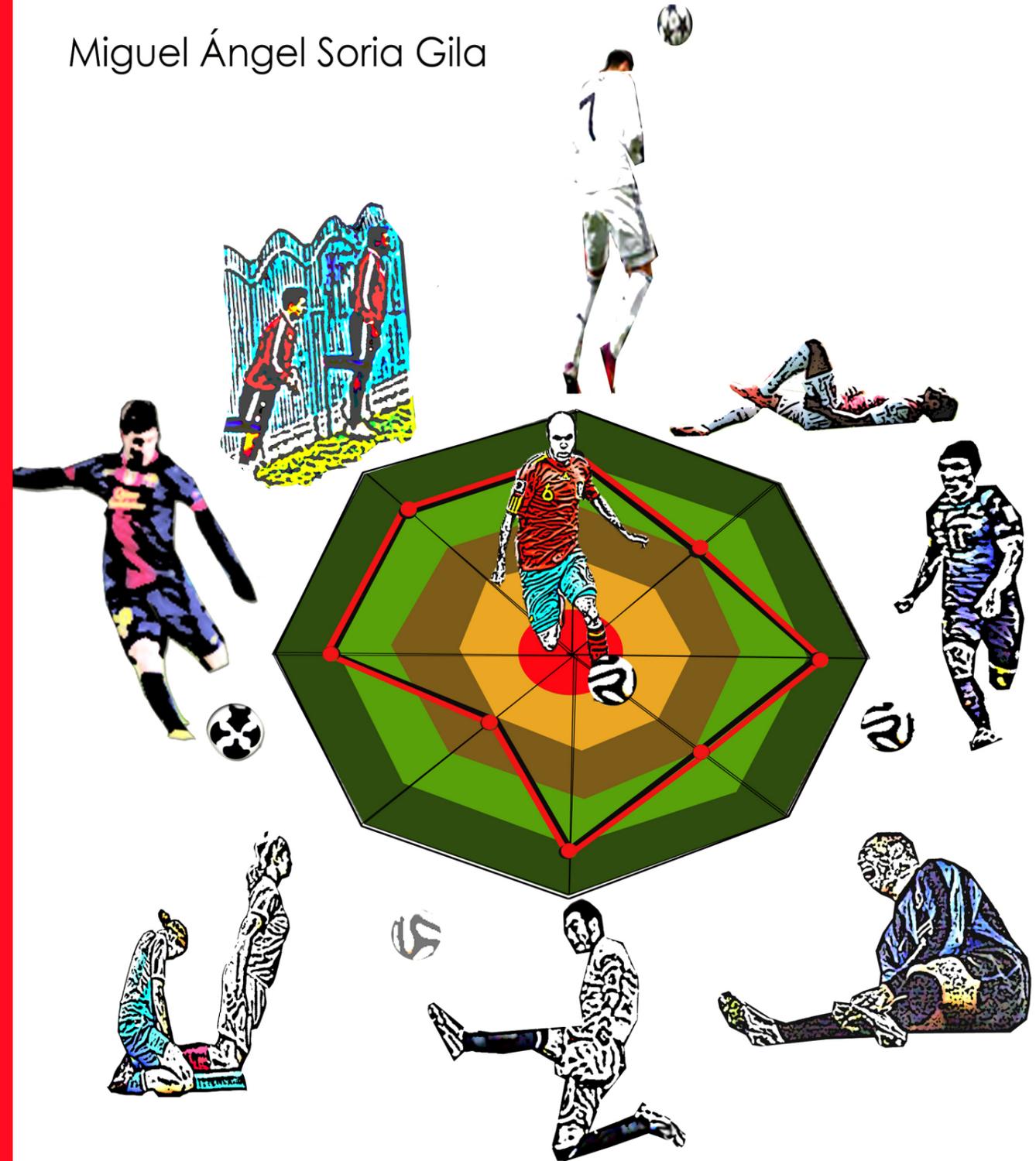




Relación entre el estado de forma y el estado de prevención en el futbolista

RELACIÓN ENTRE EL ESTADO DE FORMA Y EL ESTADO DE PREVENCIÓN EN EL FUTBOLISTA

Miguel Ángel Soria Gila



tesis doctoral
julio 2015



Editorial: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autor: Miguel Ángel Soria Gila
ISBN: 978-84-9125-285-6
URI: <http://hdl.handle.net/10481/40729>

RELACIÓN ENTRE EL ESTADO DE FORMA Y EL ESTADO DE PREVENCIÓN EN EL FUTBOLISTA.

Miguel Ángel Soria Gila

Programa de doctorado en Biomedicina (Real Decreto 99/2011)

Escuela de Doctorado de Ciencias de la Salud

DIRECTOR:

Luís Javier Chiroso Ríos

TUTOR:

Víctor Manuel Soto Hermoso

COORDINADORA:

María del Carmen Ruiz Ruiz



UGR

Universidad
de **Granada**

D. Luís Javier Chiroso Ríos

Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Universidad de Granada

CERTIFICA:

Que la presente tesis doctoral titulada “**RELACIÓN ENTRE EL ESTADO DE FORMA Y EL ESTADO DE PREVENCIÓN EN EL FUTBOLISTA**” ha sido realizada bajo su dirección, por D. Miguel Ángel Soria Gila para optar al grado de Doctor en el programa de doctorado en Biomedicina por la Universidad de Granada. Concluida y reuniendo a su juicio, las condiciones de originalidad y rigor científico necesarias, autoriza a su presentación a fin de que pueda ser defendida ante el tribunal correspondiente. Y para que así conste, expide y firma este informe en Granada, a 29 de Junio de 2015.

Fdo:

El doctorando Miguel Ángel Soria Gila y el director de la tesis Luís Javier Chiroso Ríos, garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección del director de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores al ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

Granada, a 29 de Junio de 2015.

Director/es de la Tesis

Doctorando

Fdo.:

Fdo.:

*“La ciencia es el milagro
de los tiempos modernos”*

(María Gila Justicia)

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, Miguel y María, por su esfuerzo para que pudiera continuar formándome personal, académica y profesionalmente. Por ser un ejemplo de constancia, fuerza de voluntad, superación y entrega en todos los ámbitos de la vida. Gracias por haberme motivado hacia la consecución de mis metas.

A mi hermana, Lourdes, de la cual he aprendido a no darme nunca por vencido, a no mirar atrás y seguir caminando hacia delante, porque por muy duro que sea el camino, la recompensa será aún mayor.

A Marta, por su apoyo y ánimos diarios. Gracias por ser paciente, por entenderme, por estar ahí en mis malos momentos y ayudarme a salir de ellos. Tu familia y tú sois el mejor ejemplo de lucha y coraje que he podido tener.

A todos mis familiares, tanto a los que están como a los que se han ido, por formar parte de mí y ayudarme en la consecución de mis éxitos.

A mi director de tesis, Luís Javier Chiroso Ríos, que me acogió con las manos abiertas en el grupo de investigación IDAFISAD CTS 642. Gracias por facilitarme la realización de este gran trabajo, por confiar en mí, por tu sinceridad, por tu cercanía y por hacerme sentir importante dentro de éste equipo.

A Ignacio Chiroso Ríos, el cual me adentró en el apasionante mundo del entrenamiento de la fuerza, de forma práctica y teórica, y me mostró los nuevos horizontes que están por explorar. Gracias por tus consejos y ser un ejemplo de profesionalidad y saber estar.

A Iker J, Ignacio Martín, y Pedro Femia, por sus consejos sobre estadística, los cuales aportaron una mayor calidad y rigor científico a la presente tesis doctoral.

A Darío, Ignacio, Andrés y Alberto, por vuestra colaboración en la toma de datos.

LOGROS OBTENIDOS DE LA TESIS DOCTORAL

De la presente tesis doctoral se desprenden los siguientes logros (**Anexo 3**):

Publicaciones:

Soria-Gila, M.A., Chiroso, I.J., Bautista, I.J., Chiroso, L.J., and Baena, S. Effects of Variable Resistance Training on Maximal Strength: a Meta-Analysis. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 2015.

Chiroso, I.J., Baena, S., **Soria, M.A.**, Bautista, I.J., and Chiroso, L.J. Intra-repetition variable resistance training: part 1-an overview. *European Journal of Human Movement* 32: 48-60, 2014.

Comunicaciones en congresos:

Soria-Gila, M.A., Baena, S., Piepoli, A., Chiroso, I.J. Efecto del entrenamiento con resistencias externas a través de métodos de estímulo variable intra-repetición sobre la Fuerza Dinámica Máxima: un Meta-análisis. II International Congress on Team Sports. Universidad Pablo de Olavide. 13 y 14 de Diciembre de 2013. Publicado en el libro de Abstracts del II International Congress on Team Sports (ISBN: 84-616-7735-8).

Baena, S., Piepoli, A., **Soria-Gila, M.A.** Los Métodos de Resistencia Variable Intra Repetición (R.V.I.R). Revisión y contextualización. II International Congress on Team Sports. Universidad Pablo de Olavide. 13 y 14 de Diciembre de 2013. Publicado en el libro de Abstracts del II International Congress on Team Sports (ISBN: 84-616-7735-8).

Piepoli, A., **Soria-Gila, M.A.**, Baena-Morales, S. Los Métodos RVIR. Análisis descriptivo y comparativo de variables cinéticas, cinemáticas, psicológicas y fisiológicas. Revisión y contextualización. II International Congress on Team Sports. Universidad Pablo de Olavide. 13 y 14 de Diciembre de 2013. Publicado en el libro de Abstracts del II International Congress on Team Sports (ISBN: 84-616-7735-8).

Bautista, I.J., Chiroso, I.J., Chiroso, L.J., **Soria, M.**, Baena, S., Campos, C. ¿Cómo analizar la fiabilidad de los dispositivos isocinéticos? Un caso práctico: el sistema Haefni Health HHe 1.0. I Jornadas internacionales de prevención de lesiones en el deporte. UCAM. 13, 14 y 15 de Marzo de 2014.

Póster en congresos:

Soria-Gila, M.A., Bautista, I., Chiroso, I.J., Chiroso, L.J. ¿Para qué realizar una evaluación de la fiabilidad? Un caso práctico: el sistema isocinético Genu 3. Symposium EXERNET “Investigación en Ejercicio Físico y Salud: Presente y Futuro. Universidad de Granada. 7 y 8 de Noviembre de 2014. Publicado en la Revista Andaluza Medicina del Deporte. 2015; 08: 20 – 47.

Proyecto concedido:

Chiroso, I.J., Bautista, I., **Soria-Gila, M.A.**, Requena, B., Morcillo, J.A. *Proyecto denominado:* Determinación de indicadores funcionales de seguridad y rendimiento como herramienta para la prevención de la lesiones para el diseño de programas de entrenamiento correctivos en futbolistas. *Número de referencia:* 2014/01RM. VI convocatoria de ayudas a la investigación Cátedra Real Madrid – UEM, Escuela de Estudios Universitarios Real Madrid – Universidad Europea de Madrid.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

RESUMEN	27
INTRODUCCIÓN	29
OBJETIVOS	41
MÉTODO	42
Aproximación Experimental al Problema	42
Sujetos	43
Procedimientos	44
A) Procedimiento de la revisión sistemática de los programas de entrenamiento para la prevención de lesiones y de los protocolos de evaluación de los ratios de fuerza H/Q en futbolistas profesionales y semiprofesionales	44
-Métodos de búsqueda en bases de datos online	45
-Búsqueda manual	45
-“Snowballing”	46
-Palabras clave	46
-Criterios para la consideración de los estudios de esta revisión	46
-Evaluación de la calidad metodológica	47
B) Procedimiento del estudio de la fiabilidad y de la determinación del EP y EF	49
-Evaluación del EF	49
-Evaluación del EP	56
-Análisis estadístico	64
C) Procedimiento del meta-análisis del efecto del entrenamiento con resistencia variable sobre la fuerza dinámica máxima	68
-Selección y criterios de inclusión/exclusión	68
-Métodos de búsqueda	69
-Análisis de datos	69
- <i>Inclusión de estudios</i>	69
- <i>Heterogeneidad entre estudios</i>	69
- <i>Codificación de los estudios</i>	70
- <i>Tamaño del efecto (ES)</i>	70

RESULTADOS	72
A) Resultados de los programas de entrenamiento para la prevención de lesiones y de los protocolos de evaluación de los ratios de fuerza H/Q en futbolistas profesionales y semiprofesionales	72
-Resultados de la búsqueda	72
-Características de los estudios	73
-Características de los sujetos	81
-Calidad metodológica	81
B) Resultados del estudio de la fiabilidad	82
-Evaluación de la fiabilidad de la valoración del EF	84
-Evaluación de la fiabilidad de la valoración del EP	88
C) Resultados de la determinación del EF y EP	95
-Identificación de la estructura subyacente perteneciente al constructo EF	95
-Clasificación de los sujetos en función de su EF	100
-Importancia relativa de cada componente del EF en la discriminación entre conglomerados	106
-Identificación de la estructura subyacente perteneciente al constructo EP	111
-Clasificación de los sujetos en función de su EP	116
-Importancia relativa de cada componente del EP en la discriminación entre conglomerados	123
-Relación entre los componentes de los constructos EF y el EP	127
-Relación entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP	127
D) Resultados del meta-análisis del efecto del entrenamiento con resistencia variable sobre la fuerza dinámica máxima	128
-Características de los estudios	128
-Características de los sujetos	129
-Entrenamiento con resistencia variable (VRT)	131
-Sesgo de publicación y heterogeneidad	131
-Fuerza dinámica máxima (1RM)	131
-Sensibilidad	134

DISCUSIÓN	136
A) Discusión de los programas de entrenamiento para la prevención de lesiones y de los protocolos de evaluación de los ratios de fuerza H/Q en futbolistas profesionales y semiprofesionales	136
-Programas de entrenamiento para la corrección de desequilibrios en los ratios de fuerza H/Q	136
-Limitaciones de los protocolos de entrenamiento	139
-Protocolos de evaluación de los ratios de fuerza isocinética	140
-Consideraciones metodológicas y generalización de los resultados	142
B) Discusión de la fiabilidad de la evaluación del EF y EP	144
-Evaluación de la fiabilidad de la valoración del EF	144
-Evaluación de la fiabilidad de la valoración del EP	146
C) Discusión de la determinación del EF y el EP	150
-Identificación de la estructura subyacente perteneciente al constructo EF y EP	151
-Clasificación de los sujetos en función de su EF y EP	156
-Importancia relativa de cada componente del EF y EP en la discriminación entre conglomerados	159
-Relación entre los componentes de los constructos EF y el EP	163
-Relación entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP	165
D) Discusión del efecto del entrenamiento con resistencia variable sobre la fuerza dinámica máxima	167
APLICACIONES PRÁCTICAS	173
FUTURAS INVESTIGACIONES	176
CONCLUSIONES	178
ANEXOS	181
I Resultados de la fiabilidad de los test de medición del EP	182
II Resultados de la fiabilidad de los test de medición del EF	233
III Logros obtenidos de la tesis doctoral	251
IV Informe favorable de la Comisión de Ética en Investigación	325
V Cuestionario de participación para la evaluación del EF y EP	327
REFERENCIAS	339

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Búsqueda manual de revistas	45
Tabla 2.	Criterios de inclusión y exclusión	48
Tabla 3.	Características de los estudios incluidos	74
Tabla 4.	Resultados de la evaluación metodológica usando la lista control QAREL	82
Tabla 5.	Datos de la fiabilidad intrasesión de la altura del salto vertical (cm) en la sesiones de evaluación 1 y 2	85
Tabla 6.	Datos de la fiabilidad intrasesión del tiempo (s) en recorrer 5 y 15 m a máxima velocidad	86
Tabla 7.	Datos de la fiabilidad intersección de la altura del salto vertical (cm)	86
Tabla 8.	Datos de la fiabilidad intersección de la fuerza dinámica máxima en una RM estimada (kg) y de la Velocidad máxima en la fase concéntrica en el ejercicio de media sentadilla con el 60% del peso corporal ($m \cdot s^{-1}$)	87
Tabla 9.	Datos de la fiabilidad intersección del torque máximo (N·m) de la pierna dominante	88
Tabla 10.	Datos de la fiabilidad intersección del trabajo máximo (J) de la pierna dominante	90
Tabla 11.	Datos de la fiabilidad intersección de la fuerza máxima (N) de la pierna dominante	92
Tabla 12.	Datos de la fiabilidad intersección del ángulo Q de rodilla (°) de la pierna dominante	94
Tabla 13.	Medias (\pm SD) y sus intervalos de confianza al 95% de los test seleccionados de velocidad, RSA test, 30-15 IFT, test de saltos y de fuerza	96
Tabla 14.	Intercorrelaciones entre todos los test seleccionados de velocidad, RSA test, 30-15 IFT, test de saltos y de fuerza	96
Tabla 15.	Resultados del análisis de componentes principales del EF	98
Tabla 16.	Resultados de las puntuaciones de los componentes del constructo EF de cada sujeto	100
Tabla 17.	Historial de conglomeración del el método de Ward para el EF	101
Tabla 18.	Conglomerado de pertenencia de cada sujeto (I-EF)	102
Tabla 19.	Conglomerado de pertenencia de cada sujeto (II-EF)	102
Tabla 20.	Medias de los conglomerados, desviaciones típicas, y puntuaciones Z para la solución de cuatro conglomerados (EF)	105
Tabla 21.	Medias y desviaciones típicas de los componentes en los conglomerados del constructo EF	106
Tabla 22.	Coefficientes no tipificados y tipificados de las funciones canónicas discriminantes del constructo EF (FD1, FD2, FD3)	107

Tabla 23.	Centroides de los conglomerados para las tres funciones discriminantes del constructo EF (FD1, FD2, FD3)	108
Tabla 24.	Clasificación para todas las funciones discriminantes significativas después de la validación (EF)	108
Tabla 25.	Resultados de las puntuaciones de cada sujeto para cada función discriminante del constructo EF	110
Tabla 26.	Medias (\pm SD) y sus intervalos de confianza al 95% de las variables ángulo Q, DCR, CSR, RTTF Y RTTE a diferentes velocidades lineales y angulares.	111
Tabla 27.	Intercorrelaciones entre las variables DCR, CSR, RTTF y RTTE a diferentes velocidades lineales y angulares y ángulo Q	112
Tabla 28.	Resultados de análisis de componentes principales del EP	114
Tabla 29.	Resultados de las puntuaciones de los componentes del constructo EP de cada sujeto	116
Tabla 30.	Historial de conglomeración del el método de Ward para el EP	117
Tabla 31.	Conglomerado de pertenencia de cada sujeto (I-EP)	118
Tabla 32.	Conglomerado de pertenencia de cada sujeto (II-EP)	118
Tabla 33.	Historial de conglomeración del método de vinculación promedio (intragrupos) para el EP.	119
Tabla 34.	Medias de los conglomerados, desviaciones típicas, y puntuaciones Z para la solución de cuatro conglomerados (EP)	122
Tabla 35.	Medias y desviaciones típicas de los componentes en los conglomerados del constructo EP	123
Tabla 36.	Coefficientes no tipificados y tipificados de las funciones canónicas discriminantes del constructo EP (FD1, FD2, FD3)	124
Tabla 37.	Centroides de los conglomerados para las tres funciones discriminantes del constructo EP (FD1, FD2, FD3)	125
Tabla 38.	Clasificación para todas las funciones discriminantes significativas después de la validación (EP)	125
Tabla 39.	Resultados de las puntuaciones de cada sujeto para cada función discriminante del constructo EP	127
Tabla 40.	Detalles de los estudios incluidos en el meta-análisis	130
Tabla 41.	Resultados de los siete estudios incluidos en el meta-análisis	133

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Representación gráfica de la alfombrilla cuadrículada y del lugar de colocación del encoder lineal con respecto al pórtico de musculación	52
Figura 2.	Posición de salida en el test RSA	54
Figura 3.	Área preparada para el 30-15 Intermittent Fitness Test (30-15 IFT) y ejemplo de 2 carreras intermitentes	55
Figura 4.	Posición para medir la longitud de la tibia	56
Figura 5.	Representación del ángulo Q del cuádriceps	59
Figura 6.	Estandarización de la posición supina del cuerpo con el goniómetro colocado para la evaluación del ángulo Q	59
Figura 7.	Colocación del sujeto durante la evaluación isocinética de la fuerza con el dispositivo Genu 3	61
Figura 8.	Colocación del sujeto durante la evaluación isocinética de la fuerza del isquiotibial con el sistema Haefni Health 1.0	63
Figura 9.	Colocación del sujeto durante la evaluación isocinética de la fuerza del cuádriceps con el sistema Haefni Health 1.0	63
Figura 10.	Flujo de artículos a través del proceso de revisión I	72
Figura 11.	Representación gráfica de la diferencia de medias y su IC al 95% en la comparación de repeticiones de ADM	83
Figura 12.	Representación de la media y del error estándar de la medida (SEM) de ADM en cada repetición	84
Figura 13.	ICC _{2,1} y CV intersesión del torque máximo de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante	89
Figura 14.	ICC _{2,1} y CV intersesión del torque máximo de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante	89
Figura 15.	ICC _{2,1} y CV intersesión del trabajo máximo de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante	90
Figura 16.	ICC _{2,1} y CV intersesión del trabajo máximo de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante	91
Figura 17.	ICC _{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción concéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante	92
Figura 18.	ICC _{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción excéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante	93
Figura 19.	ICC _{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción concéntrica de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante	93
Figura 20.	Diagrama de Bland Altman para el ángulo Q (°) de la pierna dominante	94

Figura 21.	Gráfico de sedimentación de extracción de los componentes principales para el EF	98
Figura 22.	Gráfico de componentes del constructo EF en el espacio rotado	99
Figura 23.	Dendograma en el que se utiliza el método de conglomeración de Ward para el EF	101
Figura 24.	Representación gráfica de las puntuaciones Z de los conglomerados del constructo EF	103
Figura 25.	Mapa territorial de los sujetos evaluados relativos a sus conglomerados de EF	109
Figura 26.	Gráfico de sedimentación de extracción de los componentes principales para el EP	113
Figura 27.	Gráfico de componentes del constructo EP en el espacio rotado	115
Figura 28.	Dendograma en el que se utiliza el método de conglomeración de Ward para el EP	117
Figura 29.	Dendograma en el que se utiliza el método de vinculación promedio (intragrupos) para el EP	119
Figura 30.	Representación gráfica de las puntuaciones Z de los conglomerados del constructo EP	120
Figura 31.	Mapa territorial de los sujetos evaluados relativos a sus conglomerados de EP	126
Figura 32.	Flujo de artículos a través del proceso de revisión II	129
Figura 33.	Gráfico en árbol de los resultados del meta-análisis de efectos aleatorios que muestra la diferencia de medias ponderada de 1RM entre los sujetos entrenados y no entrenados	134
Figura 34.	Gráfico en árbol de los resultados del meta-análisis de efectos aleatorios que muestra la diferencia de medias ponderada de 1RM entre los sujetos que realizaron el entrenamiento del hemicuerpo superior e inferior	135

GLOSARIO DE SIGLAS Y ABREVIATURAS

1RM:	Una-repetición máxima
30-15 IFT:	“30-15 Intermittent Fitness Test”
ABA:	“Abalakov jump”
ACL:	Ligamento cruzado anterior
ADM:	Amplitud de movimiento
Ángulo Q:	Ángulo del cuádriceps
ANOVA:	Análisis de la varianza
ATP:	Trifosfato de adenosina
BP:	Press de banca
BSQ:	Media sentadilla
CEA:	Ciclo de estiramiento-acortamiento
CH:	Cadenas
CMJ:	“Countermovement jump”
Con:	Concéntrico
<i>Corr:</i>	Factor de correlación que relaciona los resultados del pre- y post-entrenamiento
CSR:	Ratio convencional de fuerza
CV:	Coefficiente de variación
DCR:	Ratio de Control Dinámico o ratio funcional
DE:	Duración del entrenamiento
DF:	Función discriminante
DM:	Desequilibrio muscular
EB:	Bandas elásticas
EC:	Entrenamiento correctivo
EF:	Estado de forma
EP:	Estado de prevención
ES:	Tamaño del efecto
Exc:	Excéntrico
FDM:	Fuerza Dinámica Máxima
FW:	Pesos libres
GC:	Grupo control
GCD:	Grupo que entrenó con el ejercicio NH durante la vuelta a la calma
GE:	Grupo experimental
GHC:	Grupo que entrenó con el ejercicio HC
GNH:	Grupo que entrenó con el ejercicio NH
GRRAS:	Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies
GWU:	Grupo que entrenó con el ejercicio NH durante el calentamiento
H ⁺ :	Hidrogeniones
HC:	Curl de isquiotibiales
IC:	Intervalo de confianza

ICC:	Coeficiente de correlación intraclase
Índice KMO:	Índice Kaiser-Meyer-Olkin
ISRT:	“Intermittent Shuttle Run Test”
LOA:	Límites de Acuerdo
LP:	Press de piernas
M:	Momento de aplicación del entrenamiento
MANOVA:	Análisis de la varianza multivariado
MD:	Mínimas diferencias
MEVIR:	Métodos de Estímulo Variable Intra-Repetición
MSe:	Media cuadrática del error
MVC:	contracción voluntaria máxima
NH:	“Nordic hamstring”
PCA:	Análisis de componentes principales
PCR:	Porcentaje de resistencia constante
PCr:	Fosfocreatina
P _i :	Fosfato inorgánico
PMR:	Porcentaje de resistencia máxima
Pre:	Pretemporada
PVR:	Porcentaje de resistencia variable
QAREL:	“Quality Appraisal of Reliability Studies”
Ratio H/Q:	Ratio isquiotibial/cuádriceps
RFD:	“Rate of Force Development”
ROM:	Rango de movimiento
RSA:	Capacidad de repetir esprints
RSA best:	Mejor tiempo en el test RSA
RSA % dec:	Porcentaje de decremento en el test RSA
RTD:	“Rate of Torque Development”
RTTE:	Ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps
RTTF:	Ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales
RVES:	Resistencia Variable Entre Series
SAFT ⁹⁰ :	“Soccer-specific Aerobic Field Test”
SD:	Desviación típica
SEM:	Error Estándar de la Media
SJ:	“Squat jump”
SQ:	Sentadilla
t ₀ :	Tiempo en el minuto 0
t ₄₅ :	Tiempo en el minuto 45
t ₁₀₅ :	Tiempo en el minuto 105
TC:	Test control
Tem:	Temporada
V máx 60% pc:	Velocidad máxima con el 60% del peso corporal
Vel 5:	Velocidad en 5m
Vel 15:	Velocidad en 15m
VIFT:	Velocidad aeróbica máxima del “30-15 Intermittent Fitness Test”

VJ:	Salto vertical
VO ₂ máx:	Volumen de oxígeno máximo
VR:	Resistencia variable
VRT:	Entrenamiento con resistencia variable
Vs:	Versus
σ^2_{re} :	Error aleatorio
σ^2_{se} :	Error sistemático

RESUMEN

El objetivo principal de la presente tesis doctoral fue conocer la relación existente entre dos constructos, el estado de forma (EF) y el estado de prevención (EP), en el futbolista. Para ello, el hilo conductor partió de una revisión sistemática sobre los programas de entrenamiento para la corrección de los desequilibrios musculares (H/Q) en la articulación de la rodilla y sobre los protocolos de evaluación de los mismos en futbolistas profesionales y semiprofesionales. De esta forma, se descubrió que no existió ningún consenso para la realización de los programas de entrenamiento para la corrección de los desequilibrios musculares ni en los protocolos de evaluación de dichos ratios. Aunque se evidenció que los ejercicios unilaterales y multiarticulares que generen un nivel óptimo de activación muscular deberían incluirse en los programas para la corrección de los desequilibrios musculares. Seguidamente, sobre una muestra de 21 estudiantes de Ciencias de la Actividad Física, se procedió a la medida del error de las evaluaciones realizadas de los constructos EF y EP obteniendo una fiabilidad adecuada. Posteriormente, con la finalidad de conocer la estructura subyacente de ambos constructos se efectuaron dos análisis de componentes principales en los que se obtuvieron 4 componentes para cada uno. Para el EF los componentes fueron: *Velocidad*, *Resistencia mixta*, *Fuerza con carga externa* y *Fuerza sin carga externa*. Y para el EP: *Intermuscular - Velocidad lineal*, *Intermuscular - Velocidad angular*, *Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* e *Intramuscular - Velocidad angular - Extensión*. Después se realizó una clasificación de la muestra en 4 conglomerados, que definieron el estado real de cada sujeto en cada constructo: “Muy alto EF/EP, Alto EF/EP, Bajo EF/EP y Muy bajo EF/EP”. De esta clasificación se determinó la importancia relativa de cada componente, identificando a aquellos más importantes en la discriminación entre conglomerados desarrollando un análisis discriminante. Posteriormente, se efectuaron dos análisis de correlación. El primero, para establecer la relación entre los componentes de ambos constructos y el segundo, entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP, el cual supuso nuestro principal hallazgo. Del primero se identificaron correlaciones moderadas entre los *Componentes Fuerza sin carga externa* e *Intermuscular - Velocidad angular*. Y entre los *Componentes Fuerza con carga externa* e *Intramuscular - Velocidad angular - Extensión*. El segundo, se realizó entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP, mostrando una correlación moderada. Finalmente, la realización de un meta-

análisis con el objetivo de examinar los efectos sobre la fuerza dinámica máxima (FDM) de un programa de VRT, permitió confirmar que los atletas de alto nivel que realizaron el VRT consiguieron un desarrollo de la FDM superior al de aquellos que entrenaron de manera tradicional, constituyendo así un estímulo alternativo para futbolistas profesionales y semiprofesionales en el restablecimiento de sus desequilibrios musculares. Como conclusión final, la inclusión de más variables, o componentes, adicionales a las evaluadas en nuestra investigación, podría aumentar la relación, por un lado, entre los componentes del EF y EP y, por otro, entre las clasificaciones de futbolistas realizadas en función de ambos constructos, que clasificarían a los jugadores por igual, permitiendo al entrenador decidir el tipo de evaluación a realizar (del EF o del EP).

