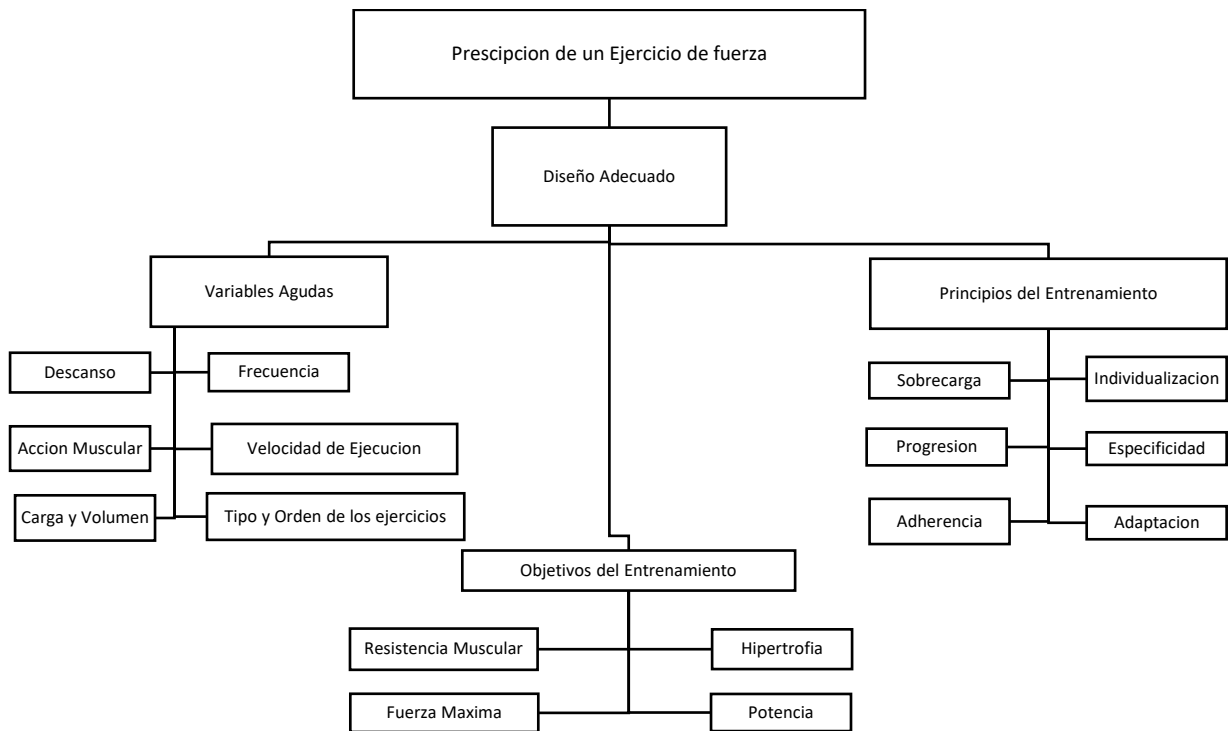


Figura 3. Variables a tener en cuenta a la hora de programar un entrenamiento de fuerza. Adaptado de

8.5 Factores que influyen en el rendimiento de la fuerza.

Entender los factores que determinan la producción de fuerza humana es de vital importancia para mejorar el rendimiento, dentro de esto comprender el mecanismo de contracción muscular es uno de los pilares básicos. Las acciones que desempeña un músculo son generalmente contraerse e inhibirse (Wernbom et al., 2007). Las fibras inervadas por una señal eléctrica se acortan debido a los puentes establecidos entre las proteínas actina y miosina (Huxley & Niedergerke, 1954). Esta acción da lugar a una tensión muscular que desencadena la aplicación de la fuerza tras la cual se produce una relajación de estos mismos puentes de actina y miosina que vuelven a separarse.

Teniendo esto como mecanismo base para la producción y aplicación de fuerza, esta se verá condicionada en gran medida por factores mecánicos, neuronales y psicológicos (Ahtiainen et al., 2003; Knuttgen & Kraemer, 1987). Dejando a un lado los factores psicológicos, que dependen de la mentalidad del deportista y los factores metabólicos y hormonales, que se ven comprometidos por el estado de fatiga, podemos asumir que los factores mecánicos y neurológicos son los más propensos a controlar por los preparadores físicos o entrenadores. La determinación de estos factores y en qué medida se administran pueden ser un elemento relevante para conseguir beneficios durante el entrenamiento o para entender diferentes procesos de fatiga y recuperación (Wackerhage et al., 2019)

8.5.1 Factores Mecánicos.

8.5.1.1 Sección Transversal del Musculo.

Se entiende por factores mecánicos aquellas características pertenecientes a la arquitectura muscular que influyen en la producción de fuerza. El área de sección transversal del músculo o Cross Sectional Area (CSA) es quizás, el factor más estudiado y determinante para la producción de fuerza. Normalmente esta variable es medida a través de ecografía, encontrándose entre este valor y la fuerza dinámica máxima una relación lineal (Herzog, 2017; Schoenfeld, Peterson, Ogborn, Contreras, & Sonmez, 2015). Esta teoría se apoya en que al producir una hipertrofia muscular supondrá un aumento del número de los puentes cruzados de actina y miosina generando una mayor producción de fuerza, al verse incrementando el número de sarcómeros (Campos et al., 2002; Douglas, Pearson, Ross, & McGuigan, 2017; Sale, 2004). Además, la

disposición en paralelo de las fibras optimiza la producción de fuerza por parte del músculo, siendo esta proporcional al número de sarcómeros en paralelo activados (Enoka, 2002; Riley et al., 2008).

El trabajo con cargas altas y repeticiones hasta el fallo, (Grgic, Schoenfeld, Orazem, & Sabol, 2021; Schoenfeld, Ogborn, Vigotsky, Franchi, & Krieger, 2017), volúmenes altos de repeticiones (Schoenfeld, Ogborn, & Krieger, 2017) y tiempo bajo tensión (TUT) elevado (Lacerda et al., 2016) ha sido el usado tradicionalmente para el aumento del CSA. Con el objetivo de aumentar el estrés metabólico, produciendo excesivo daño muscular para inducir un proceso de resíntesis proteica que desencadene el proceso de hipertrofia muscular (Schoenfeld & Grgic, 2018).

La CSA se puede ver afectada a través de diferentes procesos de entrenamiento, por el cese de la actividad deportiva, por un bajo aporte proteico en la dieta o por la edad (Melnyk, Rogers, & Hurley, 2009; Papa, Dong, & Hassan, 2017). A mismas condiciones de entrenamiento y alimentación, el cuerpo humano está preparado para que el pico de hipertrofia muscular vaya aumentando hasta estabilizarse normalmente alrededor de los 20 años. Si no se realiza entrenamiento de fuerza que mantenga las propiedades mecánicas de la musculatura, a partir de los 50 años es normal entrar en un proceso de sarcopenia, donde se irá perdiendo masa muscular, atrofiándose y reduciéndose el número de fibras y, por consiguiente, experimentando un decremento en los niveles de fuerza (Jerez-Mayorga et al., 2019)

8.5.1.2 Angulo de peneación.

Dependiendo de la disposición de las fibras musculares dentro del músculo podremos obtener una angulación, llamada en la literatura ángulo de peneación. Si las fibras musculares se disponen paralelas al eje longitudinal del músculo, nos encontramos ante un músculo fusiforme (p. ej. Bíceps), mientras que, si se conforman según un ángulo de inserción a la aponeurosis, estaremos hablando de músculos peniformes (p. ej. Deltoides). La producción de fuerza también es dependiente de este ángulo. Esto se debe ya que al tener más miofibrillas agrupadas en paralelo se tendrán una mayor cantidad de puentes de actina y miosina disponible para la contracción muscular. Mientras que, por el contrario, un ángulo de peneación más pequeño consigue mayor velocidad de contracción (Nasrabadi, Izanloo, Sharifnezhad, Hamedinia, & Hedayatpour, 2018). Durante una contracción muscular el ángulo de peneación se ve modificado, aumentando este ángulo en las fases más próximas a máximo acortamiento (Franchi, Reeves, & Narici, 2017).

Aunque el ángulo de peneación se ve modificado tras un entrenamiento de fuerza, la medida en la que este lo hace aún no está claramente determinada siendo difícil obtener unos resultados homogéneos hasta dentro del mismo músculo ya que dependerá del tipo de ejercicio realizado, el rango de movimiento en el que se realice, el tipo de contracción etc. (Lieber & Fridén, 2000). Se ha reportaron incrementos en el ángulo de peneación debido a un aumento del grosor de los fascículos como consecuencia del entrenamiento de fuerza con cargas altas (Franchi & Maffiuletti, 2019). Mientras que las mejoras en cuanto a la longitud del fascículo se relacionan con una mejora de la aplicación de fuerza, debido al aumento de la velocidad de contracción muscular (Nimphius, Mcguigan, & Newton, 2012).

8.5.1.3 Tipos de fibras.

Dependiendo del tipo de miosina presente en las células musculares y de la velocidad de acortamiento que estas tengan se puede clasificar en fibras de contracción lenta (I), intermedia (IIa) y rápida (IIb) (Van Wessel, De Haan, Van Der Laarse, & Jaspers, 2010). Su porcentaje y distribución en la musculatura humana van a estar determinadas principalmente por la genética de cada individuo, así como en un menor porcentaje por el entrenamiento realizado (Prue Cormie, Mcguigan, & Newton, 2011).

Las fibras lentas tienen un mayor número de mitocondrias y poseen una alta capacidad oxidativa por lo que se explica su predominancia en la musculatura de atletas de resistencia (entre un 60-70% de la cantidad de fibras totales) (Yan, Okutsu, Akhtar, & Lira, 2011). Por otro lado, las fibras tipo II o rápidas predominan en musculatura de deportistas que orientan su entrenamiento hacia manifestaciones de la fuerza más relacionadas con la potencia debido a que su principal sustrato energético es la fosfocreatina (Lopez-Chicharro & Fernandez, 2006). Dependiendo del estímulo al que se sometan las fibras musculares de cada musculo se podrá modificar el tipo de fibra dominante en la musculatura inervada. Se ha demostrado en diferentes estudios que si bien el porcentaje de fibras musculares de cada tipo viene determinado principalmente por la genética, se puede modificar mediante el entrenamiento al que se ha sometido a un deportista (Van Wessel et al., 2010). Si se realizan entrenamientos cercanos a la extenuación ya sea con ejercicios de fuerza o de resistencia se estimularán a las fibras musculares para adaptarse a ese volumen de entrenamiento, llevando a una predominancia de fibras lentas. Mientras que si sometemos al mismo sujeto en actividades donde predominen cargas elevadas donde la importancia este en una

velocidad de contracción alta se incentivara la activación de fibras tipo IIb (Campos et al., 2002; Cormie, McCauley, & McBride, 2007)

8.5.2 Factores Neurológicos.

8.5.2.1 Reclutamientos de unidades motoras.

Las unidades motoras se componen por una motoneurona alfa y las fibras musculares a las que esta inerva (Lopez-Chicharro & Fernandez, 2006). A mayor cantidad de fibras musculares activadas por una motoneurona, mayor producción de fuerza (Suchomel et al., 2016).

Dependiendo del tipo de actividad que se vaya a realizar se activaran un tipo de fibras musculares u otros o todos, cobrando especial relevancia en este punto el principio de tamaño propuesto por Henneman en el año (1957), consistente en que las fibras musculares respetan un orden jerárquico de contracción. De esta forma, el sistema neuromuscular dosifica el esfuerzo realizado para adaptarse a las demandas de los ejercicios a realizar. Esto consiste en que frente a una actividad donde se requiere de poca fuerza, se reclutarán primero las fibras musculares de tipo I (bajo umbral excitatorio) ya que estas serán los suficientemente efectivas para dicho estímulo. Conforme las demandas físicas vayan aumentando un mayor porcentaje de fibras tipo IIa y tipo IIb (mayor umbral excitatorio) se irán reclutando (Vandervoort, Sale, & Moroz, 1984). Este principio no siempre se cumple dado que para acciones que requieren una gran aplicación de fuerza en poco tiempo se requiere un reclutamiento de fibras tipo II y a medida que fuera apareciendo la fatiga, se reclutarían más fibras de tipo I para soportar la actividad en cuestión, a velocidades más lenta (Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, Sánchez-Medina, Gorostiaga, & González-Badillo, 2014).

8.5.2.2 Frecuencia de estímulo.

Se puede entender como frecuencia de estímulo a la velocidad a la que la motoneurona manda el potencial de acción para inervar a las fibras musculares (Suchomel et al., 2016). Conseguir un mayor potencial de acción no solo significará una mayor producción de fuerza total, sino también un menor tiempo hasta el máximo nivel de fuerza, llamado en la literatura “Rate Force Development” (RFD) (Cormie, McGuigan, & Newton, 2011). Este factor se puede desarrollar con ejercicios orientados a desarrollar la potencia muscular, como pueden ser las pliometrías o los levantamientos olímpicos (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson, & Dyhre-Poulsen, 2002; Kraemer et al., 2002). Con la aparición de la electromiografía y su progresiva mejora para hacerla más accesible a todos los públicos se puede estudiar la mejora en la activación y las adaptaciones neuronales producidas por los entrenamientos de fuerza (Balshaw, Massey, Maden-Wilkinson, Lanza, & Folland, 2019; Holtermann, Grönlund, Karlsson, & Roeleveld, 2009). Esta variable no es solo interesante para controlar la coordinación intra e intermuscular en un gesto técnico, sino que también nos permite conocer los efectos neuromusculares que producen diferentes estímulos en la activación muscular, estableciendo así este elemento como un factor a tener en cuenta para la aplicación de la fuerza en el rendimiento deportivo (Morin et al., 2015; Rossi et al., 2017).

8.6 Evaluación de la Fuerza Muscular.

La evaluación de cualquier variable es una actividad sistemática, continua e integral cuya finalidad es la de obtener una medida válida y fiable con la finalidad de mejorar dicha variable

(Kraiger, Ford, & Salas, 1993). La obtención de información permite realizar deducciones sobre el estado de estas variables en un momento concreto en el tiempo y así tomar decisiones fundamentadas en datos empíricos.

8.6.1 Test de Fuerza Máxima.

Se trata de evaluaciones que van a valorar la mayor expresión de fuerza del sistema neuromuscular ante una resistencia dada.

- **Test de fuerza máxima estática:** Consiste en realizar una activación muscular voluntaria máxima con una resistencia insalvable. Este valor es un buen indicador de fuerza máxima, pero no tiene que estar necesariamente relacionado con el rendimiento dinámico y parece no ser tan importante a medida que aumenta el rendimiento debido a las adaptaciones específicas en el alto rendimiento (Huerta-Ojeda et al., 2021). Una de las principales desventajas que presenta es que los valores de fuerza registrados son específicos del rango del movimiento en el que se produce la contracción. Puede realizarse con dinamómetros de cable, tensiómetros o máquinas de musculación no pudiéndose correlacionar con valores obtenidos en otras posiciones (Holtermann, Grönlund, Karlsson, & Roeleveld, 2008).
- **Test de fuerza dinámica máxima:** Como ya se ha comentado antes existen múltiples modos de realizar esta evaluación, en función de la metodología usada, siendo el más común de ellos el test incremental hasta llegar al 1RM con pesos libres (Brzycki, 1993). Y teniendo como alternativas a este diferentes métodos como la utilización de transductores lineales de velocidad, o dispositivos para la captura de imágenes para calcular el perfil de fuerza-

velocidad (Courel-Ibáñez et al., 2019), finalmente también se puede contar con la utilización de plataformas de fuerza para calcular esta variable.

8.6.2 Test de Potencia.

Con esta prueba se valora la capacidad del sistema neuromuscular para generar una alta velocidad de contracción ante una resistencia dada, también se denomina test de fuerza-velocidad. Normalmente se han propuesto realizar estos test de manera directa con dispositivos isocinéticos o plataformas de fuerza, y obteniendo los valores de la potencia muscular ($P = (N \cdot m) \cdot s^{-1}$) (Morin & Samozino, 2016). Debido al costo y la complejidad que implica la utilización de estos instrumentos se han desarrollado pruebas de predicción de potencia muscular más sencillas, tanto para miembros inferiores como superiores, como puede ser por el test W5” (Tous-Fajardo, 1999). Estas pueden aplicarse a una serie variada de ejercicios con pesos libres y cuentan con un sustento teórico sólido, aunque no se ha comprobado la concordancia de estas con las medidas directas.

8.6.3 Test de Fuerza Resistencia.

La resistencia muscular es la capacidad de los músculos para empujar, levantar o tirar de un peso determinado durante un periodo de tiempo. Por norma general, la resistencia muscular se mide en función del número de repeticiones que se pueden llevar a cabo. Esta evaluación también se puede realizar con múltiples objetivos, ya sea para ver la pérdida de velocidad en las ejecuciones hasta el fallo y así calcular el perfil de fuerza-velocidad (García-Ramos et al., 2019) o para medir la capacidad aguante de un grupo muscular ante la fatiga (Maddigan et al., 2014).

8.6.4 Test isocinéticos.

La dinamometría isocinética es considerada el “gold standard” para la medición de la fuerza muscular (Dvir & Keating, 2001), siendo usado tanto para evaluación de las mejoras en deportistas como para el seguimiento de pacientes en el campo de la medicina deportiva y la rehabilitación (Forthomme, Dvir, Crielaard, & Croisier, 2011). La principal ventaja de las evaluaciones isocinéticas frente a sus homólogos isotónicos, es que, en las segundas el sujeto no podrá mantener una contracción máxima constante, dado que tendrá una fase de inercia de la carga y una fase de frenado de la carga a la que está siendo sometido, mientras que en las evaluaciones isocinéticas al permanecer constante la velocidad e ir modificándose la carga se puede generar una tensión muscular máxima a lo largo de todo el rango de movimiento (Baltzopoulos & Brodie, 1989). A pesar de las ventajas expuestas podemos encontrar variación en los valores obtenidos por dos circunstancias: la variabilidad biológica, la cual no podemos controlar, y el error experimental, que describe los cambios debidos a la forma en que se ejecute la prueba. En el caso de los test isocinéticos el intentar evitar este error ha producido que este tipo de evaluación sea de mayor duración y alejados de los gestos técnicos deportivos (Dvir & Müller, 2019).

8.7 Dispositivos Isocinéticos.

Hislop y Perrine (1967) definieron el concepto de movimiento isocinético, describiendo a unos dispositivos que a través de un sistema hidráulico era capaz de medir los esfuerzos concéntricos e isométricos, adaptando la resistencia ofrecida al sujeto a tiempo real. Con la llegada de los años 80 la introducción de un motor eléctrico permitió no solo la valoración de las contracciones concéntricas e isométricas, también se pudo tener una evaluación directa de la fase excéntrica (Dvir & Müller, 2019). Debido a su registro del fuerza muscular durante todo el rango de

movimiento de un ejercicio y a su alta fiabilidad, actualmente estos dispositivos se usan tanto en la medicina deportiva como en el ámbito del rendimiento deportivo (Chamorro, de la Fuente, Rubio, Campos, & Chiroso, 2019; Evangelidis, Massey, Pain, & Folland, 2016; Malerba, Adam, Harris, & Krebs, 1993).

Con la evolución de la tecnología y la inclusión de los programas informáticos en el entrenamiento deportivo, estos dispositivos han ido ampliando la gama de posibilidades que ofrecen para la evaluación y entrenamiento músculos y se pueden dividir en dinamómetros isocinéticos angulares (AID), los cuales están diseñados para (Iossifidou & Baltzopoulos, 2000):

- Determinar las diferencias en la fuerza muscular debido a la lateralidad entre músculos homólogos.
- Evaluar las variaciones en las relaciones de fuerza (por ejemplo, músculos agonistas /antagonistas).
- Controlar los cambios en la producción de fuerza tras un periodo de tiempo.
- Comparar los valores de rendimiento individuales versus los valores de referencia establecidos.

Una de las principales limitaciones que han tenido los AID, es su escasa transferencia a los gestos cotidianos donde se requiere la fuerza que estamos evaluando debido a que este tipo de dispositivos requieren de una inmovilización de los otros segmentos corporales no evaluados para obtener medidas fiables (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Caruso, Brown, & Tufano, 2012). Por eso, en los últimos años han surgido los dinamómetros isocinéticos multiarticulares (MIDs), compuestos principalmente por un motor eléctrico acoplado a un transductor lineal que mueve

un rodillo deslizante con plataformas o manillas. Los MIDs en condiciones dinámicas permiten acciones concéntricas o excéntricas y pueden registrar todas las variables relacionadas con la fuerza muscular como pudieran ser: el rango de movimiento, la velocidad, la fuerza, el trabajo, etc. (Dvir & S. Muller, 2019). Estos MIDs ya se han utilizado en adultos mayores (Jerez-Mayorga et al., 2019) y en población atlética (Papadopoulos et al., 2014; Ratamess et al., 2016).



Figura 4. Dinamómetro electromecánico Funcional (FEMD) DynaSystem

8.7.1 Parámetros Isocinéticos.

8.7.1.1 Torque pico.

En todas estas investigaciones llevadas a cabo con dispositivos isocinéticos el valor más utilizado tanto para el rendimiento deportivo como para la medicina deportiva es el torque pico cuya unidad de medida en el Sistema Internacional son los Newton metros (N·m). Se define como el máximo momento de fuerza que una contracción muscular puede producir a través del rango de movimiento articular. La literatura científica ha usado este valor para múltiples objetivos como (Dvir, 2014):

- Estandarizar los valores de fuerza muscular de un ejercicio concreto en grupos poblaciones específicos como pueden ser: niños, adolescentes, adultos y adultos mayores saludables, hombres y mujeres; pacientes con una patología determinada, etc. o la misma población con diferentes metodologías de entrenamiento o nivel de experiencia deportiva.
- Comparar los valores obtenidos en la evaluación con valores de referencia recopilados en las evaluaciones iniciales o población diana.
- Evaluar la debilidad unilateral de un determinado grupo muscular o músculo debido a una lesión o enfermedad.
- Evaluar los desequilibrios musculares comparando el torque pico para las contracciones concéntricas - excéntricas o diferencias bilaterales.

8.7.1.2 Trabajo total y pico.

El trabajo muscular es definido como la fuerza aplicada multiplicada por la distancia a través de la cual se aplica ($W = F * m$). Tradicionalmente en los dispositivos isocinéticos angulares se define como el área bajo la curva del torque por el desplazamiento angular (tiempo). Cobrando relevancia

en estas evaluaciones tanto el trabajo total realizado en toda la serie o el trabajo máximo entendido como el trabajo realizado durante la mejor repetición (Edouard et al., 2011).

8.7.1.3 Potencia media y pico.

Se define potencia muscular como la tasa de producción de trabajo muscular por unidad de tiempo ($W = J / S$) (Kannus, 1994). En comparación con el torque, en esta variable a medida que vamos aumentando la velocidad de ejecución para un ejercicio isocinético la potencia aumenta (Osternig, 1986). Esto implica que la caída en los valores del torque conforme aumenta la velocidad no es suficiente para compensar la disminución del tiempo de movimiento obtener mayores medidas de potencia muscular (Pujol et al., 2017). La potencia pico (W) es la cantidad de trabajo realizado durante la mejor repetición de la prueba, dividido por el tiempo del movimiento.

Finalmente hay diferentes variables que pueden afectar a los resultados obtenidos en las mediciones isocinéticas:

- Tiempo de familiarización.
- Posición y nivel de estabilización del cuerpo o de los segmentos a evaluar.
- Velocidad de ejecución de los ejercicios.
- Fuerzas gravitacionales e inerciales durante los movimientos dinámicos del test.
- Calibración del dinamómetro.

8.7.2 Dispositivos Isocinéticos Multiarticulares.

Debido a la comercialización en los últimos años de nuevos dispositivos isocinéticos que rompen con el paradigma de los movimientos angulares Dvir y Muller (2019) se ha creado una nueva clasificación de los dispositivos isocinéticos. En esta nueva clasificación existe un subgrupo donde las velocidades son registradas de manera lineal y se pueden evaluar ejercicios donde se ven implicadas diferentes articulaciones o grupos musculares (MIDs).

Estos a su vez se subdividen en “Restringidos y “No restringidos” según el patrón de movimiento que realizan. Los dinamómetros lineales “restringidos” incluyen dinamómetros independientes o basados en AID donde la unidad que proporciona la interfaz mecánica con el cuerpo se mueve de manera angular. Mientras que los dispositivos isocinéticos lineales “sin restricciones”, proporcionan resistencia concéntrica o excéntrica a un movimiento libre, multiarticular de todo el cuerpo, utilizando un cable o una barra sin proporcionar estabilización proximal.



Figura 5. Clasificación de los dispositivos isocinéticos multiarticulares; AIDs = Dinamómetro isocinético angular.
Adaptado de Dvir (2019)

8.7.3 Dinamometría Electromecánica Funcional.

El concepto de dinamometría electromecánica funcional (DEMF) surge a raíz de la comercialización de los dispositivos isocinéticos sin restricciones previamente explicados y cuyo objetivo es controlar en el mayor grado posible el estímulo que genera una resistencia externa a través de la configuración de las variables de entrenamiento en dichos dispositivos. En los últimos años la utilización de los DEMF ha ido en aumento con el fin de cubrir la necesidad de evaluar y entrenar simultáneamente las diversas manifestaciones de la fuerza en un entorno natural controlado que asemeje lo máximo posible el gesto deportivo y/o de la vida diaria (Rodríguez-Perea, Jerez-Mayorga, García-Ramos, Martínez-García, & Chiroso Ríos, 2021).

Los DEMF permiten el control electrónico del movimiento, modulando el recorrido, la intensidad, la velocidad, la carga de trabajo y el tipo de contracción muscular. Como principal ventaja frente a los otros dispositivos isocinéticos multiarticulares es que posibilita la realización de ejercicios en múltiples planos y ángulos a través de un sistema haciendo posible replicar gestos específicos y controlar el movimiento de forma natural. A pesar de su reciente aparición en la literatura científica (Campos Jara, 2014), estos aparatos han evolucionado intentando hacer más accesible su uso. Recientemente se ha comercializado la última generación de estos dinamómetros (DynaSystem, Model Research, Granada, España) posibilitando la evaluación, análisis, y control tanto de un entrenamiento deportivo como de un proceso de rehabilitación a través de la fuerza muscular (Rodríguez-Perea et al., 2021). La validez y fiabilidad de este dispositivo se ha demostrado en diferentes articulaciones como el hombro (Martinez-Garcia et al., 2020), el tronco

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

(Rodríguez-Perea et al., 2019), la cadera (Cerdeira Vega et al., 2018) así como en diferentes grupos de población (Huerta-Ojeda et al., 2021; Jerez-Mayorga et al., 2019).

9 Objetivos Generales y Específicos

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

9.1 Objetivo General

- Determinar los efectos de diferentes metodologías de entrenamiento isocinético sobre la velocidad de salida del balón en el lanzamiento por encima del hombro.

Con el propósito de dar cumplimiento al objetivo general de la tesis esta se divide en cuatro estudios con sus respectivos objetivos específicos.

9.2 ESTUDIO I: Revisión Sistemática y metaanálisis del efecto del entrenamiento de fuerza sobre la velocidad de lanzamiento en los deportes con lanzamiento por encima del hombro.