Palabras clave: estado de forma, estado de prevención, desequilibrios musculares, ratios H/Q, entrenamiento con resistencia variable.

INTRODUCCIÓN

El fútbol es un deporte caracterizado por la incorporación de periodos de ejercicio a máxima intensidad separados por periodos de baja intensidad (232). Las demandas fisiológicas de este deporte requieren que los jugadores rindan en diversos aspectos de la condición física, tales como la potencia aeróbica y anaeróbica, la fuerza muscular, la flexibilidad, la velocidad, la agilidad y la rapidez (78). La condición física varía con frecuencia en función del jugador, la posición de juego y el estilo de juego del equipo (78). En la mayoría de los deportes el rendimiento es el resultado de una combinación de factores, incluyendo la dotación genética, el entrenamiento y el estado de salud del deportista (252). Cuando se hace mención al estado de salud, nos referimos también a los indicadores que informan de la presencia o ausencia del riesgo de lesión del futbolista, es decir, de aquellos indicadores obtenidos mediante evaluaciones preventivas para evitar riesgos innecesarios en la salud del jugador.

De manera general, entendemos el estado de forma (EF) como el nivel adquirido en la optimización de las actuales demandas específicas del fútbol en la competición. Por otro lado, el estado de prevención (EP) es definido como el grado de protección que presenta el futbolista ante el riesgo de sufrir una lesión sin contacto.

Por esta razón, la clasificación de los jugadores, creando perfiles individuales en función de los valores obtenidos en las evaluaciones físicas y preventivas, es una información objetiva muy útil para el equipo técnico y médico para planificar los objetivos de entrenamiento, tanto individuales como colectivos, a corto y largo plazo, y a la hora de motivar a sus jugadores y de optimizar la recuperación de lesiones. Dichos perfiles individuales ayudarán a conocer las fortalezas y debilidades del futbolista (232). La pretemporada es un momento adecuado para corregir las debilidades de cada jugador. Los datos objetivos son necesarios para valorar los cambios fisiológicos a través del tiempo con el fin de estudiar la eficacia de los programas de entrenamiento y rehabilitación. En ocasiones, las mejoras provocadas por el entrenamiento específico para el futbolista no son suficientes para superar las deficiencias individuales impuestas en su potencial genético (232). Esto hace que tanto el EF como el EP constituyan una consideración importante en la selección del jugador para el alto nivel.

El equipo técnico y médico debe asegurarse de que cualquier cambio en el rendimiento en un test físico o preventivo, tras el entrenamiento, sea real, es decir, que

sea un reflejo de un cambio fisiológico en vez de una variación del resultado entre sujetos o el propio sujeto (14). La fiabilidad de los procedimientos del test puede ser determinada a través de evaluaciones repetidas relativas al EF y EP usando métodos estadísticos cuidadosamente seleccionados. Los métodos estadísticos proporcionan una cuantificación específica del error sistemático y aleatorio, relacionando estos valores con los requisitos de la evaluación para un uso práctico efectivo (15). Según Svensson y Drust (232), las evaluaciones deberían ser capaces de medir el mínimo incremento que se necesita para la mejora del rendimiento, debido a que dichas diferencias podrían ser muy pequeñas para futbolistas de élite, por lo que se necesitan metodologías de evaluación que sean muy sensibles a cambios.

En lo que respecta a los test utilizados para evaluar el EF, la capacidad de salto es una habilidad motora fundamental para el rendimiento óptimo en el fútbol. La fuerza explosiva, en forma de salto vertical (VJ), ha sido generalmente medida en evaluaciones de la condición física y selección de talentos (228) mediante saltos estandarizados desde la posición de pie despegando con las dos piernas (p. ej. “Countermovement jump”) (261). De hecho, tanto la altura en el “Squat jump” (SJ) como en el “Countermovement jump” (CMJ) mostró relación con el éxito competitivo en clubes de fútbol de élite (9, 173, 260). El aumento del interés en la evaluación de los VJs se debió al éxito de su viabilidad, a las mediciones de fiabilidad a corto plazo y a la sensibilidad para detectar cambios durante el seguimiento a lo largo de una temporada competitiva en el fútbol (10, 228). Estas evaluaciones han sido propuestas para los investigadores en Ciencias de la Actividad física y entrenadores como predictores válidos del rendimiento de la capacidad de salto en futbolistas (265), aunque las características biomecánicas específicas de los VJs en fútbol son variables (85). Esta capacidad está influida por factores relacionados con el juego, tales como la capacidad de cabeceo del jugador (85), la intención de rematar o pasar el balón, la trayectoria del balón antes del contacto con la cabeza o la existencia de un contacto corporal con los jugadores circundantes, haciendo que cada VJ sea potencialmente diferente (199).

Los test de campo mejoran la especificidad de la evaluación de la condición física (232). Esta mayor especificidad aumenta la validez de estas pruebas (20).

La velocidad y la capacidad de aceleración son componentes muy importantes en el fútbol que pueden decidir los resultados de un partido (232). Los jugadores tienen que

responder a las exigencias físicas, tácticas y técnicas del juego (232). Durante un partido, los jugadores esprintan en distancias de hasta 30 m con una media de duración de 6 s (196). El suministro de energía de un esprín es diferente al suministrado en los esprines repetidos realizados con un patrón de ejercicio intermitente (232). Esto requiere que ambas evaluaciones sean realizadas en futbolistas. Típicamente, la capacidad para esprintar de un jugador se ha evaluado con esprines de 5, 10, 15, 20 y 30 m (87, 97, 142, 230). Los test de esprines únicos pueden diferenciar entre diferentes tipos de juego y entre las diferentes posiciones de juego dentro de un equipo (142). Estas pruebas también pueden permitir que el preparador físico establezca programas individuales para los jugadores con el fin de mejorar su capacidad de acelerar y/o aumentar su velocidad máxima durante los esprines (232).

Durante un partido de fútbol, los jugadores deben ser capaces de recuperar rápidamente entre esprines máximos de corta duración (1 – 7 s) debido a que el patrón de juego de un partido implica la realización de múltiples esprines (24). Por ejemplo, el hecho de recuperarse tardíamente tras un esprín efectuado al atacar al equipo contrario puede conducir a un retraso en volver a colocarse en su posición táctica defensiva, dejando a su equipo en vulnerabilidad defensiva (23). En oposición a los esprines únicos, existe una mayor demanda fisiológica durante la ejecución de esprines repetidos debido a que el pH muscular, la fosfocreatina y posteriormente el trifosfato de adenosina (ATP) deben ser resintetizados entre esprines (21). Además, los test de múltiples esprines constituyen un indicador lo suficientemente sensible para diferenciar diferentes tipos de jugadores y detectar cambios en el rendimiento físico (197).

A excepción del atletismo u otras actividades de resistencia (p. ej. el triatlón o ciclismo), la naturaleza de la mayoría de deportes es intermitente (24). El rendimiento de los deportes intermitentes se ha relacionado más con la velocidad, la agilidad, la fuerza, la fuerza explosiva y la capacidad de repetir breves series de ejercicios supramáximos que con la capacidad de mantener un trabajo continuo constante submáximo (24). Se ha demostrado que una alta capacidad aeróbica (VO_2 máx) podría tener un efecto beneficioso sobre la cinética de recuperación en un ejercicio intermitente de alta intensidad (240), y que el VO_2 max puede influir en el rendimiento y en la distancia total recorrida a alta intensidad durante un partido de fútbol (146). El 30-15 Intermittent Fitness Test (30-15 IFT) (49, 50), cuya fiabilidad ha sido ya definida (50), ha mostrado ser una alternativa de los test intermitentes Yo-Yo Test (146) y Intermittent

Shuttle Run Test (ISRT) (151), los cuales proporcionan solamente un índice de rendimiento aeróbico intermitente (VO_2 max) (147). El 30-15 IFT determina además la velocidad aeróbica máxima (V_{max} IFT) que puede ser utilizada como velocidad de referencia para prescribir entrenamientos (50). Su principal característica es que involucra variables fisiológicas, tales como la fuerza explosiva de las extremidades inferiores en los cambios de dirección, las cualidades aeróbicas y la capacidad para recuperar entre series de ejercicio, todas ellas solicitadas durante un partido de fútbol (51). Esto permite que el jugador alcance una V_{max} IFT final que facilita una programación más precisa de las sesiones de entrenamiento que la habitual velocidad aeróbica máxima determinada de forma continua (51).

La propia naturaleza del fútbol provoca un deterioro de las estructuras músculo-esqueléticas de las extremidades inferiores como consecuencia de la gran variedad de cargas mecánicas asimétricas que el futbolista tiene que soportar a lo largo de su vida deportiva (89). Las lesiones de isquiotibiales en estos deportistas presentan una alta prevalencia (80, 263), constituyendo el 12% de las lesiones registradas a lo largo de dos temporadas, lo que da como resultado la pérdida de 15 partidos o de 90 días de media por club en cada temporada (263).

Las lesiones y la indisponibilidad de los futbolistas presentan no sólo importantes consecuencias para los jugadores sino también para los clubes. El pobre rendimiento en los partidos como consecuencia de la ausencia de jugadores lesionados conlleva un gran impacto sobre la economía de dichas entidades. Arnason et al.(9) demostraron que los equipos que sufrían menos lesiones acabaron la temporada en una posición significativamente más alta en las dos mejores ligas de Islandia que aquellos clubes que sufrieron un mayor número de lesiones. Recientemente, Hagglund et al.(110) apoyaron estos hallazgos afirmando que en los clubes de fútbol profesionales las lesiones presentaban una influencia muy significativa sobre el rendimiento tanto en la liga como en las competiciones europeas. Estos hallazgos subrayan la importancia de las estrategias preventivas de lesiones para aumentar las posibilidades de éxito de un equipo.

En relación al aspecto económico, el principal efecto de un alto número de lesiones son los elevados costes médicos que supone para un equipo. Según Van Vinckel et al.(246), cuando un jugador se lesiona su valor de mercado disminuye, provocando una

reducción de las posibilidades de transferencia del jugador y, en consecuencia, de la mayor fuente de ingresos de la mayoría de los clubes. Verhagen et al.(247) demostraron que estos costes pueden ser reducidos mediante las estrategias preventivas de lesiones. En este sentido, Drawer y Fuller (73) preguntaron a 138 futbolistas de cuatro equipos profesionales en Inglaterra sobre el motivo de la interrupción de sus carreras deportivas, hallando que el 50% se había visto forzado a hacerlo de forma prematura como consecuencia de las lesiones sufridas.

Hawkins et al.(117) sostienen que las lesiones de isquiotibiales presentan la mayor tasa de recidiva (34%) de todas las lesiones. En la presente investigación, nos centraremos en los ratios de fuerza entre los músculos isquiotibiales y cuádriceps (“Hamstrigs: Quadriceps Strength Ratio [H/Q]”) que, según Croisier et al.(66), forman parte de los factores intrínsecos relacionados con las características morfo-estructurales y funcionales individuales y con el perfil del jugador, los cuales son más predictivos de lesión que los factores extrínsecos relacionados con el medio (185), los cuales, según Opar et al.(184), constituyen además un *factor de riesgo modificable*. Este autor atestigua que un bajo ratio H:Q podría indicar una insuficiente capacidad de los isquiotibiales para actuar como freno en la flexión de cadera y extensión de la rodilla durante la fase terminal del swing de la carrera. Guex y Millet (107) afirman que en dicha fase, que acontece entre el 75 y 85% del ciclo de carrera, los isquiotibiales están soportando una contracción activa excéntrica en la terminación de la flexión de cadera y la extensión de la rodilla, provocando un substancial estrés en la elongación biarticular del isquiotibial (213). Esto es debido a que esta musculatura actúa como agonista del ligamento cruzado anterior (ACL) contrayéndose excéntricamente para contrarrestar las fuerzas de cizallamiento anterior y desacelerar la tibia durante la rápida y potente extensión de la rodilla (126, 172). Cuando los cuádriceps son más fuertes que los isquiotibiales podría tener lugar una traslación anterior durante acciones dinámicas como el aterrizaje o el cambio de dirección, ya que el ACL soporta fuerzas de cizallamiento demasiado altas (7). De los tres músculos biarticulares de la cara posterior de la pierna, la cabeza larga del bíceps femoral experimenta el mayor estiramiento, alcanzando casi el 110% de su longitud en posición vertical durante la fase terminal del swing, mientras que el semimembranoso y el semitendinoso alcanzan el 107,5% y 108,2%, respectivamente (233). El bíceps femoral es el más comúnmente lesionado de

los músculos isquiotibiales (248) en la unión músculo-tendinosa y fibras musculares adyacentes (12, 144).

Los déficits de fuerza y activación de los isquiotibiales son factores muy importantes a tener en cuenta que podrían limitar directamente la co-contracción muscular para proteger los ligamentos (220). La capacidad para desacelerar desde un aterrizaje y para realizar un control dinámico del valgo, así como de la rotación y de la traslación anterior de la tibia, podrían estar relacionadas con la disminución del desequilibrio de la fuerza entre los isquiotibiales y los cuádriceps (121).

Brito et al.(45) sostienen que *el desequilibrio muscular* es el factor intrínseco más mencionado y tratado en la literatura en lo que se refiere a lesiones deportivas. Sin embargo, se desconoce si los desequilibrios musculares son un factor actual/real que contribuye a la lesión o son la consecuencia de una previa lesión que incrementa el riesgo de volver a lesionarse, o ambos a la vez. De cualquier manera, parece que la normalización de los parámetros isocinéticos, por restauración del equilibrio muscular entre agonista y antagonista alrededor de la articulación de la rodilla, disminuye significativamente el riesgo de lesión (67).

Se ha demostrado que la fuerza muscular es un componente principal del rendimiento físico en el deporte en términos de un alto nivel de rendimiento muy a tener en cuenta en la ocurrencia de lesiones (149). Según Svensson y Drust (232), entre los test de laboratorio más usados para la evaluación de la fuerza muscular en futbolistas destaca la evaluación isocinética, que mide el torque a una velocidad angular determinada al desarrollar movimientos en el plano vertical, tales como la flexión y extensión de la rodilla. Entre las ventajas de la dinamometría isocinética destacan la precisión y la sensibilidad de la evaluación para detectar cambios en la fuerza muscular durante un programa de rehabilitación (22). Sin embargo, no refleja plenamente el rendimiento de los patrones específicos de rendimiento en el fútbol. La evaluación utilizando pesos libres sería más precisa en la determinación de la fuerza funcional del futbolista al presentar una mayor libertad de movimiento (260), aspecto que no es fácil de controlar, a no ser que se utilicen pórticos de musculación que permitan el desplazamiento vertical y rectilíneo de la barra. De esta manera, la seguridad es mayor y se reduce el riesgo de lesión. La dinamometría isocinética puede ser utilizada para evaluar el equilibrio de fuerza entre los músculos isquiotibiales y cuádriceps en torno a

la articulación de la rodilla. Por lo general, existen dos tipos de ratios de fuerza H/Q. Uno de ellos es el ratio convencional de fuerza (CSR) (2), calculado dividiendo el torque máximo concéntrico del músculo isquiotibial entre el del cuádriceps (H_{con}/Q_{con}) cuyo valor normativo fue establecido en 0.6 por varios estudios (105, 109, 123). El otro, es el denominado ratio de control dinámico (DCR) (75) o ratio funcional (2), obtenido dividiendo el torque máximo de la contracción excéntrica del músculo isquiotibial entre el torque máximo de la contracción concéntrica del músculo cuádriceps (H_{exc}/Q_{con}). Ambos ratios describen el equilibrio muscular en la prevención de lesiones de rodilla (90). La relevancia de usar CSR en el deporte ha sido cuestionada, ya que los músculos opuestos no pueden desarrollar contracciones concéntricas simultáneas (65). Por lo tanto, es más funcional considerar el ratio entre la máxima fuerza excéntrica de los isquiotibiales en la extensión y la máxima fuerza concéntrica de cuádriceps en la extensión de rodilla (DCR) (2, 67). Esta combinación es la más específica en las acciones de fútbol, como el golpeo y el esprín, donde los isquiotibiales actúan excéntricamente para frenar la flexión de la cadera y la extensión de la rodilla (184). Dicho ratio presenta una puntuación óptima que oscila entre 0.70 y 1.0, aunque un valor más elevado protegería en mayor medida al futbolista (2, 122). Coombs et al. (62) sostienen que un DCR igual a 1.0 sería lo más adecuado, ya que indicaría que los isquiotibiales presentan la capacidad de frenar totalmente la acción concéntrica de los cuádriceps. En el estudio realizado por Croisier et al. (67) para calcular el DCR, se seleccionó la velocidad de $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ para la medida del torque máximo en la fase excéntrica de los músculos isquiotibiales, y la velocidad de $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ en la fase concéntrica del músculo cuádriceps. La alta velocidad en la acción concéntrica se debe a que las distensiones en los isquiotibiales se producen durante movimientos a altas velocidades. La elección de la velocidad de $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ fue debida a que la curva excéntrica de torque-velocidad en humanos es esencialmente constante (74) permitiendo optimizar las condiciones de familiarización con dichos ejercicios (67).

Solomonow et al. (220) afirman que, al depender la activación del isquiotibial de la capacidad del ACL para detectar la elongación, se podría justificar la inclusión del entrenamiento propioceptivo (7, 220) y pliométrico (7) en programas de rehabilitación y prevención con el objetivo de corregir o compensar un mayor número de factores de riesgo. Askling et al. (11) sostienen que la lesión por distensión podría ocurrir en la acción excéntrica de los isquiotibiales, constituyendo una razón más por la que el

entrenamiento excéntrico controlado pasaría a formar parte del entrenamiento preventivo.

Durante los últimos años, los programas de entrenamiento de la fuerza diseñados para optimizar la eficiencia y los beneficios del entrenamiento han ganado popularidad (95, 165). Los programas del entrenamiento de la fuerza incluyendo ejercicios con resistencia variable son desarrollados normalmente usando accesorios tales como bandas elásticas o cadenas, y máquinas que permiten la variación de la velocidad en el desplazamiento de la carga y su magnitud. Uno de los principales objetivos del uso de cadenas o de bandas elásticas es inducir una alta variación en el estímulo y provocar además adaptaciones neurales que mejoren las diferentes expresiones de la fuerza, incluyendo la fuerza dinámica máxima (FDM) o la uno-repetición máxima (1RM) (19, 139). Estos métodos combinan la resistencia generada por las cargas fijas (p. ej. barras y discos) con la resistencia variable (VR) producida por las bandas elásticas o por las cadenas adheridas a la barra. La peculiaridad de este método de entrenamiento afecta al patrón de ejecución, ya que se consigue alterar la resistencia durante el rango de movimiento (ROM) (5, 95). Algunos autores argumentan que este tipo de entrenamiento puede ser adecuado para paliar una de las desventajas mecánicas atribuidas al entrenamiento con pesos libres, como es el “sticking period” (8, 18, 19, 165, 201). Estudios clásicos, como el de Elliott, Wilson, & Kerr (82), analizaron como en diferentes ejercicios con resistencias externas se producía una zona o región de pérdida de velocidad denominada “sticking point”, “sticking period” o “sticking region”. Más recientemente, van den Tillar & Ettema (245) comprobaron como el “sticking period” comprendía entre el 35–45% del ROM. Esta es la fase más desventajosa en el movimiento de una articulación, ya que los grupos musculares asociados a ella necesitan de una mayor y/o mejor activación, la cual llega de manera retardada al trabajar con cargas del 90% (176) o incluso del 80% (82) de la 1RM. En esta región, la velocidad de movimiento disminuye probablemente como consecuencia de la alteración en la coordinación inter- e intra- muscular, dando como resultado una reducción en la producción de fuerza (245). El entrenamiento de resistencia variable (VRT) se basa en el hecho de que una mayor carga externa absoluta es soportada mejor siempre que la desventaja neuro-mecánica sea minimizada mediante la aplicación de resistencias inferiores (cargas menores del 85% de 1RM. Ver Tabla 40 donde se indican las cargas de trabajo alcanzadas al final del ROM) a través de los rangos de movimiento menos

eficientes (8, 82). Según van den Tillaar y Saterbakken (244), esto significa, en términos prácticos, que estos rangos de movimiento podrían evitarse mediante el control de la velocidad de ejercicio con el fin de aumentar el impulso mecánico en cada repetición para cargas de trabajo superiores al 80% de 1RM en el inicio del “sticking period”.

Durante un protocolo de levantamiento de resistencia variable intra-repetición, un aumento de la carga tiene lugar conforme la barra es desplazada a través del ROM en la fase concéntrica, siendo cada vez más difícil mantener altas velocidades y aceleraciones (32, 60, 92, 255). Cuando se utilizan bandas elásticas, se necesita la suficiente aceleración en la fase inicial del levantamiento para superar el retroceso elástico y completar el movimiento (92). Contrariamente a la utilización de bandas elásticas, las cadenas actúan mediante la adición de masa (92). La magnitud de este sistema de masas es proporcional a la altura alcanzada por la barra desde el suelo. El aumento gradual producido en la resistencia externa provoca inestabilidad, el cual podría inducir un estímulo óptimo para la ganancia de fuerza (162) y una alta demanda neuromuscular, aumentando tanto el reclutamiento de unidades motoras como la tasa de transmisión del estímulo nervioso (118). Tales adaptaciones neuromusculares podrían ser debidas a la mejora de la coordinación intermuscular entre los músculos agonistas y sinergistas para controlar del movimiento (8, 26, 30, 76, 163, 201). Se ha podido comprobar que existe una mayor activación debido a un almacenamiento de energía elástica en los músculos, traduciéndose esto en una mayor producción de “Rate of Force Development” (RFD) (202). La resistencia que proviene de las bandas elásticas o cadenas proporcionan la mayor cantidad de carga al final del ROM, es decir, un incremento de la carga progresivo a lo largo del ROM, mientras que en el entrenamiento tradicional con pesos libres se proporciona al comienzo de la fase concéntrica (98, 102). Otro aspecto a tener en cuenta es que las bandas elásticas aumentan la resistencia de forma curvilínea, mientras que las cadenas lo hacen de forma lineal al diferir en sus propiedades físicas y mecánicas (68, 92, 165, 166).

Estudios recientes (8, 30) evaluaron la eficacia de la tensión elástica combinada con la tensión originada por los pesos libres en el ejercicio tradicional de media sentadilla, sugiriendo que la relación ideal entre ambas formas de administrar la resistencia externa debería ser de 80–85% de carga derivada de los pesos libres y del 15–20% de carga proveniente de la VR. Sin embargo, otros autores (139, 166, 255) recomendaron un 20–35% para la VR y 65–80% para los pesos libres en el uso combinado de bandas elásticas

con el fin de mejorar el pico de potencia y poder aplicarlo así en gestos deportivos de carácter explosivo.

Una característica adicional al entrenamiento con resistencia variable es que, además de aumentar la velocidad, aumenta el estímulo excéntrico del entrenamiento y, por lo tanto, la fuerza necesaria para frenar o detener la carga al final de la fase excéntrica, induciendo una mayor actividad mioeléctrica en los músculos (68). Los investigadores que examinaron el VRT utilizando cadenas también afirmaron que este tipo de entrenamiento induce variaciones en el estímulo, como consecuencia de las oscilaciones que producen las cadenas, provocando una mejor coordinación entre agonistas, músculos sinergistas y estabilizadores para controlar la carga (32, 163).

Diferentes estudios (8, 96, 255) detectaron mejoras significativas en la fuerza y potencia generada en los ejercicios de press de banca y sentadilla al entrenar combinando las bandas elásticas con la resistencia originada por los pesos libres, en comparación con el grupo control que entrenó con los mismos ejercicios pero sin resistencia elástica. Además, el entrenamiento con VR induce mejoras en la resistencia a la fatiga, debido posiblemente a la respuesta fisiológica ocasionada por un efecto agudo de fatiga durante el entrenamiento (253). Las diferencias individuales en las propiedades contráctiles pueden dar lugar a diferentes grados de fatiga (254).

Sobre la base de la literatura disponible, es difícil extraer si los diferentes programas de VRT muestran verdaderos beneficios en la mejora de la fuerza muscular y por tanto determinar si su fundamento podría ser utilizado en el entrenamiento de futbolistas profesionales como medio para la corrección de los desequilibrios musculares.

A menudo, los profesionales de la medicina deportiva han evaluado la flexibilidad de los músculos isquiotibiales en la creencia de que unos isquiotibiales acortados están relacionados con diversas lesiones en las extremidades inferiores (67, 262) y con una disminución del rendimiento deportivo (97, 149). El test de elevación pasiva de la pierna recta unilateral (“Unilateral Passive Straight-Leg Raise Test”) es uno de los métodos de medición más utilizados para evaluar la flexibilidad muscular de los músculos isquiotibiales tanto en entornos de terapia clínica como deportivos (222). Se considera una medida “gold standar” para la flexibilidad de los músculos isquiotibiales (16, 222).

Los músculos aductores de la cadera juegan un papel importante en la estabilidad de la cadera. Aparte de la aducción de cadera, la activación de los músculos aductores también se produce en movimientos como la rotación de la cadera (150) y su flexión o extensión, dependiendo de la posición articular inicial (153). Además de proporcionar movimiento, los músculos aductores de la cadera pueden generar una tensión significativa mientras se estabiliza dicha cadera y se controla la alineación de las extremidades inferiores (130). Varios estudios concluyeron que una baja flexibilidad de los aductores de la cadera se asoció con un aumento del riesgo de lesiones en futbolistas (10, 79, 133).

Por otro lado, existen otro tipo de medidas, como el ángulo del cuádriceps (ángulo Q), ampliamente utilizado como indicador de disfunciones patelofemorales, tales como el síndrome de dolor patelofemoral o la inestabilidad de la rótula (55, 241). Es el ángulo agudo formado por líneas imaginarias trazadas desde la espina ilíaca anterosuperior al centro de la rótula y desde la tuberosidad tibial al centro de la rótula (259). Un ángulo Q elevado supone un mayor vector lateral (188) que causa una traslación de la rótula lateralmente y un aumento de la presión retropatelar (214). El aumento resultante de la presión entre la cresta troclear lateral y la rótula causa dolor, provocando la fuente del síndrome de dolor patelofemoral y, en última instancia, la degeneración del cartílago articular (168, 243). Además, se observó que un elevado ángulo Q está asociado a diversas lesiones de rodilla en futbolistas femeninas (111). No existe consenso sobre el valor ideal del ángulo Q, aunque se conoce que los hombres muestran valores más pequeños que las mujeres debido a su mayor altura media y a la menor anchura de la cadera (119). Según Hamill y Knutzen (114), un ángulo Q mayor a 15° es considerado como una rodilla con genu valgo, mientras que un valor menor a 10° indica una rodilla con genu varo.

Los test de laboratorio constituyen un medio para los entrenadores y científicos del deporte para conocer el EF y el EP de los futbolistas, pese a no ser pruebas específicas de fútbol. Mediante el uso de un equipamiento especializado en el laboratorio pueden obtenerse resultados precisos de componentes pertenecientes al EF como del EP. Los mecanismos fisiológicos asociados a las mejoras producidas tras el entrenamiento pueden ser interpretados mediante pruebas de laboratorio (232). Durante la pretemporada, es probable que haya menos oportunidades para llevar a cabo pruebas de laboratorio ya que requieren mucho tiempo. Sin embargo, los resultados de las pruebas

de campo proporcionan una información sobre los cambios de rendimiento específicos de fútbol, siendo así más válidas que las pruebas de laboratorio y consumen menos tiempo (232). Es importante considerar que nunca antes se ha realizado una separación entre los test de evaluación del constructo EF y los del EP, por lo que no se ha demostrado si existe una relación entre ambos, ni tampoco entre las clasificaciones de los futbolistas en función de ambos constructos. Este hecho sería un factor a tener en cuenta por el equipo técnico y médico para conocer si aquel jugador que mejor EF ostenta es el que menor o mayor riesgo de lesión presenta o viceversa. De esta manera, el conocimiento del EF y EP de un jugador determinado ayudará al entrenador a tomar decisiones en la selección de un futbolista u otro para disputar un partido, lo cual repercutirá en la consecución del éxito deportivo del equipo a corto y largo plazo.

Por último, para una mejor comprensión del trabajo, hemos estructurado la presente tesis doctoral en seis apartados. El primero, es una revisión sistemática sobre los programas de entrenamiento para la corrección de los desequilibrios musculares (H/Q) en la articulación de la rodilla y sobre los protocolos de evaluación de los mismos en futbolistas profesionales y semiprofesionales. El segundo, se basa en el análisis de la medida del error de las evaluaciones realizadas de los constructos denominados como EF y EP. El tercero, se fundamenta en una secuencia de tres análisis para cada constructo (análisis de componentes principales, análisis de conglomerados y análisis discriminante), finalizando dicho apartado con dos análisis de correlación, uno entre los componentes extraídos de cada constructo, y otro entre las puntuaciones obtenidas de las funciones discriminantes. El cuarto apartado se basa en la realización de un meta-análisis para conocer los efectos del entrenamiento con resistencia variable sobre la fuerza dinámica máxima. Este apartado se presenta como un tratamiento preventivo alternativo para la corrección de los ratios de fuerza musculares de los futbolistas. El quinto y el sexto apartados responden, respectivamente, a las aplicaciones prácticas e investigaciones futuras. Finalmente, se incluye un apartado de conclusiones.

OBJETIVOS

- 1) Reunir y analizar críticamente las recientes publicaciones que describen los programas de entrenamiento para la corrección de los desequilibrios musculares de los ratios de fuerza entre los músculos isquiotibiales y cuádriceps (H/Q) en la articulación de la rodilla y los protocolos de evaluación de los mismos en futbolistas profesionales y semiprofesionales.
- 2) Determinar la fiabilidad intrasesión e intersección de los test de medición del EF y el EP.
- 3) Identificar la estructura subyacente perteneciente al constructo EF y EP.
- 4) Clasificar a los sujetos en función de su EF y EP.
- 5) Conocer la importancia relativa de cada componente del EF y EP en la discriminación entre conglomerados.
- 6) Establecer la relación entre los componentes de los constructos EF y el EP.
- 7) Analizar la relación entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP.
- 8) Examinar el efecto de un programa de VRT sobre la fuerza dinámica máxima.

MÉTODO

Aproximación Experimental al Problema

En esta investigación transversal se ha examinado y realizado:

- La fiabilidad intersesión e intrasesión de las variables medidas por los test de fuerza isocinéticos, ADM, ángulo Q, velocidad, test de fuerza y salto vertical.
- La relación entre la velocidad (dos test), la resistencia (un test) y la fuerza (cinco test). Para ello, se solicitó un análisis de componentes principales (PCA) con el fin de establecer las relaciones entre los componentes (p. ej. *Componente Fuerza sin carga externa*) que subyacen de las variables manifestadas incluidas (es decir, las pruebas de rendimiento).
- La relación entre los diferentes test de fuerza isocinéticos de rodilla (dos test) y el ángulo Q (un test). Para ello, se solicitó un PCA con el objetivo de establecer las relaciones entre los componentes (p. ej. *Componente Intermuscular - Velocidad lineal*) que subyacen de las variables manifestadas incluidas (es decir, las pruebas de prevención).
- La clasificación de los sujetos en función de las variables seleccionadas de los test de evaluación del EF y del EP.
- La elaboración de dos modelos que permitieron la identificación y cuantificación de las contribuciones de los componentes que constituyen los constructos de EF y EP para la discriminación de los atletas.

En primer lugar, se llevaron a cabo 4 sesiones de familiarización para las evaluaciones del constructo EP. Durante los dos primeros días de familiarización se realizaron los test de ADM de la flexión y abducción de la cadera, el test del ángulo Q de rodilla y la evaluación isocinética utilizando el dispositivo dinamométrico Genu 3, precedida del correspondiente calentamiento. En los dos días restantes, se efectuó la familiarización con los test de evaluación utilizando el dispositivo isocinético Haefni Health 1.0.

El proceso de evaluación del constructo EP constó de 10 sesiones. En la 1ª sesión se realizaron los test de ADM y ángulo Q de la rodilla. En la 3ª y 4ª sesión se efectuaron los test isocinéticos con el dispositivo dinamométrico Genu 3. En la 7ª y 8ª se

efectuaron los test isocinéticos con el dispositivo Haefni Health 1.0. Y en la 2ª, 5ª, 6ª, 9ª y 10ª sesión se repitieron los test de la sesión que las precedió.

En segundo lugar y durante 5 días, se llevó a cabo una familiarización con los procedimientos de los test de evaluación del constructo EF. Cada día se aplicó un test precedido del correspondiente calentamiento (test de salto vertical, test de fuerza en el ejercicio de media sentadilla en el pórtico, test de velocidad de 20 m, test RSA, y el test “30-15 Intermittent Fitness test”).

El proceso de evaluación de constructo EF constó de 9 sesiones. En la 1ª sesión se realizaron los test de salto vertical. En la 3ª sesión se efectuó el test de estimación de la fuerza dinámica máxima (1 RM) en el ejercicio de media sentadilla. En la 5ª sesión se desarrolló el test de fuerza incremental en el ejercicio de media sentadilla. En la sesión 7ª se efectuó el test de velocidad (20 m). En la 8ª sesión el test RSA. En la 9ª sesión se desarrolló el test “30-15 Intermittent Fitness test”. Y en la 2ª, 4ª y 6ª sesión se repitieron los test de la sesión que las precedió.

Para garantizar la precisión de la evaluación, todos los participantes fueron motivados mediante fuertes apoyos verbales para que realizaran el máximo esfuerzo. Con el objetivo de evitar los posibles efectos de la fatiga, las sesiones estuvieron separadas durante al menos 48 horas. Se solicitó a los sujetos que no realizaran ejercicio vigoroso durante las 48 horas previas al inicio del periodo de investigación y entre las sesiones de evaluación. Además fueron instruidos para que se abstuvieran del consumo de cafeína durante las 12 horas previas a las evaluaciones. Todos los test se desarrollaron entre las 09:00 AM y las 01:00 PM horas de cada día teniendo en cuenta la variación diurna de las capacidades físicas (191).

Sujetos

Veintiún sujetos, estudiantes universitarios voluntarios de sexo masculino (edad: 22.05 ± 2.15 años; peso corporal: 75.77 ± 6.20 kg; estatura: 179.95 ± 5.96 cm; porcentaje de grasa corporal: $9.46 \pm 2.57\%$) de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física de la Universidad de Granada, participaron en esta investigación. Los sujetos fueron seleccionados aleatoriamente entre aquellos que contestaron el cuestionario de participación (Anexo V) y cumplían con los requisitos de selección. Los requisitos fueron los siguientes:

- No haber sufrido ningún trastorno musculoesquelético previo en los miembros inferiores, con anterioridad a un año, que pudiera repetirse o interferir en un proceso de múltiples test máximos (p.ej. tendinitis rotuliana, cirugía de rodilla, ruptura no operada en los ligamentos de la rodilla, distensiones musculares o esguinces articulares).
- No haber padecido enfermedades respiratorias o cardiovasculares consideradas como un riesgo o un factor limitante para la ejecución de los test máximos.
- Presentar un buen estado de salud, percibido tras cumplimentar el cuestionario SF 36.
- Contestar favorablemente los siete ítems del PAR-Q.
- Aceptar el consentimiento informado por escrito.

Todos los participantes fueron físicamente muy activos en el momento en el que se realizó la investigación (~2 horas de moderada a alta intensidad de acondicionamiento general y actividades deportivas con una frecuencia de 5 días por semana). Ninguno de ellos informó sobre problemas ortopédicos o neurológicos. El protocolo experimental fue aceptado por la Comisión de Ética en Investigación de la Universidad de Granada quedando registrado con el nº 878.

Procedimientos

A) Procedimiento de la revisión sistemática de los programas de entrenamiento para la prevención de lesiones y de los protocolos de evaluación de los ratios de fuerza H/Q en futbolistas profesionales y semiprofesionales:

La revisión sistemática se elaboró de acuerdo con las recomendaciones y criterios que propone el Cochrane Review Group (124). Los respectivos procedimientos que se incorporaron en esta revisión, incluyendo la identificación, el filtrado, elegibilidad y la inclusión/exclusión de los estudios, se realizaron de forma consensuada por los propios autores.

Todas las búsquedas se llevaron a cabo entre el 1 de Septiembre de 2014 y el 31 de Enero de 2015. Para asegurar una amplia y adecuada búsqueda bibliográfica se desarrollaron las siguientes estrategias de revisión:

Métodos de búsqueda en bases de datos online:

Seis bases de datos (Cochrane Systematic Review Database, MEDLINE, PEDro, PUBMED, SPORTDiscuss y WEB OF SCIENCE) fueron utilizadas para lograr una búsqueda exhaustiva. En cada base de datos se realizó una búsqueda independiente por dos investigadores con el fin de eliminar el error, asegurando la fiabilidad y aumentando la validez interna (120).

Posteriormente, el grupo de investigación consensuó, igualmente, el establecimiento de los criterios de inclusión y exclusión.

Búsqueda manual

El registro manual se llevó a cabo en 28 revistas (Tabla 1) para asegurar que los artículos actuales pertinentes no se perdieran.

Tabla 1. Búsqueda manual de revistas.

Búsqueda manual de revistas

American Journal of Sports Medicine
British Journal of Sports Medicine
Clinical physiology and functional imaging
European journal of applied physiology and occupational physiology
Exercise and Sport Sciences Reviews
International journal of preventive medicine
International journal of sports medicine
Isokinetics and Exercise Science
Journal of applied physiology
Journal of Athletic Training
Journal of Human Kinetics
Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy
Journal of Science and Medicine in Sport
Journal of Sports Science and Medicine
Journal of sports sciences
Journal of Exercise Science & Fitness
Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation
Journal of Sports Medicine and Physical Fitness
Journal of Strength & Conditioning Research
Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy
Medical and Biological Engineering and Computing

Medicine and Science in Sports and Exercise
Perceptual and Motor Skills
Physical Therapy in Sport
Physiotherapy
Scandinavian journal of medicine & science in sports
Sport Sciences for Health
Sports Medicine

“Snowballing”

Las referencias enumeradas y citadas en los artículos encontrados, junto a las revisiones bibliográficas relevantes, también fueron examinadas para identificar estudios adicionales y para posteriores estudios pertinentes. Cada lista de referencias extraída de cada artículo fue examinada para identificar artículos adicionales relacionados con la temática. Esto produjo un total de 8 artículos adicionales por cada artículo seleccionado.

Palabras clave

Las palabras clave y frases buscadas (con diferentes combinaciones) fueron: agonist, antagonist, athletic performance, bilateral, competitive, concentric, conventional, dominance, dynamometer, eccentric intervention, effects, elite, epidemiology, extensor, evaluation, fatigue, field test, flexibility, functional, hamstring, imbalances, injury, isokinetic testing, isometric action, knee flexors, length, lower limb, markers, muscle balance, non-contact ACL injury, optimum angle, power, prevention, professional soccer players, peak, profile, program, protocol, quadriceps, Q/H ratio, rapid force capacity, rate of force development, rate of torque development, resistance, restoration, risk factors, seasonal changes, simulated soccer match, strain, strategies, strength, thigh, tear, torque and training, unilateral asymmetries.

Criterios para la consideración de los estudios de esta revisión

Los criterios de inclusión y exclusión se acordaron con anterioridad a la revisión. Una vez que todos los artículos fueron identificados y extraídos en texto completo, los criterios fueron aplicados para asegurar que los artículos eran relevantes. La Tabla 2 muestra los criterios de inclusión y exclusión. Los títulos y resúmenes de los estudios fueron examinados independientemente por dos revisores (M.A.S. e I.C.).

Posteriormente, los dos revisores extrajeron y examinaron los textos completos de todos los artículos relevantes de forma independiente y realizaron la criba de todos ellos por elegibilidad. Los desacuerdos se resolvieron mediante discusión entre ellos, y en los casos en los que fue necesario, con ayuda de un tercer revisor (L.J.C.). La extracción de los datos se realizó independientemente por los dos revisores (M.A.S. e I.C.) utilizando un formulario de extracción de datos denominado Quality Appraisal of Reliability Studies (QAREL), que puede ser descargado de la página web (<http://www.qarel.org>). A continuación, se extrajeron los datos referentes a los objetivos, sujetos, evaluadores, test de evaluación isocinética, variables evaluadas y resultados. Todos los estudios fueron evaluados en función de su calidad (diseño experimental, abandonos de sujetos y financiación del estudio) por los dos revisores siempre de forma independiente.

Evaluación de la calidad metodológica:

La evaluación de la calidad de los estudios incluidos se realizó igualmente y de manera independiente por dos revisores (M.A.S., I.C.) usando la herramienta QAREL (157). QAREL es un instrumento fiable (156) especialmente diseñado para evaluar la calidad de la fiabilidad en los estudios. La checklist (lista control) consta de once ítems que evalúan siete dominios metodológicos de fiabilidad de los estudios referentes al espectro de los sujetos y de los examinadores, al cegado de los examinadores, al tiempo que transcurre entre las medidas repetidas, a la aplicación e interpretación de un test, al orden de la evaluación y al análisis estadístico de los datos. Cada ítem puede ser respondido con “sí”, “no”, “incierto” y “no aplicable”. Un “sí” indica que el estudio cumplió con el aspecto de una buena calidad. Un “no” indica que el aspecto de buena calidad no se cumplió. Para mejorar la fiabilidad, los criterios por lo que se elaboraron los juicios para cada ítem de QAREL se definieron antes de que la evaluación metodológica se realizara (156).

Tabla 2. Criterios de inclusión y exclusión

Inclusión	Exclusión	Justificación
Artículos sobre fútbol.	Artículos con una muestra que practica diferentes deportes, o deportes diferentes al fútbol.	Los resultados, en una muestra donde no todos los sujetos son futbolistas, no representan a la población de futbolistas.
Explicación del protocolo de evaluación de la fuerza en un dispositivo isocinético.	No detalla el protocolo de evaluación de la fuerza isocinético.	Esta revisión está específicamente centrada en la detección de desequilibrios musculares.
Relación con las lesiones de isquiotibiales, ACL, o de rodilla.	No relación con las lesiones de isquiotibiales, ACL, o de rodilla.	Esta revisión está específicamente centrada en la prevención de lesiones de isquiotibiales, ACL, o de rodilla.
Prevención primaria.	Prevención secundaria.	La prevención es el objetivo primario de esta revisión.
Tratamiento correctivo de desequilibrios musculares.	Sin tratamiento correctivo de desequilibrios musculares.	El programa preventivo nos orienta acerca de la estrategia más adecuada para evitar lesiones.
Jugadoras/es de nivel semiprofesional y profesional.	Jugadores de fútbol recreacionales o amateur.	El objeto de estudio de esta revisión son los futbolistas de nivel semiprofesional y profesional.
Jugadores de fútbol adultos.	Jugadores de fútbol menores de edad.	Esta revisión está dirigida a los futbolistas adultos.
Jugadores de fútbol sin presencia de lesiones.	Futbolistas con presencia de patologías.	Esta revisión está enfocada a futbolistas sanos.
Publicación en inglés.	Publicación en un lenguaje diferente del inglés.	Limitación de tiempo y recursos para la traducción.

B) Procedimiento del estudio de la fiabilidad y de la determinación del EF y EP.

Las diferentes evaluaciones: antropométricas, de la ADM, del ángulo Q y de la fuerza isocinética de la rodilla con el dinamómetro Genu 3, fueron realizadas en el laboratorio de la Facultad de Medicina de la Universidad de Granada. Los test de saltos verticales, de la fuerza en el ejercicio de media sentadilla y de la fuerza isocinética de la rodilla con el dispositivo Hefni Health 1.0 se ejecutaron en el laboratorio de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física de la Universidad de Granada. Los test que midieron la capacidad de repetir esprines, la velocidad y la resistencia fueron desarrollados en un pabellón de la misma facultad. Previamente a la recogida de datos, todos los dispositivos fueron calibrados de acuerdo a las instrucciones de cada fabricante.

Calentamiento general: Con anterioridad a la ejecución de cada test, excepto para la antropometría y las evaluaciones de la amplitud de movimiento y del ángulo Q, los sujetos llevaron a cabo ejercicios de movilidad articular, un pedaleo continuo sobre un cicloergómetro (Monark Ergomedic 839-E) durante 8 minutos a una potencia constante de 80 W, y estiramientos estáticos, durante 3 minutos, de los principales grupos musculares del las extremidades inferiores (glúteos, cuádriceps, isquiotibiales, aductores y gemelos).

A continuación, se muestran los procedimientos de evaluación de cada constructo. Primeramente se abordan los pertenecientes al EF seguidos de los del EP:

Evaluación del EF:

Capacidad de salto: se llevó a cabo en dos sesiones diferentes. La altura de los tres tipos de saltos verticales (VJs) siguientes: Squat jump (SJ), Countermovement jump (CMJ), Abalakov jump (ABA), fue medida usando el sistema Octojump system (Microgate, Bolzano, Italy). Para ello, se siguió el protocolo de evaluación de Bosco (43). Cada participante desarrolló tres repeticiones en cada tipo de VJ.

Antes de la evaluación, como calentamiento específico durante 5 minutos, los sujetos anduvieron elevando las rodillas al pecho, realizaron zancadas frontales y laterales, efectuaron elevación de rodillas y de los talones hasta los glúteos y, por último, desarrollaron de 2 a 3 repeticiones submáximas de SJs, CMJs y ABAs. El orden de los diferentes tipos de VJs fue asignado aleatoriamente para cada participante con una recuperación pasiva de aproximadamente 2 minutos entre ellos. Todos los VJs se

ejecutaron sobre una plataforma optoelectrónica que consta de dos barras colocadas una frente a la otra y conectadas directamente al PC a través de un puerto de serie (Octojump, Microgate srl, Italy). El dispositivo Octojump es un sistema óptico de cronometraje portátil constituido por dos barras, una barra de transmisión y otra de recepción equipadas con 33 leds ópticos. Dicho dispositivo transmite una luz infrarroja de 1 a 2 mm por encima del suelo, activándose un temporizador con una precisión de 1 ms cuando la luz es interrumpida por los pies, lo que permite las mediciones del tiempo de vuelo. El tiempo de vuelo fue utilizado para calcular la altura de la elevación del centro de gravedad del cuerpo ($h = (Tv^2 \times g)/8$), donde h es la altura del salto (cm), Tv el tiempo de vuelo (s) y g la aceleración de la gravedad (9.8 m/s²). Además, cuenta con 2 cámaras con una frecuencia de 30 Hz que permitieron filmar frontal y lateralmente cada salto. Las filmaciones en vídeo de los sujetos se almacenaron en el disco duro del ordenador para su posterior análisis cualitativo. La calidad del salto vertical se comprobó mediante la inspección visual en el momento del salto y por la repetición post hoc de las filmaciones de vídeo.

Para el SJ, los sujetos realizaron un salto lo más alto posible tras una pausa de 3 segundos desde la posición de parado en media sentadilla (90° de flexión de rodilla), con las manos apoyadas sobre las caderas (crestas ilíacas), el tronco erguido y sin emplear un ciclo de estiramiento-acortamiento (CEA) antes de despegar. En el aterrizaje se mantuvieron las rodillas extendidas con un ángulo de 0°. En el caso de que el CEA fuese observado visualmente, el resultado del test no sería grabado. Para el CMJ, se procedió de la misma forma que en el anterior pero empleando un CEA entre el movimiento descendente y ascendente. El ABA se diferenció del CMJ, en que al mismo tiempo que se efectuó el movimiento descendente, se realizó un balanceo de los brazos por detrás del cuerpo hasta que sus rodillas estuvieron flexionadas a 90°, y sin detenerse, los brazos se balancearon hacia adelante para saltar lo más alto posible. Para evitar técnicas indebidas que pudieran afectar a la precisión del tiempo de vuelo, se les pidió a los sujetos que extendieran completamente los miembros inferiores en el despegue y que los mantuvieran lo más rígidos posibles en el aterrizaje. Se sistematizó el posible error del uso del calzado se obligó a traer el mismo tipo de calzado para los test de salto.

Test de estimación de la fuerza dinámica máxima (1 RM) en el ejercicio de media sentadilla: para la estandarización del test se utilizó una moqueta cuadrículada con una separación mínima de 5 cm entre líneas paralelas (Figura 1). La finalidad de la moqueta

cuadrículada fue que los sujetos colocasen siempre los pies en la misma posición, mediante la anotación de las coordenadas en las que se situaban la punta y el talón del pie, manteniendo los apoyos a la anchura de las caderas y evitando que las rodillas sobrepasaran las puntas de los pies cuando estuvieran flexionadas a 90°.

Las pruebas se realizaron en un p \acute{o} rtico de musculaci \acute{o} n “Smith machine” de 2 m de altura. El peso de la barra era de 17.5 kg. \acute{E} sta quedaba fijada por sus extremos a unos soportes lineales que permit \acute{i} an el movimiento vertical. Antes de la evaluaci \acute{o} n, el calentamiento espec \acute{i} fico consisti \acute{o} en la realizaci \acute{o} n de una serie de cinco repeticiones del ejercicio de media sentadilla con una carga de entre el 40-50% de la 1RM percibida por el sujeto. Posteriormente, los sujetos descansaron 3 minutos antes de la realizaci \acute{o} n del test.

En la realizaci \acute{o} n del ejercicio de media sentadilla, los sujetos fueron instruidos para realizar un agarre de la barra en pronaci \acute{o} n, ligeramente mayor a la anchura de los hombros y apoyando confortablemente la barra sobre los m \acute{u} sculos contra \acute{i} dos deltoides posteriores, justo debajo de la v \acute{e} rtebra C7 y manteniendo los antebrazos en paralelo al torso (174). La posici \acute{o} n de inicio del ejercicio fue con las rodillas flexionadas con una angulaci \acute{o} n de 90° (medido manualmente con goni \acute{o} metro). A la orden, el sujeto realiz \acute{o} una extensi \acute{o} n conc \acute{e} ntrica de piernas tan r \acute{a} pida y en \acute{e} rgica como le fue posible, comenzando desde una posici \acute{o} n flexionada hasta alcanzar la extensi \acute{o} n total de piernas contra una resistencia determinada por el peso de los discos colocados a ambos lados de la barra (el tronco se mantuvo tan recto como fue posible). Entre repeticiones, los sujetos esperaron 2 segundos controlados con un metr \acute{o} nomo en la posici \acute{o} n de inicio para evitar el ciclo de estiramiento-acortamiento.

El protocolo incremental de cargas, siguiendo el modelo de evaluaci \acute{o} n en el estudio de Requena et al.(198), consisti \acute{o} en la ejecuci \acute{o} n de 4 series compuestas de 4 repeticiones en el ejercicio de media sentadilla. Se parti \acute{o} desde una carga de 20 kg y se finaliz \acute{o} con 80 kg. El incremento entre series fue de 20 kg. Se estableci \acute{o} un descanso de 3 min entre series. Los sujetos fueron instruidos para mover la barra tan r \acute{a} pido como les fuera posible.

En la figura 1 se visualiza la representación gráfica de la alfombrilla cuadriculada para la anotación de las coordenadas de la colocación de los pies y la ubicación del encoder lineal (T-force).

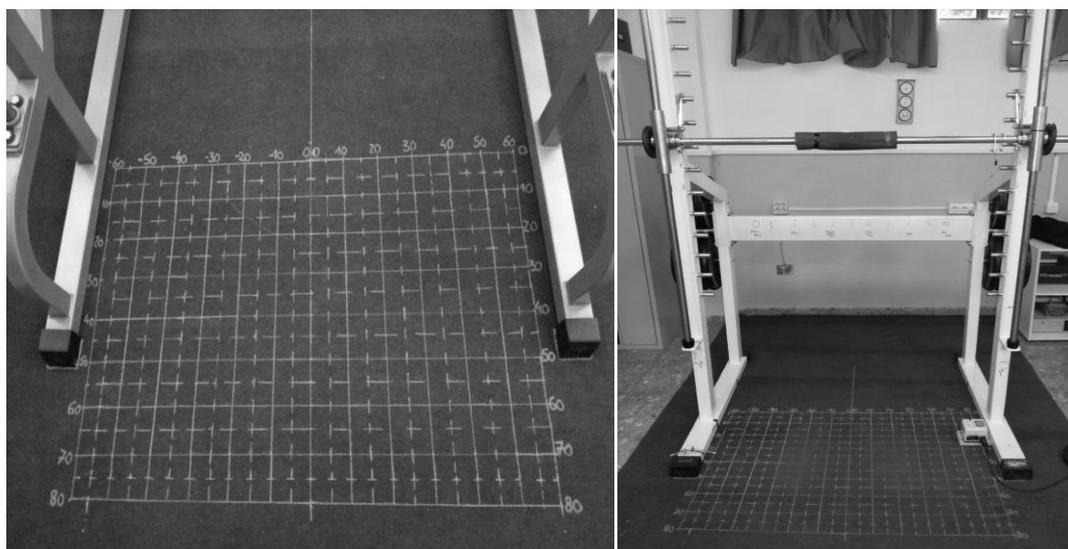
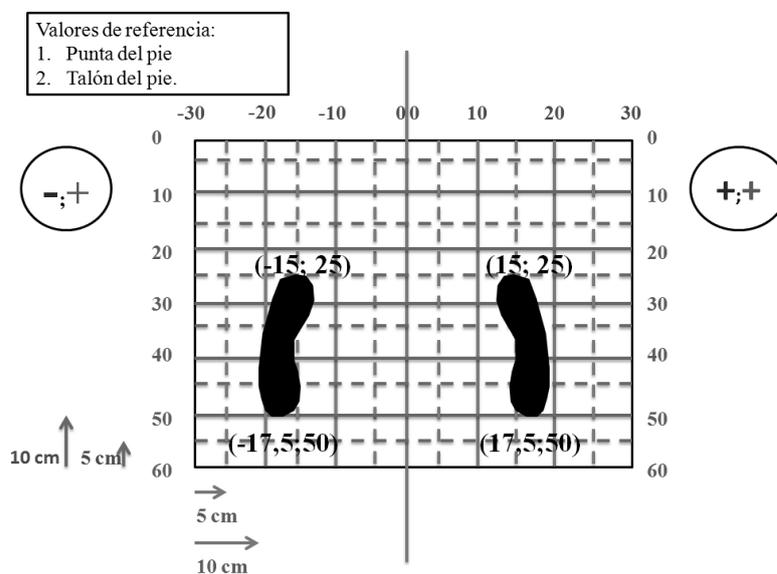


Figura 1. Representación gráfica de la alfombrilla cuadriculada para la anotación de las coordenadas de la colocación de los pies. En la fotografía inferior derecha se aprecia el lugar de colocación del encoder lineal (T-force) con respecto al pórtico de musculación Smith machine.