9.2.1 Objetivos específicos:

- Determinar el nivel de evidencia existente entre el entrenamiento de fuerza en los deportes con el gesto técnico del lanzamiento por encima del hombro y la mejora en la velocidad de lanzamiento de este.
- Evaluar el uso de dispositivos isocinéticos y las metodologías empleadas en los entrenamientos de fuerza isocinéticos para la mejora del lanzamiento por encima del hombro.
- Analizar la posible existencia de diferencias inter-poblacionales tras un entrenamiento de fuerza en atletas cuyos deportes se usa el lanzamiento por encima del hombro.

9.3 ESTUDIO II: Fiabilidad de un test de fuerza isocinético en bipedestación de los rotadores de hombro usando un dinamómetro electromecánico funcional.

9.3.1 Objetivos Específicos:

- Determinar la fiabilidad absoluta y relativa de un test de fuerza isocinético de rotadores de hombro en bipedestación en adultos jóvenes.
- Comparar la fiabilidad absoluta y relativa de la fuerza media y pico en un test de fuerza isocinético de rotadores de hombro.
- Determinar si existen diferencias en la fiabilidad de un test de fuerza isocinético de rotadores de hombro en función de la velocidad de ejecución.

9.4 ESTUDIO III: Correlación entre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro y la fuerza o la velocidad máxima de la rotación interna de hombro.

9.4.1 Objetivos específicos:

- Comprobar la influencia de la fuerza máxima de la rotación interna de hombro en la velocidad de lanzamiento por encima del hombro.
- Investigar la relación entre la velocidad máxima de rotación interna de hombro y la velocidad de lanzamiento por encima del hombro.
- Predecir la velocidad de lanzamiento usando diferentes métodos de regresión múltiple.

9.5 ESTUDIO IV: Efecto de varios protocolos de pre-activación para la mejora del lanzamiento por encima del hombro en jugadoras de balonmano.

9.5.1 Objetivos Específicos:

- Determinar el efecto agudo de varios protocolos de pre-activación en la velocidad de lanzamiento por encima del hombro en jugadoras de balonmano.
- Comparar el efecto de diferentes tipos de contracciones (isométrico, isocinético y variable intra-repetición) en la mejora del rendimiento post-activación.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

10 Hipótesis

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

10.1 ESTUDIO I: Revisión Sistemática y metaanálisis del efecto del entrenamiento de fuerza sobre la velocidad de lanzamiento en los deportes con lanzamiento por encima del hombro.

Hipótesis

H1: La literatura científica dedicada a estudiar la relación entre el entrenamiento de fuerza sobre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro es amplia e indica una mejora de rendimiento para esta variable.

H2: El uso de dispositivos isocinéticos para la mejora de la fuerza muscular no está suficientemente estudiado y no existen unas recomendaciones generales sobre que metodología es más beneficiosa para obtener mejoras en la velocidad de lanzamiento por encima del hombro.

H3: Existen grupos de deportistas con unas características en las que el entrenamiento de fuerza será más efectivo a la hora de obtener mejoras en la velocidad de lanzamiento por encima del hombro.

10.2 ESTUDIO II: Fiabilidad de un test de fuerza isocinético en bipedestación de los rotadores de hombro usando un dinamómetro electromecánico funcional.

Hipótesis

H1: La postura de bipedestación tiene una muy buena o excelente fiabilidad absoluta y relativa para la evaluación de fuerza isocinética en los rotadores de hombro.

H2: La fuerza media presenta una mayor fiabilidad tanto absoluta como relativa en la evaluación isocinética de los rotadores de hombro comparado con fuerza pico.

H3: Las velocidades lentas son más fiables que las velocidades medias o rápidas para la evaluación de fuerza isocinética en rotadores de hombro.

10.3 ESTUDIO III: Correlación entre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro y la fuerza o la velocidad máxima de la rotación interna de hombro

Hipótesis:

H1: Los jugadores con una mayor fuerza de rotación interna de hombro tendrán una mayor velocidad de lanzamiento por encima del hombro.

H2: Los jugadores con una mayor velocidad máxima de rotación interna podrán generar una mayor velocidad de salida del balón en el lanzamiento por encima del hombro.

H3: Evaluando el estado de fuerza muscular del hombro en la rotación interna de hombro en jugadores de balonmano se podrá predecir la velocidad de lanzamiento por encima del hombro.

10.4 ESTUDIO IV: Efecto de varios protocolos de pre-activación para la mejora del lanzamiento por encima del hombro en jugadoras de balonmano.

Hipótesis

H1: La velocidad de lanzamiento por encima del hombro es una variable que se mejorará tras diferentes protocolos de pre-activación para la mejora del rendimiento en jugadoras de balonmano.

H2: Los protocolos isométricos e isocinéticos presentaran una mayor mejora de rendimiento en la velocidad de lanzamiento por encima del protocolo variable intra-repetición.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

11 Metodología de la investigación

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

11.1 ESTUDIO I: Revisión Sistemática y metaanálisis del efecto del entrenamiento de fuerza sobre la velocidad de lanzamiento en los deportes con lanzamiento por encima del hombro.

11.1.1 Aproximación a la pregunta de investigación

Se realizó una revisión sistemática el 10 de diciembre de 2020 para buscar e identificar toda la evidencia científica posible acerca de cómo afectaba un programa de entrenamiento de fuerza a la velocidad de lanzamiento en los deportes en los que existe el lanzamiento por encima del hombro. Para ello, se siguieron las directrices marcadas en “Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses” (PRISMA) y se reportaron los resultados de dicha búsqueda sistemática en el diagrama de flujo también indicado por PRISMA (Figura X).

11.1.2 Método

Se identificaron estudios experimentales con grupo control a través de la búsqueda sistemática en cinco bases de datos electrónicas: Colección Principal de Web of Science, SCOPUS, MedLine, PubMed, y SportDiscus. Previamente se había realizado una búsqueda preliminar donde se identificaron posibles palabras claves. En esta primera búsqueda se encontraron y tuvieron en cuenta las revisiones sistemáticas y metaanálisis previas sobre el tema para mejorar la estrategia de búsqueda posterior (Bragazzi et al., 2020; Eraslan et al., 2020; Myers et al., 2015; Szymanski, 2013; Van den Tillaar, 2004). Se identificaron tanto los términos Medical Subject Headings (MeSH) como las siguientes palabras clave: Resistance Training, Strength Train*, Resistance Conditioning, Weight* Train*, Athletic Performance, Throw* Performance, Throw* Velocity, Overhand Throw*, Overhead Throw*, Baseball, Volleyball, Racquet Sport, Tennis, Softball,

Handball, Cricket, Water polo, and Football. Dichos términos se combinaron con los operadores booleanos AND y OR. Así mismo, se revisaron las bibliografías tanto de los estudios finalmente incluidos como de las revisiones sistemáticas y metaanálisis previas para identificar posibles nuevos estudios. Si no se consiguió encontrar algún dato relevante para el estudio, se les pidió a los autores correspondiente vía e-mail.

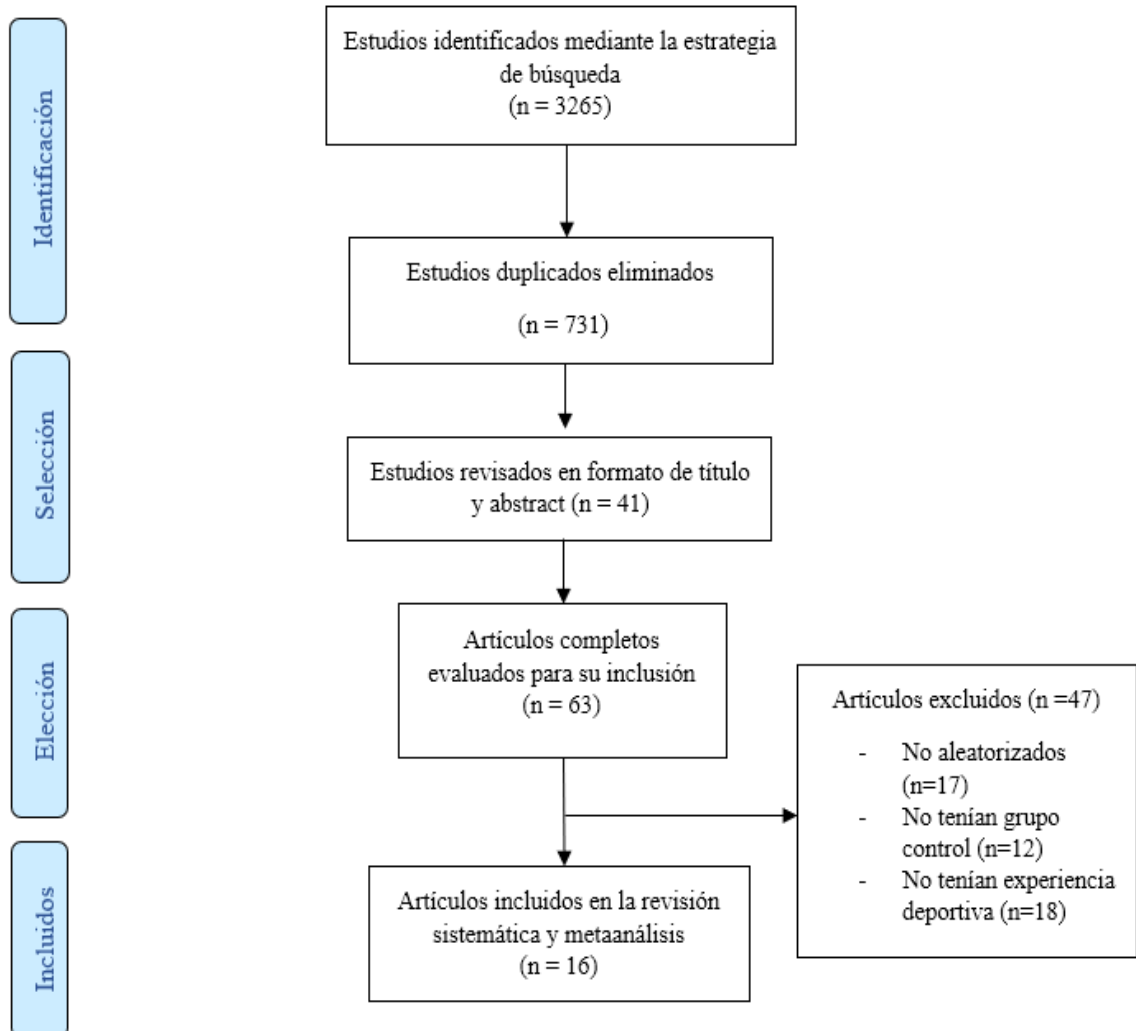


Figura 6. Flujograma de la búsqueda sistematizada.

La elegibilidad de los estudios fue medida teniendo en cuenta los siguientes criterios de inclusión:

A) Estudios experimentales con grupo control cuyos sujetos hubieran sido aleatorizados, ya sean randomized control trial (RCT) o randomly assigned trial (RAT) que usaron estratificación de la muestra por la variable de medida; B) Los sujetos debían de tener más de 2 años de experiencia en el deporte; C) Los sujetos debían de estar sanos y no haber sufrido lesiones en los 6 meses previos a la investigación; D) Se debía especificar detalladamente en el estudio la metodología del entrenamiento de fuerza a la que se había sometido a la muestra; E) La intervención debía de ser igual o mayor a 4 semanas; F) Se debían realizar mediciones de velocidad de lanzamiento del gesto técnico específico de cada deporte; y G) se debían proporcionar suficientes datos para calcular el tamaño del efecto (ES). Se identificaron los artículos que cumplieron los criterios de inclusión, y su versión de texto completo fue descargada para su procesamiento.

11.1.3 Análisis Estadístico

Todos los cálculos realizados en este estudio se llevaron a cabo mediante una hoja de cálculo de Excel (Microsoft, Redmond, WA, USA) donde se extrajeron los datos relevantes de cada artículo. Para los estudios que solo reportaban sus datos en graficas se usó el programa WebPlotDigitizer versión 4.4 para obtener las velocidades de lanzamiento. Se usó el programa estadístico Review Manager (RevMan) versión 5.3.5 para llevar a cabo los análisis estadísticos de este metaanálisis. Para controlar la heterogeneidad entre los estudios incluidos, lo cual significa si los resultados principales difieren mucho entre un estudio y otro, se tomó como referencia la Q de Cochran (Cochran, 1954). Además, también se obtuvo el valor de I^2 para comprobar si los resultados eran realmente heterogéneos, teniendo como límite una $I^2 > 50\%$ para esto.

Se calcularon las adaptaciones producidas tras un programa de entrenamiento individualmente para cada estudio, extrayendo y codificando los valores pre-post y sus desviaciones estándar (SD) para ambos grupos y la diferencia media estandarizada (SMD) se calculó de la misma manera. Los datos requeridos para estos cálculos fueron los siguientes: A) media y desviación estándar (pre y post intervención); B) la diferencia entre los valores pre y post intervención, así como los intervalos de confianza (CI) al 95%, o si estos no estaban disponibles los valores p, pre y post intervención para cada grupo. Si el valor p, solo se reportaba como una referencia para la significación estadística, se trató de una manera conservadora (p.e., $p < 0.05$ pasaría a ser $p = 0.049$, $p < 0.01$ pasaría a ser $p < 0.0099$, y p no significativa pasaría a ser $p = 0.05$).

El análisis de los ES fue llevado a cabo usando como referencia el modelo de estimación de efectos aleatorios (DerSimonian & Laird, 1986). Este tipo de análisis se realiza cuando se asume que los efectos de los estudios se sitúan de manera aleatoria con respecto a un valor central común. Los forest plot se generaron para la evaluación de los cambios en las velocidades de lanzamiento con sus respectivos intervalos de confianza al 95%. El peso específico de cada estudio frente a los resultados globales se calculó como los cuadrados inversos de sus respectivos errores estándar. Se consideraron los valores de ES de ≤ 0.2 , ≤ 0.5 , ≤ 0.8 , y ≥ 0.8 como insignificante, pequeño, moderado y grande respectivamente (Cohen, 1988).

11.2 ESTUDIO II: Fiabilidad de un test de fuerza isocinético en bipedestación de los rotadores de hombro usando un dinamómetro electromecánico funcional.

11.2.1 Participantes

Se reclutaron a 32 estudiantes de la Universidad Católica de la Santísima Concepción, Chile y aceptaron las condiciones de estudio voluntariamente (Edad: $21,46 \pm 2,1$ años, peso: $69,22 \pm 6,85$ kg, altura: $1,735 \pm 0,07$ m, Shoulder Pain and Disability Index (SPADI): 15.2 ± 3.8 e índice de masa corporal (IMC): 22.98 ± 1.607 kg/m²). Estos sujetos no tenían ninguna experiencia previa con dispositivos isocinéticos. Los criterios de inclusión para aceptar a los sujetos como participantes fueron: A) No tener ninguna lesión en el tren superior y dar una puntuación inferior al 20% en el cuestionario SPADI; B) No realizar ningún tipo de entrenamiento que incluyese al tren superior durante las 48h previas a las evaluaciones. Todos los participantes fueron informados de los objetivos, procedimientos y riesgos asociados a esta investigación y dieron su consentimiento informado para participar. El protocolo de evaluación del estudio fue evaluado y aceptado por el comité de bioética de la Universidad de Granada (nº 350/CEIH/2017) y se llevó a cabo conforme a la declaración de Helsinki.

11.2.2 Método

Se realizó un estudio de medidas repetidas para evaluar la fuerza muscular de los rotadores de hombro. Tras las dos sesiones iniciales de familiarización, los participantes asistieron al laboratorio dos días más para su evaluación. Estas evaluaciones se llevaron a cabo con una separación de al menos 48h. Todas las sesiones se llevaron a cabo sobre la misma hora del día (± 1 h) para cada

participante y con las mismas condiciones ambientales ($\sim 21^{\circ}\text{C}$ y $\sim 60\%$ humedad). Se aleatorizó previamente el orden de las diferentes velocidades en las que se realizaron las evaluaciones para cada sujeto.

Todas las evaluaciones de fuerza fueron llevadas a cabo con el DEMF (DynaSystem, Model Research, Granada, España) con una precisión para el medir el desplazamiento de tres milímetros, una sensibilidad para medir la carga de 100g, una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y un rango de velocidades entre $0,05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $2,80 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. El motor puede regular de manera precisa la velocidad lineal a través de unos 2000 W de potencia. La velocidad y el desplazamiento son registrados en un encoder de 2500ppr ajustado al rodillo de desplazamiento.

Para obtener el rango de movimiento de cada participante, se les colocó de pie, con el brazo dominante apoyado en un soporte de creación propia (FIGURA X). Este soporte se podía regular en función de la altura del sujeto con una variación de $\pm 1 \text{ cm}$. Se cinchó el humero a una distancia de $2/3$ entre el epicóndilo lateral y el acromio. La posición inicial se puede resumir en colocar la articulación glenohumeral en una aducción de 90° y en una flexión también de 90° en la articulación humero-cubital. Se usó un goniómetro (Gymna hoofdzetel, Bilzen, Belgium) para comprobar que tanto las posiciones iniciales como finales fueran las correctas. Midiendo entre cada una de dichas posiciones el desplazamiento lineal para registrar el rango de movimiento y mantenerlo estable a lo largo de todas las evaluaciones. Los puntos de referencia y el proceso de medición fue el siguiente:

- Para la articulación glenohumeral, el brazo fijo del goniómetro se situó en el acromio con el brazo en horizontal y el brazo móvil a lo largo del húmero con el epicóndilo lateral como punto de referencia.
- Para la articulación húmero-cubital, el brazo fijo del goniómetro se situó en el epicóndilo lateral con el brazo estable en horizontal y el brazo móvil a lo largo del antebrazo con la apófisis estiloides del cúbito como punto de referencia.
- Para medir el rango de movimiento, se midió durante las dos sesiones de familiarización. El brazo fijo del goniómetro se colocó en el olécranon con el brazo estable en posición vertical (RI) u horizontal (RE) y el brazo móvil a lo largo del antebrazo con la apófisis estiloides del cúbito como referencia hasta que el goniómetro está en un ángulo de 90º registrando esta distancia para mantenerlo estable a lo largo de las diferentes mediciones

Los participantes asistieron primero (en grupos de cuatro personas) a una sesión de familiarización con el DEMF donde realizaron los procedimientos que se iban a llevar a cabo en las evaluaciones. Dicha familiarización consistió en un calentamiento general con cinco minutos de trote suave (< 130 pulsaciones por minuto; controladas por un Polar M400), cinco minutos de movilidad articular y una serie de cinco repeticiones de flexión-extensión de hombro, cinco repeticiones de abducción y aducción de hombro, y cinco repeticiones de IR y ER en la posición de evaluación. Tras lo cual, se realizó una prueba del protocolo de evaluación.

Se les pidió a los participantes que descansaran previo a los días de evaluación y tras realizar el mismo calentamiento que en la sesión de familiarización. La prueba consistió en dos series de

cinco repeticiones máximas consecutivas de rotadores de hombro a una velocidad de $0,60 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $0,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, con el rango de movimiento previamente establecido y un descanso de tres minutos entre serie. Para el análisis de los resultados, se tomaron las tres mejores repeticiones de cada serie y se extrajo el valor de fuerza media de cada repetición, tanto para la fase concéntrica como para la fase excéntrica y con esto se calculó la fuerza dinámica media de cada participante en ambas velocidades. (Figura 2)



Figura 7. Datos mostrados por el DEMF.

11.2.3 Análisis Estadístico.

Los datos descriptivos se presentan como media \pm DE. Se comprobó la distribución normal de los datos con la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. La fiabilidad se evaluó mediante la prueba t para muestras emparejadas, además de obtener el ES, el coeficiente de variación (CV), la correlación intraclase (ICC) y sus intervalos de confianza al 95%. Para interpretar la magnitud del

ES se utilizó la siguiente escala (Cohen, 1988): insignificante ($<0,2$), pequeña ($0,2-0,5$), moderada ($0,5-0,8$) y grande ($\geq 0,8$). Para la interpretación de los valores de ICC se siguió la clasificación propuesta por Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, (2009), una escala cualitativa donde los valores por debajo de 0,1 se consideran de baja fiabilidad, 0,3 moderada, 0,5 alta, 0,7 muy alta, y los superiores a 0,9 extremadamente alta. La sensibilidad del protocolo de evaluación se estimó mediante el valor de cambio más pequeño detectable (SDC) derivado del SEM (Courel-Ibáñez et al., 2019). El nivel de concordancia entre los resultados obtenidos en el test-retest se evaluó mediante gráficos de Bland-Altman. El sesgo sistemático de la evaluación se controló mediante el cálculo de los límites de acuerdo con el 95% ($LoA = \text{sesgo} \pm 1,96 SD$). El error máximo de cada condición de evaluación (Max Error) con un intervalo de confianza al 95% se calculó a partir del gráfico Bland-Altman (Max Error) (Paalanne et al., 2009). Los análisis de fiabilidad se realizaron utilizando una hoja de cálculo personalizada (Hopkins et al., 2009), mientras que el paquete de software JASP (versión 0.9.1.0, <http://www.jasp-stats.org>) se utilizó para todos los demás análisis. Las figuras se diseñaron con GraphPad Prism 6.0 (GraphPad Software Inc., California, EE.UU.).



Figura 8. Sistema de sujeción para la estabilidad del hombro.

11.3 ESTUDIO III: Correlación entre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro y la fuerza o la velocidad máxima de la rotación interna de hombro.

11.3.1 Participantes

Se realizó un estudio transversal de medidas repetidas con 20 jugadores de balonmano de la categoría Primera Nacional de España (media \pm DE; edad: $19,28 \pm 2,55$ años, peso: $81,52 \pm 9,66$ kg, altura: 185 ± 6 cm, IMC: $23,74 \pm 1,69$) (Tabla 5), que participaron de forma voluntaria. Todos los participantes fueron informados sobre el diseño de la investigación, los objetivos y los riesgos asociados a la investigación antes de dar su consentimiento por escrito para participar. Los criterios de inclusión para los sujetos que aceptaron participar fueron los siguientes: (i) >10 años como jugadores federados en balonmano; (ii) no sufrir, ni haber sufrido ninguna lesión o dolor en

el hombro en los últimos 5 meses; (iii) no consumir suplementos o ayuda ergogénica durante la duración de las evaluaciones. Así mismo, se les pidió a los participantes que no hicieran ejercicio en las 48h previas a realizar las evaluaciones para evitar efectos de fatiga. El protocolo de estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universidad de Granada (n. 350 / CEIH / 2017), y se realizó de conformidad con la Declaración de Helsinki.

11.3.2 Método

Todas las evaluaciones de fuerza en la RI del hombro fueron llevadas a cabo con el DEMF (Dynasystem, Modelo Research, Granada, España) cuyas características mecánicas son de una precisión de tres milímetros para desplazamiento, una variación de 100 g al determinar una carga, una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz y un rango de velocidades entre $0,05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $2,80 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. También se usó un soporte de fabricación propia para la fijación del brazo evaluado en una posición de 90° de abducción en el hombro. La velocidad de lanzamiento se midió en un pabellón de balonmano con un radar portátil (Stalker sport 2, Applied Concepts Inc, EE. UU.) con una precisión de $0,1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, y un balón de balonmano reglamentario talla 3 (480 - 500 gr y 56 - 58 cm de circunferencia). Los datos antropométricos se midieron con una báscula BC-418 (Tanita Corporation, Japón), con un error de medición de 0,1 kg y tallímetro digital HM200D (Chader Electronic, Estados Unidos) con un error de medición de 0,1 cm.

El calentamiento consistió en un trote ligero durante 5 minutos seguido es estiramientos dinámicos y la realización de ejercicios específicos del deporte como pases o lanzamientos a velocidades submáximas, con una duración total de 10 minutos. Tras lo cual se les pidió a los

participantes que realizaran 8 lanzamientos en apoyo a portería a máxima velocidad desde la línea de 7 m, mientras que uno de los evaluadores se situó detrás de la portería con el radar configurado de acuerdo con las especificaciones del fabricante para medir la velocidad de lanzamiento. Entre cada lanzamiento realizado se dejó un descanso de 10" como mínimo.

Tras la evaluación de la velocidad de lanzamiento, se procedió a realizar un test incremental de la fuerza de RI de hombro con un incremento variable entre 1 y 5 kg por serie hasta llegar al 1RM, con descansos de 3 a 5 minutos entre serie. Se realizaron 3 repeticiones cuando la velocidad media de ejecución era mayor de $0.90 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, 2 repeticiones cuando la velocidad estaba entre $0.90 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $0.70 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, y una repetición cuando la velocidad era menor de $0.70 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. La posición inicial de los participantes para la prueba fue de pie, con el brazo de lanzamiento en 90° de abducción en el plano frontal, el codo flexionado a 90° en el plano sagital y el antebrazo en pronación. Se utilizó una plataforma estabilizadora de fabricación propia para apoyar y cinchar el brazo en dicha posición y obtener un gesto estable durante las evaluaciones. El cable que unía la muñeca de los participantes con el DEMF se colocó con una angulación de 45° con respecto del antebrazo de los participantes en la posición inicial. Se eligió esta posición porque se aproxima más al movimiento de lanzamiento (Bayios et al., 2001).

Una vez finalizado el test de carga incremental, se procedió al tratamiento de los datos para la obtención del perfil de fuerza-velocidad de RI de cada jugador, para ello se usaron tanto las velocidades medias, como las velocidades pico para cada una de las cargas desplazadas siguiendo los protocolos establecidos en estudios previos (García-Ramos, Jaric, Padial, & Feriche, 2016). Tras

la obtención de los perfiles de fuerza-velocidad individualizados, tanto con los datos de velocidad media o velocidad máxima, se calcularon las variables de F0 y V0 mediante la ecuación de la pendiente de la recta.

11.3.3 Análisis Estadístico

Se utilizó el paquete estadístico SPSS versión 22.0 para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) para los análisis estadísticos. Los datos descriptivos se presentan como media \pm DE. Se comprobó la distribución normal de los datos con la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Se realizó un análisis de correlación de Pearson y, el intervalo de confianza al 95% del mismo, para determinar si existían correlaciones entre las características de fuerza de RI del brazo dominante y la velocidad máxima y media de lanzamiento del balón). Para la interpretación de los valores de ICC se siguió la clasificación propuesta por (Hopkins et al., 2009), una escala cualitativa donde los valores por debajo de 0,1 se consideran de baja fiabilidad, 0,3 moderada, 0,5 alta, 0,7 muy alta, y los superiores a 0,9 extremadamente alta El nivel de significación se estableció en $\alpha = 0.05$.

11.4 ESTUDIO IV: Efecto de varios protocolos de pre-activación para la mejora del lanzamiento por encima del hombro en jugadoras de balonmano.

11.4.1 Participantes.

Se evaluó a 14 jugadoras españolas de División de Honor Plata de balonmano usando un diseño cruzado intrasujeto (edad: $21,2 \pm 2,7$ años, altura: $167,6 \pm 6,5$ cm, peso corporal: $70,3 \pm 9,5$ kg,

experiencia de juego: $10,9 \pm 3,5$ años). Las jugadoras fueron informadas sobre los procedimientos y los posibles riesgos asociados al experimento, dando su consentimiento por escrito para participar en el estudio. Se consideraron como criterios de inclusión para la participación en el estudio los siguientes factores: (i) las jugadoras no debían presentar ningún tipo de lesión musculoesquelética; (ii) tener como mínimo ocho años de experiencia en balonmano; (iii) no consumir suplementos o ayuda ergogénica durante la duración de las evaluaciones. Debido a que las evaluaciones se llevaron a cabo en periodo competitivo, los investigadores se pusieron de acuerdo con el cuerpo técnico de las jugadoras para que estas no realizaran ejercicio extenuante en las 48h previas a realizar las evaluaciones para evitar efectos de fatiga. El estudio fue aprobado por el Comité de Investigación Humana de la Universidad de Granada, España (Registro 454 / CEIH / 2017), de acuerdo con las normas éticas establecidas en la Declaración de Helsinki.