Test de fuerza incremental en el ejercicio de media sentadilla: a diferencia del anterior, consistió en la ejecución de 3 series compuestas de 4 repeticiones en el ejercicio de media sentadilla. Las cargas fueron el 30, 60 y 90% del peso corporal. Se evaluó comenzando por la más ligera y finalizando por la más pesada. Para ello, se volvió a pesar a todos los sujetos antes de realizar la evaluación con el fin de evitar

errores utilizando el peso obtenido en el primer día de evaluación. Se estableció un descanso de 3 min entre series. Los sujetos fueron instruidos para mover la barra tan rápido como les fuera posible.

Test de velocidad (5 y 15 m): para la realización de este test se siguió el modelo de evaluación en el estudio de Chelly et al.(57). Los sujetos recorrieron a esprín una distancia de 20 m. Cada 5 m se colocaron sobre unos trípodes (a 70 cm de altura) los discos de luces LED RGB del sistema inalámbrico Fitlight Trainer TM, el cual mide el tiempo en recorrer a máxima velocidad cada tramo. Se seleccionó el tiempo en 5 y 15 m. El pie adelantado fue situado a 5 cm de la línea de salida en la que estaba colocado el primer disco de luz LED RGB, que inició la cuenta del tiempo en cuanto el sujeto atravesó la línea. El tiempo de reacción no fue medido ya que el momento de la salida fue determinado por el sujeto. El calentamiento específico consistió en la realización de dos esprines incrementales de 20 m y una repetición submáxima del propio test. Tras un descanso de 5 minutos, los sujetos realizaron las tres repeticiones del test separadas por un descanso de 3 minutos.

Capacidad de repetir esprines (RSA): para medir la habilidad en desarrollar esprines de corta duración y alta intensidad con cambio de dirección se utilizó el test RSA (Repeated Sprit Ability Test) siguiendo el protocolo de evaluación de Buchheit et al.(52). Este test, estimado como fiable y válido para la RSA (86, 135), consistió en ejecutar 6 repeticiones de 40 m (20+20 m a esprín con un giro de 180°) separadas por 20 segundos de recuperación pasiva. Los sujetos comenzaron desde una línea (A) y esprintaron 20 m hasta tocar otra línea (B) con el pie y volver a la línea de salida lo más rápidamente posible.

Inmediatamente después del calentamiento general, cada jugador completó dos repeticiones submáximas del test y una repetición preliminar para determinar el tiempo establecido como criterio de puntuación del posterior test (193), usando un sistema inalámbrico de discos de luces LED RGB (Fitlight Trainer TM). Posteriormente, los sujetos descansaron durante 5 min antes del inicio del test RSA. Si el rendimiento en el primer esprín del test RSA fue peor que el criterio de puntuación (un incremento mayor a un 2.5%), el test finalizaría inmediatamente y los sujetos tendrían que repetir el test RSA con un esfuerzo máximo después de otros 5 min de descanso. Cinco segundos antes del inicio de cada esprín, los sujetos se colocaron en la posición de salida y

esperaron la señal acústica (con 5 s de cuenta atrás) proveniente de un compact disc. El pie adelantado fue situado a 5 cm de la línea de salida y la mano contraria al pie de salida se colocó sobre el primer disco de luz LED RGB, que inició la cuenta del tiempo en cuanto el sujeto levantó su mano (Figura 2). El test fue desarrollado en el interior de un pabellón de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física de Granada.



Figura 2. Posición de salida en el test RSA.

Del test RSA fueron obtenidas tres puntuaciones: el mejor tiempo de una repetición (RSA best; s), normalmente el primer esprín; el tiempo medio del esprín (RSA mean; s) y el porcentaje de decremento (RSA dec; %) calculado mediante la siguiente fórmula (193):

$$RSA \% dec = ([RSA mean]/[RSA best] \times 100) - 100$$

Test de resistencia (30-15 Intermittent Fitness Test): este test fue realizado siguiendo las indicaciones de Buchheit et al.(51), consistiendo en la realización de 30 s de carrera de ida y vuelta interrumpida por periodos de 15 s de recuperación pasiva. La velocidad fue establecida en $8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ para los primeros 30 s de carrera y se incrementó en $0.5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ cada 45 s a partir de entonces en cada etapa. El cálculo de las distancias específicas a recorrer durante cada período de 30 s tuvo en cuenta el hecho de que el esfuerzo para girar aumenta cuando la velocidad de carrera es incrementada. Se sustrajo un valor empírico de 0.7 s de los períodos de 30 s de carrera para cada cambio de dirección (51). Los sujetos tuvieron que ir y venir entre dos líneas situadas a 40 m de distancia a un ritmo regido por una señal acústica proveniente de un compact disc asociada a los intervalos, que les ayudó a ajustar su velocidad de carrera al entrar en las zonas de 3 m en cada uno de los extremos y en el centro del campo (Figura 3). Durante los 15 s de los períodos de recuperación, los sujetos anduvieron hacia delante hasta llegar a la línea más cercana (situada en el centro o en el extremo del área de recorrido

dependiendo del lugar donde se detuvo la etapa anterior). Desde esa línea comenzó la siguiente etapa del test. Los sujetos fueron instruidos para superar tantas etapas como fuera posible. El test finalizó por uno de los siguientes motivos: bien cuando un sujeto no podía mantener la velocidad de carrera impuesta, o bien cuando no podía llegar durante tres veces consecutivas a la zona de 3 m alrededor de cada línea en el momento de la señal del audio. La fiabilidad de este test demostró ser excelente en varios estudios (49, 50). La velocidad alcanzada durante la última etapa finalizada se tomó como la velocidad máxima de carrera del IFT (V_{max} IFT). El volumen de oxígeno máximo (VO_2 max) fue calculado mediante la siguiente ecuación:

$$\begin{aligned}
 VO_2 \text{ max } (ml \times kg^{-1} \times min^{-1}) &= 28.3 - (2.15 \times \textit{sexo}) - (0.741 \times \textit{edad}) - (0.0357 \times \textit{peso}) \\
 &+ (0.0586 \times \textit{edad} \times V \textit{ max IFT}) + (1.03 \times V \textit{ max IFT})
 \end{aligned}$$

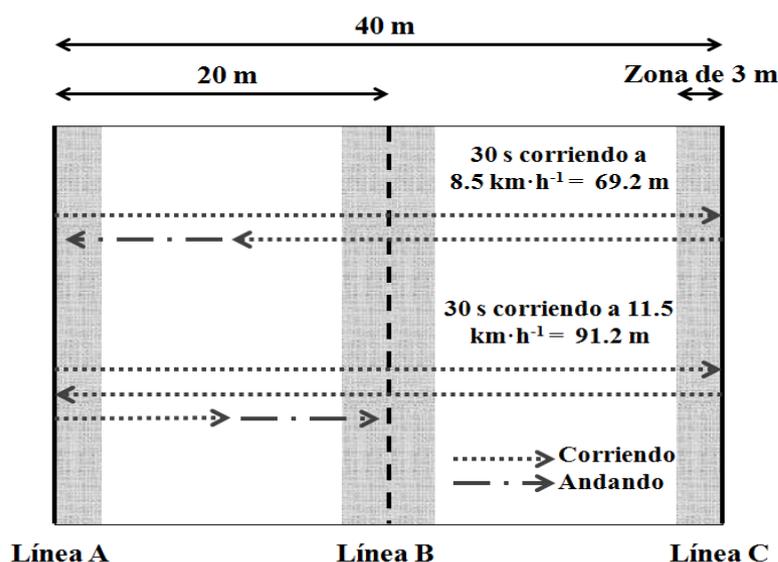


Figura 3. Área preparada para el 30-15 Intermittent Fitness Test (30-15 IFT) y ejemplo de 2 carreras intermitentes. Para la carrera a 8.5 Km·h⁻¹ (sobre 69.2 m en 30 s), los sujetos empiezan en la línea A, corren a la línea C, cruzando la línea B, y luego vuelven. Después de cruzar la línea B de nuevo, los sujetos paran después de 8.5 m y andan hasta la línea A durante 15 s de recuperación para prepararse para el siguiente nivel. Para la carrera a 11.5 km·h⁻¹ (sobre 91.2 m en 30 s), los sujetos empiezan en la línea A, realizan la ida y la vuelta, paran después de 9.5 m cuando van hacia la línea B, y luego andan hasta la línea B durante 15 s de recuperación para la siguiente salida. El cálculo de la distancia específica tiene en cuenta el tiempo necesario en la realización de los cambios de dirección.

Adaptado de Buchheit(51) *J Strength Cond Res* 2008;22(2):365–374.

Evaluación del EP:

Datos antropométricos: todas las medidas antropométricas fueron realizadas siguiendo las indicaciones de Norton (178). Se ejecutaron durante la primera sesión de evaluación, antes del calentamiento. El peso corporal y el porcentaje de grasa corporal fueron medidos con los sujetos descalzos y en ropa interior usando una Tanita (TBF-310) con una precisión de 0.1 kg. La estatura fue evaluada con un estadiómetro (Type SECA 213), con una precisión de 1mm. Los instrumentos fueron calibrados para asegurar una medición precisa. El perímetro del muslo, el perímetro del gemelo y la longitud de la tibia, considerada desde el punto tibial medial al punto maleolar medial (Figura 4), fueron medidos con una cintra métrica antropométrica (Lufkin W606PM) con una precisión de 1mm. Se seleccionó la media de tres intentos.



Figura 4. Posición para medir la longitud de la tibia.

Test de amplitud de movimiento (ADM): para la realización de dicha evaluación, los sujetos realizaron el test en ropa interior con el fin de poder observar la pelvis y la columna lumbar durante el desarrollo de la prueba. Se colocaron tumbados en una posición supina sobre una superficie plana, alineados simétricamente en posición anatómica, con los miembros inferiores extendidos y relajados, de manera que las caderas estuvieran en 0° de flexión, extensión, abducción, aducción y rotación. La amplitud de movimiento en la flexión y abducción de la cadera fue medida utilizando un goniómetro de brazo manual (Lafayette Instruments, Lafayette, IN) de acuerdo al método descrito por Norkin et al.(177). Se utilizaron unas cinchas de sujeción alrededor

de la pelvis para minimizar la influencia del movimiento lumbosacro en los datos obtenidos y se aleatorizó el orden de la evaluación en cada pierna.

A) Test de elevación pasiva de la pierna recta unilateral (“Unilateral Passive Straight Leg Raising test”): la pierna se levantó pasivamente por el fisioterapeuta especializado, manteniendo la rodilla en extensión aplicando una presión firme sobre la cara anterior del muslo, el tobillo en posición plantigrada (0° de dorsiflexión) y evitando siempre la flexión cervical de los sujetos con el fin de que no influyese en la posición de la columna vertebral o en el movimiento (192). El fisioterapeuta flexionó la cadera hasta que apreció resistencia a continuar el movimiento, debido a la tensión de los músculos semimembranoso, semitendinoso y bíceps crural, y al intentar vencerla el sujeto flexionó la rodilla, basculó la pelvis en sentido posterior o flexionó la región lumbar. En ese instante fue tomada la lectura del ángulo entre el brazo móvil de goniómetro y la pierna. El eje del goniómetro se ubicó sobre la porción lateral de la articulación de la cadera, utilizando el trocánter mayor del fémur como punto anatómico de referencia. El brazo proximal se alineó con la línea media lateral de la pelvis y el distal con línea media lateral del fémur, utilizando como punto anatómico de referencia el epicóndilo lateral. Durante la realización del test, la rodilla de la otra pierna se mantuvo apoyada en la superficie plana. Este procedimiento fue realizado tres veces en cada pierna. Fue necesaria la presencia de otro examinador adicional para sostener la pierna que fue evaluada.

B) Test de abducción de cadera: la pierna se abdujo pasivamente por el fisioterapeuta especializado, que no conocía el objetivo de la investigación, manteniendo la rodilla en extensión aplicando una presión firme sobre la cara anterior del muslo, ambas caderas a 0° de flexión, extensión y rotación, el tobillo en posición plantigrada (0° de dorsiflexión) y evitando siempre la flexión cervical de los sujetos con el fin de que no influyese en la posición de la columna vertebral o en el movimiento (192). Para estabilizar la pelvis, el fisioterapeuta inmovilizó la pelvis con una mano evitando que basculara lateralmente o rotara y vigiló para que el sujeto no flexionara lateralmente el tronco. El movimiento de abducción de cadera se produjo en el plano frontal, en torno al eje anterior-posterior, desplazando la extremidad inferior lateralmente. El final de la amplitud de movimiento se detectó cuando el examinador apreció resistencia a continuar el movimiento del fémur, y cuando los intentos para vencer esta resistencia provocaban la basculación lateral de la pelvis, la rotación pélvica o la flexión lateral del tronco. La amplitud final

es firme debido a la tensión de la porción inferior (medial) de la cápsula articular, de los ligamentos pubofemoral e isquiofemoral y de la banda inferior del ligamento iliofemoral. También puede contribuir a esta firmeza la tensión pasiva de los músculos aductor mayor, aductor medio, aductor menor, pectíneo y recto interno del muslo. El fulcro del goniómetro fue colocado sobre la espina iliaca anterosuperior de la extremidad que fue examinada. El brazo proximal del goniómetro se alineó con una horizontal imaginaria que unía las espinas iliacas anterosuperiores de ambos lados de la pelvis, mientras que el brazo distal del goniómetro se dispuso igualmente con la línea media anterior del fémur, utilizando como punto anatómico de referencia la línea media rotuliana. Este procedimiento fue realizado tres veces en cada pierna. Fue necesaria la presencia de otro examinador adicional para sostener la pierna que fue evaluada.

Test del ángulo Q de rodilla: el ángulo Q de la rodilla fue evaluado según el protocolo de Weiss et al.(259) en ambas rodillas de cada sujeto por un fisioterapeuta que no conocía el objetivo de la investigación, en dos sesiones distintas separadas por 48 h. El ángulo Q fue operacionalmente definido como el ángulo creado por la inserción de dos líneas en la rodilla: una, conectando la espina iliaca anterosuperior con el centro de la rótula, y la otra, conectando el centro de la rótula y la tuberosidad tibial (Figura 5) (259). Para la evaluación, el sujeto permaneció descalzo y con la ropa adecuada (ropa interior o pantalón corto) en posición supina y los pies sujetados con una venda para asegurar el contacto simétrico a lo largo de todo el borde medial. El fisioterapeuta experimentado utilizó la inspección visual y la palpación para identificar y marcar (con un punto hecho con tinta soluble en agua) los tres puntos de referencia (Figura 6). Este método, caracterizado por no tener efectos radiactivos, como el uso de la demarcación utilizando una imagen radiológica, es más utilizado rutinariamente por los fisioterapeutas (212). Un goniómetro de brazo manual (Lafayette Instruments, Lafayette, IN) fue colocado con el eje sobre el centro de la rótula, un brazo sobre la espina iliaca anterosuperior y el otro sobre el centro de la tuberosidad tibial. Posteriormente, el sujeto realizó una contracción isométrica máxima voluntaria del grupo muscular cuádriceps femoral para estabilizar la rótula. El goniómetro fue reposicionado y se midió el ángulo Q.

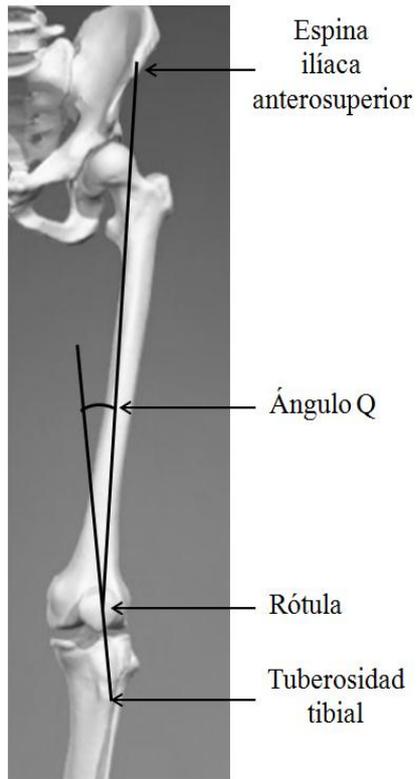


Figura 5. Representación del ángulo Q del cuádriceps.



Figura 6. Estandarización de la posición supina del cuerpo con el goniómetro colocado para la evaluación del ángulo Q.

Test de isocinéticos de fuerza máxima de los músculos extensores y flexores de la rodilla:

A) *Evaluación dinamométrica isocinética con el dispositivo Genu 3:* el test se desarrolló en la posición de sentado, con una angulación de cadera de 90° (11, 48). Los sujetos se colocaron con las manos agarrando las asas laterales del asiento al igual que en la investigación de Brughelli et al.(48). Se garantizó la seguridad y se evitó que los sujetos compensaran mediante correas colocadas a lo largo del pecho, pelvis, muslo y tobillo. Se alinearon el eje del brazo de palanca del dinamómetro con el eje de flexión-extensión de la rodilla. La almohadilla del brazo de palanca del dinamómetro fue colocada 2 cm por encima del maléolo lateral (Figura 7). La evaluación fue llevada a cabo por investigadores con experiencia en evaluaciones dinamométricas. Dos investigadores fueron asignados para la colocación de cada sujeto y para el funcionamiento del hardware y software. Otro investigador fue el responsable de las directrices y estímulos verbales.

Se comunicó a los sujetos que relajaran su pierna para que, de forma pasiva, se determinaran los efectos de la gravedad sobre la extremidad y sobre el brazo de palanca mediante un procedimiento de corrección (1). El rango de movimiento de la rodilla fue de 100° (67, 100) (0° = rodilla extendida). El test fue precedido de un protocolo submáximo específico sobre el dinamómetro, constituido por la ejecución de 3 repeticiones concéntricas submáximas y una máxima, a fin de preparar al sujeto para el procedimiento del test. El protocolo de evaluación consistió en la realización de 3 series, de 3 repeticiones concéntricas máximas cada una. Los participantes fueron instruidos para que empujaran el brazo de palanca hacia arriba y traccionaran de él hacia abajo, tan fuerte y rápido como fuera posible. Cada repetición se compuso de una contracción del músculo cuádriceps seguida de una del isquiotibial. Entre ambas contracciones existieron 3 s de descanso para evitar el CEA. El test se llevó a cabo a altas ($240^{\circ}\cdot s^{-1}$), intermedias ($180^{\circ}\cdot s^{-1}$) y bajas velocidades angulares ($60^{\circ}\cdot s^{-1}$). Estas velocidades han sido utilizadas previamente en multitud de investigaciones para evaluar la fuerza máxima isocinética de la rodilla en futbolistas profesionales (11, 45, 48, 67, 84, 99, 100, 127, 169). Se aleatorizó la velocidad a la que se realizó cada serie al igual que la elección de la pierna con la que se inició el test con el objetivo de minimizar el sesgo de aprendizaje. Los sujetos descansaron 3 minutos entre series y entre la evaluación de una pierna y la otra. Los ensayos con un CEA inicial visible fueron

excluidos y se realizó un ensayo adicional. Las variables isocinéticas medidas con el dispositivo Genu 3 fueron: el ángulo de producción del torque máximo ($^{\circ}$), la media del torque máximo (N·m), torque máximo (N·m), media del trabajo (J) y trabajo máximo (J). Después se calcularon los siguientes ratios: CSR a 60 y $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, RTTE (ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps) y RTTF (ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales), ambos a 180 y $240^{\circ}\cdot s^{-1}$.



Figura 7. Colocación del sujeto durante la evaluación isocinética de la fuerza con el dispositivo Genu 3.

B) Evaluación dinamométrica isocinética con el dispositivo Haefni Health 1.0: el test se desarrolló en la posición de bipedestación, con la cadera de la pierna de apoyo extendida a 0° y la cadera de la pierna que se evaluó, a 70° , debido en este caso a que la mayor elongación de los isquiotibiales se experimenta en torno al 85% del ciclo de carrera en el esprín (107). Los sujetos se colocaron con las manos asiendo los agarres de un estabilizador. Se garantizó la seguridad y se evitó que los sujetos compensaran mediante correas colocadas sobre las crestas ilíacas y el muslo de la pierna que realizaba el test, uniendo el cuerpo del sujeto al estabilizador. Una cincha anclada a la cuerda del dispositivo Haefni Health 1.0 fue colocada a 2 cm por encima del maléolo lateral. La evaluación fue llevada a cabo por investigadores con experiencia en evaluaciones dinamométricas. Dos investigadores fueron asignados a la colocación de cada sujeto y al funcionamiento del hardware y software. Otro investigador fue el responsable de las directrices y estímulos verbales.

El rango de movimiento de la rodilla fue de 100° (67, 100) (0° = rodilla extendida). El test fue precedido de un protocolo submáximo específico sobre el dinamómetro constituido por la ejecución de 3 repeticiones concéntricas submáximas y una máxima a fin de preparar al sujeto para el procedimiento del test. Para el protocolo de evaluación de los músculos isquiotibiales el sujeto se colocó de frente al dispositivo isocinético (Figura 8). Consistió en la realización, de 3 repeticiones concéntricas y excéntricas máximas. El dispositivo fue sincronizado para que realizaran una flexión concéntrica seguida de una parada de 3 segundos para evitar el CEA. Inmediatamente, los sujetos fueron instruidos para que resistieran lo máximo posible durante la fase excéntrica. Para el protocolo de evaluación del músculo cuádriceps, los sujetos se colocaron de espaldas al dispositivo isocinético (Figura 9). Consistió en la realización de 3 series, de 3 repeticiones concéntricas. Se les comunicó a los sujetos que extendiesen la rodilla tan fuerte y rápidamente como fuese posible hasta los 0°. Las evaluaciones se llevaron a cabo a velocidades altas ($0.80 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ para las repeticiones concéntricas y a $0.60 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ para las excéntricas), intermedias ($0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ para ambos tipos de contracciones) y bajas velocidades lineales ($0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ para ambos tipos de contracciones). El motivo por el cual la velocidad alta en las contracciones excéntricas fue $0.60 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ se debió a que las condiciones de familiarización fueron optimizadas al igual que ocurrió en la investigación de Croisier et al.(67). Se seleccionaron estas velocidades lineales por su equivalencia aproximada con las velocidades angulares de los protocolos de evaluación con el dispositivo Genu 3 ($60^\circ\cdot\text{s}^{-1} \cong 0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; $120^\circ\cdot\text{s}^{-1} \cong 0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; $240^\circ\cdot\text{s}^{-1} \cong 0.80 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). La conversión de velocidades angulares a lineales se llevó a cabo usando la longitud media de la tibia de todos los sujetos (37.5 cm). La velocidad de cada serie, la pierna y el protocolo de flexión o extensión de inicio fueron aleatorizados para minimizar el sesgo de aprendizaje. Los sujetos descansaron 3 minutos entre series, entre los protocolos de flexión y extensión y entre la evaluación de una y otra pierna. Los ensayos con un CEA inicial visible fueron excluidos y se realizó un ensayo adicional. Las variables isocinéticas medidas con el dispositivo Haefni Health 1.0 fueron: la fuerza media (N), la fuerza máxima (N) y el trabajo medio (J). Y se calcularon los siguientes ratios: DCR y CSR a 0.20 y $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

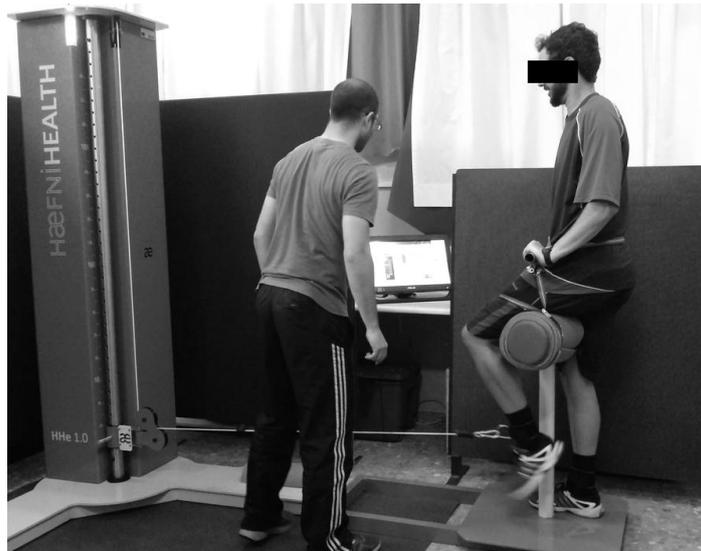


Figura 8. Colocación del sujeto durante la evaluación isocinética de la fuerza del isquiotibial con el sistema Haefni Health 1.0.



Figura 9. Colocación del sujeto durante la evaluación isocinética de la fuerza del cuádriceps con el sistema Haefni Health 1.0.

Análisis estadístico

La normalidad de las variables fue evaluada usando el test de Shapiro-Wilk. Se seleccionó la media de cada variable, calculada de aquellas repeticiones realizadas en cada test que fueron similares entre sí, eliminando aquellas que fueron significativamente diferentes del resto mediante un análisis de la varianza de medidas repetidas multifactorial (ANOVA) seguido del método post-hoc de Bonferroni.

Posteriormente, se desarrolló un análisis de fiabilidad intersesión sobre las siguientes variables clasificadas en función del constructo al que pertenecen:

Variables del EF:

- Altura (cm) y tiempo de vuelo (ms) del salto vertical.
- Variables seleccionadas de las evaluaciones de fuerza en el ejercicio de media sentadilla: fuerza dinámica máxima en una RM estimada (kg), fuerza dinámica máxima (N), fuerza dinámica media (N), fuerza media en la fase propulsiva (N), impulso mecánico (N·s), potencia máxima (W), potencia media (W), potencia media en la fase propulsiva (W), rate of force development (RFD) ($\text{N}\cdot\text{s}^{-1}$), tiempo hasta el RFD (ms), trabajo (J), velocidad máxima ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), velocidad media ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), velocidad media propulsiva ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Variables del EP:

- Variables isocinéticas obtenidas con el dispositivo Genu 3: ángulo de producción del torque máximo ($^{\circ}$), media del torque máximo (N·m), torque máximo (N·m), media del trabajo (J) y trabajo máximo (J).
- Variables isocinéticas obtenidas con el dispositivo Haefni Health 1.0: fuerza media (N), fuerza máxima (N) y trabajo medio (J).
- ADM ($^{\circ}$) en la flexión y abducción de ambas caderas.
- Angulo Q ($^{\circ}$) de la rodilla.

Un análisis de fiabilidad intrasesión o interrepeticion fue realizado sobre las siguientes variables clasificadas en función del constructo que evalúan:

Variables del EF:

- Altura (cm) y el tiempo de vuelo (ms) del salto vertical.
- Tiempo (s) en recorrer a máxima velocidad 5, 10, 15 y 20 m lisos.

Variables del EP:

- ADM (°) en la flexión y abducción de ambas caderas.

La fiabilidad es definida como la consistencia de la medida o la ausencia del error de medida (206). Baumgartner (25) identificó dos tipos de fiabilidad: la fiabilidad relativa, que hace referencia al mantenimiento de la ordenación de los individuos de una muestra de medidas repetidas y que es medida por coeficientes de correlación y regresión, y la fiabilidad absoluta, que refleja la variación de las medidas repetidas en los individuos y que es expresada por las actuales unidades de medida o por un ratio adimensional. Para el análisis de la fiabilidad relativa computamos la *r* de Pearson y dos tipos de Coeficientes de Correlación Intraclass (ICC), el 2,1 y 2,k según la clasificación de Shrout y Fleiss (217). Para Maffiuletti et al.(159) el ICC indica el error en la medida como una proporción de la varianza total de las puntuaciones. Vincent (251) consideró un ICC superior a 0.90 como alto, entre 0.80 y 0.90 como moderado y por debajo de 0.80 como insuficiente. Sin embargo Atkinson y Nevill (14) fueron incapaces de localizar cualquier referencia en la literatura científica de las Ciencias de la Actividad Física que relacione estos puntos de corte con objetivos analíticos de investigación. El ICC 2,1 fue calculado cuando las puntuaciones del análisis representaban una única puntuación por individuo, mientras que el 2,k se obtuvo cuando las puntuaciones del análisis representaban la media de *k* puntuaciones de cada sujeto (258). Ambos tipos constituyen un modelo de efectos aleatorios y consideran los errores sistemático y aleatorio (258). Siguiendo las indicaciones de Atkinson y Nevill (14), para el estudio de la fiabilidad absoluta analizamos el coeficiente de variación (CV) y los Límites de Acuerdo (LOA), ambos como ratios para datos heterocedásticos. El CV se calculó mediante la inversa del logaritmo neperiano de la raíz cuadrada de la media cuadrática del error (MSe) del ANOVA de los datos logarítmicamente transformados (40, 190). El CV se expresó a la potencia de 1.96 para cubrir el 95% de las observaciones (14). Los LOA ($\sigma_{se}^2 \times \div \sigma_{re}^2$) se calcularon realizando la inversa del logaritmo neperiano de los errores sistemático y aleatorio de los datos transformados logarítmicamente (14).