11.4.2 Método.

La primera toma de datos consistió en una evaluación inicial de la velocidad de lanzamiento, así como, de los datos antropométricos de las jugadoras. La velocidad de lanzamiento se midió en un pabellón de balonmano con un radar portátil (Stalker sport 2, Applied Concepts Inc, EE. UU.) con una precisión de $0,1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, y un balón de balonmano reglamentario talla 2 (circunferencia de 54-56 cm y un peso de 325-400 g). Se les pidió a las jugadoras que realizaran tres lanzamientos de pie a máxima velocidad desde la línea de 7 metros (Chirosa-Rios et al., 2020), para los análisis posteriores se consideró la media de los tres lanzamientos. Los datos antropométricos se midieron con una báscula BC-418 (Tanita Corporation, Japón), con un error de medición de 0,1 kg y tallímetro digital HM200D (Chader Electronic, Estados Unidos) con un error de medición de 0,1 cm.

La duración del protocolo experimental se realizó a lo largo de una semana. Previo a cada una de las sesiones de evaluación las jugadoras realizaron un calentamiento consistente en un trote de cinco minutos, seguido de cinco minutos de ejercicios de movilidad del hombro generales y específicos (movimientos balísticos y el gesto de lanzamiento por encima de la cabeza). La evaluación inicial se realizó el lunes previo al entrenamiento normal del equipo de balonmano, tras lo cual se realizó una recuperación de 48 horas. El segundo día de las evaluaciones se procedió a la realización de una de las dos condiciones de pre-activación el 50% de la muestra ($n = 7$) realizó la condición experimental de VIR-R, mientras que el otro 50% de la muestra ($n = 7$) realizó la condición experimental de isométrica (ISO), seguido de otra recuperación de 48 horas. El día 3 de la intervención, cada grupo realizó la pre-activación con el método contrario (Figura 1).

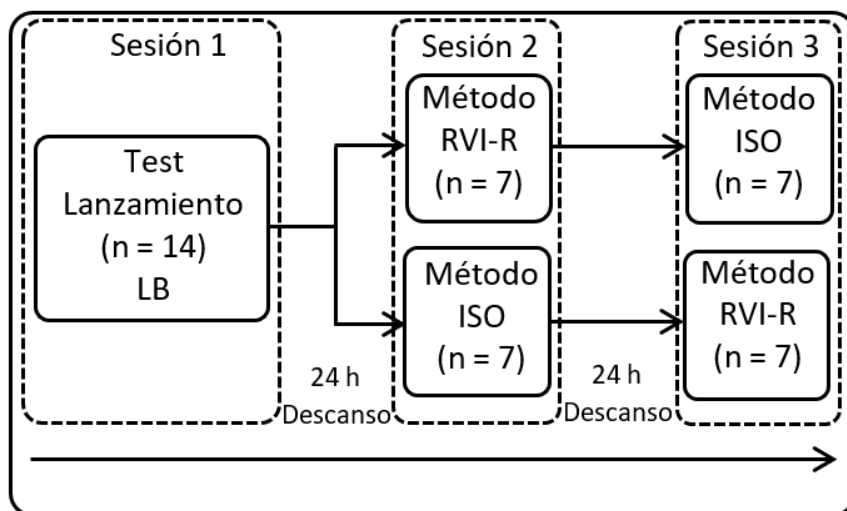


Figura 9. Diseño experimental de los protocolos de pre-activación con RVI-R e ISO. RVI-R: resistencia variable intra-repetición; ISO: isometría; LB: Línea Base; Vb: Velocidad del balón.

La condición experimental de VIR-R consistió en una serie de cinco repeticiones a una velocidad inicial de 0,6 m-s⁻¹ y una velocidad final de 0,9 m-s⁻¹ en un "press banca unilateral" con el brazo dominante en bipedestación, utilizando el Dinamómetro Electromecánico Funcional DynaSystem, Symotech, Granada (fuerza: 0,5-2000 N, velocidad: 0,005-2,00 m-s⁻¹ y distancia: 0,03-500 cm). La posición de inicial consistió en adelantar el pie contrario al brazo de lanzamiento, con dicho brazo en una abducción de hombro de 90° y una flexión del codo de 90° y una rotación interna del brazo de otros 90°. El rango de movimiento fue individualizado y medido antes de realizar el set en la posición inicial de 90° respecto al antebrazo hasta la extensión completa del codo (Figura 2A). Tras la activación previa, los participantes realizaron inmediatamente (min 0) una serie de tres lanzamientos a máxima velocidad. Esta serie de tres lanzamientos se repitió tres veces a lo largo del tiempo 1 (min 1), 2 (min 2) y 10 (min 10) minuto de recuperación (Miyamoto, Kanehisa, Fukunaga, & Kawakami, 2011).

La condición experimental de isometría (ISO) consistió en la realización de una serie de cinco segundos de contracción isométrica máxima voluntaria en un "press banca unilateral" con el brazo dominante en bipedestación, utilizando el DEMF. La posición de partida fue idéntica a la posición inicial de la condición de VIR-R (Figura 2B). Al igual que en el método VIR-R, tras la pre-activación. Al igual que en la otra condición de pre-activación las participantes realizaron inmediatamente (min 0) una serie de tres lanzamientos a la máxima velocidad seguido de otras tres series de lanzamientos en el 1 (min 1), 2 (min 2) y 10 (min 10) minuto de recuperación (Miyamoto et al., 2011).

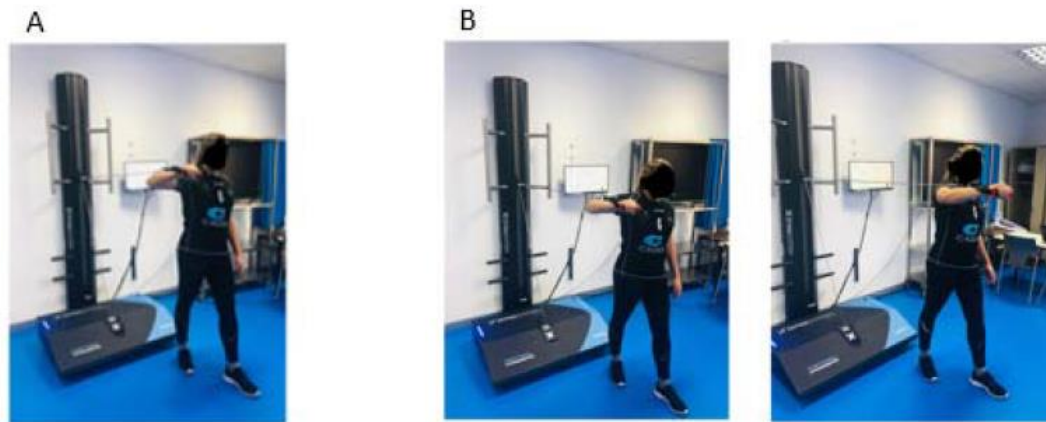


Figura 10. (A) Posición del ejercicio Isométrico. B) Ejercicio con Variabilidad Intra-Repetición (a. Posición inicial; b. Posición final)

11.4.3 Análisis Estadístico

Los valores medios de las velocidades de lanzamiento de la evaluación inicial, así como las mediciones realizadas en ambos métodos de pre-activación se sometieron a la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Se utilizó un ANOVA de medidas repetidas para examinar el efecto de la pre-activación con los métodos VIR-R e ISO. Para este análisis, se utilizaron la evaluación inicial (LB), el min 0, el 1, el 2 y el 10 minuto de ambos métodos. El tamaño del efecto (ES) para ambos casos se calculó mediante la prueba Eta Cuadrado Parcial. Las respuestas individuales para ambos métodos de pre-activación se analizaron mediante los valores medios, las desviaciones estándar (DE), los deltas y los porcentajes de variación entre la línea de base y los diferentes conjuntos de lanzamientos. Para la tabulación y el análisis de los datos se utilizó el software estadístico SPSS versión 19®. Para todas las comparaciones se aceptó un valor de significación $p \leq 0,05$.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

12 Resultados

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

12.1 ESTUDIO I: Revisión Sistemática y metaanálisis del efecto del entrenamiento de fuerza sobre la velocidad de lanzamiento en los deportes con lanzamiento por encima del hombro.

El diagrama de flujo presentado en la sección de metodología (REVISAR FIGURA), describe la selección de los artículos desde “potencialmente relevantes” a “finalmente incluidos”.

Durante la búsqueda se recopilieron un total de 3265 estudios. De esta búsqueda inicial, tras ser filtrados por título y abstract, se descargaron 63 full-text de estudios que parecían cumplir las condiciones para su inclusión en el tratamiento estadístico de este metaanálisis. Se rechazaron 47 estudios para su inclusión en los análisis posteriores debidos a que no cumplían uno o varios criterios de inclusión. Finalmente un total de 16 estudios con 424 sujetos cumplieron dichos criterios de inclusión (Aloui et al., 2019; Behringer, Neuerburg, Matthews, & Mester, 2013; M. S. Chelly, Hermassi, Aouadi, & Shephard, 2014; Souhail Hermassi, Chelly, et al., 2019; Souhail Hermassi, Chelly, Fathloun, & Shephard, 2010; Souhail Hermassi et al., 2011; Souhail Hermassi, Ingebrigtsen, et al., 2019; Hoff & Almasbakk, 1995; Palmer et al., 2015; Raeder et al., 2015; Ramos-Veliz et al., 2014, 2015b). De los 16 estudios se clasificó la muestra por su edad y su sexo, concluyendo que 10 estudios tenían una muestra masculina, 5 estudios tenían una muestra femenina, y 1 estudio tenía una muestra mixta de hombre y mujeres. Con respecto a la edad, 13 estudios contaban con una muestra mayor de edad y 3 de ellos contaban con una muestra adolescente.

Table 1. Características de la muestra de los estudios incluidos

Estudio	Muestra (n)	Sexo	Edad (años)	Exp
Aloui et al., 2019	N=30 EG=15 CG=15	M	18,7 ± 0,8	
Behringer et al., 2013	N=33 EG1=13 EG2=10 CG=10	M	15,03 ± 1,64	
Chelly et al., 2014	N=23 EG=12 CG=11	M	17,2 ± 0,4	
Ettema et al., 2008	N=13 EG=7 CG=6	F	18,1 ± 2,1	
Hermassi et al., 2010	N=26 EG1=9 EG2=9 CG=8	M	20 ± 0,6	
Hermassi et al., 2011	N=24 EG=12 CG=12	M	21 ± 1,9	
Hermassi et al., 2015	N=34 EG1= 12 EG2= 12 CG= 10	M	18,4 ± 0,5	
Hermassi, et al., 2019.1	N=22 EG=11 CG=11	M	20,7 ± 0,5	
Hermassi, et al., 2019.2	N=20 EG=10 CG=10	M	21,2 ± 0,7	
Hoff et al., 1995	N=11 EG=6 CG=5	F	EG=19,8 ± 2,0 CG=19,6 ± 2,0	
Kuhn et al., 2019	N=20 EG=10 CG=10	F	23,4 ± 4,4	
Palmer et al., 2015	N=46 EG=25 CG=21	M/F	20,0 ± 1,3	
Raeder et al., 2015	N=28 EG=15 CG=13	F	20,8 ± 3,3	
Ramos Veliz et al., 2014	N=27 EG=16 CG=11	M	20,43 ± 5,09	
Ramos Veliz et al., 2015	N=21 EG=11 CG=10	F	26,4 ± 4,3	
Sabido et al., 2016	N=28 EG1=12 EG2=11 CG=5	M	EG1=17,4 ± 0,5 EG2=17,1 ± 0,6 CG=17,0±0,6	

EG, Grupo Experimental; CG, Grupo Control; M, masculino; F, femenino; “-“, no reportado.

El rango de edad de las muestras varió mucho entre los estudios que conformaban esta revisión. Tres investigaciones utilizaron una muestra compuesta por adolescentes (14-18 años), mientras que, 13 estudios utilizaron adultos (≥ 18 años). Por otro lado, aunque uno de los criterios de inclusión fue el de tener más de cinco años de experiencia de juego y fue especificada en todos ellos, solo en 6 investigaciones se tuvo en cuenta la variable de experiencia en entrenamiento de fuerza para la inclusión de la muestra, mientras que, en el resto, los sujetos tenían una experiencia mínima o nula. La duración de los programas osciló entre 4 y 18 semanas, siendo la duración más frecuente del programa de 6-8 semanas con 2-3 sesiones por semana. En cuanto a las sesiones de entrenamiento, la duración de cada sesión sólo se especificó en 12 artículos; en estos, osciló entre 20 y 120 minutos. Por último, 9 estudios se realizaron en un periodo de competición o de descanso (fuera de temporada), mientras que en el resto no se especificó el momento de la temporada en la que se encontraban los jugadores.

Se utilizaron gráficos de Galbraith para identificar cualquier posible valor atípico. El examen del gráfico de Galbraith no reveló ningún estudio influyente (figura 2). La forma del funnel plot no reveló ninguna evidencia de asimetría en los resultados de los estudios incluidos (Figura 3)

Para identificar sesgos debido a la heterogeneidad o en la búsqueda realizada se utilizaron los funnel plot (Figura 2). Tras el análisis de estos gráficos no se detectaron sesgo de publicación ni heterogeneidad. Los funnel plot revelan que la mayoría de los puntos de datos dentro del gráfico están dentro del embudo, lo que indica que no existe sesgo ni heterogeneidad entre los estudios.

Si existiera un sesgo, los puntos de datos se congregarían fuera del embudo inverso, lo que denotaría asimetría y sesgo por estudios no publicados o inaccesibles.

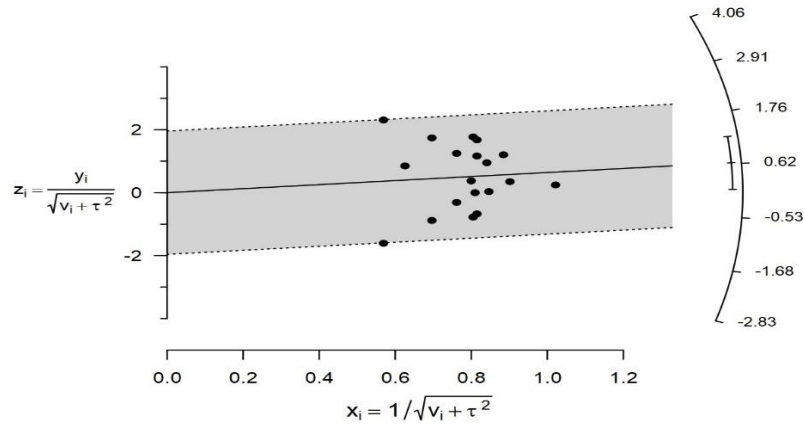


Figura 11. Galbraith plot para estimar el sesgo de publicación en los estudios seleccionados.

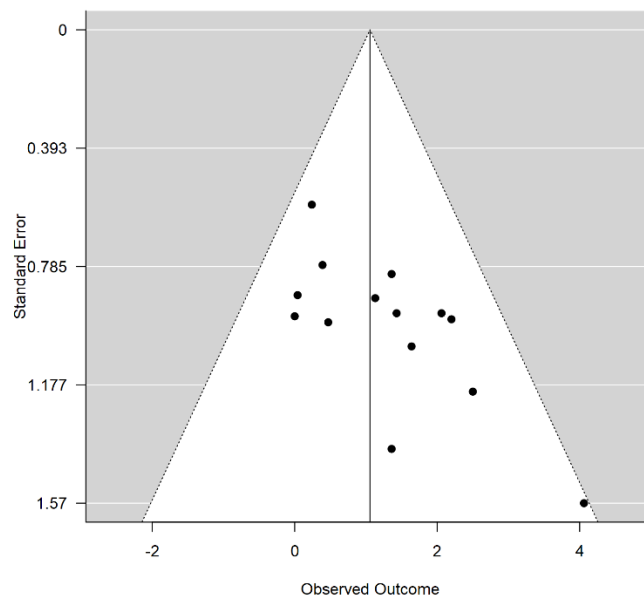


Figura 12. Funnel plot para comprobar si existen asimetrías en los resultados de los estudios seleccionados.

Las diferencias de fuerza entre grupos se evaluaron mediante el análisis estadístico del tamaño del efecto y la realización de un forest plots teniendo en cuenta todos los estudios incluidos. Tras lo cual se pasó a la creación de diferentes subgrupos para un análisis más pormenorizado. Los sujetos masculinos y femeninos se combinaron diferentes subgrupos, así como los adolescentes y los adultos. Para concluir, los sujetos se separaron en diferentes subgrupos por sexo y edad. Debido a la heterogeneidad potencial, se incorporó un modelo de efectos aleatorios con I^2 utilizado para evaluar las medidas de velocidad de lanzamiento. El forest plot de la figura 4 muestra los resultados globales obtenidos para este parámetro. Este forest plot contiene la DME y los correspondientes IC para el aumento de la velocidad de lanzamiento, así como la prueba de efecto global y el análisis de heterogeneidad. La media estimada de ES para la velocidad de lanzamiento de los 20 grupos de tratamiento de los 16 estudios (Tabla 1). Se detectó una heterogeneidad significativa en los 16 estudios incluidos en el metaanálisis ($I^2 = 78\%$). Cuando se aplicó un análisis de efectos aleatorios se observó un gran efecto de lanzamiento (ES 1.10; 95% CI 0.64 - 1.57; $p < 0.00001$).

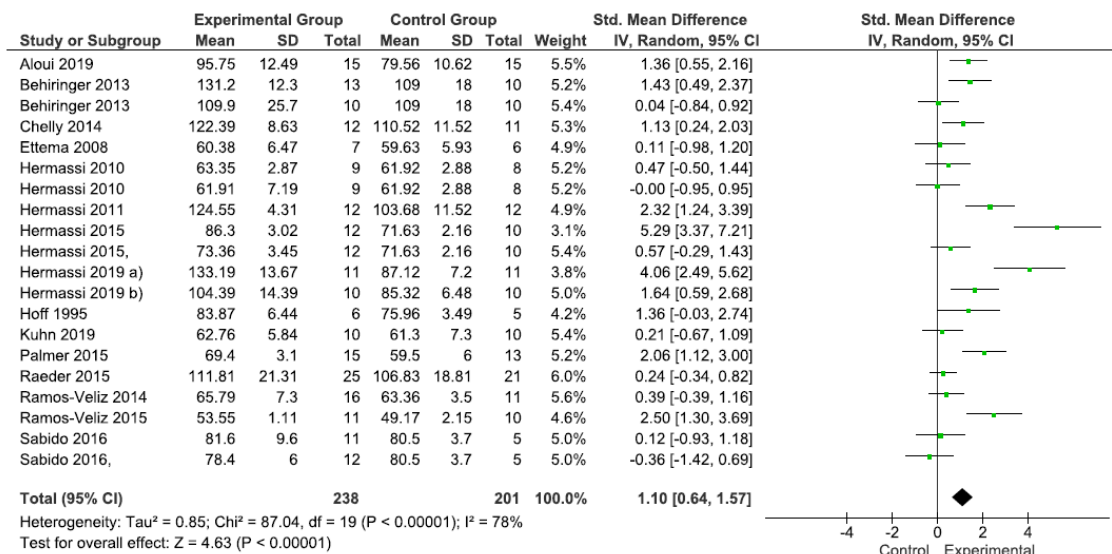


Figura 13. Forest plot donde se muestran los tamaños del efecto estandarizados de todos los estudios incluidos.

Los resultados de la velocidad de lanzamiento en función del sexo se muestran en el forest plot de la Figura 5. El forest plot contiene la diferencia media estandarizada (DME) y los correspondientes IC para la ganancia de velocidad de lanzamiento, así como la prueba de efecto global y el análisis de heterogeneidad en total y separados por género. La media combinada de la ES estimada de la velocidad de lanzamiento (Tabla 1) comprendía 14 grupos experimentales masculinos de 10 estudios y 5 grupos femeninos de 5 estudios. Se detectó una heterogeneidad significativa en los subgrupos de hombres ($I^2 = 78\%$) también se encontró una heterogeneidad significativa para el subgrupo de mujeres ($I^2 = 77\%$). Cuando se aplicó un análisis de efectos aleatorios, se observó un gran efecto en ambos subgrupos para los resultados de velocidad de lanzamiento. Para los hombres los resultados obtenidos fueron (ES 1,12; IC 95% 0,55 - 1,68; $p < 0,001$), mientras que se observó casi el mismo ES para las mujeres (ES 1,22; IC 95% 0,25 - 2,20; $p < 0,001$).

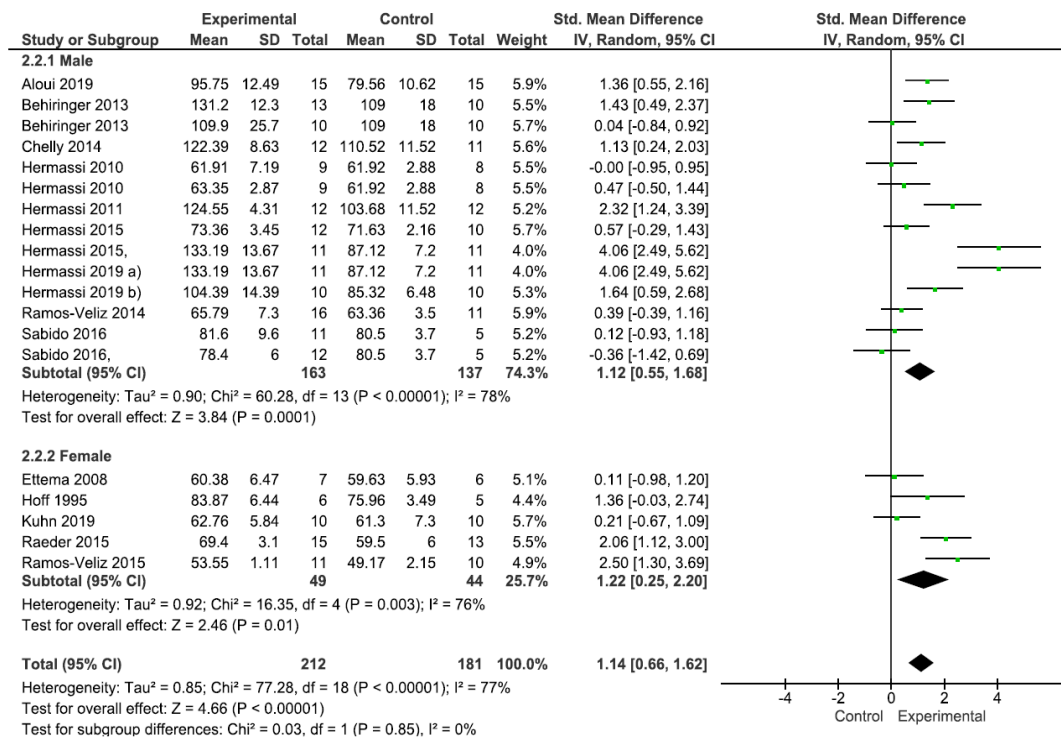


Figura 14. Forest plot donde se muestran los tamaños del efecto estandarizados de todos los estudios incluidos separados por sexo.

Los resultados de la velocidad de lanzamiento en función de la edad se muestran en el forest plot de la figura 6. El forest plot contiene la DME y los correspondientes IC para el aumento de la velocidad de lanzamiento, así como la prueba de efecto global total y por edad y el análisis de heterogeneidad (Figura 6). Las estimaciones medias agrupadas de los ES de la velocidad de lanzamiento (Tabla 1) comprendieron 5 grupos de tratamiento de adolescentes de 3 estudios y 13 grupos de tratamiento de adultos de 15 estudios. Se detectó una heterogeneidad moderada para los adolescentes ($I^2 = 59\%$) y una heterogeneidad significativa para los adultos ($I^2 = 78\%$) en el metaanálisis. Cuando se aplicó un análisis de efectos aleatorios, se observó un gran efecto en ambos subgrupos. En el subgrupo de adolescentes (ES 0,49; IC 95% -0,18 - 1,17; $p = 0,04$), y se observó un efecto mayor en los sujetos adultos para los resultados de velocidad de lanzamiento (ES 1,34; IC 95% 0,64 - 1,92; $p < 0,00001$).

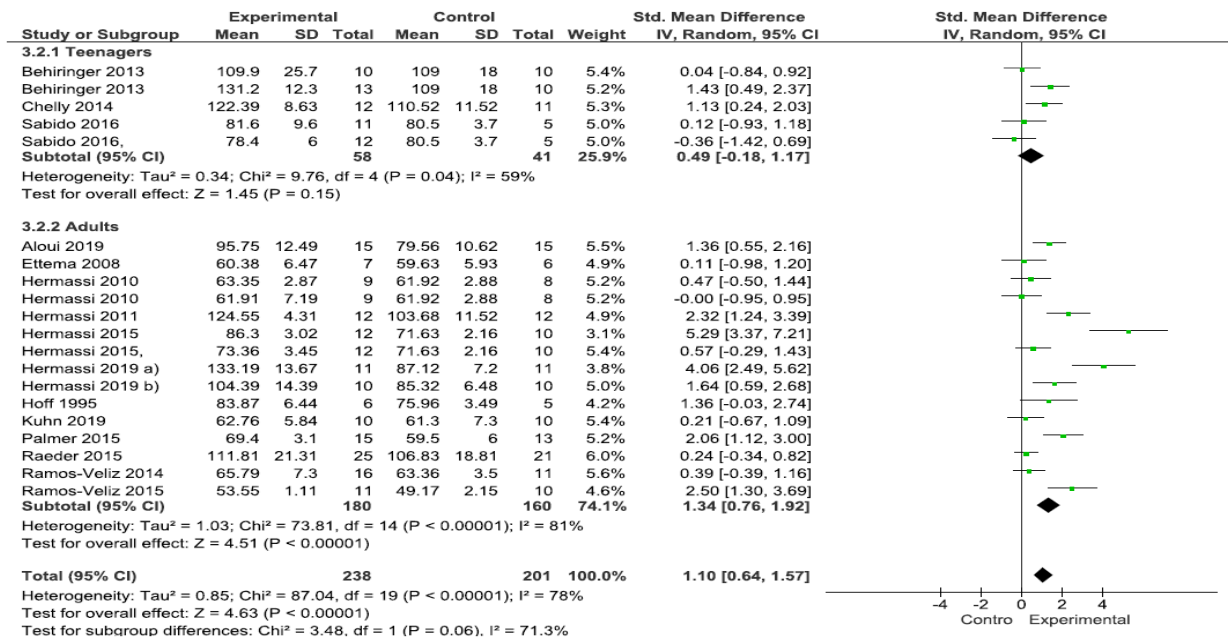


Figura 15. Forest plot donde se muestran los tamaños del efecto estandarizados de todos los estudios incluidos separados por edad.