En presencia de homocedasticidad, los estadísticos de fiabilidad absoluta presentados fueron el Error Estándar de la Media (SEM), el CV como porcentaje y los LOA absolutos ($\sigma_{se}^2 \pm \sigma_{re}^2$). El Error Estándar de la Media (SEM) se utilizó para cuantificar la precisión en las puntuaciones individuales de un test (115) y fue estimado como la raíz cuadrada de la media cuadrática del error del ANOVA (81, 128, 229). El CV como porcentaje fue calculado como la media de los CV individuales obtenidos a su vez de la SD de las puntuaciones dividida por la media, y multiplicado por 100 (209). Por último, los LOA absolutos fueron expresados en las actuales unidades de medida; el error sistemático (σ_{se}^2) se calculó como la diferencia de medias entre el test y el retest, y el error aleatorio (σ_{re}^2) fue calculado como la SD de la diferencia (test-retest) de los datos multiplicada por 1.96.

Adicionalmente, se obtuvieron las mínimas diferencias (MD) de los datos, que hacen referencia, como su nombre indica, a la diferencia mínima que se necesita entre dos medidas obtenidas por un sujeto para que sea considerada real (258). Se calculó con la siguiente fórmula:

$$MD = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$$

Los estadísticos descriptivos de las variables pertenecientes al EF y EP fueron calculados para todos los datos como medias y SDs. La relación entre las variables seleccionadas de los constructos EF y EP fue calculada usando el método de correlación de Pearson. Las correspondientes matrices de intercorrelación de todas las variables seleccionadas en cada constructo fueron factorizadas usando dos PCAs, uno para cada constructo. Los datos fueron analizados usando un procedimiento llamado FACTOR en el software SPSS (versión 20). El número de componentes principales significativos extraídos por el PCA fue determinado por el criterio de Jolliffe (137, 138), el cual retiene los componentes principales con unos autovalores mayores > 0.7 . Las matrices de componentes extraídos originales fueron rotadas para mejorar su estructura simple. El método de rotación fue Varimax (ortogonal). Los resultados finales de los análisis de componentes principales fueron las comunalidades y las cargas factoriales de cada variable, los autovalores y los porcentajes de varianza explicada por los componentes principales rotados. Las correlaciones entre los componentes principales extraídos de ambos constructos fueron también calculadas.

El análisis de conglomerados se realizó siguiendo las fases propuestas por Hair et al.(112). Dos análisis de conglomerados jerárquicos por casos fueron ejecutados sobre 19 sujetos seleccionando las 11 variables de cada constructo, introducidas en el PCA. El método de conglomeración utilizado fue el método de Ward para minimizar las diferencias existentes dentro de cada grupo y evitar problemas con la formación de largas cadenas encontradas en otros métodos (6). Cuando un sujeto se incorporó tardíamente a un conglomerado fue finalmente incluido en ese conglomerado si dicho grupo no superó el 40% de la distribución muestral. En los casos en los que un sujeto se incorporó a un conglomerado que superó el 40% de la distribución muestral, se aplicó el método de vinculación promedio (intragrupos). De esta manera, se ubicó en uno de los conglomerados (formados por el método de Ward) en función de cual fuese el que mayor proporción de sujetos similares presentara. Como medida de semejanza se aplicó la distancia euclídea al cuadrado. Los datos fueron estandarizados a puntuaciones Z por caso (media de 0 y desviación estándar de 1). La estandarización impide que las variables medidas en unidades más grandes contribuyan más que las variables que utilizan unidades más pequeñas a la distancia medida entre los casos (256).

Posteriormente, se llevaron a cabo dos análisis de la varianza multivariados (MANOVA) para identificar diferencias entre los conglomerados obtenidos anteriormente. A continuación se aplicaron dos análisis discriminantes sobre los componentes extraídos tras los PCAs con el fin de desarrollar dos modelos independientes, uno para el EF y otro para el EP, que informaron de la importancia relativa de cada componente en la clasificación de los conglomerados. La validación de ambos modelos discriminantes fue llevada a cabo mediante el procedimiento “jack-knife” (179).

Seguidamente, se realizaron dos análisis de correlación, en los que se calculó el coeficiente de Pearson bilateral. Uno, entre los componentes extraídos de cada constructo en ambos PCAs, y, otro, entre las puntuaciones discriminantes obtenidas de cada constructo.

Solo los participantes que completaron todas las pruebas de evaluación fueron incluidos en los análisis. Los análisis estadísticos fueron desarrollados usando el software estadístico SPSS 20 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). La significación estadística fue establecida en $p < 0.05$.

C) Procedimiento del meta-análisis del efecto del entrenamiento con resistencia variable sobre la fuerza dinámica máxima:

Un meta-análisis fue elaborado de acuerdo a las recomendaciones y criterios que propone el Cochrane Review Group (124). Los respectivos procedimientos que han sido incorporados en este meta-análisis, incluyendo la identificación, el filtrado, la evaluación por elegibilidad y la inclusión/exclusión de los estudios, se realizaron de forma consensuada por los propios autores.

Selección y criterios de inclusión/exclusión:

Todos los estudios controlados aleatoriamente que llevaron a cabo un tratamiento prolongado, igual o superior a las 7 semanas, de VRT con resultados de la variable fuerza dinámica máxima como variable resultado principal fueron identificados. No se realizaron restricciones por lo que respecta al género, al nivel de entrenamiento, a la especialidad deportiva o al índice de masa corporal.

En general, un estudio era incluido si la duración de la intervención del VRT era \geq 7 semanas con una frecuencia \geq 2 sesiones/semana. Los puntos de corte se basaron en los descubrimientos del estudio de Kamen y Knight (140), los cuales justificaban que 6 semanas de entrenamiento de fuerza era suficiente para mejorar la fuerza máxima de los extensores de la rodilla en un 35%, como consecuencia de un incremento en la frecuencia de estímulo de las unidades motoras. El número de sesiones por semana fue basado en los resultados de Rhea et al (200). El uso de bandas elásticas o cadenas fue también un criterio de inclusión, aunque el método de entrenamiento (p.ej. press de banca y/o media sentadilla) usado para mejorar la fuerza no fue una limitación. Sólo los artículos que proporcionaron datos referentes a 1RM, relativos a la pre- y post-intervención fueron incluidos. Los estudios diseñados para tratar un desorden o enfermedad fueron excluidos.

Los artículos debían informar, al menos, sobre un grupo experimental que llevara a cabo un VRT e incluir un grupo control de individuos que entrenaran de forma convencional (p.ej. pesos libres). También, como criterio de inclusión, consideramos válidos y fiables todos los métodos comúnmente usados en los diferentes estudios para medir la fuerza máxima (63, 162, 166).

Métodos de búsqueda:

La búsqueda de artículos publicados antes de Enero de 2014 fue desarrollada en las siguientes bases de datos: MEDLINE, PUBMED; SCOPUS, SPORTDISCUS y WEB OF SCIENCE usando las siguientes palabras clave (con diferentes combinaciones): bench press, bungee weight, chain, concentric, eccentric, elastic bands, exercise, force, free weight, load, lower limb, maximal, muscle, neuromuscular, output, performance, power, resistance program, rubber bands, squat, strength, traditional, training, upper limb, variable and velocity. Los resúmenes de conferencias científicas anuales, comentarios o publicaciones duplicadas de un mismo estudio no fueron incluidos. También se examinaron las referencias enumeradas y citadas en los artículos encontrados, incluyendo los trabajos de revisión para identificar estudios adicionales.

Análisis de datos:

Inclusión de estudios:

En la selección de los estudios para su inclusión final en el meta-análisis, los tres revisores trabajaron independientemente y realizaron la criba de todas las referencias siguiendo el criterio de elegibilidad. Los resúmenes se recuperaron en texto completo para la evaluación del cumplimiento de los criterios predeterminados de inclusión/exclusión. Adicionalmente, los criterios de calidad (diseño experimental, abandonos de sujetos y financiación del estudio) fueron considerados por los 3 revisores primarios de forma independiente (M.A.S., I.C., y S.B.). La lista de comprobación QAREL (152) fue usada para evaluar la calidad metodológica de la fiabilidad entre evaluadores y su nivel de acuerdo con los estudios incluidos. Esta lista de comprobación fue elegida porque parece ser la única herramienta de evaluación de la calidad disponible para estudios de fiabilidad hasta el momento. Cualquier desacuerdo entre los revisores fue resuelto por consenso.

Heterogeneidad entre estudios:

La variación entre los estudios fue evaluada en términos del tamaño del efecto sobre la variable fuerza dinámica máxima. El tamaño del efecto (ES) se presentó como la diferencia de medias ponderadas junto con el correspondiente intervalo de confianza al 95%. Para estimar la heterogeneidad entre estudios se utilizó el método Chi-cuadrado.

La significación fue establecida en $p < 0.05$. El índice I^2 también fue determinado desde el 0%, que indica homogeneidad, y el 100%, que expresa heterogeneidad (125).

Codificación de los estudios:

Cada estudio fue leído y codificado por el investigador principal de acuerdo a las siguientes variables: información descriptiva, incluyendo el tamaño muestral, género, edad, peso y altura, nivel de entrenamiento, actividad deportiva, tipo de VRT, extremidades entrenadas, duración del entrenamiento, series, repeticiones, descaso, porcentaje de resistencia constante (PCR), porcentaje de resistencia variable (PVR) y porcentaje de resistencia máxima (PMR).

El codificador de dispersión (186) fue evaluado mediante la recodificación de cuatro estudios seleccionados aleatoriamente. Para cada caso, el acuerdo fue determinado dividiendo las variables codificadas por el número total de variables. Se obtuvo un nivel de acuerdo mayor (93%) que el nivel mínimo aceptado de 90%.

Tamaño del efecto (ES):

Los efectos de la intervención fueron calculados para cada estudio tras la extracción de las medias y SDs del pre- y post- test del principal resultado medido (1RM) de los grupos experimentales (VRT) y de los controles (entrenamiento convencional). El ES agrupado fue estimado en términos del cambio en la SD producida. En aquellos estudios en los que no se disponía de datos para calcular el cambio en la SD (ver ecuación 1), se llevó a cabo el siguiente cálculo:

Cambio en la SD

$$= \sqrt{[(SD\ pre)^2 + (SD\ post)^2 - 2 \times corr\ (pre,\ post) \times SD\ pre \times SD\ post]}$$

donde *corr* es un factor de correlación que relaciona los resultados del pre- y post-entrenamiento basado en los datos proporcionados por Rhea et al.(202) (0.96 para los grupos que realizaron el VRT y 0.97 para los grupos control).

Un modelo de efectos aleatorios fue usado para examinar los datos agrupados extraídos de los diferentes estudios. Para ilustrar de manera específica el tamaño del efecto de cada estudio y su respectivo IC al 95%, se realizó un gráfico en árbol. En cada

estudio, el ES para la intervención fue calculado por la diferencia entre las medias de los posttest y los pretest (1RM) al final del programa de entrenamiento de la fuerza.

Un análisis de sensibilidad fue realizado para determinar la contribución de cada estudio a la mejora general de la fuerza máxima detectada en este meta-análisis omitiendo sucesivamente los resultados de cada estudio de las comparaciones realizadas con los datos procedentes de los estudios restantes.

Todos los cálculos fueron desarrollados con el software RevMan (Review Manager–Version 5.2; The Cochrane Collaboration, 2012).

RESULTADOS

A) Resultados de los programas de entrenamiento para la prevención de lesiones y de los protocolos de evaluación de los ratios de fuerza H/Q en futbolistas profesionales y semiprofesionales:

Resultados de la búsqueda:

Un resumen del resultado de la búsqueda de literatura y de la selección de estudios puede observarse en PRISMA flow chart (Figura 10) (170). Un total de 10 estudios reunieron todos los criterios de inclusión y fueron aceptados en la síntesis cualitativa. Las fechas de publicación variaron de 2003 a 2012.

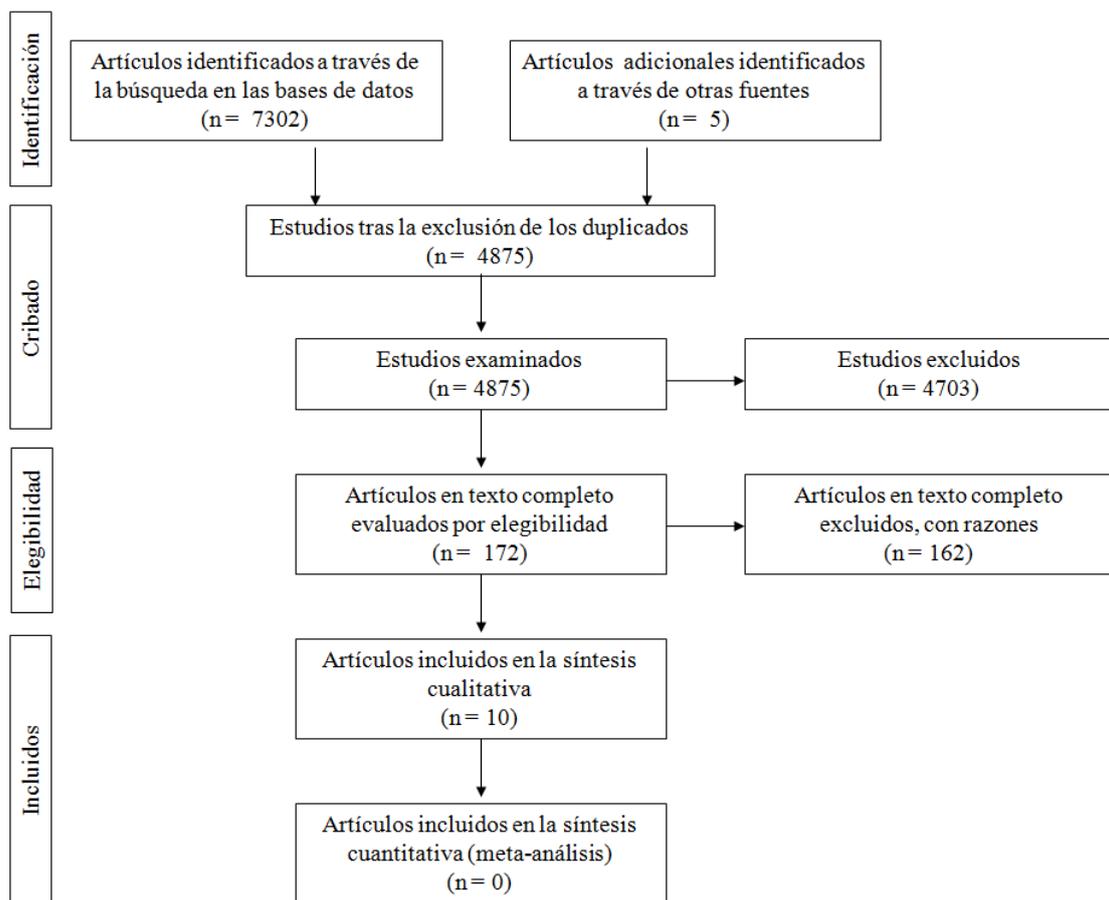


Figura 10. Flujo de artículos a través del proceso de revisión.

Características de los estudios:

Un resumen de las principales características de los artículos incluidos se muestra en la Tabla 3. En ella se identifican los estudios que presentaron un tratamiento para los desequilibrios musculares. La fuerza muscular en la articulación de la rodilla se evaluó mediante tres tipos diferentes de dispositivos isocinéticos, KIN-COM 500 (H, Chattecx Corp., Chattanooga, TN, USA) (11, 127), Biodex System 3 (Biodex Medical, Shirley, NY)(45, 67, 84, 218) y Cybex Norm dynamometer (Lumex, Ronkahoma, USA)(48, 67, 99, 100, 169).

Las evaluaciones isocinéticas de la fuerza de la rodilla se realizaron colocando a los sujetos sentados sobre el dinamómetro con la cadera flexionada a 80°(127), 85°(45), 90° (11, 48),105° (67),110°(99, 100) o 120°(169). En la mayoría de los estudios (11, 45, 67, 84, 99, 100, 127, 169, 218), los sujetos colocaron los brazos doblados confortablemente sobre el pecho, excepto en la investigación de Brughelli et al.(48), que agarraron con las manos los agarres laterales del asiento (48). Todos ellos garantizaron la seguridad, evitaron la compensación mediante correas colocadas a lo largo del pecho, pelvis, muslo y tobillo, alinearon el eje rotacional de la rodilla con el del dinamómetro y emplearon un procedimiento de corrección de la gravedad. El rango de movimiento de la rodilla fue de 0-90°(218), de 5-90° (11), de 10-90°(127), de 90°(45, 84), de 0-110°(48) o de 100°(67, 100) (0° = rodilla extendida).

Tabla 3. Características de los estudios incluidos*.

Estudio	Objetivo principal	Nivel deportivo	Tamaño de la muestra	Protocolo de evaluación	Protocolo de entrenamiento	DE (semanas)	M	Resultados
Askling et al. (2003)	Evaluar si un programa de entrenamiento de fuerza mediante una sobrecarga excéntrica, podría afectar a la ocurrencia y severidad de las lesiones de isquiotibiales.	Equipos profesionales de la Premier-league division de Suecia	GE: 15. GC: 15	Test: Realización de 2 repeticiones submáximas y tres repeticiones máximas a una velocidad angular de $60^{\circ}\cdot s^{-1}$. Primero se midió la contracción concéntrica y después la excéntrica. Existió medio minuto de descanso entre ambos tipos de contracciones.	Se realizaron 16 sesiones de entrenamiento de fuerza específicas para los músculos isquiotibiales. Dicho entrenamiento se desarrolló en un estado no fatigado tras el calentamiento (15 min caminando o en bicicleta), sobre una YoYo TM flywheel ergometer. Cada sesión de entrenamiento consistió en 4 series de 8 repeticiones. La primera serie servía de calentamiento. El tiempo de descanso entre series fue de 1 min.	10	Pre	El GE incrementó significativamente la fuerza excéntrica y concéntrica de los isquiotibiales ($p < 0.05$). Los incrementos de la fuerza excéntrica y concéntrica fueron de un 19 y 15% respectivamente. La fuerza concéntrica, sobre la media, constituyó un 85% (82-89%) de la fuerza excéntrica en ambos grupos antes y después del periodo del estudio.

Brito et al. (2010)	Evaluar si el programa de prevención de lesiones "The 11+" mejora la fuerza isocinética de los músculos extensores y flexores de la rodilla en jugadores de fútbol sub-élite.	Subelite soccer players	18	Calentamiento: 5 min pedaleando en un cicloergómetro y un protocolo de familiarización submáximo sobre el dispositivo isocinético. Test: Realización de 3 repeticiones concéntricas en ambas piernas a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ y 5 repeticiones a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, y ejecución de 3 repeticiones excéntricas a $30^{\circ}\cdot s^{-1}$. Un minuto de descanso se estableció entre los test.	Programa de entrenamiento "The 11+". Parte 1-Ejercicios de carreras a baja velocidad combinada con estiramientos activos y contactos controlados con otros jugadores. Parte 2- Seis diferentes series de ejercicios de fuerza, pliométricos y de equilibrio, con tres niveles de dificultad progresiva. Parte 3- Ejercicios de carrera combinados con movimientos específicos de fútbol con rápidos cambios de dirección. Se realizó 3 veces por semana en la parte central de la temporada.	10	Tem	El programa de entrenamiento mejoró significativamente ($p < 0.05$) el CSR (H/Q con $60^{\circ}\cdot s^{-1}$) y el DCR (H exc $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ /Q con $180^{\circ}\cdot s^{-1}$) en la pierna no dominante.
Brughelli et al. (2010)	Determinar los efectos del ejercicio excéntrico sobre la longitud óptima de los músculos flexores y extensores de la rodilla.	Segunda división de la liga española	GE: 13. GC: 11.	Calentamiento: 2 series desarrolladas al 50 y 80% del esfuerzo máximo percibido de los futbolistas. Un descanso de 5 min tuvo lugar antes del test. Test: Ejecución de 6 repeticiones máximas concéntricas en ambas piernas en orden aleatorio a una velocidad angular de $60^{\circ}\cdot s^{-1}$.	El GC y el GE realizaron el entrenamiento de fútbol rutinario. Tras el entrenamiento, el GE desarrolló ejercicios excéntricos 3 veces por semana. En ellas se realizaban 4-5 series de 1 o 2 ejercicios excéntricos (eccentric box drops, lunge pushes, forward deceleration steps y el reverse nordic hamstrings). El GC y el GE realizaron el ejercicio NH una vez por semana (2 series de 6 repeticiones).	4	Pre	No se observaron cambios significativos en el torque pico concéntrico de los cuádriceps ni de los isquiotibiales y tampoco existieron diferencias significativas entre el CSR tras el tratamiento.

Croisier et al. (2008)	Determinar si las variables de fuerza obtenidas en la evaluación de la pretemporada podrían ser predictoras de lesiones de isquiotibiales y si la normalización de la fuerza y los ratios H/Q en los futbolistas con desequilibrios podría reducir la incidencia de lesiones.	Jugadores de equipos profesionales de Bélgica, Brasil, y Francia.	Jugador es sanos: 246. Jugador es con DM sin EC: 91. Jugador es con DM sin EC con TC: 70	Calentamiento: Pedaleo sobre un cicloergómetro a una intensidad de 75-100 W, ejercicios de estiramientos y realización de 3 repeticiones submáximas a la velocidad de cada test. Test: Desarrollo de 3 repeticiones concéntricas de los isquiotibiales y cuádriceps a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ y 5 repeticiones a $240^{\circ}\cdot s^{-1}$. Después, se ejecutaron 3 repeticiones excéntricas de isquiotibiales a $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ y cuatro repeticiones a $120^{\circ}\cdot s^{-1}$. Un minuto de descanso se estableció entre todas las series.	El programa de fortalecimiento para los isquiotibiales podía ser de tres tipos: manual, isotónico o isocinético. Fue llevado a cabo por el preparador físico del equipo o por un fisioterapeuta.	Los DM en forma de DCR se redujeron significativamente ($p < 0.05$) en 187 de 216 (87%). No existieron diferencias significativas entre el grupo de jugadores sanos y el grupo de jugadores con DM con EC con TC.		
Eniseler et al. (2012)	Evaluar los cambios de la fuerza isocinética de los músculos de la rodilla a lo largo de una temporada	Turkish Soccer Super League	14	Calentamiento: 3 repeticiones contracciones concéntricas a intensidad submáxima. Test: 4 repeticiones máximas en ambas piernas a 3 velocidades angulares empezando por la más lenta hasta la más rápida (60 , 300 y $500^{\circ}\cdot s^{-1}$). Descanso de 40 s entre cada velocidad angular y 3 min entre los test de una y otra pierna.	Lunes: Descanso o entrenamiento aeróbico, flexibilidad, sauna y masajes. Martes: Interval training o entrenamiento de resistencia, juego. Miércoles: sesión de mañana-ambas piernas a 3 Entrenamiento de potencia; sesión de tarde- Entrenamiento en circuito de agilidad y juego. Jueves: Entrenamiento pliométrico o velocidad, táctico y juego. Viernes: Entrenamiento técnico y táctico. Sábado: Estiramientos y entrenamiento técnico. Domingo: Competición.	24	Pre y Tem	Existió un incremento significativo en el CSR obtenido a la velocidad angular de $500^{\circ}\cdot s^{-1}$ en ambas piernas ($p < 0.01$) y a la velocidad de $300^{\circ}\cdot s^{-1}$ para la pierna dominante ($p < 0.05$).

Gioftsidou et al. (2006)	Detectar los posibles desequilibrios musculares de fuerza e investigar el efecto de un programa de entrenamiento específico para restaurar los ratios normales y reducir las diferencias bilaterales.	los	First Greek National Division	GE: 15. GC: 20.	Calentamiento: 10 min pedaleando y 5 min de estiramientos. Test: 3 repeticiones máximas se realizaron a las velocidades angulares de 60 y 180°·s ⁻¹ . La pierna que inició el test se seleccionó por orden aleatorio. 30 segundos de descanso se establecieron entre ambas velocidades.	15 jugadores con desequilibrios realizaron un programa de entrenamiento 3 veces por semana. Dicho protocolo incluía 10 series de 15 repeticiones a velocidades altas (150,180,210,240°·s ⁻¹). Las 5 primeras series fueron ejecutadas con un esfuerzo máximo por los músculos flexores y extensores de la rodilla, mientras que las 5 últimas series fueron ejecutadas solo por el grupo muscular más débil.	8	Pre	En el pre test se identificó a 15 sujetos con desequilibrios y disbalances musculares. Tras el periodo de tratamiento, se obtuvieron diferencias significativas ($p < 0.05$) en CSR entre el pre y post test a las velocidades angulares de 60 y 180°·s ⁻¹ en ambas piernas. No existieron diferencias significativas entre el GE y el resto de jugadores sanos.
Gioftsidou et al. (2008)	Detectar los posibles desequilibrios musculares de fuerza. Investigar el efecto de un programa de entrenamiento específico para restaurar los ratios normales y reducir las diferencias bilaterales.	los	First Greek National Division	GE: 27. GC: 41	Calentamiento: 10 min de pedaleo y 5 min de estiramientos. Test: Se ejecutaron 3 repeticiones submáximas y una máxima a las velocidades angulares de 60 y 180°·s ⁻¹ . La pierna que inició el test se seleccionó por orden aleatorio. Se establecieron 30 s de descanso entre los test de ambas velocidades angulares y 3 min entre la evaluación de ambas piernas.	Realización del programa de entrenamiento de 3 veces por semana. Dicho protocolo incluía 10 series de 15 repeticiones a velocidades altas (150,180,210,240°·s ⁻¹). Las 5 primeras series fueron ejecutadas con un esfuerzo máximo por los músculos flexores y extensores de la rodilla, mientras que las 5 últimas series fueron realizadas por el grupo muscular más débil.	8	Pre	En el pre test se identificó a 27 sujetos con desequilibrios o déficits musculares. Tras el periodo de entrenamiento, se mostraron diferencias significativas ($p < 0.05$) para GE en el CSR de ambas piernas y a las velocidades de 60 y 180°·s ⁻¹ . No existieron diferencias significativas entre el GE y el resto de jugadores sanos.