Los resultados de la velocidad de lanzamiento en función de la edad y el sexo se muestran en el forest plot de la figura 7. El forest plot contiene la DME y los correspondientes IC para el aumento de la velocidad de lanzamiento, así como la prueba de efecto global y el análisis de heterogeneidad en total y separados por sexo y edad. Los resultados obtenidos con respecto a la velocidad de lanzamiento (Tabla 1) comprenden a 5 grupos experimentales de adolescentes masculinos de 3 estudios, 9 grupos experimentales de adultos masculinos en 7 estudios, y 5 grupos experimentales de adultos femeninos de 5 estudios. Se detectó una heterogeneidad moderada en los sujetos menores de edad masculinos ($I^2 = 59\%$), una heterogeneidad significativa para los adultos masculinos ($I^2 = 84\%$) y una heterogeneidad significativa para los adultos femeninos ($I^2 = 77\%$). Cuando se aplicó un análisis de efectos aleatorios, se observó un efecto moderado en los sujetos adolescentes masculinos para los resultados de la velocidad de lanzamiento (ES 0,49; IC del 95%: -0,18 - 1,17; $p = 0,04$), se observó un gran efecto en los sujetos adultos masculinos para los resultados de la velocidad de lanzamiento (ES 1,59; IC del 95%: 0,74 - 2,44; $p = 0,001$), y se observó un gran efecto en los sujetos adultos femeninos para los resultados de la velocidad de lanzamiento (ES 1,22; IC del 95%: 0,25 - 2,20; $p < 0,00001$).

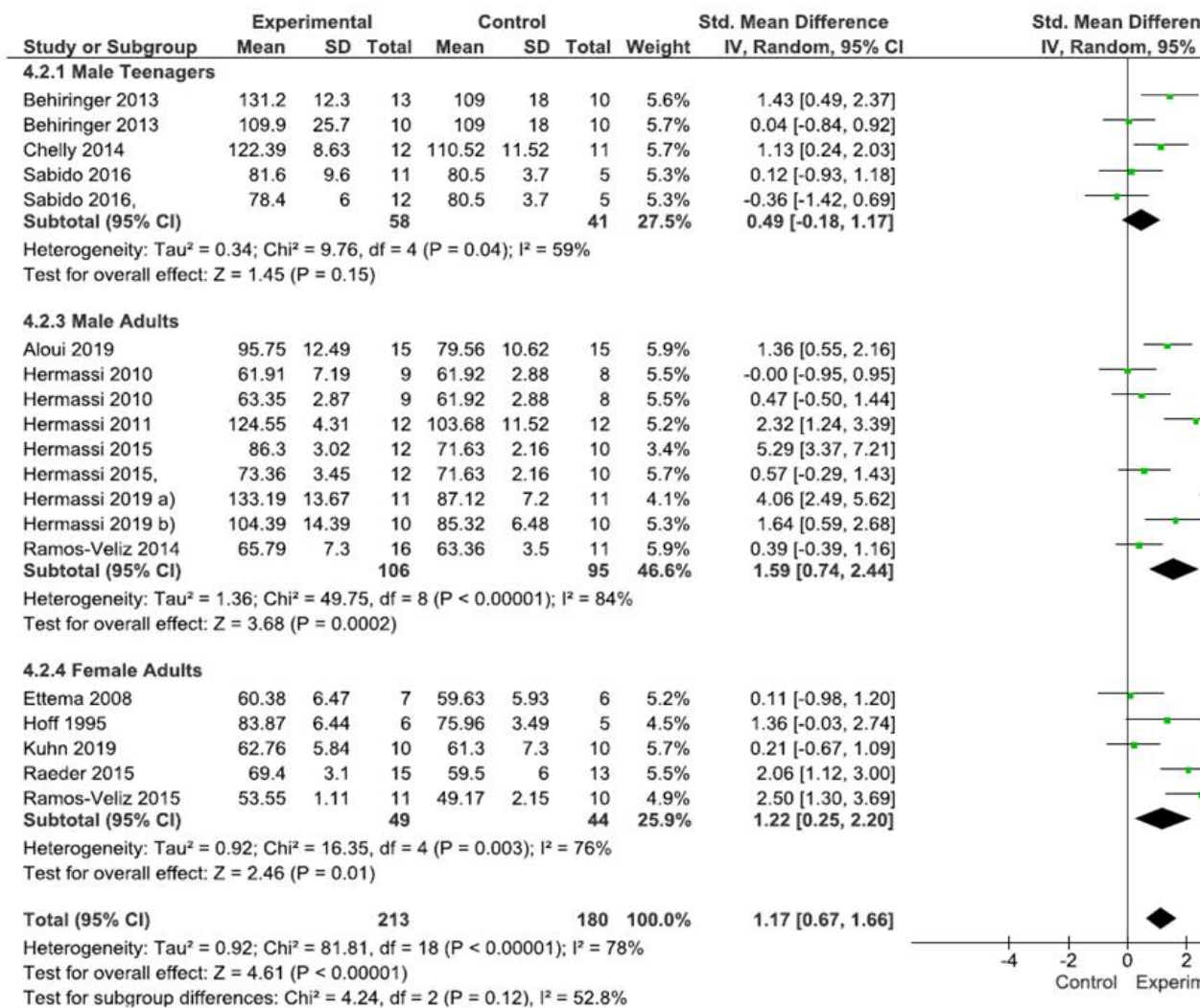


Figura 16. Forest plot donde se muestran los tamaños del efecto estandarizados de todos los estudios incluidos separados tanto p

12.2 ESTUDIO II: Fiabilidad de un test de fuerza isocinético en bipedestación de los rotadores de hombro usando un dinamómetro electromecánico funcional.

La fiabilidad relativa de la prueba de rotación interna fue alta o excelente en todas las condiciones (ICC: 0,81-0,93). La fiabilidad absoluta osciló entre el 6,31% y el 8,27%; entre el 5,58N y el 6,8N en las contracciones concéntricas y entre el 14,98N y el 15,04N en las contracciones excéntricas para el CV y el SEM respectivamente. El ES fue insignificante en cualquiera de las condiciones para la prueba de rotación interna (0,00-0,16) (Tabla 1).

Table 2. Fiabilidad de las diferentes condiciones de un test isocinético de fuerza del hombro con un DEMF

Parámetros	Media \pm DE		ES	ICC	95% CI lower-upper	CV (%)	SEM (%)		
	Sesión 1	Sesión 2							
Rotación Interna	0,3	Concéntrico	83,10 \pm 17,60	81,40 \pm 16,10	-0,10	0,85	0,71 - 0,92	8,27	6,8
	m·s ⁻¹	Excéntrico	206,50 \pm 34,90	201,20 \pm 31,80	-0,16	0,81	0,64 - 0,90	7,38	15,04
	0,6	Concéntrico	88,80 \pm 20,60	88,10 \pm 19,60	-0,03	0,93	0,86 - 0,96	6,31	5,58
	m·s ⁻¹	Excéntrico	218,00 \pm 39,30	218,20 \pm 41,60	0,00	0,87	0,75 - 0,93	6,87	14,98
Rotación Externa	0,3	Concéntrico	64,00 \pm 13,20	67,00 \pm 11,90	0,24	0,90	0,80 - 0,95	6,39	4,19
	m·s ⁻¹	Excéntrico	198,90 \pm 89,00	196,00 \pm 89,90	-0,03	0,98	0,96 - 0,99	6,91	13,64
	0,6	Concéntrico	64,40 \pm 11,50	65,50 \pm 12,10	0,10	0,89	0,78 - 0,94	6,26	4,06
	m·s ⁻¹	Excéntrico	201,70 \pm 32,60	194,90 \pm 38,10	-0,19	0,92	0,85 - 0,96	5,12	10,16

Para las pruebas de rotación externa, la prueba de fiabilidad relativa fue alta o excelente en todas las condiciones (ICC: 0,89-0,98). La fiabilidad absoluta osciló entre el 5,12% y el 6,91%; entre 4,06N y 4,19N en las contracciones concéntricas y entre 10,16N y 13,64N en las contracciones excéntricas para la CV y la SEM, respectivamente. El ES fue insignificante en cualquiera de las condiciones para la prueba de rotación externa (-0,19-0,10), excepto un pequeño ES en la contracción concéntrica en velocidad muy lenta (ES: 0,24) (Tabla 1).

Los gráficos de Bland-Altman mostraron la mayor concordancia y la variación más regular, pero exhibieron más variación en las contracciones excéntricas. El análisis de los sesgos sistemáticos mediante pruebas t de estudiante emparejadas no encontró diferencias significativas, excepto para la rotación externa en la contracción concéntrica a $0,3 \text{ m s}^{-1}$ y en la excéntrica a $0,6 \text{ m s}^{-1}$ (Figs. 4 y 5).

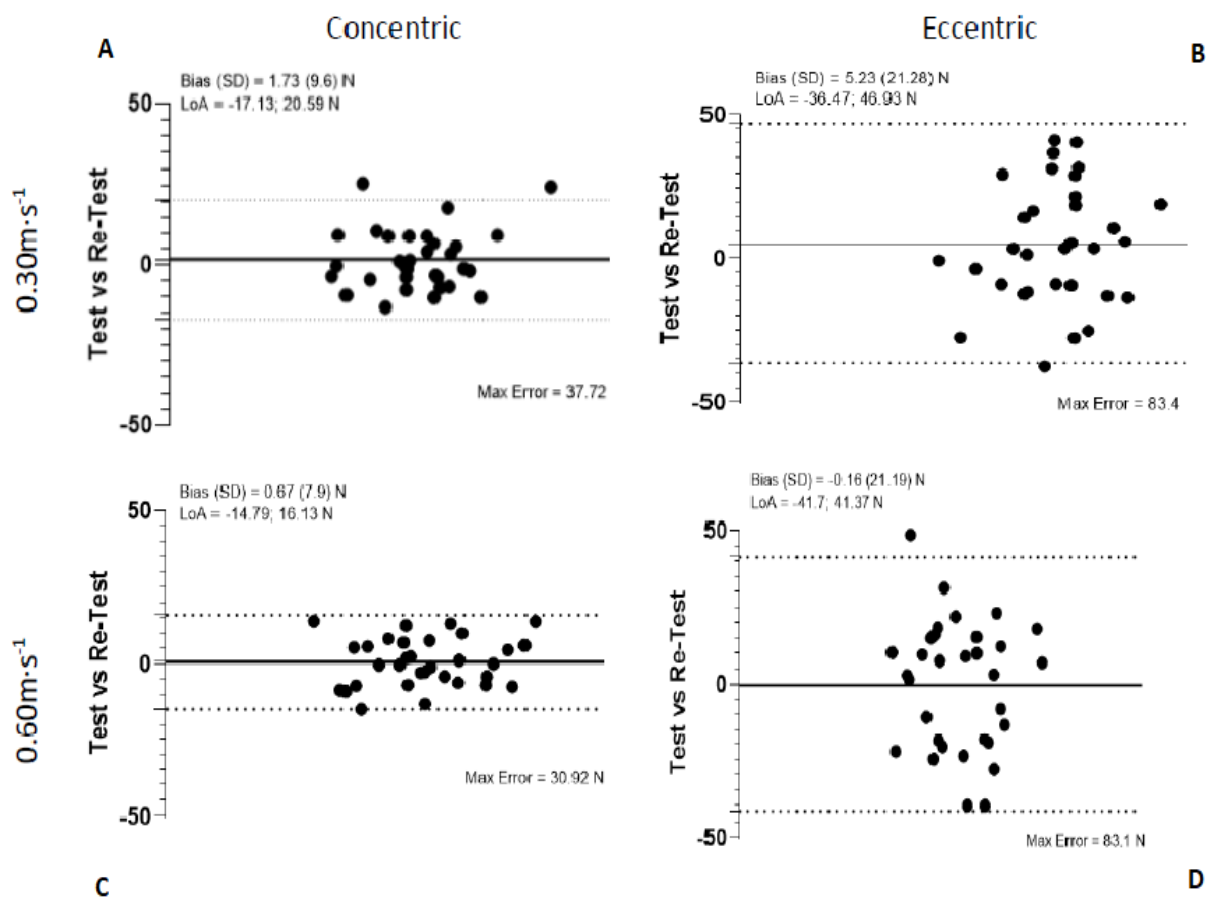


Figura 17. Gráficos de Bland-Altman para los test-retest de rotación interna y externa a una velocidad de $0,3 \text{ m s}^{-1}$ (A, B) y $0,6 \text{ m s}^{-1}$ (C, D), respectivamente.

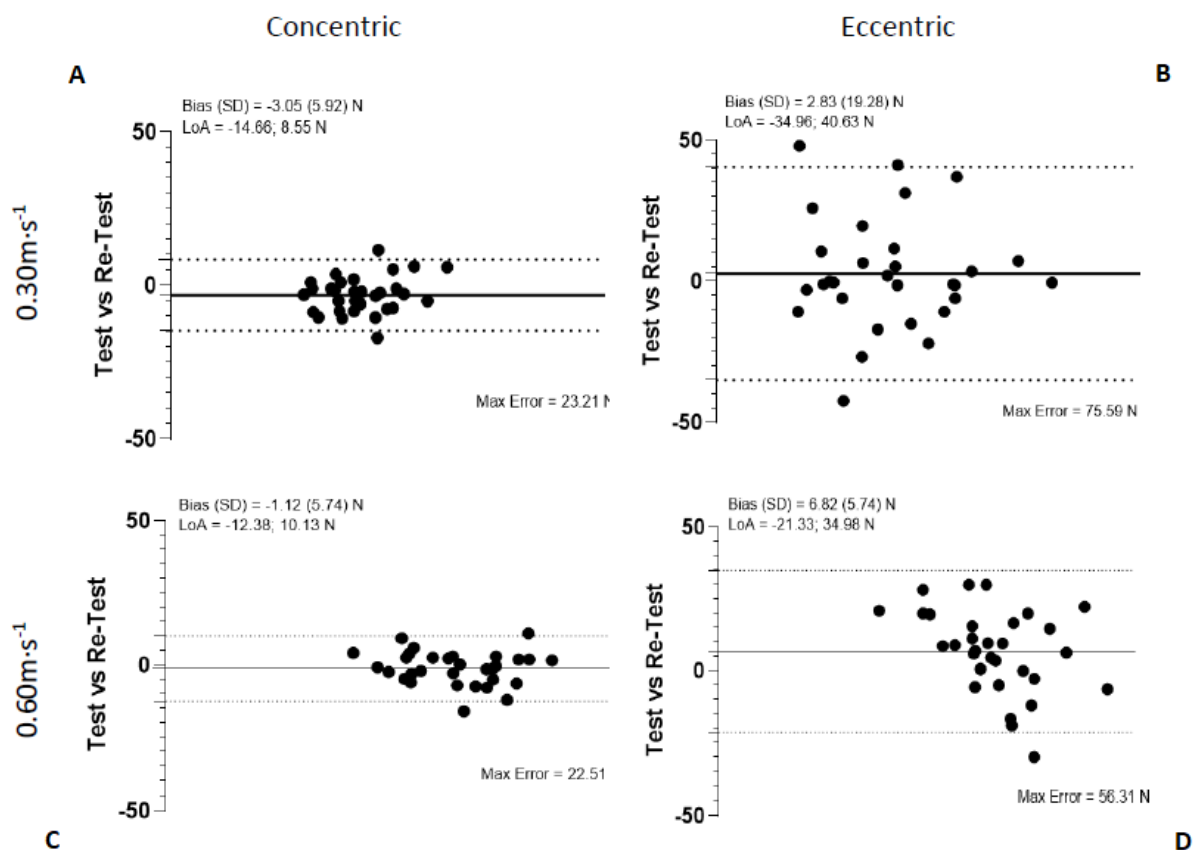


Figura 18. Gráficos de Bland-Altman para los test-retest de rotación interna y externa a una velocidad de 0,3 m·s⁻¹ (A, B) y 0,6 m·s⁻¹ (C, D), respectivamente.

12.3 ESTUDIO III: Correlación entre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro y la fuerza o la velocidad máxima de la rotación interna de hombro.

La media y la desviación estándar de la velocidad media y máxima de lanzamiento alcanzada, así como las características descriptivas de los participantes que realizaron el estudio, se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. Características antropométricas y de fuerza de la muestra evaluada.

	Edad (Años)	Peso (Kg)	Altura (cm)	IMC	VL media (km/h)	VL máxima (km/h)	Vmedia – F0 (m·s ⁻¹)	Fmedia – V0 (N)	Vmax – F0 (m·s ⁻¹)	Fmax – V0 (N)
Media	19,28	81,52	185	23,7	78,45	80,8	1,56	181,44	2,97	169,51
DE	2,55	9,66	6	1,69	46	5,3	0,119	24,44	0,16	34,81

DE: Desviación estándar; IMC: Índice de masa corporal; VL: Velocidad de lanzamiento; V: Velocidad; F: fuerza; F0: Punto teórico del perfil de fuerza donde se produce la velocidad máxima; V0: Punto teórico del perfil de fuerza donde se produce la fuerza máxima.

No hubo ninguna correlación positiva (Tabla 4) entre las variables de fuerza IR de los participantes y la velocidad máxima de lanzamiento. Aunque 8 de las 9 correlaciones son ligeramente negativas, aunque no significativas. Dado que las correlaciones son muy cercanas a 0, y una de ellas es igual a 0, se entiende que no es posible determinar ningún sentido de covariación.

Tabla 4. Correlación entre las diferentes variables del perfil de fuerza – velocidad de la rotación interna de hombro y la velocidad de lanzamiento.

Parámetros	ES	Correlación de Pearson	95% IC lower-upper	ICC	Valor p	
Velocidad de lanzamiento media	Vmedia – F0	21.11	-0.25	-0.64 – 0.25	-0.07	5.86
	Fmedia – V0	5.76	-0.15	-0.56 – 0.31	-0.07	2.99
	Vmax – F0	20.73	-0.28	-0.64 – 0.19	-0.02	8.75
	Fmax – V0	-3.45	0.00	-0.63 – 0.63	-0.26	0.0001
Velocidad de lanzamiento máxima	Vmedia – F0	23.64	-0.32	-0.68 – 0.17	0.05	7.22
	Fmedia – V0	1.62	-0.15	-0.55 – 0.32	-0.06	-5.93
	Vmax – F0	23.19	-0.22	-0.60 – 0.25	-0.02	1.02
	Fmax – V0	-3.67	-0.02	-0.45 – 0.43	0.00	4.76

ES: Tamaño del efecto; IC: Intervalo de confianza; ICC: Correlación Intra-clase. V: Velocidad; F: fuerza; F0: Punto teórico del perfil de fuerza donde se produce la velocidad máxima; V0: Punto teórico del perfil de fuerza donde se produce la fuerza máxima.

Como se puede observar en los gráficos (Figura 1), no se puede apreciar ningún patrón de correlación entre las diferentes variables analizadas y la velocidad de lanzamiento. Por lo tanto, no se puede establecer una relación lineal entre la fuerza del RI y la velocidad de lanzamiento. No existe ningún grado de concordancia entre las posiciones relativas de los datos de las variables de fuerza IR y la velocidad de lanzamiento. Por lo tanto, no se consigue una mayor velocidad de lanzamiento con un mayor nivel de fuerza en el RI del brazo dominante.

Entrenamiento de fuerza isocinético para la mejora del lanzamiento por encima del hombro

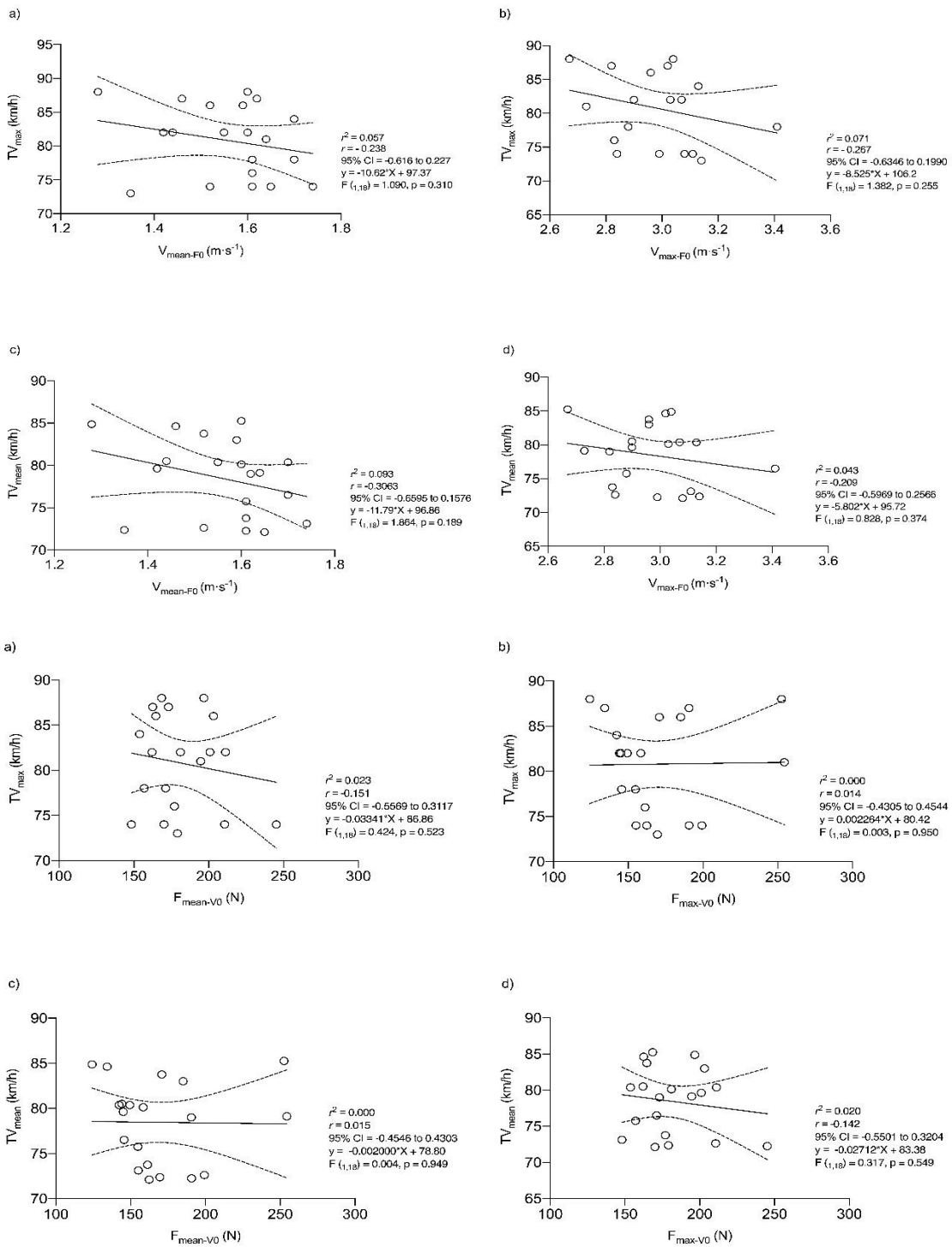


Figura 18. Diagramas de las correlaciones entre la velocidad de lanzamiento máxima y la media, y F0 y V0 calculados con la velocidad de rotación interna máxima y la velocidad de rotación interna media.

12.4 ESTUDIO IV: Efecto de varios protocolos de pre-activación para la mejora del lanzamiento por encima del hombro en jugadoras de balonmano

Las medias y la DE de las velocidades de lanzamiento tras cada protocolo de pre-activación se presentan en la Tabla 2. El ANOVA no mostró diferencias significativas para los minutos 0, 1, 2 y 10 ($F = 1,56$, $p = 0,194$, $ES = 0,088$) (Tabla 2). En cuanto a las respuestas individuales, el análisis mostró que 6 de 14 jugadoras (43%) aumentaron la velocidad de lanzamiento en todos los sets experimentales (0, 1er, 2º y 10º minuto), mientras que 12 de 14 jugadoras (86%) aumentaron la velocidad de lanzamiento en algunos de los sets experimentales, y sólo 2 de 14 jugadoras (14%) no experimentaron ningún cambio tras la pre-activación mediante el método VIR-R (Tabla 3).

Tabla 5. Rendimiento pre y post activación con el método de RVI-R y método isométrico sobre la velocidad del lanzamiento.

Método	LB km·h ⁻¹	min 0 km·h ⁻¹	min 1 km·h ⁻¹	min 2 km·h ⁻¹	min 10 km·h ⁻¹	ANOVA	Eta Cuadrado Parcial ES
	M ± DS	M ± DS	M ± DS	M ± DS	M ± DS		
RVI-R	58.6 ± 3.8	58.2 ± 3.3	59.4 ± 3.4	61.0 ± 4.0	57.9 ± 4.1	ns	0.088
ISO	58.6 ± 3.8	59.0 ± 4.9	59.7 ± 4.1	61.2 ± 4.8	59.0 ± 4.6	ns	0.041

RVI-R: Resistencia Variable Intra-Repetición; ISO: Isométrico; min 0: minuto 0; min 1: minuto 1; min 2: minuto 2; min 10: minuto 10; DS: desviación estándar; km·h⁻¹: kilómetros por hora; ns: no significativo; ES: tamaño del efecto.

Las medias y la DE de las velocidades de lanzamiento se presentan en la Tabla 2. El ANOVA no mostró diferencias significativas entre las puntuaciones tomadas a los 0, 1º, 2º y 10º minutos ($F = 0,69$, $p = 0,596$, $ES = 0,041$) (Tabla 2). En relación con las respuestas individuales, el análisis mostró que 4 de 14 jugadoras (29%) aumentaron su velocidad de lanzamiento en todos los sets experimentales (0, 1er, 2º y 10º min), mientras que 13 de las 14 jugadoras (93%) aumentaron la velocidad de lanzamiento en algunos de las series experimentales, y sólo 1 de 14 jugadoras (7%) no experimentó ningún cambio tras la pre-activación con el método ISO (Tabla 4).

Tabla 6. Diferencias pre y post activación con el método de RVI-R sobre la velocidad de lanzamiento

Casos	LB km·h ⁻¹	RVI-R min 0 km·h ⁻¹	Δ min 0 - LB km·h ⁻¹	% min 0 - LB	RVI-R min 1 km·h ⁻¹	Δ min 1 - LB km·h ⁻¹	% min 1 - LB	RVI-R min 2 km·h ⁻¹	Δ min 2 - LB km·h ⁻¹	% min 2 - LB
a	55,00	55,66	0,66	1,186	57,33	2,33	4,064	58,33	3,33	5,709
b	63,33	63,66	0,33	0,518	64,33	1,00	1,554	67,33	4,00	5,941
c	58,66	57,66	-1,00	-1,734	61,00	2,34	3,836	61,66	3,00	4,865
d	62,66	63,00	0,34	0,540	64,33	1,67	2,596	65,00	2,34	3,600
e	58,00	60,00	2,00	3,333	61,66	3,66	5,936	62,33	4,33	6,947
f	54,00	55,33	1,33	2,404	53,66	-0,34	-0,634	55,33	1,33	2,404
g	63,00	58,66	-4,34	-7,399	60,33	-2,67	-4,426	62,00	-1,00	-1,613
h	59,00	54,00	-5,00	-9,259	56,00	-3,00	-5,357	58,33	-0,67	-1,149
i	52,66	53,66	1,00	1,864	54,33	1,67	3,074	52,00	-0,66	-1,269
j	58,00	56,00	-2,00	-3,571	57,00	-1,00	-1,754	60,33	2,33	3,862
k	56,66	55,66	-1,00	-1,797	58,33	1,67	2,863	61,00	4,34	7,115
l	59,00	60,00	1,00	1,667	61,00	2,00	3,279	62,66	3,66	5,841
m	56,00	58,66	2,66	4,535	61,00	5,00	8,197	62,66	6,66	10,629
n	65,66	63,00	-2,66	-4,222	62,00	-3,66	-5,903	66,00	0,34	0,515

RVI-R: Resistencia Variable Intra-Repetición; LB: Línea base; Δ: delta; min 0: minuto 0; min 1: minuto 1; min 2: minuto 2; min 10: minuto 10; ¹: kilómetros por hora.

Tabla 7. Diferencias pre y post activación con el método ISO sobre la velocidad de lanzamiento

Casos	LB km·h ⁻¹	ISO min 0 km·h ⁻¹	Δ min 0 - LB km·h ⁻¹	% min 0 - LB	ISO min 1 km·h ⁻¹	Δ min 1 - LB km·h ⁻¹	% min 1 - LB	ISO min 2 km·h ⁻¹	Δ min 2 - LB km·h ⁻¹	% min 2 - LB
a	55,00	58,00	3,00	5,172	58,66	3,66	6,239	60,66	5,66	9,331
b	63,33	67,00	3,67	5,478	63,00	-0,33	-0,524	63,66	0,33	0,518
c	58,66	60,00	1,34	2,233	61,66	3,00	4,865	63,00	4,34	6,889
d	62,66	66,00	3,34	5,061	63,66	1,00	1,571	67,33	4,67	6,936
e	58,00	57,00	-1,00	-1,754	59,00	1,00	1,695	59,33	1,33	2,242
f	54,00	54,66	0,66	1,207	55,33	1,33	2,404	53,00	-1,00	-1,887
g	63,00	62,66	-0,34	-0,543	60,33	-2,67	-4,426	64,33	1,33	2,067
h	59,00	56,66	-2,34	-4,130	62,00	3,00	4,839	62,00	3,00	4,839
i	52,66	49,00	-3,66	-7,469	50,00	-2,66	-5,320	51,66	-1,00	-1,936
j	58,00	55,33	-2,67	-4,826	58,00	0,00	0,000	61,33	3,33	5,430
k	56,66	56,33	-0,33	-0,586	58,66	2,00	3,409	59,33	2,67	4,500
l	59,00	61,33	2,33	3,799	62,33	3,33	5,343	66,00	7,00	10,606
m	56,00	58,00	2,00	3,448	57,33	1,33	2,320	57,33	1,33	2,320
n	65,66	65,00	-0,66	-1,015	67,00	1,34	2,00	68,00	2,34	3,441

LB: Línea base; Δ: delta; min 0: minuto 0; min 1: minuto 1; min 2: minuto 2; min 10: minuto 10; DE: desviación estándar; km·h⁻¹: kilómetros por hora.

13 Discusión

13.1 ESTUDIO I: Revisión Sistemática y metaanálisis del efecto del entrenamiento de fuerza sobre la velocidad de lanzamiento en los deportes con lanzamiento por encima del hombro.

Con este estudio se pretendieron cumplir varios objetivos: (I) evaluar el nivel de evidencia sobre el efecto del EF sobre la velocidad de lanzamiento; (II) establecer si existen diferencias en la mejora de esta variable en función del sexo de los sujetos, y (III) determinar cuál es la edad óptima para programar un EF específico para la mejora de la velocidad de lanzamiento.

La velocidad de lanzamiento en los deportes con lanzamiento por encima del hombro, se ha erigido como una variable de rendimiento importante y ampliamente estudiada en las ciencias del deporte, debido a su relevancia en el éxito o el fracaso de los deportistas que realizan dicho gesto técnico (Bragazzi et al., 2020; Myers et al., 2015). Los resultados obtenidos en este metaanálisis (ES 1,10; IC 95% 0,64 - 1,57; $p < 0,00001$), sugieren que un EF específico para la mejora de la velocidad de lanzamiento tiene un efecto positivo y significativo, en cualquier población. Estos resultados van en consonancia con la mayoría de las investigaciones previas que han intentado relacionar, la fuerza muscular con un mayor rendimiento en el lanzamiento por encima del hombro (Lehman, Drinkwater, & Behm, 2013; Pontaga & Zidens, 2014)

En el presente estudio, los hombres adultos fueron la población más estudiada con 182 sujetos en 9 estudios, teniendo de media un gran ES (ES 1,59; IC 95% 0,74-2,44; $p = 0,001$) entre el grupo control y el grupo experimental. Las mujeres adultas fueron la segunda población más estudiada, estando presente en 5 estudios incluidos con 93 sujetos. Si bien esta población tuvo unos resultados

bastantes parecidos al de los hombres (ES 1,22; IC del 95%: 0,25 - 2,20; $p < 0,00001$), no se encontraron los suficientes estudios para asegurar estos resultados con firmeza. Se necesitan más investigaciones con sujetos femeninos para reducir esta brecha en el conocimiento del efecto del EF en esta población. Mientras que los hombres lanzaron más rápido en términos absolutos, observamos que las mujeres respondieron de igual manera, en algunas ocasiones mejor, que los hombres a un EF específico para la mejora de la velocidad de lanzamiento. Estos resultados apoyan fervientemente la implementación de EF en todas las poblaciones, especialmente en sujetos mayores de edad, como ya apunta el grueso de la literatura científica (McNulty et al., 2020; Ramirez-Campillo et al., 2020). Cabe destacar que la población femenina está infrarrepresentada en este tipo de estudios, siendo que, las mujeres adultas representaron el 22% de todos los sujetos incluidos, y no se incluyeron investigaciones con mujeres adolescentes debido al menor volumen de estudios encontrados en la bibliografía y a su incumplimiento de los criterios de inclusión. Debemos señalar esta variable como una línea de investigación muy necesaria e interesante dentro la relación del EF y el rendimiento (Janse de Jonge, Thompson, & Han, 2019; McNulty et al., 2020).

Tradicionalmente las mujeres solían realizar entrenamientos del tren inferior para evitar una mayor incidencia de lesiones (Spieszny & Zubik, 2018), las mejoras tan grandes obtenidas en algunos estudios (Raeder et al., 2015; Ramos-Veliz et al., 2015b) pueden ser debidos a la implementación de EF orientados a la mejora de rendimiento en poblaciones con poca experiencia en EF. Independientemente de la población, los estudios incluidos presentan una alta heterogeneidad ($I^2 = 78\%$) que puede deberse al poco parecido de los diseños en la programación

del EF, sin que haya un consenso claro sobre la intensidad o el volumen. Estas diferencias de criterio a la hora de programar el EF podrían deberse a los diferentes niveles de experiencia en el entrenamiento de fuerza en los estudios incluidos, dado que la mayoría no especificaban la experiencia en EF, siendo posible que la población varíe desde jugadores de élite altamente entrenados (Sabido, Hernández-Davó, Botella, Navarro, & Tous-Fajardo, 2017) hasta jugadores profesionales con gran margen de mejora (Aloui et al., 2019). No obstante, los estudios con mayores intensidades obtuvieron un mayor porcentaje de mejora (Hermassi et al., 2010).

Con respecto a la edad idónea para implementar un programa de EF específico para la mejora de la velocidad de lanzamiento, los adultos presentan unas mejores adaptaciones tras el entrenamiento de fuerza (ES 1,34; IC 95% 0,64 - 1,92; $p < 0,00001$). Sin embargo, cualquier edad es buena para iniciar a los deportistas en el entrenamiento de fuerza obteniendo también mejoras significativas en la adolescencia (ES 0,49; IC 95% -0,18 - 1,17; $p = 0,04$) siendo recomendable usar esta época del desarrollo del deportistas para enseñarles la técnica adecuada y para acostumbrarlos a tales estímulos (Bergeron et al., 2015). La población adulta está ampliamente representada en la literatura, con 255 sujetos en 11 estudios incluidos. Por lo tanto, estos resultados en este punto podrían utilizarse como valores de referencia y resultados esperados en futuras investigaciones. Sin embargo, la población adolescente sólo cuenta con 56 sujetos masculinos en 2 estudios incluidos, principalmente debido a nuestros criterios de inclusión para proporcionar experiencia previa en el deporte o el entrenamiento de resistencia. Los resultados obtenidos en la población adolescente con un ES moderado (ES 0,49; IC del 95%: -0,18 - 1,17; $p = 0,04$) y un IC más amplio, son posiblemente debidos a la etapa madurativa de los sujetos o a las metodologías de EF, con

pesos moderados, o simplemente con un incremento en el volumen de lanzamientos (Erickson et al., 2020; Escamilla et al., 2010). No se han encontrado estudios con deportistas adolescentes femeninas, y esto es algo que debe ser tenido en cuenta por los investigadores para futuros estudios sobre el tema o para ser precavidos a la hora de realizar recomendaciones a esa población. Dadas estas circunstancias encontramos necesario el usar a este tipo de poblaciones para aumentar el conocimiento sobre los efectos del EF (Agopyan et al., 2018) y ayudar así a borrar los estereotipos relacionados con la fuerza y la mujer o la juventud, tanto estética como fisiológicamente (Mascarin et al., 2016). Estos resultados también ponen en valor lo establecido por estudios previos donde se llama a la implementación del EF a deportistas de alto nivel, no sólo en la edad adulta, sino también durante la adolescencia (Howe, Welsh, & Sabiston, 2017; Weber, Wegner, & Wagner, 2018).

Como se ha mencionado anteriormente, el género podría ser una variable decisiva a la hora de sistematizar los EF, pero también se deben tener en cuenta otras variables como la experiencia previa en el EF, variable no especificada en la mayoría de los estudios incluidos ya sean atletas masculinos o femeninos. (Lesinski, Prieske, & Granacher, 2016; Matthys, Franssen, Vaeyens, Lenoir, & Philippaerts, 2013). Las futuras investigaciones deberían investigar, o al menos tener en cuenta, el efecto tanto de la experiencia previa en el EF como la edad madurativa de los sujetos, y como afecta esto en las mejoras producidas tras una intervención. De este modo, los entrenadores podrían ajustar mejor la preparación física en sus deportistas, en función de la población objetivo. Una perspectiva mejor y sistematizada es necesaria para mejorar el rendimiento y la prevención

de lesiones asociadas a los deportes con lanzamiento por encima del hombro (Myers et al., 2015; Szymanski, 2013; Vila & Ferragut, 2019).

Desde un punto de vista metodológico se recomienda mejorar las descripciones y las justificaciones para usar una metodología y otra en los EF. Actualmente hay una diversidad de estrategias que dificulta a los profesionales del deporte establecer cuál es la mejor manera de abordar este tipo de objetivos, no llegándose a un consenso siquiera en la intensidad o en el descanso entre ejercicios (Caballero, Luis, & Sabido, 2012; Maddigan et al., 2014; Darío Martínez-García et al., 2021; Sabido et al., 2017). El uso de diferentes estímulos sobre el deportista ha dado lugar a un cuerpo de evidencia moderadamente grande que no puede responder completamente a la pregunta de investigación de forma individualizada o colectiva (Bragazzi et al., 2020; Pardos-Mainer, Ustero-Perez, & Gonzalo-Skok, 2017).

No obstante, podemos hacer algunas recomendaciones generales para tener en cuenta, como que, independientemente del equipamiento disponible la inclusión de un programa de EF mejora esta variable de rendimiento (Aguilar-Martínez, Chiroso, Martín, Chiroso, & Cuadrado-Reyes, 2012; Marques et al., 2012; Nuño et al., 2016). Dentro de esto las pesas son el material más usado y parecen lograr una mayor mejora en la velocidad de lanzamiento que el resto (Hermassi, et al., 2019; Saez de Villareal, Suarez-Arrones, Requena, Haff, & Ramos Veliz, 2015). Las bandas elásticas y/o balones medicinales, también son métodos eficaces para mejorar esta variable, siendo el propio lanzamiento, o los ejercicios con autocargas, los que menos mejoras han podido obtener en los estudios analizados (Escamilla et al., 2012; Fernandez-Fernandez, De Villarreal, Sanz-Rivas,

& Moya, 2016). No se puede asegurar si esto se debe a los implementos usados, o a la individualización de la carga ($\geq 60 - 70\%$ RM) que se ha realizado de forma más exhaustiva en los primeros estudios (Mont et al., 1994; Saez de Villarreal, Suarez-Arrones, Requena, Haff, & Ramos-Veliz, 2014; ND Zaras et al., 2014).

Aun con todos los resultados extraídos de este estudio, es necesario considerar algunas limitaciones presentes. Sólo se consideraron para su inclusión los estudios publicados en inglés o español. No se realizó una búsqueda en la “literatura gris” como podrían ser tesis o los abstract de congresos. Por último, debido a los estrictos criterios de inclusión como los 5 años de experiencia en el deporte, no fue posible obtener resultados robustos con respecto a ciertas poblaciones como los atletas adolescentes. En futuras revisiones sistemáticas y metaanálisis sobre el tema sin este tipo de criterios de inclusión, sería posible incluir una mayor evidencia (Cerrato, Palao, Femia, & Ureña, 2018; Cherif, Chtourou, Souissi, Aouidet, & Chamari, 2016; McEvoy & Newton, 1998; Mont et al., 1994; Pardos-Mainer et al., 2017).

Con respecto a las recomendaciones sobre el número apropiado de series, carga y duración del programa de fuerza necesarias para producir mejoras en la velocidad de lanzamiento, aún no está determinado en este campo de estudio (Myers et al., 2015; Van den Tillaar, 2004). Aun con las diferencias existentes entre poblaciones, hay algunos autores que aún creen que el lanzamiento por sí mismo, es la mejor manera para mejorar el rendimiento. El metaanálisis actual representa material adicional para reducir la brecha en el conocimiento en relación entre el género o la edad y la velocidad de lanzamiento, concluyendo que un EF específico mejora la velocidad de

lanzamiento en todas las poblaciones de atletas. Las mujeres logran una mejora en la velocidad de lanzamiento igual que los hombres, y la población adulta más que los menores de edad.

13.2 ESTUDIO II: Fiabilidad de un test de fuerza isocinético en bipedestación de los rotadores de hombro usando un dinamómetro electromecánico funcional.

El objetivo principal de este estudio fue determinar la fiabilidad absoluta y relativa de una evaluación de fuerza en los rotadores internos y externos del hombro tanto en las fases concéntricas como excéntricas con un DEMF dado que estos valores puede ser un marcador útil de la función de la articulación del hombro. Este es el primer estudio que evalúa la fiabilidad de las pruebas dinámicas de fuerza del hombro realizadas con un DEMF, siendo la fiabilidad obtenida de dichas evaluaciones entre alta a excelente, con valores de ICC y CV que van de 0,81 a 0,93 y de 6,31 a 8,27% para los RI y de 0,89 a 0,98 y de 5,12 a 6,91% para los RE. Nuestros resultados confirman que esta prueba en bipedestación es un método fiable para evaluar la fuerza de rotación del hombro en adultos asintomáticos.

Una de las variables a tener en cuenta para asegurarnos una evaluación fiable de la fuerza muscular es la posición del sujeto, más aún, si son articulaciones con la capacidad de realizar movimientos en múltiples planos anatómicos como el hombro (Edouard et al., 2011; Forthomme et al., 2011). En la literatura podemos encontrar múltiples maneras de evaluar la fuerza muscular de los rotadores de hombro, siendo la posición del resto del cuerpo una variable cambiante a lo largo de las investigaciones que mide la fiabilidad de los protocolos de evaluación. Las tres posiciones más

utilizadas por los clínicos son la supina (Andersen, Vinstrup, Jakobsen, & Sundstrup, 2017; Chamorro, De La Fuente, Jerez, Campos, & Chiroso, 2018; Forthomme et al., 2011), la sentada (Byram et al., 2010; Edouard et al., 2013; Mayer, Horstmann, Kranenberg, Röcker, & Dickhuth, 1994; Radaelli, Bottaro, Weber, Brown, & Pinto, 2010) y la de pie (Frisiello, Gazaille, O'Halloran, Palmer, & Waugh, 1994; Greenfield, Donatelli, Wooden, & Wilkes, 1990). De estas tres, la posición sentada ha sido la más estudiada debido a que permite una fácil estabilización de los sujetos siendo una muestra principalmente clínica en la mayoría de dichos estudios (Edouard et al., 2011). Independientemente de la muestra evaluada, los movimientos cotidianos en los que la articulación glenohumeral es necesaria, no suelen realizarse en posición sentada (Beneka, Mailliou, Giannakopoulos, Kyrialanis, & Godolias, 2002; Rodríguez-Rosell et al., 2017). Debido a eso, existen otros estudios que proponen una posición en bipedestación, más cercana a los gestos reales (Greenfield et al., 1990). Los resultados de este estudio demuestran que los test de bipedestación se pueden realizar de forma fiable en pacientes asintomáticos siendo datos fiables para su uso clínico. Los datos de fiabilidad relativa y absoluta obtenidos fueron similares o mejores (ICC: 0,81 a 0,98, CV: 5,12 a 8,27) que la mayoría de los estudios con esta posición de evaluación Greenfield et al. (1990) (ICC: 0,81 - 0,95) y Frisiello et al. (1994) (ICC: 0,77 - 0,86) y datos similares a los artículos con posición sentada en esta misma población: Mayer et al., (1994) (ICC: 0,09 - 0,89; SEM: 2,8 - 9,2), Kramer & Ng, (1996) (ICC: 0,83 - 0,96; SEM: 2 - 7) o Malerba et al., (1993) (ICC: 0,44 - 0,90).

El segundo objetivo del estudio fue comparar la fiabilidad absoluta y relativa de diferentes velocidades para la evaluación isocinética en un FEMD. La velocidad de ejecución y su efecto en

la fiabilidad de los datos obtenidos también ha sido una variable ampliamente estudiada (Andrade, Fleury, de Lira, Dubas, & da Silva, 2010; Hadzic, Ursej, Kalc, & Dervisevic, 2012; Zanca, Oliveira, Saccol, Ejnisman, & Mattiello-Rosa, 2011). Sin embargo, en este tema si se ha llegado a un consenso relativo donde las velocidades inferiores a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ suelen ser las más fiables para realizar evaluaciones de fuerza en la mayoría de las articulaciones (Nugent, Snodgrass, & Callister, 2015). Aun así, no existen unas recomendaciones claras sobre cuál es la velocidad idónea para evaluar cada una de las articulaciones (Edouard et al., 2011). Con este estudio, se pretendió comparar dos velocidades, dentro del intervalo sugerido por la literatura como más fiables ($60^{\circ}\cdot s^{-1}$), una lenta ($60\text{ m}\cdot s^{-1}$) y otra muy lenta ($30\text{ m}\cdot s^{-1}$) para comprobar si a menor velocidad, la fiabilidad de un test isocinético aumenta, por el contrario, las velocidades lentas controladas, pero más cercanas a la realidad de los gestos cotidianos de los pacientes producían una aplicación de fuerza más reproducible. Los resultados obtenidos concuerdan con esta segunda hipótesis, como se ha señalado previamente en otros estudios (Castro et al., 2017; Hadzic et al., 2012). Aunque ambas velocidades son fiables, la velocidad de $60\text{ m}\cdot s^{-1}$ presenta mejores resultados en comparación con la de $30\text{ m}\cdot s^{-1}$, como observar en los gráficos de Bland-Altman (Figura 4 y 5), dado que sus sesgos son más cercanos a 0 y la mayoría de los puntos están dentro de los límites de acuerdo (LoA).

Sin embargo, lo que si señaló el análisis estadístico fue la existencia de grandes diferencias entre las fases concéntricas y excéntricas tanto de RI como de RE. Una posible explicación es que las pruebas isocinéticas excéntricas requieren una mayor familiarización en la RI mientras que fue más fiable en el RE (Hadzic et al., 2012).

El error encontrado en los gráficos de Bland-Altman (error máximo) no fueron significativos entre las diferentes condiciones de evaluación, excepto para la RE en la contracción concéntrica a 0,3 m·s⁻¹ y la contracción excéntrica a 0,6 m·s⁻¹. Esto puede deberse a la familiarización con estos gestos fuera de las condiciones del experimento donde las acciones cotidianas de la población analizada ocurren de tal manera que la fase de RE es predominantemente excéntrica, mientras que la contracción de RI es principalmente concéntrica (Wagner et al., 2012). Sin embargo, los límites de acuerdo son más amplios en una fase excéntrica como los resultados obtenidos en (Pallarés, Sánchez-Medina, Pérez, De La Cruz-Sánchez, & Mora-Rodríguez, 2014), probando que una parada entre fases produce una mejor adaptación de los sujetos a las condiciones de evaluación. El personal de ámbito clínico y entrenadores deben tener en cuenta estos resultados para individualizar los protocolos de evaluación según el tipo de población y los objetivos pretendidos, ya sean deportistas de elite o poblaciones con dolor crónico en el hombro.

Hay que señalar algunas limitaciones de este estudio y tenerlas en cuenta a la hora de evaluar los resultados. Primero de todo, no fue posible realizar un análisis de fiabilidad entre evaluadores, por lo que no podemos saber cómo afecta esta variable en la fiabilidad de los test. Recomendamos que tanto los clínicos como los entrenadores tengan siempre el mismo evaluador. Además, el estudio se realizó con sujetos masculinos activos, por lo que los resultados no son extrapolables a otro tipo de población como las mujeres, o los pacientes con dolor crónico en el hombro. Sería necesario un mayor estudio de estas variables para estandarizar los resultados a cualquier tipo de población.

13.3 ESTUDIO III: Correlación entre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro y la fuerza o la velocidad máxima de la rotación interna de hombro

El objetivo principal de este estudio fue comprobar si la fuerza isotónica de RI del brazo de lanzamiento está relacionada con la velocidad de lanzamiento en apoyo. Los resultados obtenidos en esta investigación indican que no existe ningún tipo de relación directa entre estas dos variables, con correlaciones entre -0,28 a -0,25 para los valores de fuerza máxima o media y de 0,00 a -0,22 para los datos de velocidad media o máxima con respecto a la velocidad de lanzamiento. Esto corrobora los resultados obtenidos en otros estudios como el de Sarvestan, Riedel, Gonosová, Linduška, & Přidalová, (2019) donde no se encontró correlación entre la fuerza isocinética de RI, medida a velocidades de $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ y $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ y la velocidad de lanzamiento en apoyo en jugadores de balonmano. La justificación encontrada en los estudios previos está relacionada con el hecho de que la cadena cinética del lanzamiento en apoyo, al estar en contacto con el suelo, es más dependiente de la fuerza generada en las piernas y el tronco, reduciendo así la demanda de los músculos de la articulación del hombro para desarrollar la velocidad en el lanzamiento (Zapartidis et al., 2007). Además, se tiene que tener en cuenta que el hombro en la acción de lanzamiento también realiza movimientos de aducción y flexión en paralelo con el movimiento de la RI, por lo que estos dos movimientos pueden ser importantes a la hora de aumentar la velocidad de lanzamiento (Zapartidis et al., 2009).

Las correlaciones encontradas entre la fuerza de los rotadores de hombro y la velocidad de lanzamiento no son especialmente altas, independientemente del sexo de los sujetos analizados

(Pontaga & Zidens, 2014; Schwesig et al., 2016). Otros autores han justificado este fenómeno aparentemente contradictorio, debido a las características secuenciales de la cadena cinética del lanzamiento, donde las velocidades máximas aumentan pero no necesariamente ocurre lo mismo con la fuerza transmitida entre las articulaciones involucradas (Wagner, Finkenzeller, Würth, & Von Duvillard, 2014). Por lo tanto, parece coherente indicar que la fuerza de RI en el hombro no es por sí solo, un factor suficiente para maximizar el rendimiento en el lanzamiento por encima del hombro, siendo más relevante mejorar la coordinación y la fuerza de los grandes grupos musculares relacionados con este gesto técnico. Sin embargo, no existe un consenso claro al respecto, existen otros estudios donde se ha podido correlacionar ($r = 0.61$) la fuerza isocinética RE de hombro ($240^{\circ}\cdot s^{-1}$) con la velocidad de lanzamiento en apoyo en jugadores de balonmano adolescentes (Pontaga & Zidens, 2014). A pesar de ello, estos mismos autores destacan que el papel principal de los rotadores de hombro es estabilizar la articulación.

Así, concluyen con la importancia de entrenar los músculos rotadores del hombro para ganar mayor estabilidad a la articulación y aumentar la velocidad de lanzamiento.

Al revisar la literatura, podemos encontrar que no solo se han tenido en cuenta el propio valor de fuerza a la hora de justificar la poca correlación obtenida entre ambas variables, también se ha achacado a la escasa preparación neuromuscular previa (Zapartidis et al., 2009). De manera que el movimiento de lanzamiento no pudo realizarse correctamente, estando fuertemente influenciado por las interacciones de los movimientos de las extremidades superiores. Para corroborar esta idea de la influencia de las interacciones entre los diferentes segmentos del tren superior en la velocidad del lanzamiento se han analizado si existen diferencias entre los múltiples

lanzamientos existentes: en apoyo, con 3 pasos previos o saltando, obteniendo unos resultados similares a los de este estudio en todas las modalidades (Dauty et al., 2005). La explicación de dichos autores para este fenómeno también estuvo relacionada con la complejidad del gesto técnico y con la participación de otros grandes grupos musculares del tronco, la pelvis y los miembros inferiores (Bayios et al., 2001). También se han tenido en cuenta otras variables como el nivel de experiencia y automatización del lanzamiento para explicar estas diferencias. En este aspecto está demostrado que los jugadores noveles no alcanzan su pico de velocidad angular en la RI hasta después soltar el balón (Wagner et al., 2010). A esto le tenemos que sumar las características especiales de los deportes en equipo donde existe una oposición del rival, dándose en estos casos la ruptura de la secuencia cinética próximo-distal del lanzamiento (Van den Tillaar, Zondag, & Cabri, 2013; Wagner et al., 2012). Siendo esto una de las posibles razones de la baja correlación observada en los estudios mencionados sobre la fuerza del RI y la velocidad de lanzamiento.

Sin embargo, esto debe interpretarse con cautela ya que, aunque los sujetos tenían el gesto de lanzamiento automatizado al ser semiprofesional, el número de muestra no es suficiente para generalizar estos resultados. Además, es difícil asemejar el gesto aislado de RI del hombro, independientemente del tipo de contracción usada (isocinético, isométrico o isotónico) con las demandas físicas presentes en una competición. No estando claro cuáles son los factores más relevantes a la hora de predecir el rendimiento en el lanzamiento, como pueden ser la edad, la masa corporal, el nivel de habilidad (amateur o profesional), la técnica de lanzamiento (en apoyo, lanzamiento en 3 pasos, lanzamiento en salto, con o sin objetivo) o la interacción entre varias de

ellas. Además, aunque los valores de fiabilidad asociados al estudio fueron altas o muy altas, los participantes sólo tuvieron una sesión de familiarización. Por otro lado, encontramos que este estudio realiza las mediciones de fuerza de RI de manera isotónica, siendo este tipo de contracción muscular similar a la de un lanzamiento real y considerándolo una fortaleza dentro del protocolo de evaluación. Futuras líneas de investigación deberían comprobar si estos resultados se darían también en jugadoras femeninas.

13.4 ESTUDIO IV: Efecto de varios protocolos de pre-activación para la mejora del lanzamiento por encima del hombro en jugadoras de balonmano.