Holcomb et al. (2007)	Comprobar la eficacia de un entrenamiento de fortalecimiento de los isquiotibiales sobre el CSR y el DCR.	National Collegiate Athletic Association Division I	12	Calentamiento: Pedaleo en elíptica, ejercicios de estiramientos y ejecución de algunas repeticiones submáximas. Test: Se realizó a las siguientes velocidades angulares y en el siguiente orden: 240, 180 y 60 ⁰ ·s ⁻¹ en la contracción concéntrica, y 60, 180 y 240 ⁰ ·s ⁻¹ , en la contracción excéntrica, con 8 repeticiones realizadas en cada velocidad y 90 s de descanso entre series.	Los sujetos realizaron el entrenamiento durante 4 días por semana. Los días 1 y 3, los sujetos desarrollaban ejercicios de agilidad con los de fuerza del miembro superior. Los días 2 y 4, desarrollaron un entrenamiento de resistencia combinado con ejercicios de fuerza para el miembro inferior. Dos de los siguientes ejercicios se añadían de manera aleatoria en el programa de fuerza para el miembro inferior: single leg curls, straight leg dead lifts, good morning exercises, trunk hyperextensions, resisted sled walking, and exercise ball leg curls.	6	Tem	El DCR aumentó significativamente ($p = 0.049$) entre el pre y post test en un 12%. Contrariamente, el CSR no mostró diferencias significativas ($p = 172$). En la comparación entre piernas, tanto para el DCR ($p = 0.013$) como para el CSR ($p = 0.002$) se observó un incremento significativo de la pierna no dominante con respecto a la dominante.
-----------------------	---	---	----	--	---	---	-----	--

Mjøl̄snes et al. (2004)	Comparar los efectos de un programa de entrenamiento de 10 semanas con dos ejercicios diferentes (HC y NH) sobre la fuerza muscular de los jugadores de fútbol.	2° a 4° división y de 1° división del club Stabæk Football	GNH:11 GHC:11 Calentamiento: 10 min a una potencia constante de 150 W, 3 series de 20 golpes de balón, 10 subidas a un step, 3 estiramientos pasivos en los isquiotibiales de 15 s cada uno y realización de 4 repeticiones sobre el dispositivo isocinético. Test: Se realizó en la pierna derecha. La fuerza concéntrica del cuádriceps se midió a 60 ⁰ ·s ⁻¹ . Se desarrollaron 3 repeticiones máximas. Después de 2 min de descanso, el test de fuerza excéntrica fue desarrollado usando el mismo protocolo.	El GHC realizó de 1-3 sesiones por semana, de 2- 3 series, de 6-12 repeticiones y de 60-80% de 1 RM progresivamente. Se incrementó la carga en 2,5 kg a los sujetos que eran capaces de realizar 3×12 repeticiones. El GNH efectuó de 1-3 sesiones por semana, de 2-3 series y de 5-12 repeticiones. La carga fue incrementada cuando un sujeto era capaz de soportar la caída hacia delante durante más tiempo. Cuando aguantaba durante todo el ROM de las 12 repeticiones, aumentaba la carga mediante la adición de velocidad en la fase inicial del movimiento.	10	GHC no mostró ninguna mejora significativa en el DCR entre el pre y post test. Sin embargo, hubo una mejora significativa (<i>p</i> = 0.005) en el DCR en el GNH.
-------------------------	---	--	---	--	----	--

Small et al. (2009)	Comparar los efectos de un programa de entrenamiento de fuerza excéntrica en los isquiotibiales, sobre la fatiga de los mismos medida durante el test SAFT.	Semiprofesional	GWU:8. GCD: 8.	Calentamiento: 5 min en cicloergómetro a 60 W de potencia, 5 min de estiramientos estáticos y dinámicos, 5 min andando suave y familiarización con el test SAFT ⁹⁰ . Ejecución de 2 repeticiones submáximas de extensión y de flexión de la rodilla. Realización de un breve descanso. Test: Desarrollo de 3 repeticiones máximas concéntricas y excéntricas con la pierna dominante a 120°·s ⁻¹ . El tiempo de recuperación pasiva entre series fue de 1 min.	El programa de entrenamiento se realizó dos veces por semana. En ambos grupos, el ejercicio NH se efectuó de 2-3 series y de 5-12 repeticiones. La carga fue incrementada mediante la adición de velocidad en la fase inicial del movimiento cuando el sujeto era capaz de soportar todo el ROM de las 12 repeticiones.	8	Tem	Existieron diferencias significativas para GWA ($p < 0.02$) y GCD ($p < 0.05$) entre la pre y post intervención en el DCR en t0, t45 y t105 del SAFT. El GCD tuvo un incremento significativo comparado con el GWU en t45 ($p < 0.02$) y t105 ($p < 0.04$).
---------------------	---	-----------------	-------------------	--	---	---	-----	---

*CSR, ratio de fuerza convencional; DCR, ratio de control dinámico; con, concéntrico; exc, excéntrico; DE, duración del entrenamiento; GE, grupo experimental; GC, grupo control; M, momento de aplicación del entrenamiento; NH, nordic hamstring; GNH, grupo que entrenó con el ejercicio NH; HC, curl de isquiotibiales; GHC, grupo que entrenó con el ejercicio HC; GWU, grupo que entrenó con el ejercicio NH durante el calentamiento; GCD, grupo que entrenó con el ejercicio NH durante la vuelta a la calma; ROM, rango de movimiento; Pre, pretemporada; SAFT⁹⁰, Soccer-specific Aerobic Field Test; Tem, temporada; t0, tiempo en el minuto 0; t45, tiempo en el minute 45; t105, tiempo en el minuto 105; H/Q, Isquiotibial/cuádriceps; DM, desequilibrio muscular; EC, entrenamiento correctivo; TC, test control.

Características de los sujetos:

Los sujetos de los estudios incluidos son futbolistas de ambos sexos, de nivel semiprofesional y profesional. Las investigaciones experimentales se centraron en tratamientos preventivos para corregir los desequilibrios musculares. De ellas, nueve estudios (11, 45, 48, 67, 84, 99, 100, 169, 218) de los diez seleccionados se desarrollaron con jugadores varones con un rango de edad comprendida entre 20.7 y 26 años [*media* ($\pm SD$): 23.38 ± 2.12 años]. Holcomb et al. (2007) (127) desarrollaron su investigación con una muestra de mujeres de 20 ± 0.8 años de edad. Las horas de entrenamiento rutinario de los/as jugadore/as en sus respectivos equipos oscilaba entre 7.5 y 10.5 horas a la semana aproximadamente. En todos los estudios incluidos, los requisitos para formar parte de la muestra eran: no presentar problemas crónicos de isquiotibiales, no ser portero, no estar lesionado (11, 99, 100) ni haberlo estado tres meses antes de los test de línea base (169, 218), estar considerado en forma para la práctica competitiva del fútbol por los servicios médicos de los clubes, haber completado sin lesiones la temporada anterior, estar involucrado con normalidad en las sesiones de entrenamiento desde el comienzo de una nueva temporada (67), no presentar un largo historial de lesiones (84) y no haber sufrido lesiones previas de rodilla ni tener un historial de reconstrucción o rehabilitación del ACL (127).

Calidad metodológica:

Los resultados de la evaluación metodológica de cada estudio, usando la lista de control QAREL, se resumen en la Tabla 4. La calidad metodológica de los estudios incluidos varió extensamente de puntuaciones de 4/11 a 8/11 ítems positivos. El acuerdo entre revisores referente a la calidad metodológica de los estudios incluidos, usando QAREL, produjo un coeficiente Kappa de Cohen de 0.91 (IC: 0.66 – 1.17).

Tabla 4. Resultados de la evaluación metodológica usando la lista control QAREL.

Estudio	QAREL item											TOTAL
	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	11.	
Askling et al. (2003)	S	I	S	I	I	I	I	N	S	S	S	5/11
Brito et al. (2010)	S	I	I	I	I	I	I	I	S	S	S	4/11
Brughelli et al. (2010)	S	N	S	S	S	I	I	S	S	S	S	8/11
Croisier et al. (2008)	S	S	S	S	S	I	I	N	S	S	S	8/11
Eniseler et al. (2012)	S	I	I	I	I	I	I	N	S	S	S	4/11
Gioftsidou et al. (2006)	S	I	I	I	I	I	I	S	S	S	S	5/11
Gioftsidou et al. (2008)	S	I	I	I	I	I	I	S	S	S	S	5/11
Holcomb et al. (2007)	S	I	I	I	I	I	I	N	S	S	S	4/11
Mjølsnes et al. (2004)	S	S	I	I	I	S	I	N	S	S	S	6/11
Small et al. (2009)	S	I	I	I	I	I	I	I	S	S	S	4/11

Abreviaturas: S = sí; N = no; I = incierto

Cuestiones QAREL (157): 1. ¿Fue la muestra evaluada representativa de la población a la que los autores pretendían aplicar los resultados? 2. ¿Fueron los evaluadores representativos de aquellos a los que los autores pretendían aplicar los resultados? 3. ¿Fueron los evaluadores cegados a los hallazgos de otros evaluadores durante el estudio? 4. ¿Fueron los evaluadores cegados a sus propias conclusiones previas al proceso de evaluación? 5. ¿Fueron los evaluadores cegados a los resultados de un estándar de referencia para una variable evaluada? 6. ¿Fueron los evaluadores cegados a la información clínica que no estaba destinada a ser proporcionada como parte del procedimiento de evaluación o del diseño del estudio? 7. ¿Fueron los evaluadores cegados a aspectos adicionales que no eran parte de la evaluación? 8. ¿Fue el orden de evaluación variado? 9. ¿Fue el intervalo de tiempo entre mediciones repetidas compatible con la estabilidad de la variable que se estaba midiendo? 10. ¿Fue el test aplicado e interpretado correcta y apropiadamente? 11. ¿Fueron apropiadas las medidas estadísticas de acuerdo utilizadas?

B) Resultados del estudio de la fiabilidad:

Para todas las variables, excepto para la ADM (perteneciente al EP) en la flexión y abducción de cadera, no se tuvieron que eliminar los resultados obtenidos en ninguna de las repeticiones realizadas ($p > 0.05$) por lo que la media se calculó en base a todas las repeticiones. El ANOVA de medidas repetidas de cuatro factores (día, movimiento, pierna y repetición) indicó en el test de Mauchly que se cumplió la asunción de

esfericidad para el efecto principal de la repetición, $\chi^2 (2) = 4.89$, $p = 0.09$. Existió significación en el principal efecto de la repetición, $F (2,40) = 5.20$, $p = 0.01$. La prueba contraste reveló que no existieron diferencias significativas al comparar la primera repetición con la segunda, $F (1,20) = 2.89$, $p = 0.10$, tamaño del efecto (ES) = 0.36, ni la segunda con la tercera, $F (1,20) = 4.01$, $p = 0.06$, ES = 0.41. Sin embargo, sí existió significación al comparar la primera repetición con la tercera, $F (1,20) = 7.06$, $p = 0.02$, ES = 0.51.

En la comparación por pares de Bonferroni se constató que existieron diferencias significativas entre la primera y tercera repetición ($p = 0.04$).

Se seleccionó la primera [$\bar{x} = 55.34$, SEM = 1.06, IC al 95% = (53.12; 57.56)] y segunda repetición [$\bar{x} = 55.88$; SEM = 1.14, IC al 95% = (53.50; 58.25)], eliminando a la tercera [$\bar{x} = 56.46$, SEM = 1.21, IC al 95% = (53.94; 58.98)], como consecuencia de una menor diferencia de medias entre la uno y la dos que entre la dos y la tres (Figura 11). Además de que la primera y segunda repetición presentaron un menor SEM que la tercera (Figura 12).

En la Figura 11, se muestra una representación gráfica de la diferencia de medias entre las repeticiones realizadas. Se aprecia la poca precisión del IC al 95% para la diferencia de medias entre la repetición 1 y la 3.

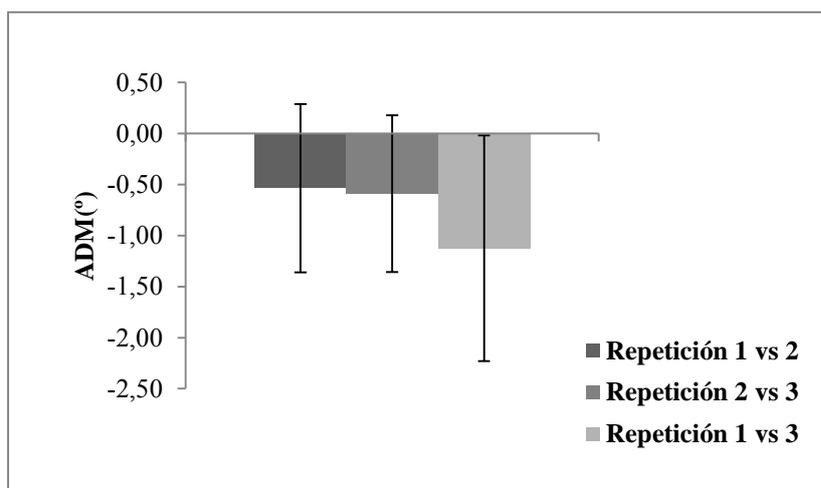


Figura 11. Representación gráfica de la diferencia de medias y su IC al 95% en la comparación de repeticiones de ADM.

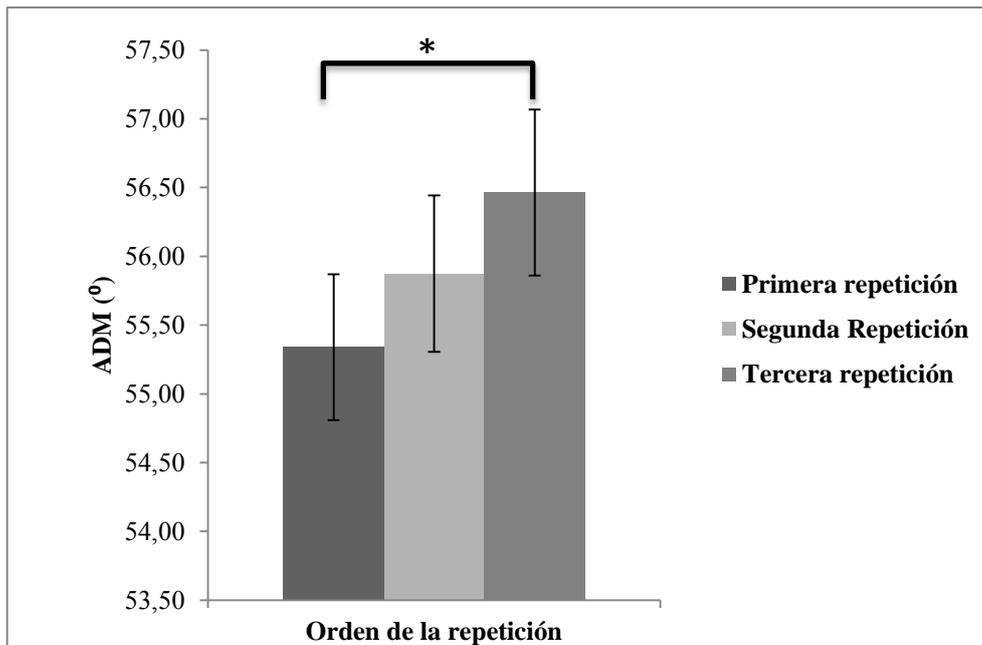


Figura 12. Representación de la media y del error estándar de la medida (SEM) de cada repetición. Las barras representan a las medias y las barras de error al SEM de cada repetición. ADM, amplitud de movimiento;*, diferencia significativa en $p < 0.05$.

A continuación se presentan los resultados de fiabilidad de las variables incluidas en los posteriores análisis estadísticos abordando en primer lugar los resultados pertenecientes al EF, seguidos de los del EP. En el Anexo I y II se muestran los resultados relativos al resto de variables del EP y EF no incluidas en dichos análisis.

Evaluación de la fiabilidad de la valoración del EF:

Para el constructo EF se analizó la fiabilidad intrasesión de la altura del SJ, CMJ y ABA (Tabla 5) y el tiempo en recorrer a velocidad máxima 5 y 15 m (Tabla 6). Además, se analizó la fiabilidad intersesión de la de la altura del salto vertical (Tabla 7), RM estimada (Tabla 8) y la velocidad máxima alcanzada con el 60% del peso corporal en media sentadilla (Tabla 8).

Tabla 5. Datos de la fiabilidad intrasesión de la altura del salto vertical (cm) en la sesiones de evaluación 1 y 2 (n = 20).

	Repetición1 (SD)	IC al 95%	Repetición 2 (SD)	IC al 95%	Repetición 3 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,1}	IC al 95%	F	CV (%)	SEM	MD
Evaluación 1												
SJ (cm)	30.24 (3.76)	28.48; 32.00	30.68 (3.95)	28.82; 32.52	31.18 (3.10)	29.73; 32.63	0.82	0.66; 0.92	1.79 (<i>p</i> = 0.18)	3.93	1.56	4.32
CMJ (cm)	34.62 (4.34)	32.59; 36.65	35.43 (4.34)	33.41; 37.46	35.23 (4.48)	33.13; 37.32	0.88	0.77; 0.95	1.56 (<i>p</i> = 0.22)	2.55	1.52	4.21
ABA (cm)	41.04 (6.12)	38.18; 43.90	41.07 (4.99)	38.73; 43.41	39.92 (5.26)	37.45; 42.38	0.90	0.81; 0.96	2.97 (<i>p</i> = 0.06)	3.52	1.71	4.73
Evaluación 2												
SJ (cm)	30.90 (3.64)	29.20; 32.60	32.21 (3.99)	30.34; 34.07	32.26 (4.29)	30.25; 34.27	0.83	0.69; 0.92	4.49 (<i>p</i> = 0.02*)	4.17	1.62	4.50
CMJ (cm)	35.96 (4.57)	33.82; 38.10	35.70 (4.04)	33.80; 37.59	35.30 (4.15)	33.36; 37.24	0.95	0.90; 0.98	2.55 (<i>p</i> = 0.09)	1.80	0.94	2.60
ABA (cm)	41.78 (5.46)	39.23; 44.33	40.32 (5.46)	37.76; 42.87	40.68 (5.46)	38.12; 43.23	0.93	0.86; 0.97	5.63 (<i>p</i> = 0.01*)	2.80	1.44	3.99

ABA, abalakov jump; ICC_{2,1}, coeficiente de correlación intraclase _{2,1}; CMJ, counter movement jump; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; SD, desviación típica; SJ, squat jump. Efecto de interacción en **p* < 0.05.

Tabla 6. Datos de la fiabilidad intrasesión del tiempo (s) en recorrer 5 y 15 m a máxima velocidad (n = 19).

	Repetición1 (SD)	IC al 95%	Repetición 2 (SD)	IC al 95%	Repetición 3 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,1}	IC al 95%	F	CV (%)	SEM	MD
Tiempo en 5 m (s)	1.21 (0.11)	1.16; 1.26	1.19 (0.09)	1.14; 1.23	1.20 (0.13)	1.14; 1.26	0.78	0.60; 0.90	0.64 (p = 0.53)	3.55	0.05	0.14
Tiempo en 15 m (s)	2.66 (0.14)	2.59; 2.73	2.65 (0.15)	2.58; 2.72	2.66 (0.16)	2.59; 2.74	0.89	0.78; 0.95	0.24 (p = 0.79)	1.57	0.05	0.14

ICC_{2,1}, coeficiente de correlación intraclase _{2,1}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; SD, desviación típica.

Tabla 7. Datos de la fiabilidad intersesión de la altura del salto vertical (cm) (n = 20).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
SJ (cm)	30.70 (3.40)	29.11; 32.29	31.79 (3.76)	30.03; 33.55	0.73	0.31; 0.89	0.57 (p = 0.01*)	2.15 (p = 0.16)	5.95	2.35	6.51	-1.09 ± 6.51
CMJ (cm)	35.09 (4.21)	33.13; 37.06	35.65 (4.19)	33.69; 37.61	0.90	0.74; 0.96	0.81 (p < 0.01**)	0.94 (p = 0.34)	4.12	1.81	5.02	-0.56 ± 5.02
ABA (cm)	40.68 (5.30)	38.20; 43.15	40.92 (5.33)	38.43; 43.42	0.97	0.93; 0.99	0.95 (p < 0.01**)	0.43 (p = 0.52)	2.36	1.19	3.30	-0.25 ± 3.30

ABA, abalakov jump; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CMJ, counter movement jump; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica; SJ, squat jump. Efecto de interacción en *p < 0.05 y **p < 0.01.

Tabla 8. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza dinámica máxima en una RM estimada (kg) y de la Velocidad máxima en la fase concéntrica en el ejercicio de media sentadilla con el 60% del peso corporal ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) ($n = 20$).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,1}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
1 RM (kg)	88.65 (9.68)	84.12; 93.18	91.40 (9.57)	86.92; 95.88	0.81	0.59; 0.92	0.81 ($p < 0.01^{**}$)	4.36 ($p = 0.05$)	3.91	4.17	11.55	-2.75 ± 11.55
V máx 60%pc ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)	1.62 (0.16)	1.55; 1.70	1.64 (0.16)	1.57; 1.72	0.94	0.84; 0.98	0.88 ($p < 0.01^{**}$)	1.53 ($p = 0.23$)	2.45	0.05	0.15	-0.02 ± 0.15

1RM, 1 Repetición Máxima; ICC_{2,1}, coeficiente de correlación intraclass 2,1; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica; V máx 60%pc, Velocidad máxima con el 60% del peso corporal. Efecto de interacción en $*p < 0.05$ y $**p < 0.01$.

Evaluación de la fiabilidad de la valoración del EP:

Para el constructo EP, se analizaron la fiabilidad intersesión del torque máximo y del trabajo máximo de los músculos flexores y extensores de la rodilla en contracción concéntrica a las velocidades angulares de 60, 180 y 240°·s⁻¹ de la pierna dominante (Tablas 9 y 10; Figuras 13,14,15 y 16); la fuerza máxima de los músculos flexores y extensores de la rodilla a las velocidades lineales de 0.20 y 0.40 m·s⁻¹ de la pierna dominante (Tabla 11; Figuras 17,18 y 19); y, por último, la fiabilidad intersesión del ángulo Q de la rodilla dominante (Tabla 12; Figura 20). Los datos obtenidos de todas las variables de ambos dispositivos isocinéticos (sistemas Genu 3 y Haefni Health 1.0) fueron heterocedásticos, por lo que fueron transformados logarítmicamente (ln) para el cálculo de los LOA y CV como ratios.

Tabla 9. Datos de la fiabilidad intersesión del torque máximo (N·m) de la pierna dominante (n = 21).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	205.10 (29.61)	191.62; 218.57	215.43 (26.40)	203.41; 227.45	0.67 (p < 0.01**)	4.20 (p = 0.05)	45.29	0.95 ×/÷ 1.26
180°·s ⁻¹	167.91 (21.49)	158.12; 177.69	172.71 (21.35)	162.99; 182.43	0.70 (p < 0.01**)	1.76 (p = 0.20)	32.59	0.97 ×/÷ 1.21
240°·s ⁻¹	154.90 (21.75)	145.00; 164.81	155.14 (16.89)	147.45; 162.83	0.53 (p = 0.01*)	0.00 (p = 0.96)	37.72	0.99 ×/÷ 1.28
Flexores								
60°·s ⁻¹	120.05 (20.13)	110.88; 129.21	122.86 (20.29)	113.62; 132.09	0.45 (p = 0.04*)	0.37 (p = 0.55)	41.54	0.98 ×/÷ 1.42
180°·s ⁻¹	95.81 (12.64)	90.06; 101.56	103.00 (17.91)	94.85; 111.15	0.71 (p < 0.01**)	6.74 (p = 0.02*)	24.88	0.93 ×/÷ 1.27
240°·s ⁻¹	91.62 (12.36)	85.99; 97.24	95.33 (14.63)	88.68; 101.99	0.57 (p = 0.01*)	1.79 (p = 0.20)	24.96	0.96 ×/÷ 1.32

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en *p < 0.05 y **p < 0.01, respectivamente.

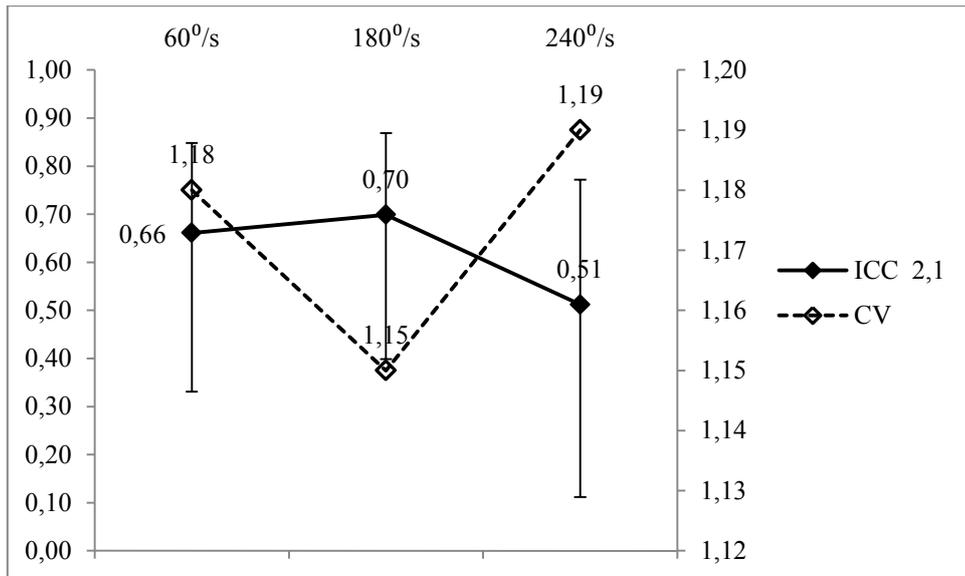


Figura 13. ICC_{2,1} y CV intersesión del torque máximo de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

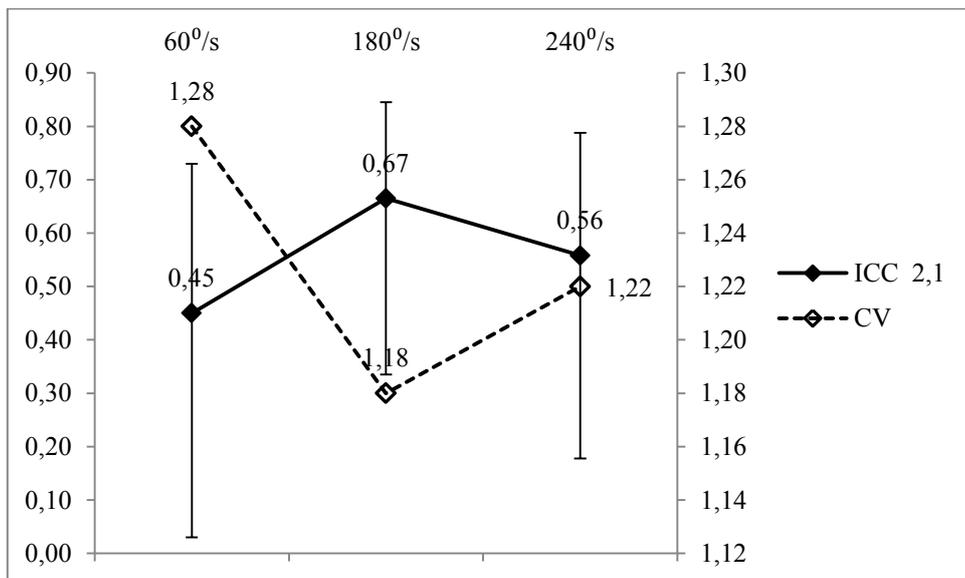


Figura 14. ICC_{2,1} y CV intersesión del torque máximo de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 10. Datos de la fiabilidad intersesión del trabajo máximo (J) de la pierna dominante (n = 21).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	239.62 (35.18)	223.61; 255.63	251.38 (32.18)	236.73; 266.03	0.68 (<i>p</i> < 0.01**)	3.91 (<i>p</i> = 0.06)	53.40	0.95 ×/÷ 1.25
180°·s ⁻¹	207.19 (27.67)	194.60; 219.78	215.24 (24.47)	204.10; 226.38	0.69 (<i>p</i> < 0.01**)	3.14 (<i>p</i> = 0.09)	40.82	0.96 ×/÷ 1.22
240°·s ⁻¹	196.19 (29.93)	182.57; 209.81	196.33 (20.40)	187.05; 205.62	0.74 (<i>p</i> < 0.01**)	0.00 (<i>p</i> = 0.97)	39.37	0.99 ×/÷ 1.22
Flexores								
60°·s ⁻¹	147.95 (27.41)	135.48; 160.43	149.24 (23.26)	138.65; 159.83	0.72 (<i>p</i> < 0.01**)	0.09 (<i>p</i> = 0.76)	37.66	0.98 ×/÷ 1.34
180°·s ⁻¹	132.10 (25.99)	120.27; 143.92	137.81 (24.59)	126.61; 149.00	0.69 (<i>p</i> < 0.01**)	1.72 (<i>p</i> = 0.20)	39.09	0.95 ×/÷ 1.34
240°·s ⁻¹	124.52 (23.75)	113.71; 135.33	127.14 (22.02)	117.12; 137.17	0.58 (<i>p</i> = 0.01*)	0.33 (<i>p</i> = 0.57)	41.19	0.98 ×/÷ 1.39

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

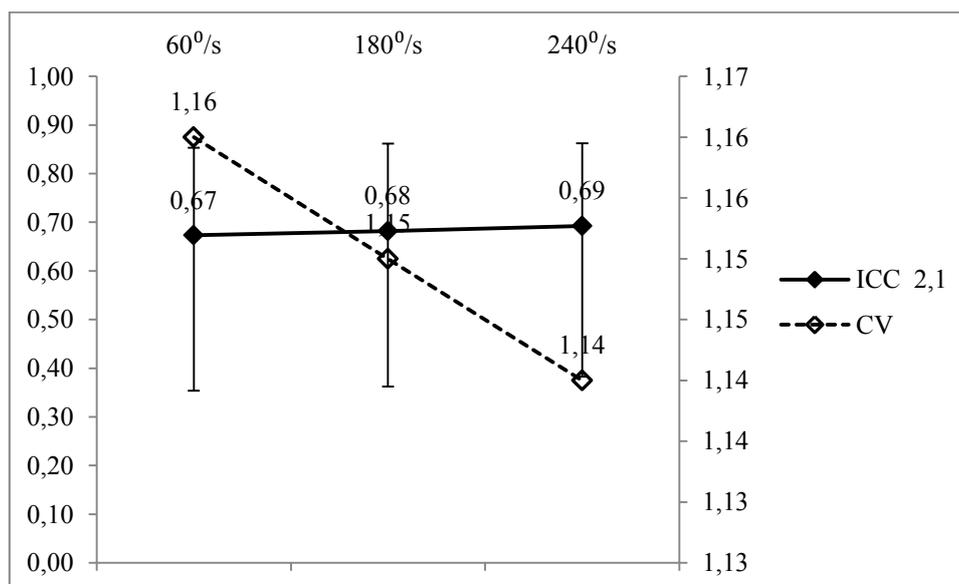


Figura 15. ICC_{2,1} y CV intersesión del trabajo máximo de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error

representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

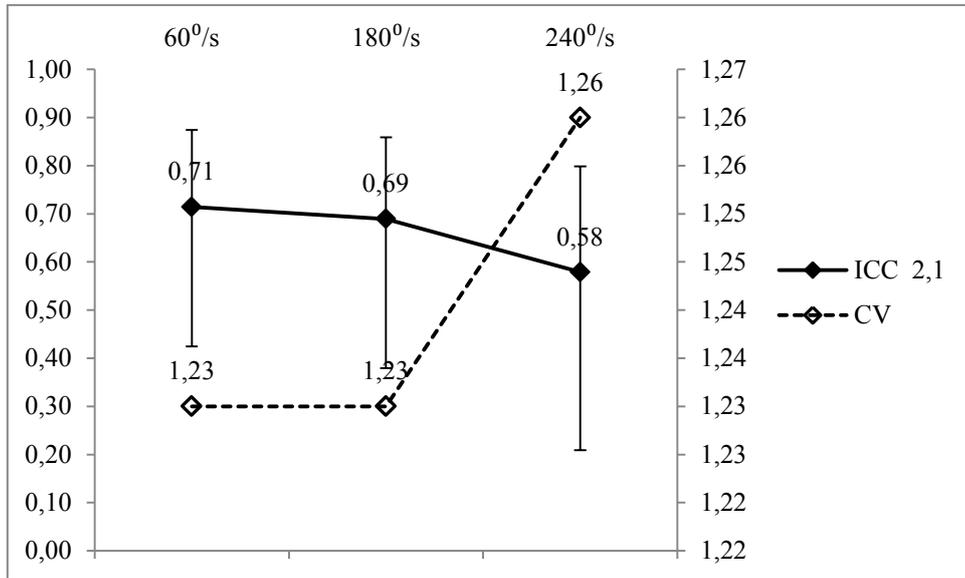


Figura 16. ICC_{2,1} y CV intersección del trabajo máximo de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 11. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza máxima (N) de la pierna dominante (n = 19).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Flexores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	313.53 (57.07)	286.81; 340.24	313.20 (52.90)	288.44; 337.96	0.73 (<i>p</i> < 0.01*)	0.00 (<i>p</i> = 0.97)	2.77	1.00 ×/÷ 1.29
CE a 0.20 m·s ⁻¹	367.70 (100.74)	320.55; 414.85	381.68 (81.11)	343.71; 419.64	0.91 (<i>p</i> < 0.01**)	2.17 (<i>p</i> = 0.16)	83.12	0.94 ×/÷ 1.33
CC a 0.40 m·s ⁻¹	296.38 (65.96)	265.50; 327.25	325.45 (66.01)	294.55; 356.35	0.77 (<i>p</i> < 0.01**)	8.27 (<i>p</i> = 0.01*)	88.63	0.90 ×/÷ 1.36
CE a 0.40 m·s ⁻¹	385.18 (83.53)	346.08; 424.27	394.40 (85.39)	354.44; 434.36	0.64 (<i>p</i> < 0.01**)	0.33 (<i>p</i> = 0.57)	140.16	0.97 ×/÷ 1.45
Extensores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	344.58 (58.19)	317.34; 371.81	323.98 (42.23)	304.21; 343.74	0.27 (<i>p</i> = 0.25)	2.21 (<i>p</i> = 0.15)	121.60	1.06 ×/÷ 1.42
CC a 0.40 m·s ⁻¹	325.88 (50.88)	302.06; 349.69	316.85 (44.35)	296.09; 337.61	0.31 (<i>p</i> = 0.18)	0.52 (<i>p</i> = 0.48)	109.99	1.03 ×/÷ 1.40

CC, contracción concéntrica; CE, contracción excéntrica; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase 2, k; CV, coeficiente de variación; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

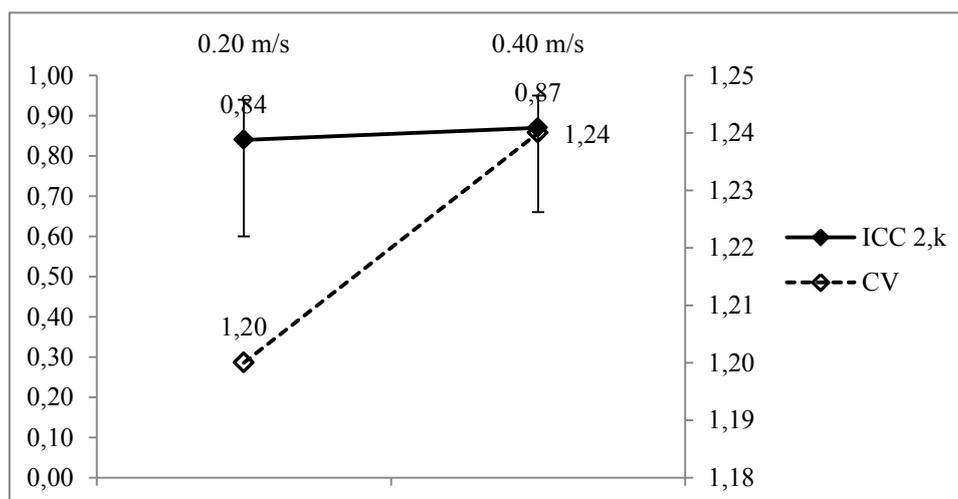


Figura 17. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción concéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de

rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

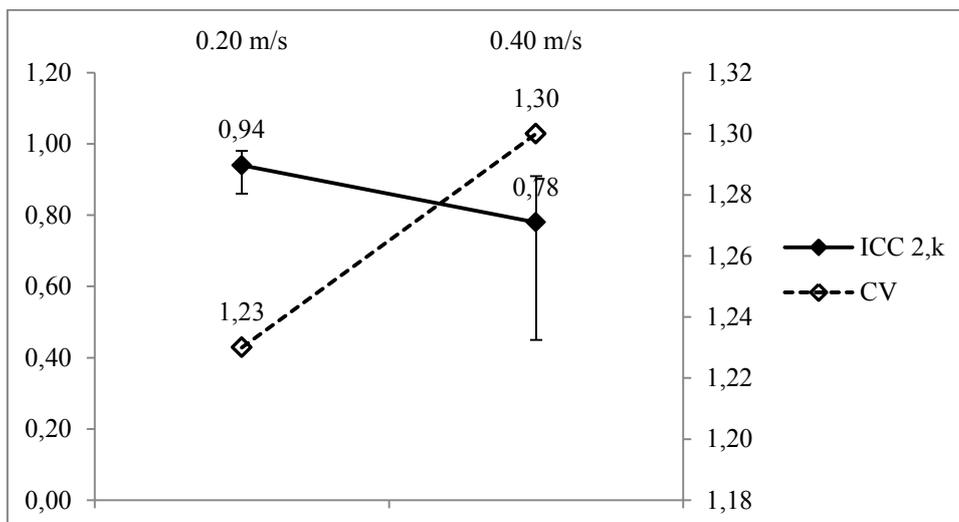


Figura 18. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción excéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

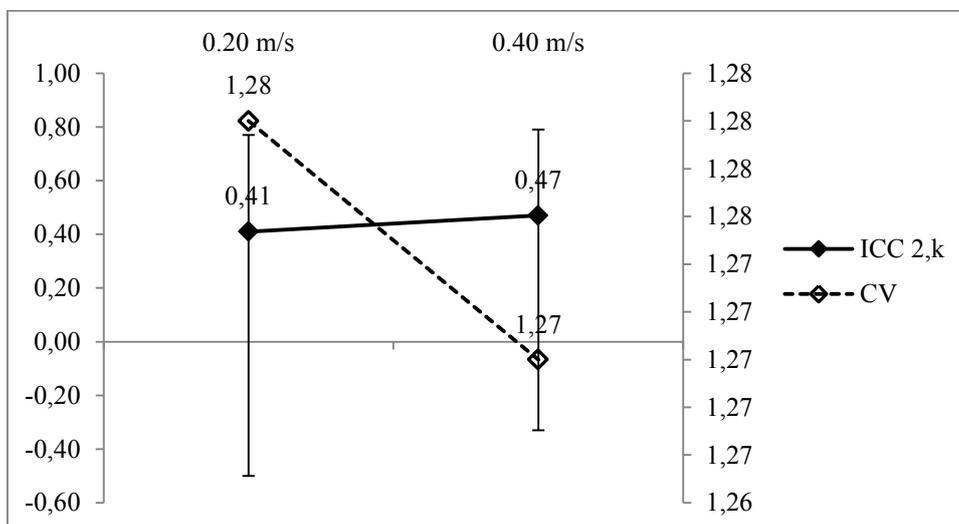


Figura 19. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción concéntrica de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 12. Datos de la fiabilidad intersesión del ángulo Q de rodilla (°) de la pierna dominante (n = 21).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,1}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD
Ángulo Q (°)	16.73 (1.79)	15.90; 17.54	16.95 (1.38)	16.30; 17.58	0.88	0.73; 0.95	0.91 (<i>p</i> < 0.01**)	1.70 (<i>p</i> = 0.21)	2.60	0.56	1.54

ICC, coeficiente de correlación intraclase; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

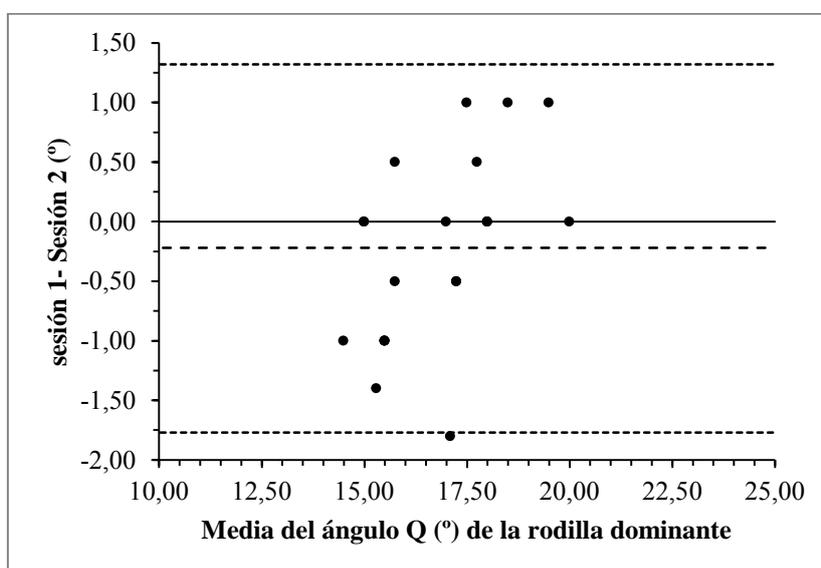


Figura 20. Diagrama de Bland Altman para el ángulo Q (°) de la pierna dominante (n = 21). Las diferencias entre las sesiones están representadas frente a la media individual de ambas mediciones. La línea discontinua central representa el error sistemático. Las líneas discontinuas externas simbolizan el error aleatorio (± 1.96 SD). SD: Desviación estándar.

C) Resultados de la determinación del EF y EP:

A continuación se muestran los resultados de la determinación del EF y EP, atendiendo a la identificación de la estructura subyacente perteneciente a cada constructo, la clasificación de los sujetos en función de su EF y EP y, posteriormente, al establecimiento de la importancia relativa de cada componente del EF y EP en la discriminación entre conglomerados. Se abordaron primeramente los resultados del EF, seguidos de los del EP. Y finalmente se presentaron los relativos a los dos análisis de correlación efectuados. El primero, entre los componentes de ambos constructos. Y el segundo, entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP.

Identificación de la estructura subyacente perteneciente al constructo EF:

La Tabla 13 muestra los datos descriptivos de los test de velocidad (5 y 15 m), RSA (Repeated Sprint Ability) test, 30-15 Intermittent Fitness Test (30-15 IFT), test de saltos (SJ, CMJ y ABA) y de fuerza (test incremental para la estimación de la 1 RM, y test con carga al 60% del peso corporal) en el ejercicio de media sentadilla. Las intercorrelaciones entre variables se detallan en la Tabla 14. Se muestran correlaciones moderadas y altas entre variables que reúnen características similares, como los test de salto (0.69 a 0.88), los test de velocidad máxima en 5 y 15 m con el mejor tiempo en el RSA test (0.78 a 0.94), los test de fuerza (0.62) y el porcentaje de decremento en el RSA test junto a la velocidad máxima del 30-15IFT y el volumen de oxígeno máximo del 30-15IFT (-0.34 a 0.97). También notar la existencia de una baja correlación lógica positiva entre las variables del 30-15 IFT junto al RSA%dec y los test de salto (0.18 a 0.33) y una moderada correlación lógica positiva entre los test de salto y los de fuerza (0.33 a 0.60). Existieron correlaciones lógicas negativas de bajas a moderadas entre los test de velocidad junto al RSA best y RSA%dec junto a las variables del IFT (0.00 a -0.61) y entre los test de velocidad junto al RSA best y los test de salto (-0.29 a -0.50). Existió una correlación negativa moderada entre los test de velocidad junto al RSA best y los test de fuerza (-0.46 a -0.71) y una correlación que osciló de negativa (baja) a positiva (moderada) entre las variables del 30-15 IFT junto al RSA%dec y los test de fuerza (-0.05 a 0.49).

Tabla 13. Medias (\pm SD) y sus intervalos de confianza al 95% de los test seleccionados de velocidad, RSA test, 30-15 IFT, test de saltos y de fuerza*. (n = 19).

	Media \pm SD	IC al 95%
Vel 5 (s)	1.20 \pm 0.10	1.15 - 1.25
Vel 15 (s)	2.66 \pm 0.14	2.59 - 2.73
RSA best (s)	7.17 \pm 0.44	6.96 - 7.38
RSA % dec (%)	5.10 \pm 2.07	4.10 - 6.10
VIFT (Km·h ⁻¹)	18.18 \pm 1.24	17.59 - 18.78
VO ₂ max IFT (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	49.34 \pm 3.09	47.85 - 50.83
SJ (cm)	30.81 \pm 2.59	29.56 - 32.06
CMJ (cm)	34.85 \pm 3.35	33.24 - 36.47
ABA (cm)	40.24 \pm 4.73	37.96 - 42.52
RM (Kg)	89.29 \pm 8.78	85.06 - 93.52
Vmax 60% pc (m·s ⁻¹)	1.62 \pm 0.14	1.55 - 1.68

*Vel 5 = velocidad 5m; Vel 15 = velocidad 15m; RSA best = mejor tiempo en RSA test; RSA % dec = porcentaje de decremento en RSA test; VIFT = velocidad aeróbica máxima en el Intermittent fitness test; VO₂max IFT = volumen de oxígeno máximo obtenido en el Intermittent fitness test; SJ = Squat jump; CMJ = Countermovement jump; ABA = Abalakov jump; RM estimada = repetición máxima estimada; Vmax 60% pc = velocidad máxima con el 60% del peso corporal.

Tabla 14. Intercorrelaciones entre todos los test seleccionados de velocidad, RSA test, 30-15 IFT, test de saltos y de fuerza*†‡.

	Vel 5	Vel 15	RSA best	RSA % dec	VIFT	VO ₂ max IFT	SJ	CMJ	ABA	RM	V _{max} 60%pc
Vel 5	1.00										
Vel 15	0.94	1.00									
RSA best	0.78	0.84	1.000								
RSA % dec	0.00	0.01	-0.12	1.00							
VIFT	-0.45	-0.47	-0.57	-0.45	1.00						
VO ₂ max IFT	-0.48	-0.52	-0.61	-0.34	0.97	1.00					
SJ	-0.32	-0.38	-0.29	0.30	0.20	0.32	1.00				
CMJ	-0.36	-0.50	-0.44	0.32	0.18	0.30	0.85	1.00			
ABA	-0.34	-0.47	-0.42	0.25	0.24	0.33	0.69	0.88	1.00		
RM	-0.46	-0.58	-0.38	-0.08	0.32	0.32	0.33	0.51	0.58	1.00	
V _{max} 60%pc	-0.60	-0.71	-0.54	-0.05	0.42	0.49	0.39	0.59	0.60	0.62	1.00

*Vel5 = velocidad 5m; Vel15 = velocidad 15m; RSAbest = mejor tiempo en RSA test; RSA%dec = porcentaje de decremento en RSA test; VIFT = velocidad aeróbica máxima en Intermittent fitness test; VO₂max IFT = volumen de oxígeno máximo en Intermittent fitness test; SJ = Squat jump; CMJ = Countermovement jump; ABA = Abalakov jump; RM = repetición máxima; Vmax60%pc = velocidad máxima con el 60% del peso corporal.

† $r > 0.38$ son estadísticamente significativas en $p < 0.05$.

‡Correlaciones negativas entre los test de velocidad (5 y 15 m) y los test de salto, entre el RSA best y los test de salto, entre el RSA%dec y las variables del 30-15IFT, entre los test de velocidad y las variables del 30-15IFT, entre el RSA best y las variables del 30-15IFT, entre los test de velocidad y el test de fuerza y entre el RSA best y el test de fuerza son lógicamente positivas y viceversa (menores resultados en los test de velocidad y el RSA best significa mejor rendimiento).

La Tabla 15 muestra los resultados del análisis de componentes principales. Específicamente, el PCA redujo las 11 variables manifiestas a 4 componentes principales, los cuales explicaron el 88.69% de la varianza de todas las variables (Tabla 15). El gráfico de sedimentación o Scree plot (Figura 21) mostró su punto de inflexión y un punto de corte en el componente cinco apoyando la extracción de los cuatro componentes. En la Figura 22 se representan gráficamente los cuatro componentes principales en el espacio rotado.

Los test de velocidad, junto al mejor tiempo en RSA test (RSA best), tuvieron las mayores cargas factoriales (correlaciones) con el primer componente principal. El segundo componente principal fue altamente correlacionado con los test de salto CMJ, SJ y ABA. Las altas cargas factoriales sobre el tercer componente principal fueron definidas por las variables obtenidas en el 30-15 IFT junto al RSA%dec. El cuarto componente principal fue altamente correlacionado con los test de fuerza.

El índice KMO (Kaiser-Meyer-Olkin) verificó la adecuación muestral para el análisis, $KMO = 0.70$, catalogado como regular según la clasificación de Hutcheson and Sofroniou (132). El test de esfericidad de Barlett reveló un valor de Chi cuadrado aproximado de 184.41 y una significación de $p < 0.001$, lo cual indicó que la extracción de componentes principales de la matriz de correlación sería adecuada. Existieron 12 residuos (21%) con valores absolutos mayores que 0.05, por lo que el modelo se ajustó adecuadamente.

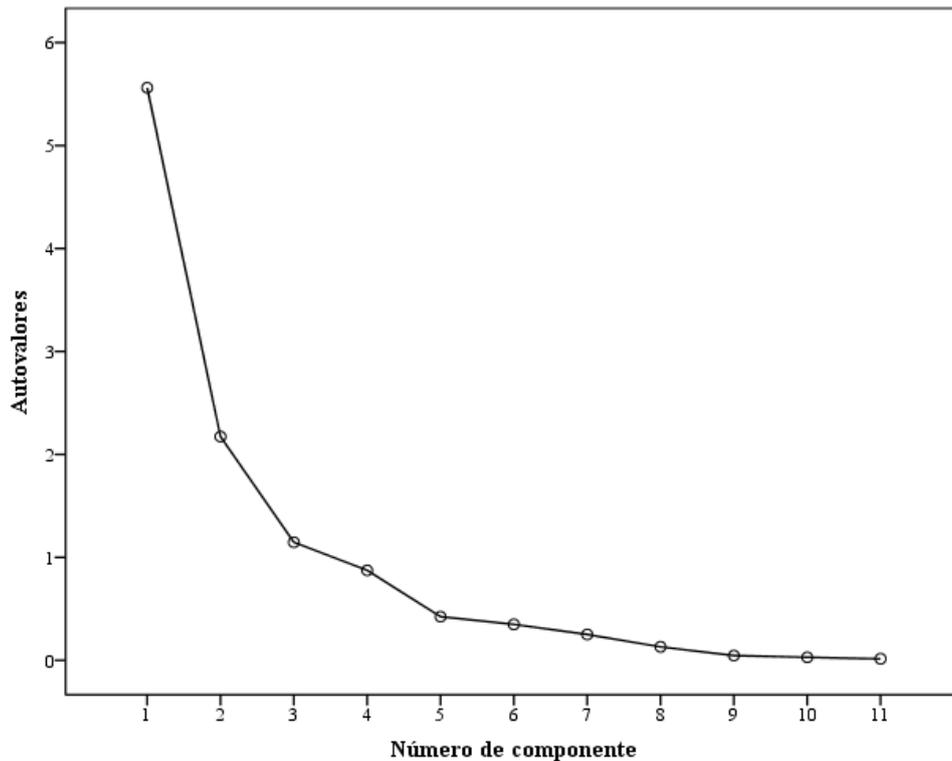


Figura 21. Gráfico de sedimentación de extracción de los componentes principales para el EF.

Tabla 15. Resultados del análisis de componentes principales del EF*†

	Cargas factoriales rotadas				Comunalidades
	<i>Componente Velocidad</i>	<i>Componente Fuerza sin carga externa</i>	<i>Componente Resistencia mixta</i>	<i>Componente Fuerza con carga externa</i>	
Vel 5	0.90	-0.11	-0.15	-0.23	0.90
RSA best	0.87	-0.24	-0.28	-0.01	0.90
Vel 15	0.87	-0.22	-0.17	-0.35	0.96
CMJ	-0.22	0.91	0.02	0.26	0.94
SJ	-0.13	0.90	0.11	0.03	0.84
ABA	-0.19	0.83	0.06	0.37	0.86
VIFT	-0.33	0.10	0.92	0.08	0.97
VO ₂ max IFT	-0.36	0.23	0.88	0.05	0.96
RSA % dec	-0.22	0.48	-0.65	-0.39	0.85
RM estimada	-0.28	0.30	0.10	0.81	0.83
Vmax 60% pc	-0.48	0.36	0.21	0.59	0.75
Autovalores	5.56	2.17	1.15	0.87	
% de varianza	50.56	19.76	10.43	7.94	

*Vel 5 = velocidad 5m; Vel 15 = velocidad 15m; RSA best = mejor tiempo en RSA test; RSA % dec = porcentaje de decremento en RSA test; VIFT = velocidad aeróbica máxima en el Intermittent fitness test; VO₂max IFT = volumen de oxígeno máximo obtenido en el Intermittent fitness test; SJ = Squat jump;

CMJ = Countermovement jump; ABA = Abalakov jump; RM estimada = repetición máxima estimada; Vmax 60% pc = velocidad máxima con el 60% del peso corporal.

†Las más altas correlaciones con los componentes principales están marcadas en negrita.

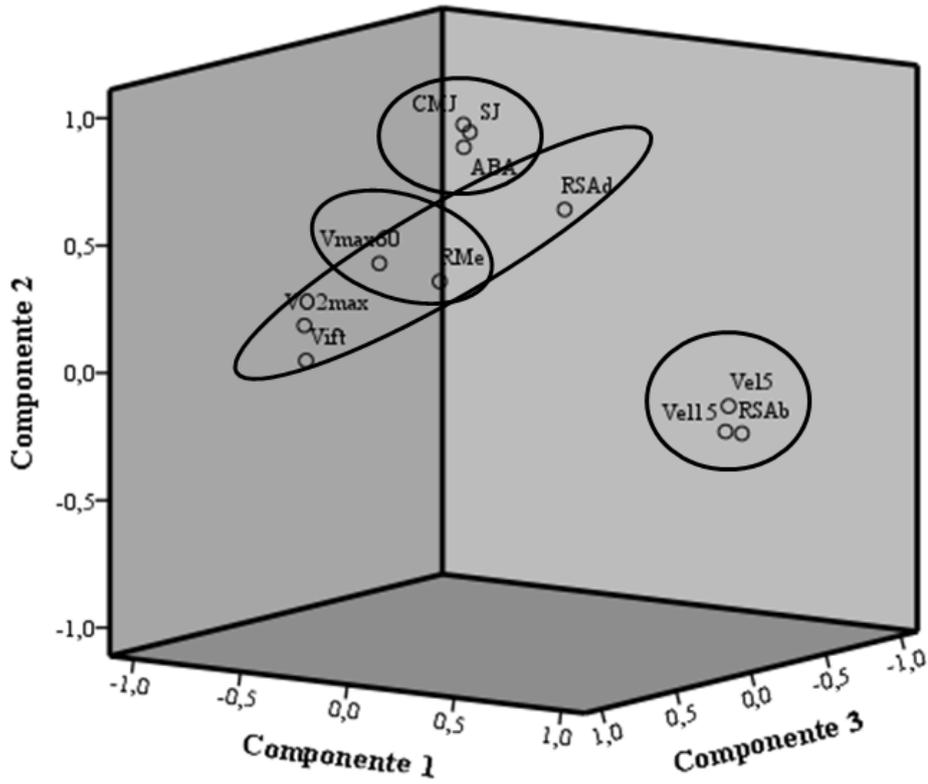


Figura 22. Gráfico de componentes del constructo EF en el espacio rotado.

Las puntuaciones de los componentes del constructo EF de cada sujeto se muestran en la Tabla 16:

Tabla 16. Resultados de las puntuaciones de los componentes del constructo EF de cada sujeto.

Nº del sujeto	Componentes			
	<i>Velocidad</i>	<i>Fuerza sin carga externa</i>	<i>Resistencia mixta</i>	<i>Fuerza con carga externa</i>
1	0.47	0.22	-0.35	-0.01
2	0.54	-1.83	0.74	1.05
3	-0.54	-0.27	-2.24	-1.37
4	-0.04	0.61	-0.35	-0.16
5	0.40	-0.04	-1.66	2.00
6	0.06	1.11	0.95	-1.46
7	-0.46	1.49	0.66	1.41
8	-0.02	-0.95	-0.27	0.95
9	-0.74	-1.11	0.92	0.35
10	-0.40	-0.51	1.08	-0.09
11	-0.76	-0.22	-1.26	-1.45
12	-0.19	-0.10	-1.37	0.65
13	1.00	1.06	-0.10	-0.77
14	0.70	-2.08	0.51	-1.19
15	-0.63	0.29	0.21	-0.28
16	2.97	1.01	0.08	0.36
17	-0.27	0.82	1.03	-0.61
18	-2.18	0.91	0.44	0.81
19	0.13	-0.41	1.00	-0.18

Clasificación de los sujetos en función de su EF:

El dendograma (Figura 23) sugirió una solución de 5 conglomerados de acuerdo a su EF tras la realización de los test de evaluación. La Tabla 17, muestra el historial de conglomeración:

Tabla 17. Historial de conglomeración del el método de Ward para el EF.