Los efectos de diferentes metodologías y cargas de entrenamiento sobre la potenciación post-activación (PAP) aún no han sido descritos en su totalidad (Seitz & Haff, 2016). Además la literatura existente carece de coherencia en algunas variables de rendimiento (Dobbs, Toluoso, Fedewa, & Esco, 2018). Debido a esto surge la necesidad de determinar el efecto agudo de dos protocolos de pre-activación (VIR-R e ISO) dirigidos a los músculos de la extremidad superior dominante sobre la velocidad de lanzamiento en jugadoras de balonmano. En relación con el objetivo principal de esta investigación, los resultados mostraron una diferencia no significativa para ambos protocolos de pre-activación entre la evaluación inicial y los 0, 1, 2 y 10 minutos de recuperación ($p > 0,05$). Quizás un déficit de fuerza en los miembros superiores de las jugadoras de balonmano pudo producir fatiga y afectar al efecto de la pre-activación sobre la velocidad de lanzamiento, ya que se ha demostrado que los individuos más entrenados tienen una mayor posibilidad de producir PAP (Seitz & Haff, 2016). Concretamente con respecto a la velocidad de

lanzamiento y el uso de un press banca como estímulo de pre-activación se han obtenido resultados positivos, en hombres entrenados (Huerta-Ojeda et al., 2016). En esta línea, Smilios, Sotiropoulos, Barzouka, Christou, & Tokmakidis, (2016) sugieren que la PAP se manifiesta en mayor grado en atletas con alta fuerza relativa. Por tanto, los individuos bien entrenados y con mayores niveles de fuerza podrían presentar una mayor capacidad de potenciación en comparación con la población menos entrenada.

Otra variable por considerar en los protocolos de PAP es el intervalo de descanso entre la pre-activación y las actividades explosivas posteriores (Dobbs et al., 2018; Tillin & Bishop, 2009). En este sentido, Tillin y Bishop (2009) indicaron que el equilibrio entre la PAP y la fatiga era fundamental para determinar el efecto de la pre-activación en una actividad explosiva posterior. Por otra parte, Dobbs et al. (2018) recomendaron que los sujetos no entrenados descansaran entre siete y diez minutos entre la pre-activación y la actividad posterior. Finalmente, Seitz y Haff (2016) concluyeron que los sujetos más débiles respondían mejor a intervalos de recuperación más largos. A pesar de estos estudios, en el presente estudio, se han evidenciado que tiempos de recuperación de menor duración pueden producir una PAP de manera significativa en actividades musculares posteriores (Miyamoto, Mitsukawa, Sugisaki, Fukunaga, & Kawakami, 2010). Así mismo, estudios como el de Smilios et al. (2016) demostraron que el género podría ser una variable influyente en los tiempos de descanso, asociando la menor masa muscular que presentan las mujeres con una mayor posibilidad de fatiga tras la pre-activación. Siendo el nivel de fuerza y el rendimiento previo de los sujetos, una de las variables a tener en cuenta a la hora de proponer protocolos de PAP (Seitz & Haff, 2016).

Si analizamos los resultados teniendo en cuenta el sexo de la muestra, los resultados obtenidos coinciden con los de Wilson et al., (2013) donde las mujeres lograron efectos post activación, pero con un tamaño del efecto (ES) menor que los hombres (hombre = 0,42 ES, mujer = 0,20 ES). Corroborando esta hipótesis, Ojeda et al., (2019) obtuvieron resultados similares, donde los efectos de la PAP en atletas femeninas tuvieron que ser revisados individualmente debido a la variación de los resultados. Sin embargo, debido a los pocos estudios realizados con atletas femeninas, no hay consenso sobre la razón de estas diferencias en función del sexo. Según Tillin y Bishop (2009), estas diferencias pueden deberse a una menor fuerza muscular para el mismo nivel de competición en las atletas femeninas.

Con relación a los diferentes tipos de contracción e intensidades necesarias para producir PAP, se ha demostrado que las contracciones máximas o submáximas, ya sean dinámicas o isométricas, desencadenan PAP (Sale, 2004). Sin embargo, Tillin y Bishop (2009) sugieren las contracciones isométricas para aumentar la fuerza de forma aguda (PAP), y aunque este tipo de contracciones musculares generan mayores niveles de fatiga, también son capaces de reclutar más unidades motoras que tienen umbrales de activación más altos, aumentando así las posibilidades de desencadenar PAP. En este sentido, en una investigación llevada a cabo por Gilmore, Brilla, Suprak, Chalmers, & Dahlquist, (2018), se evaluó el efecto de la isometría de alta intensidad a lo largo de 5 s. En este estudio, se observó un aumento de la velocidad de bateo en todos los intervalos de tiempo excepto en el 1er min post activación (2º, 4º, 6º, 8º, 10º y 12º min) (Gilmore et al., 2018).

Del mismo modo, hay estudios que apoyan el uso de movimientos dinámicos máximos para provocar PAP (Okuno et al., 2013), centrándose en intensidades que varían entre el 80% y el 100% de 1RM (Gómez Navarrete et al., 2011; Okuno et al., 2013; Nikolaos Zaras et al., 2013). Por otro lado, hay pocos estudios que relacionen las cargas con resistencias variables y la PAP, concretamente el VIR-R con la PAP (Ojeda, Chiroso, Guisado, Chiroso, & Cáceres, 2016). Este aspecto generó una situación atípica, por un lado, se investigó una metodología innovadora como es la VIR-R isocinético, por otro lado, al no existir estudios que hayan controlado y modificado la velocidad de movimiento en la repetición para cada de los sujetos de estudio (velocidad inicial de $0,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y final de $0,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ en cada repetición), se dificultó la comparación de los resultados. Debido a esto se usó un amplio registro en el tiempo, de 0 a 10 minutos post activación (Miyamoto et al., 2011). También es importante mencionar que existen investigaciones de PAP que analizan las respuestas individuales más que los resultados promedio, sugiriendo que las mujeres deben tener más descanso que los hombres entre la pre-activación y los ejercicios posteriores (Ojeda et al., 2019; Seitz & Haff, 2016).

Hay que señalar algunas limitaciones presentes en el estudio. En primer lugar, la muestra experimental no es lo suficientemente grande como para extrapolar los datos obtenidos a toda la población. Estas jugadoras de balonmano no habían entrenado previamente con los estímulos propuestos esto pudo producir una excesiva fatiga que disminuyese los efectos de la pre-activación. Mas investigaciones se deberían llevar a cabo con mujeres, esto podría ayudar a definir mejor qué tipo de entrenamiento produce el efecto PAP deseado y podría conducir a una mejora

del rendimiento de las atletas, teniendo así un salto cualitativo tanto en la preparación de los partidos como en la planificación de su programa de entrenamiento.

14 Conclusiones

14.1 ESTUDIO I: Revisión Sistemática y metaanálisis del efecto del entrenamiento de fuerza sobre la velocidad de lanzamiento en los deportes con lanzamiento por encima del hombro.

En los últimos años ha habido varios intentos de sintetizar las variables que afectan a este factor de rendimiento y cómo mejorarlo (Bragazzi et al., 2020; N. L. Myers et al., 2015) pero no se ha evaluado la influencia de la edad y el género. Esta investigación anima a utilizar un programa de entrenamiento específico para aumentar la velocidad de lanzamiento. El entrenamiento debe durar al menos cuatro semanas, con una sesión de dos o tres horas cada semana con cualquier implemento a disposición, por ejemplo, pesos libres, bandas elásticas o balones medicinales. Para los adolescentes masculinos, el EF debería de programarse posteriormente a una evaluación del desarrollo madurativo (Fernandez-Fernandez et al., 2013; Lesinski, Herz, Schmelcher, & Granacher, 2020).

Los atletas de cualquier condición deberían incluir EF para mejorar el rendimiento deportivo en los deportes con lanzamiento por encima del hombro. Todo personal técnico relacionado con el deporte como preparadores físicos o entrenadores, deberían programar los EF en función de los objetivos específicos de rendimiento de cada deporte y no centrarse sólo mejoras de fuerza. Este metaanálisis sugiere que se debe realizar una metodología individualizada y progresiva según el desarrollo y el nivel de entrenamiento, tanto en términos de volumen como de intensidad para cada jugador. Los futuros estudios en esta área deberían centrarse en mejorar la metodología y controlar la intensidad en todos los métodos de EF que se utilizan y detallar todas las variables

controladas en estos programas para lograr los mejores resultados. Sin embargo, la generalización de nuestros hallazgos está limitada el tipo de población seleccionada con los criterios de inclusión. Cuando la población no tiene tanta experiencia en la práctica del deporte específico es posible que se requieran otros métodos para la mejora de la velocidad de lanzamiento o mejorar previamente la adquisición o automatización del gesto técnico de lanzamiento. Otra limitación del presente estudio es que sólo se incluyeron estudios que aleatorizaron una muestra con más de 5 años de experiencia en el deporte específico, por lo que un pequeño grupo de estudios ha sido elegible para los análisis finales,

14.2 ESTUDIO II: Fiabilidad de un test de fuerza isocinético en bipedestación de los rotadores de hombro usando un dinamómetro electromecánico funcional.

Podemos concluir que ambas velocidades de ejecución presentan valores de fiabilidad entre altos y excelentes para la evaluación de la fuerza muscular en los rotadores de hombro. Basándose en este estudio, parece razonablemente recomendar la evaluación en posición de pie, ya sea a $0,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ o a $0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. También se recomienda a los clínicos utilizar más de un procedimiento para permitir mediciones funcionales basadas en las capacidades del paciente en el momento de la evaluación.

14.3 ESTUDIO III: Correlación entre la velocidad de lanzamiento por encima del hombro y la fuerza o la velocidad máxima de la rotación interna de hombro

Tras los resultados obtenidos en este estudio, si el objetivo es aumentar la velocidad de lanzamiento, no sería necesario implementar un programa de entrenamiento específico para los rotadores internos del hombro. Sería más recomendable entrenar grandes grupos musculares en combinación con un entrenamiento específico de lanzamiento para aumentar la velocidad de lanzamiento. El entrenamiento de los músculos rotadores del hombro debe centrarse en la estabilización de la articulación durante el movimiento para la prevención de lesiones articulares.

Este estudio sugiere que no hay una correlación directa entre la fuerza de RI del brazo de lanzamiento con la velocidad de lanzamiento en apoyo de balonmano. Este dato podría explicarse por la complejidad biomecánica del gesto de lanzamiento a portería, ya que depende de muchos factores a lo largo de la cadena cinética como para relacionar altamente este factor de rendimiento final con una mayor o menor fuerza en los RI de hombro. Deberían realizarse más estudios e investigaciones que cuantifiquen las características antropométricas y de fuerza muscular en otros planos anatómicos en los jugadores de balonmano para correlacionarlas con el rendimiento.

14.4 ESTUDIO IV: Efecto de varios protocolos de pre-activación para la mejora del lanzamiento por encima del hombro en jugadoras de balonmano.

Se obtuvieron mejoras en la velocidad de lanzamiento con ambos estímulos, pero considerando que tras el método VIR-R, el 86% de las jugadoras aumentó la velocidad de lanzamiento en los primeros minutos tras el protocolo, y que tras el método ISO, el 93% de las jugadoras mostraron mejoras en el rendimiento, creemos que la metodología utilizada es aplicable para las jugadoras

de balonmano. Sin embargo, si se va a utilizar la pre-activación tanto con el método VIR-R como con el método ISO, se deberían comprobar las respuestas individuales, considerando intervalos de descanso más largos entre la pre-activación y el ejercicio posterior (Seitz & Haff, 2016), ya que los resultados obtenidos pueden haberse visto influidos por el corto intervalo de descanso entre la pre-activación y los sets experimentales (Kobal et al., 2019).

15 Limitaciones

Tras la realización de las diferentes investigaciones, se han podido identificar una serie de limitaciones que se podrían haber mejorado de cara a una mayor globalización de los resultados obtenidos con respecto al uso de los dispositivos isocinéticos en el entrenamiento de fuerza para la mejora de la velocidad de lanzamiento por encima del hombro:

- En primer lugar, se requieren investigaciones estudiando las adaptaciones producidas por un entrenamiento isocinético en las variables de fuerza o de velocidad de lanzamiento.
- Si bien, durante la realización de esta tesis se evaluaron tanto a hombres como a mujeres, no se evaluó a la vez a ambas poblaciones. Esto podría haber evidenciado o no la existencia de diferencias relacionadas al sexo de la muestra. Pudiendo así obtener respuestas más globales.
- La población deportiva estudiada en todas las investigaciones, eran jugadores de balonmano, debido a que era la población con mayor disponibilidad para los autores, que

realizaran el lanzamiento por encima del hombro. Los resultados obtenidos no se pueden generalizar a otros deportes con este gesto técnico.

- En el estudio III, deberían de haberse evaluado tanto la fuerza como la velocidad máxima de los movimientos del hombro en los tres planos antropométricos para ver cuál de estos puede tener una mayor correlación con respecto a la velocidad de lanzamiento.
- En el estudio IV, se debería de haber registrado si existían cambios a lo largo de los 10 minutos de recuperación en la evaluación inicial, dado que es posible que se produzca una mejora del rendimiento posterior a la sola realización de lanzamientos.

Por lo tanto, nuestros resultados deben interpretarse con cautela e incluir un aumento en la población estudiada, considerando el tamaño de la muestra utilizada en este estudio, además del desarrollo de estudios longitudinales para corroborar estos hallazgos.

16 Futuras líneas de investigación

Debido a la reciente aparición de tecnologías y dispositivos que permiten la aplicación práctica del entrenamiento isocinético en el día a día de los deportistas, se puede considerar esta tesis doctoral un estudio exploratorio en esta área de conocimiento, existiendo múltiples posibilidades de desarrollo para reducir la brecha de conocimiento al respecto en la literatura. Siendo esta la situación actual, podemos hacer un resumen de las diferentes líneas de investigación que los autores consideran más interesante a desarrollar en un futuro próximo:

- Se debería de profundizar más sobre que movimientos del hombro pueden estar más relacionados con el rendimiento en la velocidad de lanzamiento. Así como estudiar de mejor manera, la obtención y fiabilidad de los datos del perfil de fuerza-velocidad en los diferentes movimientos del hombro, principalmente la rotación externa, pero también se debería de estudiar su relación con los gestos de flexión-extensión o abducción-aducción.
- En estudios posteriores se deberían comparar las diferentes poblaciones estudiadas en el estudio I a de esta tesis, para comprobar con datos empíricos, si realmente existen diferencias en las adaptaciones producidas por un entrenamiento de fuerza, ya sea de manera aguda, o de manera crónica.
- Sería muy interesante estudiar la respuesta de diferentes biomarcadores como las hormonas o las citoquinas tras la realización de diferentes metodologías de entrenamiento, para así estudiar el efecto que tienen estas, no solo en el rendimiento de los deportistas, sino también en las fases de fatiga y recuperación.

- El estudio de los efectos crónicos del entrenamiento isocinético en las variables de rendimiento de los deportistas sería de gran interés para los entrenadores y preparadores físicos. Además de la posible comparación con otras metodologías de entrenamiento de fuerza como las isotónicas o las isoinerciales.
- Finalmente, la determinación de cuáles son las velocidades isocinéticas óptimas para producir mejoras tanto en la fuerza como en la velocidad de lanzamiento por encima del hombro sería un gran punto de partida para realizar recomendaciones a la hora de entrenar con estos dispositivos.

17 Bibliografía

Bibliografía

Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002).

Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *93*(4), 1318–1326.

<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>

- Agopyan, A., Ozbar, N., & Ozdemir, S. N. (2018). Effects of 8-Week Thera-Band Training on Spike Speed, Jump Height and Speed of Upper Limb Performance of Young Female Volleyball Players. *International Journal of Applied Exercise Physiology*, 7(1), 63–76. <https://doi.org/10.22631/ijaep.v7i1.218>
- Aguilar-Martínez, D., Chiroso, L. J., Martín, I., Chiroso, I. J., & Cuadrado-Reyes, J. (2012). Effect of Power Training in Throwing Velocity in Team Handball. *Revista Internacional de Edición y Ciencias de La Actividad Física y Del Deporte*, 12(48), 729–744. Retrieved from <http://www.redalyc.org/html/542/54224840009/>
- Ahtiainen, J. P., Pakarinen, A., Alen, M., Kraemer, W. J., & Häkkinen, K. (2003). Muscle hypertrophy, hormonal adaptations and strength development during strength training in strength-trained and untrained men. *European Journal of Applied Physiology*, 89(6), 555–563. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0833-3>
- Aloui, G., Hermassi, S., Hammami, M., Gaamouri, N., Bouhafs, E. G., Comfort, P., ... Chelly, M. S. (2019). Effects of an 8-Week In-Season Upper Limb Elastic Band Training Programme on the Peak Power, Strength, and Throwing Velocity of Junior Handball Players. *Sportverletzung-Sportschaden*, 33(3), 133–141. <https://doi.org/10.1055/a-0819-5185>
- Andersen, L. L., Vinstrup, J., Jakobsen, M. D., & Sundstrup, E. (2017). Validity and reliability of elastic resistance bands for measuring shoulder muscle strength. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 27(8), 887–894. <https://doi.org/10.1111/sms.12695>
- Andrade, M. D. S., Fleury, A. M., de Lira, C. A. B., Dubas, J. P., & da Silva, A. C. (2010). Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *Journal of Sports Sciences*, 28(7), 743–749. <https://doi.org/10.1080/02640411003645687>
- Arjunan, S. P., Kumar, D. K., & Naik, G. (2014). Computation and evaluation of features of surface electromyogram to identify the force of muscle contraction and muscle fatigue. *BioMed Research International*, 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/197960>
- Balshaw, T. G., Massey, G. J., Maden-Wilkinson, T. M., Lanza, M. B., & Folland, J. P. (2019). Neural adaptations after 4 years vs 12 weeks of resistance training vs untrained. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 29(3), 348–359. <https://doi.org/10.1111/sms.13331>

- Baltzopoulos, V., & Brodie, D. A. (1989). Isokinetic Dynamometry: Applications and Limitations. *Sports Medicine*, *8*(2), 101–116. <https://doi.org/10.2165/00007256-198908020-00003>
- Bayios, I., Anastasopoulou, E. M., Siuodris, D. ., & Boudolos, K. (2001). Relationship between isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators and ball velocity in team handball. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *41*(2), 229–235.
- Behringer, M., Neuerburg, S., Matthews, M., & Mester, J. (2013). Effects of two different resistance-training programs on mean tennis-serve velocity in adolescents. *Pediatric Exercise Science*, *25*(3), 370–384. <https://doi.org/10.1123/pes.25.3.370>
- Beneka, A., Mailliou, P., Giannakopoulos, K., Kyrialanis, P., & Godolias, G. (2002). Different training modes for the rotator cuff muscle group. A comparative study. *Isokinetics and Exercise Science*, *10*(2), 73–79. Retrieved from <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=13912456>
- Bergeron, M. F., Mountjoy, M., Armstrong, N., Chia, M., Côté, J., Emery, C. A., ... Engebretsen, L. (2015). International Olympic Committee consensus statement on youth athletic development. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(13), 843–851. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094962>
- Bergun, M., Aydin, M., Çolak, T., Özbek, A., & Bulgan, C. (2009). 3D Kinematic Analysis of Overarm. *Kinesiology*, *41*(1), 105–111.
- Bird, S. R., Tarpinning, K. M., & Marino, F. E. (2005). Designing Resistance Training Programmes to Enhance Muscular Fitness. *Sports Medicine*, *35*(10), 841–851.
- Bloomfield, J., Blanksby, B. A., Ackland, T. R., & Allison, G. T. (1990). The influence of strength training on overhead throwing velocity of elite water polo players. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, *22*(3), 63–67.
- Bragazzi, N. L., Rouissi, M., Hermassi, S., & Chamari, K. (2020). Resistance Training and Handball Players' Isokinetic, Isometric and Maximal Strength, Muscle Power and Throwing Ball Velocity: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *17*(8), 1–19.
- Broztman, S. B., & Wilk, K. E. (2005). *Rehabilitacion ortopedica clinica*. Madrid, España: Elsevier.

- Brzycki, M. (1993). Strength Testing—Predicting a One-Rep Max from Reps-to-Fatigue. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 64(1), 88–90.
<https://doi.org/10.1080/07303084.1993.10606684>
- Bull, F. C., Al-Ansari, S. S., Biddle, S., Borodulin, K., Buman, M. P., Cardon, G., ... Willumsen, J. F. (2020). World Health Organization 2020 guidelines on physical activity and sedentary behaviour. *British Journal of Sports Medicine*, 54(24), 1451–1462.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-102955>
- Burd, N. A., Tang, J. E., Moore, D. R., Phillips, S. M., Daly, R. M., Connell, S. L. O., ... Phillips, S. M. (2009). Exercise training and protein metabolism : influences of contraction , protein intake , and sex-based differences exercise Regulation of Protein Metabolism in Exercise and Recovery intake , and sex-based differences. *J Appl Physiol*, 106, 1692–1701.
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.91351.2008>
- Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler, W. Ben. (2003). The disabled throwing shoulder: Spectrum of pathology part III: The SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 19(6), 641–661. [https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(03\)00389-X](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(03)00389-X)
- Byram, I. R., Bushnell, B. D., Dugger, K., Charron, K., Harrell, F. E., & Noonan, T. J. (2010). Preseason shoulder strength measurements in professional baseball pitchers: Identifying players at risk for injury. *American Journal of Sports Medicine*, 38(7), 1375–1382.
<https://doi.org/10.1177/0363546509360404>
- Caballero, C., Luis, V., & Sabido, R. (2012). Efecto De Diferentes Estrategias De Aprendizaje Sobre El Rendimiento Y La Cinematica En El Lanzamiento Del Armado Clasico En Balonmano. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 28, 83–100.
- Campos, G. E. R., Luecke, T. J., Wendeln, H. K., Toma, K., Hagerman, F. C., Murray, T. F., ... Staron, R. S. (2002). Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: Specificity of repetition maximum training zones. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1–2), 50–60. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0681-6>
- Campos Jara, C. A. (2014). *Validez y fiabilidad del dispositivo haefni health (h.h.1) como sistema integral de evaluación y control en la rehabilitación funcional* (First). (L. J. Chiroso & I. Martin, Eds.). Universidad de Granada, Granada.

- Caruso, J. F., Brown, L. E., & Tufano, J. J. (2012). The reproducibility of isokinetic dynamometry data. *Isokinetics and Exercise Science*, *20*(4), 239–253. <https://doi.org/10.3233/IES-2012-0477>
- Castro, M. P., Fonseca, P., Morais, S. T., Borgonovo-Santos, M., Coelho, E. F. C., Ribeiro, D. C., ... Morais, S. T. (2017). Functional shoulder ratios with high velocities of shoulder internal rotation are most sensitive to determine shoulder rotation torque imbalance: a cross-sectional study with elite handball players and controls. *Sports Biomechanics*, *18*(1), 39–50. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1380222>
- Cerda Vega, E., Jerez-Mayorga, D., Jara, C. C., Guzman-guzman, I., Ponce, A. R., & Chiroso, L. J. (2018). Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS ONE*, *8*(13), 1–12.
- Cerrato, D. V., Palao, J. M., Femia, P., & Ureña, A. (2018). Effect of eight weeks of upper-body plyometric training during the competitive season on professional female volleyball players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *58*(10), 1423–1431. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07527-2>
- Chamorro, C., De La Fuente, C., Jerez, D., Campos, C., & Chiroso, L. J. (2018). Reliability of shoulder rotators isometric strength test using a novel pulley electromechanical dynamometer. Influence of the assessment position. *Asian Journal of Sports Medicine*, *9*(2). <https://doi.org/10.5812/asjasm.60406>
- Chamorro, C., de la Fuente, C., Rubio, J., Campos, C., & Chiroso, L. J. (2019). Absolute reliability and concurrent validity of a novel electromechanical pulley dynamometer for measuring shoulder rotation isometric strength in asymptomatic subjects. Study conducted at Pontificia Universidad Católica, Santiago, Chile. *Journal of the Pakistan Medical Association*, *69*(7), 1000–1005.
- Chelly, M., Hermassi, S., & Shephard, R. J. (2010). Relationships Between Power and Strength of the Upper and Lower Limb Muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(6), 1480–1487.
- Chelly, M. S., Hermassi, S., Aouadi, R., & Shephard, R. J. (2014). Effects of 8-weeks in-season plyometric training on upper and lower limb performance of elite adolescent handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *28*(5), 1401–1410.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000279>

- Cherif, M., Chtourou, H., Souissi, N., Aouidet, A., & Chamari, K. (2016). Maximal power training induced different improvement in throwing velocity and muscle strength according to playing positions in elite male handball players. *Biology of Sport*, *33*(4), 393–398. <https://doi.org/10.5604/20831862.1224096>
- Chirosa-Rios, L. J., Cuevas-Aburto, J., Martínez-García, D., Ulloa-Díaz, D., Andrades-Ramírez, O. A., Martínez, I., & Garcí-Ramos, A. (2020). Reliability of Throwing Velocity during Non-specific and Specific Handball Throwing Tests. *International Journal of Sports Medicine*, 2–9. <https://doi.org/10.1055/a-1273-8630>
- Chu, S. K., Jayabalan, P., Kibler, W. Ben, & Press, J. (2016). The Kinetic Chain Revisited: New Concepts on Throwing Mechanics and Injury. *PM and R*, *8*(3), S69–S77. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.11.015>
- Cochran, W. G. (1954). The Combination of Estimates from Different Experiments. *International Biometric Society Stable*, *10*(1), 101–129. <https://doi.org/10.2307/3001666>
- Coffey, V. G., & Hawley, J. A. (2007). The molecular bases of training adaptation. *Sports Medicine*, *37*(9), 737–763. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737090-00001>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd ed.). New York: Lawrence Erlbaum Associates.
- Cormie, P, McCauley, G. O., & McBride, J. M. (2007). Power Versus Strength–Power Jump Squat Training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *39*(6), 996–1003. <https://doi.org/10.1097/mss.0b013e3180408e0c>
- Cormie, P, McGuigan, M., & Newton, R. (2011). Developing Maximal Neuromuscular Power. Part 2 - Training Considerations for Improving Maximal Power Production. *Sports Medicine*, *41*(2), 125–146.
- Cormie, Prue, McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing Maximal Neuromuscular. *Sports Medicine*, *41*(2), 17–39.
- Courel-Ibáñez, J., Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Escribano-Peñas, P., Chavarren-Cabrero, J., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2019). Reproducibility and Repeatability of Five Different Technologies for Bar Velocity Measurement in Resistance Training. *Annals of Biomedical Engineering*, *47*(7), 1523–1538.

<https://doi.org/10.1007/s10439-019-02265-6>

- Dalziel, W. M., Neal, R. J., & Watts, M. C. (2002). A comparison of peak power in the shoulder press and shoulder throw. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia*, 5(3), 229–235. [https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(02\)80007-X](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(02)80007-X)
- Dauty, M., Kitar, E., Dubois, C., & Potiron-Josse, M. (2005). Relationship between ball velocity and the shoulder rotators isokinetic torque in high-level handball players. *Science and Sports*, 20(5–6), 300–303. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2005.06.001>
- Deisting, S., Møller, M., Bencke, J., & Sørensen, H. (2019). Human Movement Science Shoulder kinematics and kinetics of team handball throwing : A scoping review. *Human Movement Science*, 64(August 2018), 203–212. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.02.006>
- DerSimonian, R., & Laird, N. (1986). Meta-analysis in clinical trials. *Controlled Clinical Trials*, 7(3), 177–188. [https://doi.org/10.1016/0197-2456\(86\)90046-2](https://doi.org/10.1016/0197-2456(86)90046-2)
- Dobbs, W. C., Toluoso, D. V., Fedewa, M. V., & Esco, M. R. (2018). Effect of Postactivation Potentiation on Explosive Vertical Jump: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 00(00), 1–10. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002750>
- Dohoney, P., Chromiak, J. A., Lemire, D., Abadie, B. R., & Kovacs, C. (2002). Prediction of one repetition maximum (1-RM) strength from a 4-6 RM and a 7-10 RM submaximal strength test in healthy young adult males. *Journal of Exercise Physiology Online*, 5(3), 54–59.
- Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017). Eccentric Exercise: Physiological Characteristics and Acute Responses. *Sports Medicine*, 47(4), 663–675. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0624-8>
- Dvir, Z. (2014). Paramètres pertinents, moins pertinents et non pertinents dans les tests Isocinétiques: Quelques commentaires critiques. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, 85, 15–21. <https://doi.org/10.1051/sm/2013088>
- Dvir, Z., & Keating, J. (2001). Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clinical Biomechanics*, 16(7), 627–630. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00038-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00038-9)
- Dvir, Z., & Müller, S. (2019). Multiple-Joint Isokinetic Dynamometry: A Critical Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 00(00), 1–15.

- Edouard, P., Codine, P., Samozino, P., Bernard, P. L., Hérisson, C., & Gremeaux, V. (2013). Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *Journal of Science and Medicine in Sport, 16*(2), 162–165.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.01.007>
- Edouard, P., Samozino, P., Julia, M., Gleizes Cervera, S., Vanbiervliet, W., Calmels, P., & Gremeaux, V. (2011). Reliability of isokinetic assessment of shoulder-rotator strength: a systematic review of the effect of position. *Journal of Sport Rehabilitation, 20*(3), 367–383.
<https://doi.org/10.1123/jsr.20.3.367>
- Enoka, R. M. (2002). Activation order of motor axons in electrically evoked contractions. *Muscle and Nerve, 25*(6), 763–764. <https://doi.org/10.1002/mus.10117>
- Eraslan, L., Castelein, B., Spanhove, V., Orhan, C., Duzgun, I., & Cools, A. (2020). Effect of Plyometric Training on Sport Performance in Adolescent Overhead Athletes: A Systematic Review. *Sports Health, XX*(X). <https://doi.org/10.1177/1941738120938007>
- Erickson, B. J., Atlee, T. R., Chalmers, P. N., Bassora, R., Inzerillo, C., Beharrie, A., & Romeo, A. A. (2020). Training With Lighter Baseballs Increases Velocity Without Increasing the Injury Risk. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 8*(3), 1–11.
<https://doi.org/10.1177/2325967120910503>
- Erickson, B. J., Thorsness, R. J., Hamamoto, J. T., & Verma, N. N. (2016). The Biomechanics of Throwing. *Operative Techniques in Sports Medicine, 24*(3), 156–161.
<https://doi.org/10.1053/j.otsm.2016.04.002>
- Ertugrul, G., Muhittin, D., Meric Bingul, B., Cigdem, B., & Mensure, A. (2012). Acute effects of static stretching, dynamic exercises, and high volume upper extremity plyometric activity on tennis serve performance. *Journal of Sports Science and Medicine, 11*(4), 600–605.
- Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Medicine, 39*(7), 569–590. Retrieved from
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ccm&AN=105395182&site=ehost-live>
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Yamashiro, K., Mikla, T., Dunning, R., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2010). Effects of a 4-Week youth baseball conditioning program on throwing velocity.

Journal of Strength and Conditioning Research, 24(12), 3247–3254.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181db9f59>

- Escamilla, R. F., Ionno, M., DeMahy, M. S., Fleisig, G. S., Wilk, K. E., Yamashiro, K., ... Andrews, J. R. (2012). Comparison of Three Baseball-Specific 6-Week Training Programs on Throwing Velocity in High School Baseball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(7), 1767–1781. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182578301>
- Escamilla, R. F., Speer, K. P., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2000). Effects of throwing overweight and underweight baseballs on throwing velocity and accuracy. *Sports Medicine*, 29(4), 259–272. <https://doi.org/10.2165/00007256-200029040-00004>
- Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Medicine*, 39(8), 663–685. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939080-00004>
- Ettema, G., Glosen, T., Van Den Tillaar, R., Gløsen, T., & Van Den Tillaar, R. (2008). Effect of specific resistance training on overarm throwing performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 3(2), 164–175. <https://doi.org/10.1123/ijsp.3.2.164>
- Evangelidis, P. E., Massey, G. J., Pain, M. T. G., & Folland, J. P. (2016). Strength and size relationships of the quadriceps and hamstrings with special reference to reciprocal muscle balance. *European Journal of Applied Physiology*, 116(3), 593–600. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3321-7>
- Falk, B., Brunton, L., Dotan, R., Usselman, C., Klentrou, P., & Gabriel, D. (2009). Muscle strength and contractile kinetics of isometric elbow flexion in girls and women. *Pediatric Exercise Science*, 21(3), 354–364. <https://doi.org/10.1123/pes.21.3.354>
- Fernandez-Fernandez, J., De Villarreal, E. S., Sanz-Rivas, D., & Moya, M. (2016). The effects of 8-week plyometric training on physical performance in young tennis players. *Pediatric Exercise Science*, 28(1), 77–86. <https://doi.org/10.1123/pes.2015-0019>
- 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. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12(2), 232–239.
- Figueiredo, V. C., de Salles, B. F., & Trajano, G. S. (2018). Volume for Muscle Hypertrophy and Health Outcomes: The Most Effective Variable in Resistance Training. *Sports Medicine*,

- 48(3), 499–505. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0793-0>
- Forthomme, B., Dvir, Z., Crielaard, J. M., & Croisier, J. L. (2011). Isokinetic assessment of the shoulder rotators: A study of optimal test position. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 31(3), 227–232. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2010.01005.x>
- Franchi, M. V., Reeves, N. D., & Narici, M. V. (2017). Skeletal muscle remodeling in response to eccentric vs. concentric loading: Morphological, molecular, and metabolic adaptations. *Frontiers in Physiology*, 8(JUL), 1–16. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00447>
- Franchi, M. V., & Maffiuletti, N. A. (2019). Distinct modalities of eccentric exercise: Different recipes, not the same dish. *Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00093.2019>
- Freeston, J., Adams, R., & Kieron, R. (2015). Shoulder Proprioception is not Related to Throwing Speed or Accuracy in Elite Adolescent Male Baseball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(1), 181–187.
- Freeston, Jonathan, & Rooney, K. (2008). Progressive velocity throwing training increases velocity without detriment to accuracy in sub-elite cricket players: A randomized controlled trial. *European Journal of Sport Science*, 8(6), 373–378. <https://doi.org/10.1080/17461390802284415>
- Freeston, Jonathan, & Rooney, K. (2014). Throwing Speed and Accuracy in Baseball and Cricket Players. *Perceptual and Motor Skills*, 118(3), 637–650. <https://doi.org/10.2466/30.PMS.118k25w4>
- Frisiello, S., Gazaille, A., O'Halloran, J., Palmer, M. L., & Waugh, D. (1994). Test-Retest Reliability of Eccentric Peak Torque Values for Shoulder Medial and Lateral Rotation Using the Biodex Isokinetic Dynamometer. *Journal of Orthopaedic and Sports Therapy*, 19(6), 341–344.
- Gabbett, T. J. (2020). Debunking the myths about training load, injury and performance: empirical evidence, hot topics and recommendations for practitioners. *British Journal of Sports Medicine*, 54(1), 58–66. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099784>
- García-Ramos, A., Barboza-González, P., Ulloa-Díaz, D., Rodríguez-Perea, A., Martínez-García, D., Guede-Rojas, F., ... Weakley, J. (2019). Reliability and validity of different methods of estimating the one-repetition maximum during the free-weight prone bench pull exercise.

Journal of Sports Sciences, 37(19), 2205–2212.

<https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1626071>

García-Ramos, A., Haff, G. G., Pestaña-Melero, F. L., Pérez-Castilla, A., Rojas, F. J., Balsalobre-Fernández, C., & Jaric, S. (2018). Feasibility of the 2-point method for determining the 1-repetition maximum in the bench press exercise. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(4), 474–481. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0374>

Physiology and Performance, 13(4), 474–481. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0374>

García-Ramos, A., Jaric, S., Padial, P., & Feriche, B. (2016). Force-velocity relationship of upper body muscles: Traditional versus ballistic bench press. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(2), 178–185. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0162>

Gilmore, S. L., Brilla, L. R., Suprak, D. N., Chalmers, G. R., & Dahlquist, D. T. (2018). Effect of a High-Intensity Isometric Potentiating Warm-up on Bat Velocity. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(1), 152–158. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002855>

Gómez Navarrete, J. S., Solana, R. S., Gómez-Valadés Horrillo, J. M., & Murillo, D. B. (2011).

Influencia aguda de la aplicación de un tratamiento de fuerza basado en el método de contrastes combinado, sobre la precisión y la velocidad del lanzamiento en balonmano. /

Acute influence of the application of strength treatment based on the combined c. *E-Balonmano.Com: Journal of Sports Science / Revista de Ciencias Del Deporte*, 7(1), 5–16.

Retrieved from

<http://content.ebscohost.com/ContentServer.asp?T=P&P=AN&K=67075068&S=R&D=s3h&EbscoContent=dGJyMMTo50Sep684yNfsOLCmr0ueprZSsqu4SLGWxWXS&ContentCustomer=dGJyMPGusU+wqLdKuePfgex44Dt6fIA%5Cnhttp://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=6707506>

González-Badillo, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*, 31(5), 347–352. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248333>

Gorostiaga, E. M., Granados, C., Ibáñez, J., González-Badillo, J. J., & Izquierdo, M. (2006).

Effects of an entire season on physical fitness changes in elite male handball players.

Medicine and Science in Sports and Exercise, 38(2), 357–366.

<https://doi.org/10.1249/01.mss.0000184586.74398.03>

Granados, C., Izquierdo, M., Ibáñez, J., Ruesta, M., & Gorostiaga, E. M. (2008). Effects of an

- entire season on physical fitness in elite female handball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *40*(2), 351–361. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31815b4905>
- Gray, S., Watts, S., Debicki, D., & Hore, J. (2006). Comparison of kinematics in skilled and unskilled arms of the same recreational baseball players. *Journal of Sports Sciences*, *24*(11), 1183–1194. <https://doi.org/10.1080/02640410500497584>
- Greenfield, B. H., Donatelli, R., Wooden, M. J., & Wilkes, J. (1990). Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. / Evaluation isocinetique de la force rotatoire de l'épaule entre le plan de l'omoplate et le plan frontal. *American Journal of Sports Medicine*, *18*(2), 124–128. Retrieved from <http://articles.sirc.ca/search.cfm?id=254553%5Cnhttp://ezproxy.library.uvic.ca/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=sph&AN=SPH254553&site=ehost-live&scope=site%5Cnhttp://www.aossm.org/>
- Greig, L., Stephens Hemingway, B. H., Aspe, R. R., Cooper, K., Comfort, P., & Swinton, P. A. (2020). Autoregulation in Resistance Training: Addressing the Inconsistencies. *Sports Medicine*, *50*(11), 1873–1887. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01330-8>
- Grgic, J., Schoenfeld, B. J., Davies, T. B., Lazineca, B., Krieger, J. W., & Pedisic, Z. (2018). Effect of Resistance Training Frequency on Gains in Muscular Strength: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, *48*(5), 1207–1220. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0872-x>
- Grgic, J., Schoenfeld, B. J., Orazem, J., & Sabol, F. (2021). Effects of resistance training performed to repetition failure or non-failure on muscular strength and hypertrophy : a systematic review and meta-analysis. *Journal of Sport and Health Science*, (January). <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.01.007>
- Gutierrez-Davila, M. (2015). *Fundamentos de Biomecánica Deportiva*. (Sintesis, Ed.). Madrid.
- Hadzic, V., Ursej, E., Kalc, M., & Dervisevic, E. (2012). Reproducibility of shoulder short range of motion isokinetic and isometric strength testing. *Journal of Exercise Science and Fitness*, *10*(2), 83–89. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2012.10.005>
- Hermassi, S, van den Tillaar, R., Khelifa, R., Chelly, M. S., & Chamari, K. (2015). Comparison of In-Season-Specific Resistance vs. a Regular Throwing Training Program on Throwing Velocity, Anthropometry, and Power Performance in Elite Handball Players. *Journal of*

Strength and Conditioning Research, 29(8), 2105–2114.

Hermassi, Souhail, Chelly, M. S., Bragazzi, N. L., Shephard, R. J., & Schwesig, R. (2019). In-season weightlifting training exercise in healthy male handball players: Effects on body composition, muscle volume, maximal strength, and ball-throwing velocity. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(22), 1–14.

<https://doi.org/10.3390/ijerph16224520>

Hermassi, Souhail, Chelly, M. S., Fathloun, M., & Shephard, R. J. (2010). The effect of heavy-vs. moderate-load training on the development of strength, power, and throwing ball velocity in male handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(9), 2408–2418. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e58d7c>

Hermassi, Souhail, Chelly, M. S., Tabka, Z., Shephard, R. J., & Chamari, K. (2011). Effects of 8-Week in-Season Upper and Lower Limb Heavy Resistance Training on The Peak Power, Throwing Velocity, and Sprint Performance of Elite Male Handball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(9), 2424–2433.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182030edb>

Hermassi, Souhail, Ingebrigtsen, J., Schwesig, R., Fieseler, G., Delank, K.-S., Chamari, K., ... Chelly, M.-S. (2019). Effects of Short-Term In-Season Weightlifting Training on the Muscle Strength, Peak Power, Sprint Performance, and Ball-Throwing Velocity of Male Handball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(12), 3309–3321.

<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003068>

Hermassi, Souhail, van den Tillaar, R., Khelifa, R., Chelly, M.-S. M., & Chamari, K. (2015). Comparison of in-season-specific resistance vs. a regular throwing training program on throwing velocity, anthropometry, and power performance in elite handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(8), 3335–3344.

Herzog, W. (2017). Skeletal muscle mechanics: Questions, problems and possible solutions Daniel P Ferris. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 14(1), 1–17.

<https://doi.org/10.1186/s12984-017-0310-6>

Hislop, H. J., & Perrine, J. J. (1967). The isokinetic concept of exercise. *Physical Therapy*, 47(2), 114–117.

Hoff, J., & Almasbakk, B. (1995). The effects of maximum strength training on throwing

- velocity and muscle strength in female team-handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9(4), 255–258.
- Holtermann, A., Grönlund, C., Karlsson, J. S., & Roeleveld, K. (2008). Differential activation of regions within the biceps brachii muscle during fatigue. *Acta Physiologica*, 192(4), 559–567. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2007.01775.x>
- Holtermann, A., Grönlund, C., Karlsson, J. S., & Roeleveld, K. (2009). Motor unit synchronization during fatigue: Described with a novel sEMG method based on large motor unit samples. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 232–241. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.08.008>
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3–12. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Howe, H. S., Welsh, T. N., & Sabiston, C. M. (2017). The association between gender role stereotypes, resistance training motivation, and participation. *Psychology of Sport and Exercise*, 33, 123–130. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2017.08.006>
- Huerta-Ojeda, A., Jerez-Mayorga, D., Maliqueo, S. G., Martinez-Garcia, D., Rodriguez-Perea, A., Arias-Poblete, L., ... Chiroso-Ríos, L. J. (2021). Influence of Maximal Isometric Force on Time in 20-meters sprints. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, 27(1), 97–101.
- Huxley, A. F., & Niedergerke, R. (1954). Structural changes in muscle during contraction. *Nature*, 4412(4412), 971–973.
- Ignjatovic, A. M., Markovic, Z. M., & Radovanovic, D. S. (2012). Effects of 12-week Medicine Ball Training on Muscle Strength and Power in Young Female Handball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8), 2166–2173.
- Iossifidou, A. N., & Baltzopoulos, V. (2000). Peak power assessment in isokinetic dynamometry. *European Journal of Applied Physiology*, 82(1–2), 158–160. <https://doi.org/10.1007/s004210050667>
- Janse de Jonge, X., Thompson, B., & Han, A. (2019). Methodological Recommendations for Menstrual Cycle Research in Sports and Exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51(12), 2610–2617. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002073>
- Jerez-Mayorga, D., Ríos, L. J. C., Reyes, A., Delgado-Floody, P., Payer, R. M., & Requena, I. M.

- G. (2019). Muscle quality index and isometric strength in older adults with hip osteoarthritis. *PeerJ*, 2019(8), 1–17. <https://doi.org/10.7717/peerj.7471>
- Johnson, J. E., Fullmer, J. A., Nielsen, C. M., Johnson, J. K., & Moorman, C. T. (2018). Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Injuries: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 6(5), 1–10. <https://doi.org/10.1177/2325967118773322>
- Kaczmarek, P. K. rzyszto., Lubiatowski, P., Cisowski, P., Grygorowicz, M., Łepski, M., Długosz, J., ... Romanowski, L. (2014). Shoulder problems in overhead sports. Part I - biomechanics of throwing. *Polish Orthopedics and Traumatology*, 79(June 2016), 50–58.
- Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*, 15 Suppl 1, S11-8. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021104>
- Kawamori, N., & Haff, G. G. (2004). The optimal training load for the development of muscular power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 675–684.
- Kibler, W. Ben, Wilkes, T., & Sciascia, A. (2013). Mechanics and pathomechanics in the overhead athlete. *Clinics in Sports Medicine*, 32(4), 637–651. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2013.07.003>
- Knuttgén, H. G., & Kraemer, W. J. (1987). Terminology and Measurement in Exercise Performance. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(1987\)001<0001:tamiep>2.3.co;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(1987)001<0001:tamiep>2.3.co;2)
- Kobal, R., Pereira, L. A., Kitamura, K., Paulo, A. C., Ramos, H. A., Carmo, E. C., ... Loturco, I. (2019). Post-Activation Potentiation: Is there an Optimal Training Volume and Intensity to Induce Improvements in Vertical Jump Ability in Highly-Trained Subjects? *Journal of Human Kinetics*, 66(1), 195–203. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0071>
- Komi, P. V., Linnamo, V., Silventoinen, P., & Sillanpää, M. (2000). Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(10), 1757–1762. <https://doi.org/10.1097/00005768-200010000-00015>
- Kraemer, W. J., Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G. A., Dooly, C., Feigenbaum, M. S., ... Triplett-McBride, T. (2002). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(2), 364–380.

<https://doi.org/10.1097/00005768-200202000-00027>

Kraiger, K., Ford, K. J., & Salas, E. (1993). Application of Cognitive, Skill-Based, and Affective Theories of Learning Outcomes to New Methods of Training Evaluation. *Journal of Applied Psychology, 78*(2), 311–328.

Kramer, J. F., & Ng, L. R. (1996). Static and Dynamic Strength of the Shoulder Rotators in Healthy, 45- to 75-Year-Old Men and Women. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 24*(1), 11–18. <https://doi.org/10.2519/jospt.1996.24.1.11>

Lacerda, L. T., Martins-Costa, H. C., Diniz, R. C. R., Lima, F. V., Andrade, A. G. P., Tourino, F. D., ... Chagas, M. H. (2016). Variations in Repetition Duration and Repetition Numbers Influence Muscular Activation and Blood Lactate Response in Protocols Equalized by Time Under Tension. *Journal of Strength and Conditioning Research, 30*(1), 251–258.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001044>

Lee, S. E. K., Lira, C. A. B. de, Nouailhetas, V. L. A., Vancini, R. L., & Andrade, M. S. (2018). Do isometric, isotonic and/or isokinetic strength trainings produce different strength outcomes? *Journal of Bodywork and Movement Therapies, 22*(2), 430–437.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.08.001>

Lehman, G., Drinkwater, E., & Behm, D. (2013). Correlation of Throwing Velocity to the Results of Lower-Body Field Test In Male College Baseball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research, 27*(4), 902–908.

Lesinski, M., Herz, M., Schmelcher, A., & Granacher, U. (2020). Effects of Resistance Training on Physical Fitness in Healthy Children and Adolescents: An Umbrella Review. *Sports Medicine, 50*(11), 1901–1928. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01327-3>

Lesinski, M., Prieske, O., & Granacher, U. (2016). Effects and dose-response relationships of resistance training on physical performance in youth athletes: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine, 50*(13), 781–795.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095497>

Lieber, R. L., & Fridén, J. (2000). Functional and Clinical Significance of Skeletal Muscle Architecture. *Muscle Nerve, 23*(November), 1647–1666.

Lloyd, R., Cronin, J. B., Faigenbaum, A. D., Haff, G. G., Howard, R., Kraemer, W. J., ... Oliver, J. (2016). NSCA position statement on long-term athletic development. *Journal of Strength*

- & Conditioning Research*, 30(6), 1491–1509.
- Lopez-Chicharro, J., & Fernandez, A. (2006). *Fisiología del ejercicio* (3ª). Panamericana.
- Lopez, P. (2005). *Efecto de la oposición sobre los factores biomecánicos del lanzamiento en salto en balonmano*.
- Lubiatowski, P., Kaczmarek, P., Cisowski, P., Breborowicz, E., Grygorowicz, M., Dzianach, M., ... Romanowski, L. (2018). Rotational glenohumeral adaptations are associated with shoulder pathology in professional male handball players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 26(1), 67–75. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4426-9>
- Maddigan, M. E., Behm, D. G., & Belfry, G. R. (2014). High-intensity interval training for improvement of overhand throwing velocity. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 19(1), 36–40. <https://doi.org/10.1123/ijatt.2013-0046>
- Malerba, J. L., Adam, M. L., Harris, B. A., & Krebs, D. E. (1993). Reliability of Dynamic and Isometric Testing of Shoulder External and Internal Rotators. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(4), 543–552. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.4.543>
- Manchado, C., Cortell-Tormo, J. M., & Tortosa-Martínez, J. (2018). Effects of two different training periodization models on physical and physiological aspects of elite female team handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(1), 280–287. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002259>
- Maroto-Izquierdo, S., McBride, J. M., Gonzalez-Diez, N., García-López, D., González-Gallego, J., & de Paz, J. A. (2020). Comparison of Flywheel and Pneumatic Training on Hypertrophy, Strength, and Power in Professional Handball Players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 00(00), 1–15. <https://doi.org/10.1080/02701367.2020.1762836>
- Marques, M. C. M. C., van den Tilaar, R., Vescovi, J. D., Gonzalez-Badillo, J. J., Tillaar, R. Van Den, Vescovi, J. D., & González-badillo, J. J. (2007). Relationship between throwing velocity, muscle power, and bar velocity during bench press in elite handball players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2(4), 414–422. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2.4.414>
- Marques, Mario C., & González-Badillo, J. J. (2006). In-Season Resistance Training and Detraining in Professional Team Handball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 563–571.

- Marques, Mário C., Liberal, S. M., Costa, A. M., van den Tilar, R., Sánchez-Medina, L., Martins, J. C., ... Marinho, D. A. (2012). Effects of Two Different Training Programs with Same Workload on Throwing Velocity by Experienced Water Polo Players. *Perceptual and Motor Skills*, 115(3), 895–902. <https://doi.org/10.2466/25.23.PMS.115.6.895-902>
- Martinez-Garcia, Dario, Rodriguez-Perea, A., Barboza, P., Ulloa-Díaz, D., Jerez-Mayorga, D., Chiroso, I., & Ríos, L. J. C. (2020). Reliability of a standing isokinetic shoulder rotators strength test using a functional electromechanical dynamometer: Effects of velocity. *PeerJ*, 8, 1–15. <https://doi.org/10.7717/peerj.9951>
- Martinez-Garcia, Darío, Rodriguez-Perea, A., Huerta-Ojeda, A., Jerez-Mayorga, D., Chiroso, L. J., Ruiz-Fuentes, P., & Chiroso, I. J. (2021). Effects of pre-activation with variable intra-repetition resistance on throwing velocity in female handball players: a methodological proposal. *Journal of Human Kinetics*, 77(19). <https://doi.org/10.2478/hukin-2021-0022>
- Mascarin, N. C., de Lira, C. A. B., Vancini, R. L., de Castro Pochini, A., da Silva, A. C., dos Santos Andrade, M., ... dos Santos Andrade, M. (2016). Strength Training Using Elastic Band Improves Muscle Power and Throwing Performance in Young Female Handball Players. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(3), 1–25. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0153>
- Matthys, S. P. J., Fransen, J., Vaeyens, R., Lenoir, M., & Philippaerts, R. (2013). Differences in biological maturation, anthropometry and physical performance between playing positions in youth team handball. *Journal of Sports Sciences*, 31(12), 1344–1352. <https://doi.org/10.1080/02640414.2013.781663>
- Mayer, F., Horstmann, T., Kranenberg, U., Röcker, K., & Dickhuth, H.-H. (1994). Reproducibility of Isokinetic Peak Torque and Angle at Peak Torque in the Shoulder Joint. *International Journal of Sports Medicine*, 15(S 1), S26–S31. <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021106>
- McEvoy, K. P., & Newton, R. U. (1998). Baseball throwing speed and base running speed: The effects of ballistic resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 12(4), 216–221. <https://doi.org/10.1519/00124278-199811000-00002>
- McNulty, K. L., Elliott-Sale, K. J., Dolan, E., Swinton, P. A., Ansdell, P., Goodall, S., ... Hicks, K. M. (2020). The Effects of Menstrual Cycle Phase on Exercise Performance in Eumenorrheic Women: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 50(10),

1813–1827. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01319-3>

Melnyk, J. A., Rogers, M. A., & Hurley, B. F. (2009). Effects of strength training and detraining on regional muscle in young and older men and women. *European Journal of Applied Physiology*, *105*(6), 929–938. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0979-0>

Miyamoto, N., Kanehisa, H., Fukunaga, T., & Kawakami, Y. (2011). Effect of postactivation potentiation on the maximal voluntary isokinetic concentric torque in humans. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(1), 186–192. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b62c1d>

Miyamoto, N., Mitsukawa, N., Sugisaki, N., Fukunaga, T., & Kawakami, Y. (2010). Joint Angle Dependence Of Intermuscle Difference In Postactivation Potentiation. *Muscle and Nerve*, *41*(4), 519–523. <https://doi.org/10.1002/mus.21529>

Miyashita, K., Urabe, Y., Kobayashi, H., Yokoe, K., Koshida, S., Kawamura, M., & Ida, K. (2008). Relationship between maximum shoulder external rotation angle during throwing and physical variables. *Journal of Sports Science and Medicine*, *7*(1), 47–53.

Moffroid, M., Whipple, R., Hofkosh, J., Lowman, E., & Thistle, H. (1969). A study of isokinetic exercise. *Physical Therapy*, *49*(7), 735–747. <https://doi.org/10.1093/ptj/49.7.735>

Møller, M., Nielsen, R., Attermann, J., Wedderkopp, N., Lind, M., Sørensen, H., & Myklebust, G. (2017). A Large Weekly Increase in Handball Participation Increases the Shoulder Injury Rate in Danish Youth Handball. *British Journal of Sports Medicine*, *51*(4), 365.1–365. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097372.206>

Mont, M. A., Cohen, D. B., Campbell, K. R., Gravare, K., & Mathur, S. K. (1994). Isokinetic Concentric Versus Eccentric Training of Shoulder Rotators with Functional Evaluation of Performance Enhancement in Elite Tennis Players. *The American Journal of Sports Medicine*, *22*(4), 513–517. <https://doi.org/10.1177/036354659402200413>

Morin, J. B., Gimenez, P., Edouard, P., Arnal, P., Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., ... Mendiguchia, J. (2015). Sprint acceleration mechanics: The major role of hamstrings in horizontal force production. *Frontiers in Physiology*, *6*(DEC), 1–14. <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00404>

Morin, J. B., & Samozino, P. (2016). Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. *International Journal of Sports Physiology and*

- Performance*, 11(2), 267–272. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0638>
- Myers, A. M., Beam, N. W., & Fakhoury, J. D. (2017). Resistance training for children and adolescents. *Translational Pediatrics*, 6(3), 137–143. <https://doi.org/10.21037/tp.2017.04.01>
- Myers, N. L., Sciascia, A. D., Westgate, P. M., Kibler, W. B., & Uhl, T. L. (2015). Increasing ball velocity in the overhead athlete: A meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(10), 2964–2979. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000931>
- Nascimento, M. A., Cyrino, E. S., Nakamura, F. Y., Romanzini, M., Pianca, H. J. C., & Queiróga, M. R. (2007). Validation of the Brzycki equation for the estimation of 1-RM in the bench press. *Revista Brasileira de Medicina Do Esporte*, 13(1), 40–42.
- Nasrabadi, R., Izanloo, Z., Sharifnezad, A., Hamedinia, M. R., & Hedayatpour, N. (2018). Muscle fiber conduction velocity of the vastus medialis and lateralis muscle after eccentric exercise induced-muscle damage. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 43, 118–126. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.06.008>
- Niewiadomski, W., Gąsiorowska, A., Cybulski, G., Laskowska, D., & Langfort, J. (2008). Determination and Prediction of One Repetition Maximum (1RM): Safety Considerations. *Journal of Human Kinetics*, 19(January 2015), 109–120. <https://doi.org/10.2478/v10078-008-0008-8>
- Nimphius, S., Mcguigan, M. R., & Newton, R. U. (2012). Changes in muscle architecture and performance during a competitive season in female softball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(10), 2655–2666. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318269f81e>
- Nugent, E. P., Snodgrass, S. J., & Callister, R. (2015). The effect of velocity and familiarisation on the reproducibility of isokinetic dynamometry. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(3), 205–214. <https://doi.org/10.3233/IES-150582>
- Nuño, A., Chiroso, I. J., Van Den Tillaar, R., Guisado, R., Martín, I., Martínez, I., & Chiroso, L. J. (2016). Effects of fatigue on throwing performance in experienced team handball players. *Journal of Human Kinetics*, 54(1), 103–113. <https://doi.org/10.1515/hukin-2016-0039>
- Ojeda, Á. C. H., Ríos, L. J. C., Barrilao, R. G., Ríos, I. J. C., Serrano, P. A. C., & Maliqueo, S. A. G. (2016). Efecto agudo de complex training en press banca sobre la distancia del

- lanzamiento de la granada. *Revista Cubana de Medicina Militar*, 45(3), 300–311.
- Ojeda, Á. H., Chiroso, L., Guisado, R., Chiroso, I., & Cáceres, P. (2016). Effect of variable resistance on post-activation potentiation: a systematic review. *Archivos de Medicina Del Deporte*, 5(5), 338–345.
- Ojeda, Á. H., Maliqueo, S. G., López, J. C., Serrano, P. C., Campos, D. G., Retamal, D. S., ... Caneo, L. A. (2019). Acute effect of an Intra-Set Variable Resistance of back squats on 30-m sprint times of elite woman athletes. *Archivos de Medicina Del Deporte*, 36(1), 386–391.
- Okuno, N. M., Tricoli, V., Silva, S. B. C., Bertuzzi, R., Moreira, A., & Kiss, M. A. P. D. M. (2013). Postactivation potentiation on repeated-sprint ability in elite handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3), 662–668.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825bb582>
- Oliveira, A. S., Corvino, R. B., Caputo, F., Aagaard, P., & Denadai, B. S. (2016). Effects of fast-velocity eccentric resistance training on early and late rate of force development. *European Journal of Sport Science*, 16(2), 199–205.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1010593>
- Oliver, G. D., Downs, J. L., Barbosa, G. M., & Camargo, P. R. (2020). Descriptive Profile of Shoulder Range of Motion and Strength in Youth Athletes Participating in Overhead Sports. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 15(6), 1090–1098.
<https://doi.org/10.26603/ijsp20201090>
- Oliver, G. D., Plummer, H. A., & Gascon, S. S. (2016). Electromyographic Analysis of Traditional and Kinetic Chain Exercises for Dynamic Shoulder Movements. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(11), 3146–3154.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001389>
- Oliver, G. D., Washington, J., Gascon, S., Plummer, H., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2019). Effects of Hip Abduction Fatigue on Trunk and Shoulder Kinematics During Throwing and Passive Hip Rotational Range of Motion. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(4), 304–310.
- Ortega-Becerra, M., Pareja-Blanco, F., Jiménez-Reyes, P., Cuadrado-Peñañiel, V., & González-Badillo, J. J. (2018). Determinant factors of physical performance and specific throwing in handball players of different ages. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(6),

1778–1786. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000002050>

- Osternig, L. R. (1986). Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 14*, 45–80.
- Paalanne, N. P., Korpelainen, R., Taimela, S. P., Remes, J., Salakka, M., & Karppinen, J. I. (2009). Reproducibility and reference values of inclinometric balance and isometric trunk muscle strength measurements in finnish young adults. *Journal of Strength and Conditioning Research, 23*(5), 1618–1626. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a3cdfc>
- Pallarés, J. G., Sánchez-Medina, L., Pérez, C. E., De La Cruz-Sánchez, E., & Mora-Rodriguez, R. (2014). Imposing a pause between the eccentric and concentric phases increases the reliability of isoinertial strength assessments. *Journal of Sports Sciences, 32*(12), 1165–1175. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.889844>
- Palmer, T., Uhl, T. L., Howell, D., Hewett, T. E., Viele, K., & Mattacola, C. G. (2015). Sport-specific training targeting the proximal segments and throwing velocity in collegiate throwing athletes. *Journal of Athletic Training, 50*(6), 567–577. <https://doi.org/10.4085/1062-6040-50.1.05>
- Papa, E. V., Dong, X., & Hassan, M. (2017). Resistance training for activity limitations in older adults with skeletal muscle function deficits: A systematic review. *Clinical Interventions in Aging, 12*, 955–961. <https://doi.org/10.2147/CIA.S104674>
- Papadopoulos, C., Theodosiou, K., Bogdanis, G. C., Gkantiraga, E., Gissis, I., Sambanis, M., ... Sotiropoulos, A. (2014). Multiarticular isokinetic high-load eccentric training induces large increases in eccentric and concentric strength and jumping performance. *Journal of Strength and Conditioning Research, 28*(9), 2680–2688. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000456>
- Pardos-Mainer, E., Ustero-Perez, O., & Gonzalo-Skok, O. (2017). Efectos de un entrenamiento pliometrico en extremidades superiores e inferiores en el rendimiento fisico en jovenes tenistas. *RICYDE: Revista Internacional de Ciencias Del Deporte, 49*(7), 225–243. <https://doi.org/10.5232/ricyde>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E. M., & González-Badillo, J. J. (2014). Effect of movement velocity during resistance training on neuromuscular performance. *International Journal of Sports Medicine, 35*(11), 916–924.

<https://doi.org/10.1055/s-0033-1363985>

- Parraga, J. A., Sanchez, A., & Sicilia, A. O. (2001). Importancia de la velocidad de salida del balón y de la precisión como parámetros de eficacia en el lanzamiento en salto a distancia en balonmano. *Apunts. Educacion Fisica y Deportes*, *66*, 44–51.
- Pérez-Castilla, A., Jerez-Mayorga, D., Martínez-García, D., Rodríguez-Perea, Á., Chiroso-Ríos, L. J., & García-Ramos, A. (2020). Comparison of the bench press one-repetition maximum obtained by different procedures: Direct assessment vs. lifts-to-failure equations vs. two-point method. *International Journal of Sports Science and Coaching*, *15*(3), 337–346.
<https://doi.org/10.1177/1747954120911312>
- Perez-Soriano, P., & Llana-Belloch, S. (2014). *Biomecánica Básica aplicada a la Actividad Física y al Deporte* (1ª). Barcelona: Paidotribo.
- Pontaga, I., & Zidens, J. (2014). Shoulder rotator muscle dynamometry characteristics: Side asymmetry and correlations with ball-throwing speed in adolescent handball players. *Journal of Human Kinetics*, *42*(1), 41–50. <https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0059>
- Pujol, E., Chaler, J., Sucarrats, L., López, I., Zeballos, B., Garreta, R., & Dvir, Z. (2017). Standard and Short RoM Isokinetic Testing: Comparative Analysis in Identifying Submaximal Shoulder External Rotator Effort. *Journal of Motor Behavior*, *49*(6), 650–656.
<https://doi.org/10.1080/00222895.2016.1250719>
- Radaelli, R., Bottaro, M., Weber, F., Brown, L. E., & Pinto, R. S. (2010). Influence of body position on shoulder rotator muscle strength during isokinetic assessment. *Isokinetics and Exercise Science*. <https://doi.org/10.3233/IES-2010-0369>
- Raeder, C., Fernandez-Fernandez, J., & Ferrauti, A. (2015). Effect of Six Weeks of Medicine Ball Training on Throwing Velocity, Throwing Precision, and Isokinetic Strength of Shoulder Rotators in Female Handball Players. *Journal of Strength & Conditioning Research*, *29*(7), 1904–1914.
- Ramirez-Campillo, R., Alvarez, C., Garcia-Hermoso, A., Keogh, J. W. ., Garcia-Pinillos, F., Pereira, L. A., & Loturco, I. (2020). Effects of Jump Training on Jumping Performance of Handball Players: A Systematic Review and Meta-Analysis. *International Journal of Sports Science & Coaching*, *15*(4), 1–18.
- Ramos-Veliz, R., Requena, B., Suarez-Arrones, L., Newton, R. U. R. U., Saez de Villarreal, E.,

- Ramos Veliz, R., ... Sáez de Villarreal, E. (2014). Effects of 18-week in-season heavy-resistance and power training on throwing velocity, strength, jumping, and maximal sprint swim performance of elite male water polo players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *28*(4), 1007–1014. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000240>
- Ramos-Veliz, R., Suarez-Arrones, L., Requena, B., Haff, G. G., Feito, J., & Saez de Villarreal, E. (2015a). Effects of in-competitive season power-oriented and heavy resistance lower-body training on performance of elite female water polo players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(4), 1089–1097. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000707>
- Ramos-Veliz, R., Suarez-Arrones, L., Requena, B., Haff, G. G., Feito, J., & Saez de Villarreal, E. (2015b). Effects of in competitive season power oriented and heavy resistance lower body training on performance of elite female water polo players. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Ratamess, N. A., Alvar, B. A., Evetoch, T. K., Housh, T. J., Ben Kibler, W., Kraemer, W. J., ... Communications, S. (2009). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *41*(3), 687–708. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181915670>
- Ratamess, N. A., Beller, N. A., Gonzalez, A. M., Spatz, G. E., Hoffman, J. R., Ross, R. E., ... Kang, J. (2016). The effects of multiple-joint isokinetic resistance training on maximal isokinetic and dynamic muscle strength and local muscular endurance. *Journal of Sports Science and Medicine*, *15*(1), 34–40.
- Riley, Z. A., Baudry, S., & Enoka, R. M. (2008). Reflex inhibition in human biceps brachii decreases with practice of a fatiguing contraction. *Journal of Neurophysiology*, *100*(5), 2843–2851. <https://doi.org/10.1152/jn.90244.2008>
- Rivilla-García, J. (2009). *Estudio del lanzamiento en balonmano en función del grado de especificidad e implicación cognitiva*.
- Rivilla-García, J., Martínez, I., Grande, I., & Sampedro, J. (2012). Accuracy and throwing velocity according to the opposition and competitive level in handball. *Kronos*, *10*(II), 33–40.
- Rivilla, J., Martínez, I., Navarro, F., & Sampedro, J. (2011). Diferencias en la distancia de lanzamiento y velocidad de balón según el puesto específico en jugadores de balonmano

sub-18. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias Del Deporte*, 7(22), 14–23.

<https://doi.org/10.5232/ricyde2011.02202>

Rodríguez-Perea, Á., Jerez-Mayorga, D., García-Ramos, A., Martínez-García, D., & Chiroso Ríos, L. J. (2021). Reliability and concurrent validity of a functional electromechanical dynamometer device for the assessment of movement velocity. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, (January). <https://doi.org/10.1177/1754337120984883>

Rodríguez-Perea, A., Ríos, L. J. C., Martínez-García, D., Ulloa-Díaz, D., Rojas, F. G., Jerez-Mayorga, D., & Ríos, I. J. C. (2019). Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ*, 2019(10), 1–17. <https://doi.org/10.7717/peerj.7883>

Rodríguez-Rosell, D., Pareja-Blanco, F., Aagaard, P., & González-Badillo, J. J. (2017). Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 1–20. <https://doi.org/10.1111/cpf.12495>

Rossi, D. M., Morcelli, M. H., Cardozo, A. C., Denadai, B. S., Gonçalves, M., Navega, M. T., ... Coscrato, A. (2017). Physical Therapy in Sport Rate of force development and muscle activation of trunk muscles in women with and without low back pain : A case-control study. *Physical Therapy in Sport*, 26, 41–48. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.12.007>

Sabido, R., Hernández-Davo, J. L., Botella, J., Jimenez-Leiva, A., & Fernandez-Fernandez, J. (2018). Effects Of Block And Daily Undulating Periodization On Neuromuscular Performance In Young Male Handball Players. *KINESIOLOGY*, 50(1), 97–103. <https://doi.org/10.26582/k.50.1.6>

Sabido, R., Hernández-Davó, J. L., Botella, J., Navarro, A., & Tous-Fajardo, J. (2017). Effects of adding a weekly eccentric-overload training session on strength and athletic performance in team-handball players. *European Journal of Sport Science*, 17(5), 530–538. <https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1282046>

Saeterbakken, A. H., van den Tillaar, R., & Seiler, S. (2011). Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(3), 712–718. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cc227e>

- Saez de Villareal, E., Suarez-Arrones, L., Requena, B., Haff, G., & Ramos Veliz, R. (2015). Enhancing Performance in Profesional Water Polo Players: Dryland Trining, In-water Training, and Combined Training. *Journal of Strenght and Conditioning Research*, 29(4), 1089–1097.
- Saez de Villarreal, E., Suarez-Arrones, L., Requena, B., Haff, G. G., & Ramos-Veliz, R. (2014). Effects of Dry-Land Vs In-Water Specific Strength Training on Professional Male Water Polo Players' Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(11), 3179–3187.
- Sáez de Villarreal, E., Suarez-Arrones, L., Requena, B., Haff, G. G., & Ramos Veliz, R. (2015). Enhancing performance in professional water polo players: Dryland training, in-water training, and combined training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(4), 1089–1097. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000707>
- Sale, D. (2004). Postactivation potentiation: role in performance. *British Journal of Sports Medicine*, 38(4), 386–387. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2004.003392>
- Sarvestan, J., Riedel, V., Gonosová, Z., Linduška, P., & Přidalová, M. (2019). Relationship between anthropometric and strength variables and maximal throwing velocity in female junior handball players – a pilot study. *Acta Gymnica*, 49(3), 132–137. <https://doi.org/10.5507/ag.2019.012>
- Schoenfeld, B. J., & Grgic, J. (2018). Evidence-based guidelines for resistance training volume to maximize muscle hypertrophy. *Strength and Conditioning Journal*, 40(4), 107–112. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000363>
- Schoenfeld, B. J., Ogborn, D. I., Vigotsky, A. D., Franchi, M. V., & Krieger, J. W. (2017). Hypertrophic Effects of Concentric vs. Eccentric Muscle Actions: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(9), 2599–2608. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001983>
- Schoenfeld, B. J., Ogborn, D., & Krieger, J. W. (2017). The dose–response relationship between resistance training volume and muscle hypertrophy: are there really still any doubts? *Journal of Sports Sciences*, 35(20), 1985–1987. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1243800>
- Schoenfeld, B. J., Peterson, M. D., Ogborn, D., Contreras, B., & Sonmez, G. T. (2015). Effects of

- low- vs. High-load resistance training on muscle strength and hypertrophy in well-trained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(10), 2954–2963.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000958>
- Schoenfeld, B. J., Ratamess, N. A., Peterson, M. D., Contreras, B., Sonmez, G. T., & Alvar, B. A. (2014). Effects of different volume-equated resistance training loading strategies on muscular adaptations in well-trained men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(10), 2909–2918. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000480>
- Schwesig, R., Hermassi, S., Wagner, H., Fischer, D., Fieseler, G., Molitor, T., & Delank, K. S. (2016). Relationship between the range of motion and isometric strength of elbow and shoulder joints and ball velocity in women team handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(12), 3428–3435. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001450>
- Sciascia, A., & Cromwell, R. (2012). Kinetic Chain Rehabilitation: A Theoretical Framework. *Rehabilitation Research and Practice*, 2012, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2012/853037>
- Seitz, L. B., & Haff, G. G. (2016). Factors Modulating Post-Activation Potentiation of Jump, Sprint, Throw, and Upper-Body Ballistic Performances: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 46(2), 231–240. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0415-7>
- Serrien, B., & Baeyens, J. P. (2018). Systematic Review and Meta-Analysis on Proximal-to-Distal Sequencing in Team Handball: Prospects for Talent Detection? *Journal of Human Kinetics*, 63(1), 9–21. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0002>
- Sgroi, T., Chalmers, P. N., Riff, A. J., Lesniak, M., Sayegh, E. T., Wimmer, M. A., ... Romeo, A. A. (2015). Predictors of throwing velocity in youth and adolescent pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(9), 1339–1345. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.02.015>
- Smilios, I., Sotiropoulos, K., Barzouka, K., Christou, M., & Tokmakidis, S. P. (2016). Contrast Loading Increases Upper Body Power Output in Junior Volleyball Athletes. *Pediatric Exercise Science*, 29(1), 103–108. <https://doi.org/10.1123/jsep.2015-0220>
- Spieszny, M., & Zubik, M. (2018). Modification of Strength Training Programs in Handball Players and its Influence on Power During the Competitive Period. *Journal of Human Kinetics*, 63(August), 149–160. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0015>
- Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*, 46(10), 1419–1449. <https://doi.org/10.1007/s40279->

016-0486-0

- Szymanski, D. J. (2013). Preseason Training for Youth Baseball Players. *Strength & Conditioning Journal*, 35(3), 63–76. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318294b6be>
- Tan, B. (1999). Manipulating Resistance Training Program Variables to Optimize Maximum Strength in Men: A Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(3), 289–304. <https://doi.org/10.1519/00124278-199908000-00019>
- Tardo, D. T., Halaki, M., Cathers, I., & Ginn, K. A. (2013). Rotator cuff muscles perform different functional roles during shoulder external rotation exercises. *Clinical Anatomy*, 26(2), 236–243. <https://doi.org/10.1002/ca.22128>
- Tillin, N., & Bishop, D. (2009). Factors Modulating Post-Activation Potentiation and its effects on performance of Subsequent Explosive Activities. *Sports Medicine*, 39(2), 147–166. <https://doi.org/10.1007/s00221-005-0274-9>
- Tinwala, F., Cronin, J., Haemmerle, E., & Ross, A. (2017). Eccentric strength training: A review of the available technology. *Strength and Conditioning Journal*, 39(1), 32–47. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000262>
- Tous-Fajardo, J. (1999). *Nuevas tendencias en fuerza y musculación* (1º). Barcelona: Ergo. <https://doi.org/10.7707/hmj.v5i3.191>
- Van den Tillaar, R., Zondag, A., & Cabri, J. (2013). Comparing performance and kinematics of throwing with a circular and whip-like wind up by experienced handball players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 23(6), e373–e380. <https://doi.org/10.1111/sms.12091>
- Van den Tillaar, Roland. (2004). Effect of different training programs on the velocity of overarm throwing: a brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(2), 388–396. <https://doi.org/10.1519/R-12792.1>
- Van den Tillaar, Roland, & Ettema, G. (2004). A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3(4), 211–219.
- Van den Tillaar, Roland, Ettema, G., van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2003). Influence of Instruction on Velocity and Accuracy of Overarm Throwing. *Perceptual and Motor Skills*, 96, 423–434.
- Van den Tillaar, Roland, & Marques, M. C. (2011). A Comparison of Three Training Programs

- with the same Workload on Overhead Throwing Velocity with Different Weighted Balls. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(8), 2316–2321.
- Van Muijen, A. E., Joris, H., Kemper, H. C. G., & Van Ingen Schenau, G. J. (1991). Throwing practice with different ball weights: Effects on throwing velocity and muscle strength in female handball players. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation*, 2(2), 103–113. <https://doi.org/10.1080/15438629109511906>
- Van Wessel, T., De Haan, A., Van Der Laarse, W. J., & Jaspers, R. T. (2010). The muscle fiber type-fiber size paradox: Hypertrophy or oxidative metabolism? *European Journal of Applied Physiology*, 110(4), 665–694. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1545-0>
- Vandervoort, A. A., Sale, D. G., & Moroz, J. (1984). Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology*, 56(1), 46–51. <https://doi.org/10.1152/jappl.1984.56.1.46>
- Vila, H., & Ferragut, C. (2019). Throwing speed in team handball: a systematic review. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 19(5), 724–736. <https://doi.org/10.1080/24748668.2019.1649344>
- Wackerhage, H., Schoenfeld, B. J., Hamilton, D. L., Lehti, M., & Hulmi, J. J. (2019). Stimuli and sensors that initiate skeletal muscle hypertrophy following resistance exercise. *Journal of Applied Physiology*, 126(1), 30–43. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00685.2018>
- Wagner, H., Pfusterschmied, J., Tilp, M., Landlinger, J., von Duvillard, S. P., & Müller, E. (2012). Upper-body kinematics in team-handball throw, tennis serve, and volleyball spike. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 24(2), 345–354. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2012.01503.x>
- Wagner, Herbert, Buchecker, M., von Duvillard, S. P., & Müller, E. (2010). Kinematic description of elite vs. low level players in team-handball jump throw. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(1), 15–23.
- Wagner, Herbert, Finkenzeller, T., Würth, S., & Von Duvillard, S. P. (2014). Individual and team performance in team-handball: A review. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(4), 808–816.
- Wagner, Herbert, Pfusterschmied, J., Duvillard, S. P. Von, Mu, E., von Duvillard, S. P., &

- Müller, E. (2012). Skill-dependent proximal-to-distal sequence in team-handball throwing. *Journal of Sports Sciences, 30*(1), 21–29. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.617773>
- Wagner, Herbert, Pfusterschmied, J., von Duvillard, S. P., & Müller, E. (2011). Performance and kinematics of various throwing techniques in team-handball. *Journal of Sports Science and Medicine, 10*(1), 73–80.
- Weber, J., Wegner, M., & Wagner, H. (2018). Physical performance in female handball players according to playing position. *German Journal of Exercise and Sport Research, 48*(4), 498–507. <https://doi.org/10.1007/s12662-018-0541-0>
- Wernbom, M., Augustsson, J., & Thomeé, R. (2007). The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. *Sports Medicine, 37*(3), 225–264. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737030-00004>
- Wilson, J., Duncan, D., Marin, P., Brown, L., Loenneke, J., Wilson, S., ... Ugrinowitsch, C. (2013). Meta- analysis of postactivation potentiation and power: Effects of conditioning activity, volume, gender, rest periods, and training status. *Journal of Strength and Conditioning Research, 27*(3), 854–859. <https://doi.org/10.1038/jcbfm.2015.104>
- Yan, Z., Okutsu, M., Akhtar, Y. N., & Lira, V. A. (2011). Regulation of exercise-induced fiber type transformation, mitochondrial biogenesis, and angiogenesis in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology, 110*(1), 264–274. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00993.2010>
- Yang, W.-W., Liu, Y.-C., Lu, L.-C., Chang, H.-Y., Chou, P.-H., & Liu, C. (2013). Performance Enhancement Among Adolescent Players after 10 weeks of Pitching Training with Appropriate Baseball Weights. *Journal of Strength and Conditioning Research, 27*(12), 3245–3251.
- Ye, X., Beck, T. W., & Wages, N. P. (2015). Relationship between innervation zone width and mean muscle fiber conduction velocity during a sustained isometric contraction. *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions, 15*(1), 95–102.
- Zanca, G. G., Oliveira, A. B., Saccol, M. F., Ejnisman, B., & Mattiello-Rosa, S. M. (2011). Functional torque ratios and torque curve analysis of shoulder rotations in overhead athletes with and without impingement symptoms. *Journal of Sports Sciences, 29*(15), 1603–1611. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.608702>

- Zapartidis, I., Gouvali, M., Bayios, I., & Boudolos, K. (2007). Throwing effectiveness and rotational strength of the shoulder in team handball. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 47(2), 169–178.
- Zapartidis, I., Skoufas, D., Vareltzis, I., Christodoulidis, T., Toganidis, T., & Kororos, P. (2009). Factors Influencing Ball Throwing Velocity in Young Female Handball Players. *The Open Sports Medicine Journal*, 3(1), 39–43. <https://doi.org/10.2174/1874387000903010039>
- Zaras, ND, Stasinaki, A.-N., Krase, A., Methenitis, S., Karampat- sos, G., Georgiadis, G., ... Terzis, G. (2014). Effects of Tapering with Light vs. Heavy Loads on Track and Field Throwing Performance. *Journal of Strenght and Conditioning Research*, 28(12), 3484–3495.
- Zaras, Nikolaos, Spengos, K., Methenitis, S., Papadopoulos, C., Karampatsos, G., Georgiadis, G., ... Terzis, G. (2013). Effects of strength vs. Ballistic-power training on throwing performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12(1), 130–137.

18 Anexos

Anexo 1. Cuestionario SPADI.

INDICE DE DOLOR Y DISCAPACIDAD DEL HOMBRO

Por favor, marque sobre la casilla que mejor representa su experiencia durante la última semana en relación a su problema de hombro

ESCALA DE DOLOR

A. ¿Qué intensidad tiene su dolor?

Marque el número que mejor describe su dolor, siendo: 0= no dolor y 10= el peor dolor imaginable

Cuando está tumbado del lado del hombro malo	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Para coger algo de una estantería en alto	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Al tocarse detrás del cuello	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Empujar con el brazo del hombro malo	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

ESCALA DE DOLOR

B. ¿Qué dificultad tiene para hacer cosas como?

Marque el número que mejor describe lo que le pasa, siendo: 0= sin dificultad y 10= tan difícil que requiere ayuda

Lavarse la cabeza	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Lavarse la espalda	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Ponerse una camiseta o un jersey	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Ponerse una camisa con los botones por delante	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Ponerse unos pantalones	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Sacarse algo del bolsillo trasero	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Anexo 2. Hoja de consentimiento informado.

HOJA DE INFORMACION AL PARTICIPANTE

“Uso del Entrenamiento de Fuerza Isocinético Para la Mejora de la Velocidad del Lanzamiento
por Encima del Hombro”

Comprendido lo anterior:

Yo, (nombre y apellidos), con

D.N.I.

He hablado con el profesional responsable del estudio,

habiendo respondido a todas las dudas que me hayan podido surgir.

He leído la hoja de información que se me ha entregado

He recibido suficiente información relativa al estudio en el que voy a participar.

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- Cuando quiera
- Sin tener que dar explicaciones
- Sin que esto repercuta de manera negativa en el futuro.

Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio y que los datos obtenidos del mismo se usen para los fines específicos del mismo.

Fecha

Firma