Etap a	Conglomerado que se combina		Coeficientes	Etapa en la que el conglomerado aparece por primera vez		Próxima etapa
	Conglomerado	Conglomerado		Conglomerado	Conglomerado 2	
	1	2		1		
1	6	15	0.00	0	0	2
2	6	17	0.00	1	0	13
3	10	19	0.00	0	0	11
4	1	4	0.00	0	0	5
5	1	12	0.00	4	0	13
6	5	8	0.00	0	0	14
7	11	13	0.00	0	0	10
8	7	18	0.00	0	0	17
9	2	9	0.00	0	0	11
10	11	16	0.00	7	0	12
11	2	10	0.00	9	3	14
12	3	11	0.00	0	10	16
13	1	6	0.00	5	2	15
14	2	5	0.00	11	6	15
15	1	2	0.00	13	14	17
16	3	14	0.00	12	0	18
17	1	7	0.00	15	8	18
18	1	3	0.00	17	16	0

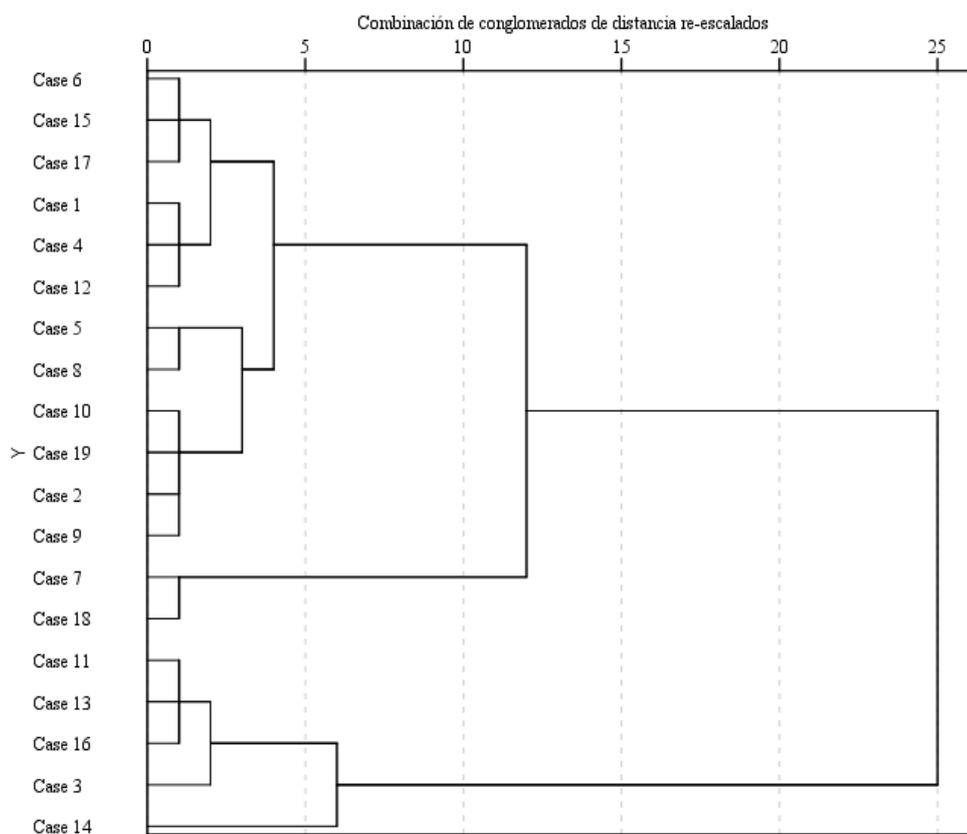


Figura 23. Dendrograma en el que se utiliza el método de conglomeración de Ward para el EF.

La Tabla 18, indica el conglomerado de pertenencia de cada sujeto. Se aprecia que el sujeto n° 14 conforma únicamente el conglomerado n°5.

Tabla 18. Conglomerado de pertenencia de cada sujeto (I-EF).

N° de conglomerado	N° del sujeto	Porcentaje de distribución muestral (%)
1	1, 4, 6, 12, 15, 17	31.58
2	2, 5, 8, 9, 10, 19	31.58
3	3, 11, 13, 16	21.05
4	7, 18	10.53
5	14	5.26

Como consecuencia del análisis de la evolución de cada sujeto a lo largo del dendograma y la pertenencia de cada sujeto a los conglomerados, se decidió incluir al caso n° 14 en el conglomerado 3. De esta manera, la diferencia en el número de sujetos de cada conglomerado se redujo (Tabla 19).

Tabla 19. Conglomerado de pertenencia de cada sujeto (II-EF).

N° de conglomerado	N° del sujeto	Porcentaje de distribución muestral (%)
1	1, 4, 6, 12, 15, 17	31.58
2	2, 5, 8, 9, 10, 19	31.58
3	3, 11, 13, 14, 16	26.32
4	7, 18	10.53

La Figura 24 representa gráficamente, mediante puntuaciones Z, los resultados de cada conglomerado en cada grupo de variables que constituyen cada uno de los cuatro componentes del constructo EF. Se aprecian cuatro patrones diferentes de respuesta. Las medias de los conglomerados en cada variable, junto a sus desviaciones típicas y puntuaciones Z para la solución de cuatro conglomerados se muestran en la Tabla 20.

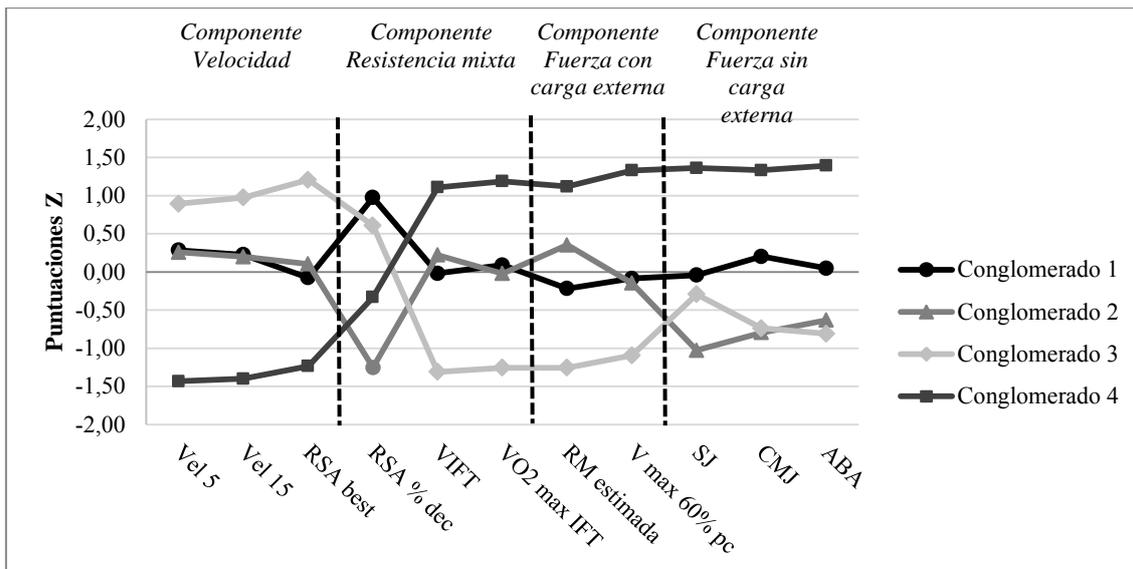


Figura 24. Representación gráfica de las puntuaciones Z de los conglomerados del constructo EF.

Una puntuación Z de ± 0.5 o mayor se usó como criterio para describir si un grupo puntuó relativamente “alto” o “bajo” comparado con sus pares y, consecuentemente, no representan puntuaciones absolutas “altas” y “bajas” (Tabla 20) (256).

El conglomerado 1 recibió el nombre de “Bajo EF”, y se caracterizó por tener un muy alto porcentaje de decremento en el test RSA, una moderadamente baja RM estimada y unos moderadamente altos tiempos en recorrer a máxima velocidad los 5 y 15 m, así como un moderadamente alto CMJ.

El conglomerado 2 fue denominado “Alto EP”. Los individuos de este conglomerado presentaron unos tiempos moderadamente altos en los test de velocidad de 5 y 15 m, al igual que el conglomerado 1, un porcentaje muy bajo de decremento en el test RSA, una velocidad moderadamente alta en el IFT y una moderadamente alta RM estimada. Las puntuaciones Z de los saltos verticales fueron muy bajas.

El conglomerado 3 fue etiquetado como “Muy bajo EF”, presentando unos tiempos muy altos en los test de velocidad y en el test RSA, un alto porcentaje de decremento en el test RSA, unos valores muy bajos de velocidad en el IFT, en el VO₂ max en el IFT, en la velocidad al desplazar la carga del 60% de su peso corporal en el ejercicio de media sentadilla, en su RM estimada, en el CMJ y en el ABA. También presentó un moderadamente bajo SJ.

El conglomerado 4, denominado “Muy alto EF”, presentó un patrón contradictorio en la comparación con el conglomerado 3, mostrando unos tiempos muy bajos en el *Componente Velocidad*, un porcentaje moderadamente bajo de decremento en el test RSA y unos valores muy altos en la velocidad en el IFT, en el VO₂ max en el IFT y en los *Componentes de Fuerza con y sin carga externa*.

Tabla 20. Medias de los conglomerados, desviaciones típicas, y puntuaciones Z para la solución de cuatro conglomerados (EF)*.

Variable	Conglomerado 1			Conglomerado 2			Conglomerado 3			Conglomerado 4		
	Media	SD	Z									
Vel 5 (s)	1.20	0.03	0.28	1.20	0.06	0.26	1.28	0.10	0.89	0.99	0.11	-1.43
Vel 15 (s)	2.66	0.07	0.23	2.65	0.07	0.20	2.79	0.11	0.98	2.36	0.11	-1.40
RSA best (s)	7.06	239.81	-0.08	7.13	261.28	0.10	7.56	542.63	1.21	6.61	394.57	-1.24
RSA % dec	6.17	0.77	0.97	3.63	1.79	-1.25	5.75	2.98	0.61	4.68	0.40	-0.33
VIFT (Km·h ⁻¹)	18.33	1.13	-0.02	18.58	1.20	0.22	17.00	0.79	-1.31	19.50	0.00	1.11
VO ₂ max IFT (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	50.07	3.24	0.09	49.78	2.72	-0.02	46.49	1.59	-1.26	53.00	0.76	1.19
V max 60% pc (m·s ⁻¹)	1.64	0.12	-0.09	1.63	0.09	-0.15	1.48	0.04	-1.10	1.86	0.02	1.33
RM estimada (Kg)	88.83	2.25	-0.22	94.25	4.92	0.35	79.00	8.12	-1.26	101.50	1.41	1.12
SJ (cm)	31.40	1.03	-0.04	28.89	1.60	-1.03	30.76	3.31	-0.29	34.98	0.00	1.36
CMJ (cm)	36.40	1.12	0.20	32.92	1.79	-0.80	33.12	4.09	-0.74	40.34	0.80	1.33
ABA (cm)	41.76	1.82	0.05	38.29	3.55	-0.63	37.39	5.03	-0.81	48.62	1.98	1.39

*Vel 5 = velocidad 5m; Vel 15 = velocidad 15m; RSA best = mejor tiempo en RSA test; RSA % dec = porcentaje de decremento en RSA test; VIFT = velocidad aeróbica máxima en el Intermittent fitness test; VO₂max IFT = volumen de oxígeno máximo obtenido en el Intermittent fitness test; SJ = Squat jump; CMJ = Countermovement jump; ABA = Abalakov jump; RM estimada = repetición máxima estimada; Vmax 60% pc = velocidad máxima con el 60% del peso corporal.

Importancia relativa de cada componente del EF en la discriminación entre conglomerados:

Las medias y las desviaciones típicas de los cuatro conglomerados del constructo EF en cada componente son presentados en la Tabla 21.

Tabla 21. Medias y desviaciones típicas de los componentes en los conglomerados del constructo EF.

Componentes	Conglomerados			
	Muy alto EF (n = 2)	Alto EF (n = 6)	Bajo EF (n = 6)	Muy bajo EF (n = 5)
<i>Velocidad</i>	-1.32 ± 1.22	-0.02 ± 0.48	-0.10 ± 0.37	0.68 ± 1.49
<i>Resistencia mixta</i>	0.55 ± 0.16	0.30 ± 1.08	0.02 ± 0.91	-0.60 ± 1.12
<i>Fuerza con carga externa</i>	1.11 ± 0.42	0.68 ± 0.83	-0.31 ± 0.70	-0.89 ± 0.74
<i>Fuerza sin carga externa</i>	1.20 ± 0.41	-0.81 ± 0.63	0.49 ± 0.44	-0.10 ± 1.28

El test de Box fue no significativo ($F = 1.58$; $p = 0.051$), lo cual indicó homogeneidad de las matrices varianzas-covarianzas de cada grupo (179). Existió un efecto significativo de las puntuaciones factoriales obtenidas entre los conglomerados, $F(12, 32) = 7.68$, $p < 0.001$.

El análisis de varianza multivariado (MANOVA) fue seguido de un análisis discriminante que reveló tres funciones discriminantes. La primera explicó un 92.8% de la varianza, R^2 canónica = 0.94, mientras que la segunda explicó sólo un 7.2%, R^2 canónica = 0.54, y la tercera explicó un 0.1%, R^2 canónica = 0.01. Estas funciones discriminantes en combinación diferenciaron significativamente los conglomerados de forma física, $F(12, 32) = 50.20$, $p < 0.001$. Eliminando la primera función, la segunda y la tercera funciones discriminantes en combinación no fueron significativas, $F(6, 32) = 11.08$, $p = 0.086$. Por último, al eliminar la primera y la segunda función, la tercera función tampoco diferenció significativamente los conglomerados de forma física, $F(2, 32) = 0.145$, $p = 0.930$.

Las correlaciones entre los resultados y las funciones discriminantes revelaron que el *Componente Fuerza sin carga externa* cargó más sobre la segunda función que sobre las demás ($r = 0.83$ para la segunda función, $r = -0.12$ para la tercera y $r = 0.05$ para la primera). El *Componente Velocidad* cargó también más en la segunda función que en las demás ($r = -0.21$ para la segunda función, $r = -0.17$ para la primera y $r = -0.001$ para la tercera). El *Componente Resistencia mixta* cargó más sobre la tercera función que

sobre las demás ($r = 0.95$ para la tercera función, $r = 0.11$ para la primera función y $r = -0.07$ para la segunda función). El *Componente Fuerza con carga externa* cargó más para la tercera función que para las demás ($r = -0.70$ para la tercera función, $r = -0.34$ para la segunda función y $r = 0.26$ para la primera función).

Los coeficientes tipificados representan un índice de importancia relativa de cada variable (152). En otras palabras, los coeficientes tipificados cuantifican el potencial de cada variable para discriminar a los sujetos de acuerdo a su conglomerado de forma física. Los coeficientes no tipificados permiten la obtención de las puntuaciones discriminantes para cada individuo. Las funciones discriminantes responden a la siguiente estructura:

$$\gamma_i = b_0 + b_1 X_{1i} + b_2 X_{2i}$$

Se puede actualmente ignorar b_0 porque este valor sólo sirve para ubicar el variado en el espacio geométrico, el cual no es necesario cuando usamos las funciones para discriminar grupos (88). La Tabla 22 muestra los coeficientes no tipificados y tipificados de las tres funciones discriminantes:

Tabla 22. Coeficientes no tipificados y tipificados de las funciones canónicas discriminantes del constructo EF (FD1, FD2, FD3)*

Componentes	Coeficientes no tipificados			Coeficientes tipificados		
	FD1	FD2	FD3	FD1	FD2	FD3
<i>Velocidad</i>	-2.05	-0.34	0.00	-1.84	-0.31	0.00
<i>Resistencia mixta</i>	1.49	-0.13	0.80	1.49	-0.13	0.80
<i>Fuerza con carga externa</i>	2.63	-0.46	-0.44	1.95	-0.34	-0.32
<i>Fuerza sin carga externa</i>	0.58	1.21	-0.08	0.46	0.98	-0.07

*DF = función discriminante.

Sobre la base de estos resultados, la pertenencia a cada conglomerado se podría predecir de acuerdo a la proximidad a los valores del centroide (valores medios del grupo) del respectivo conglomerado. Por lo tanto es posible determinar las clasificaciones más correctas y por consiguiente si el modelo es eficiente (152).

Como se muestra en la Figura 25 y la Tabla 23, las distancias de los centroides de los conglomerados, específicamente para la primera función discriminante, describieron las diferencias en el *Componente Fuerza con carga externa*, el *Componente Velocidad* y

el *Componente Resistencia mixta* entre los conglomerados “Muy alto EF” y “Muy bajo EF”, y a su vez, de ambos con respecto al resto de conglomerados. Por otro lado, la segunda función discriminante reflejó las diferencias en el *Componente Fuerza sin carga externa* entre el conglomerado “Alto EF” del resto. Por último, la tercera función discriminante discriminó a los conglomerados “Muy alto EF” y “Muy bajo EF” del resto en relación al *Componente Resistencia mixta*.

Tabla 23. Centroides de los conglomerados para las tres funciones discriminantes del constructo EF (FD1, FD2, FD3)*.

Conglomerados del constructo EF	Centroides		
	FD1	FD2	FD3
Muy alto EF	7.11	1.33	-0.14
Alto EF	1.82	-1.33	0.01
Bajo EF	-0.30	0.77	0.11
Muy bajo EF	-4.66	0.13	-0.09

*DF = función discriminante.

La Tabla 24 resume la capacidad del modelo para clasificar correctamente a los participantes en sus respectivos conglomerados. Tras la validación por la técnica “jack-knife”, el 89.5% de los sujetos fueron clasificados correctamente.

Tabla 24. Clasificación para todas las funciones discriminantes significativas después de la validación (EF).

Conglomerados	n	Pertenencia a un grupo pronosticado, n (%)			
		Muy alto EF	Alto EF	Bajo EF	Muy bajo EF
Muy alto EF	2	2 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Alto EF	6	0 (0%)	5 (83.3%)	1 (16.7%)	0 (0%)
Bajo EF	6	0 (0%)	0 (0%)	5 (83.3%)	1 (16.7%)
Muy bajo EF	5	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	5 (100%)

*Nota: Porcentaje de casos clasificados correctamente: 89.5% ($p < 0.05$)

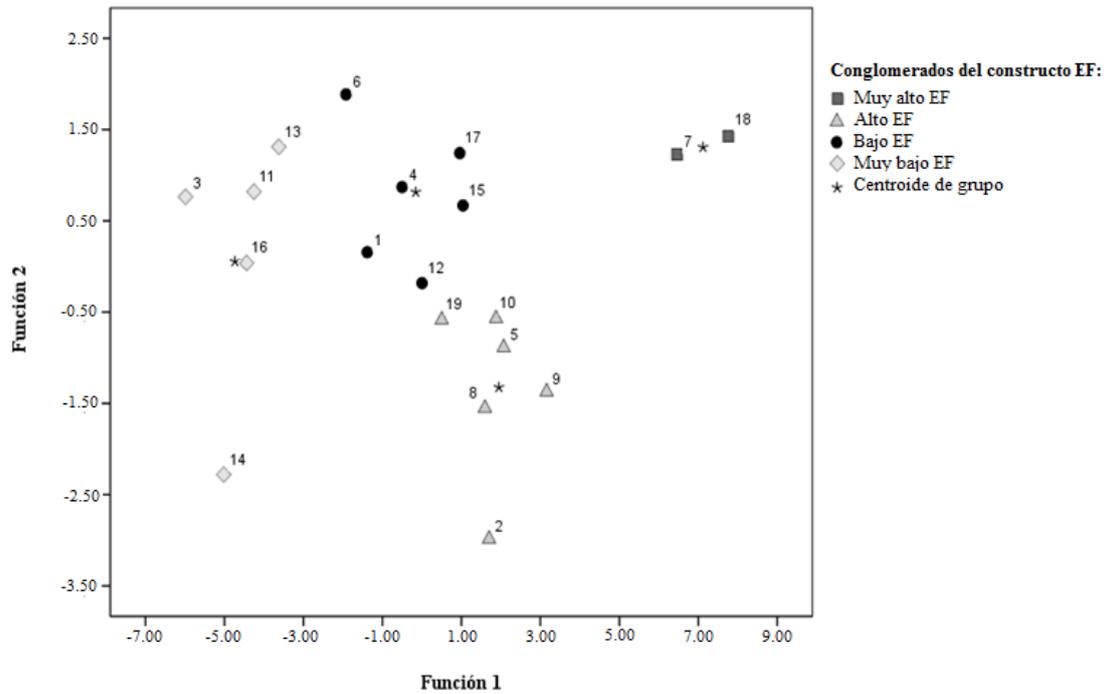


Figura 25. Mapa territorial de los sujetos evaluados relativos a sus conglomerados de EF. Los asteriscos indican el centroide de cada conglomerado. El eje de abscisas representa la función discriminante 1 y el de ordenadas la función discriminante 2.

En la Tabla 25 se muestran las puntuaciones de cada sujeto para cada función discriminante.

Tabla 25. Resultados de las puntuaciones de cada sujeto para cada función discriminante del constructo EF.

Nº de sujeto	Función		
	1	2	3
1	-1.38	0.16	-0.29
2	1.70	-2.99	0.29
3	-5.99	0.76	-1.17
4	-0.50	0.87	-0.26
5	2.07	-0.89	-2.21
6	-1.92	1.89	1.31
7	6.47	1.23	-0.21
8	1.60	-1.55	-0.55
9	3.16	-1.37	0.67
10	1.88	-0.57	0.95
11	-4.25	0.82	-0.36
12	0.00	-0.18	-1.37
13	-3.62	1.31	0.17
14	-5.02	-2.28	1.10
15	1.04	0.67	0.26
16	-4.44	0.04	-0.18
17	0.96	1.24	1.03
18	7.76	1.43	-0.08
19	0.50	-0.58	0.92

Identificación de la estructura subyacente perteneciente al constructo EP:

La Tabla 26 muestra los datos descriptivos del ángulo Q de la rodilla y los ratios calculados de las variables procedentes del test de fuerza isocinético. Las intercorrelaciones entre variables se detallan en la Tabla 27. Se mostraron correlaciones moderadas y altas entre variables que reunían características similares, como los ratios DCR y CSR a ambas velocidades lineales (0.57 a 0.85), entre los ratios CSR a ambas velocidades angulares (0.79), los RTTF (0.92) y los RTTE (0.72). Se observaron correlaciones bajas entre el ángulo Q y los ratios DCR y CSR a ambas velocidades lineales (0.19 a 0.37) y con respecto a los RTTF (0.28 a 0.38) y los RTTE (0.15 a 0.21). También notar la existencia de correlaciones lógicas positivas de bajas a moderadas entre los ratios DCR y CSR a ambas velocidades lineales con los ratios CSR medidos a ambas velocidades angulares (0.02 a 0.52). Existieron bajas correlaciones lógicas positivas entre los ratios RTTF y los ratios DRC y CSR medidos a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (0.09 a 0.28), entre los ratios RTTF y RTTE (0.17 a 0.39), entre los ratios RTTE y los ratios CSR medidos a velocidades angulares (0.21 a 0.32). Y bajas correlaciones lógicas negativas entre los ratios RTTF y los ratios DRC y CSR medidos a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (-0.18 a -0.31) y entre los ratios RTTF y los ratios CSR medidos a velocidades angulares (-0.05 a -0.22). Entre los ratios RTTE y los ratios DCR y CSR medidos con velocidades lineales existieron bajas correlaciones (0.11 a -0.32).

Tabla 26. Medias (\pm SD) y sus intervalos de confianza al 95% de las variables ángulo Q, DCR, CSR, RTTF Y RTTE a diferentes velocidades lineales y angulares*. (n = 19).

Variable	Media \pm SD	IC al 95%
DCR 40	0.17 \pm 0.23	0.06 - 0.29
CSR 40	-0.06 \pm 0.22	(-0.17) - 0.04
DCR 20	0.07 \pm 0.23	(-0.04) - 0.18
CSR 20	-0.09 \pm 0.17	(-0.17) - 0.00
Q°	16.76 \pm 1.48	16.04 - 17.47
CSR 180	-0.54 \pm 0.14	(-0.60) - (-0.47)
CSR 60	-0.56 \pm 0.15	(-0.63) - (-0.48)
RTTF 180	-0.30 \pm 0.11	(-0.35) - (-0.24)
RTTF 240	-0.29 \pm 0.11	(-0.34) - (-0.24)
RTTE 240	-0.24 \pm 0.08	(-0.27) - (-0.20)
RTTE 180	-0.22 \pm 0.06	(-0.25) - (-0.19)

*DCR 40 = ratio de control dinámico a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; DCR 20 = ratio de control dinámico a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 40 = ratio de fuerza convencional a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 20 = ratio de fuerza convencional a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; Q° =

ángulo Q; CSR 180 = ratio de fuerza convencional a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$; CSR 60 = ratio de fuerza convencional a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$; RTTF 240 = ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales a $240^{\circ}\cdot s^{-1}$; RTTF 180 = ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales máximo a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$; RTTE 240 = ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps a $240^{\circ}\cdot s^{-1}$; RTTE 180 = ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$.

Tabla 27. Intercorrelaciones entre las variables DCR, CSR, RTTF y RTTE a diferentes velocidades lineales y angulares y ángulo Q*.

	DCR 40	CSR 40	DCR 20	CSR 20	Q°	CSR 180	CSR 60	RTTF 180	RTTF 240	RTTE 240	RTTE 180
DCR 40	1.00										
CSR 40	0.84	1.00									
DCR 20	0.67	0.61	1.00								
CSR 20	0.57	0.67	0.85	1.00							
Q°	0.37	0.36	0.31	0.19	1.00						
CSR 180	0.06	0.23	0.49	0.52	0.04	1.00					
CSR 60	0.02	0.08	0.50	0.45	-0.09	0.79	1.00				
RTTF 180	0.18	0.28	-0.18	-0.26	0.38	-0.05	-0.22	1.00			
RTTF 240	0.09	0.17	-0.24	-0.31	0.28	-0.07	-0.19	0.92	1.00		
RTTE 240	-0.04	-0.04	0.11	-0.07	0.21	0.31	0.32	0.17	0.26	1.00	
RTTE 180	-0.17	-0.20	-0.11	-0.32	0.15	0.21	0.27	0.27	0.39	0.72	1.00

*DCR 40 = ratio de control dinámico a $0.40\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; DCR 20 = ratio de control dinámico a $0.20\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 40 = ratio de fuerza convencional a $0.40\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 20 = ratio de fuerza convencional a $0.20\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; Q° = ángulo Q; CSR 180 = ratio de fuerza convencional a $180^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 60 = ratio de fuerza convencional a $60^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$; RTTF 240 = ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales a $240^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$; RTTF 180 = ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales máximo a $180^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$; RTTE 240 = ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps a $240^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$; RTTE 180 = ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps a $180^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$.

†r > 0.39 son estadísticamente significativas en $p < 0.05$.

‡Existieron correlaciones negativas entre RTTF y DCR, CSR (ambos a $0.20\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), Q° y CSR (a ambas velocidades angulares), entre RTTE a $240^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ y DCR a $0.40\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, CSR a $0.40\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, CSR a $0.20\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, entre RTTE a $180^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ y CSR y DCR (a ambas velocidades lineales).

La Tabla 28 muestra los resultados del análisis de componentes principales. Específicamente, el PCA redujo las 11 variables manifiestas a 4 componentes principales, los cuales explicaron el 86.31% de la varianza de todas las variables (Tabla 28). El gráfico de sedimentación o Scree plot (Figura 26), fue ambiguo y mostró inflexiones que justificarían retener 5 o 3 componentes, por lo que se decidió en función

del criterio de Jolliffe (137). En la Figura 27 se representan gráficamente los cuatro componentes principales en el espacio rotado.

Los ratios DCR y CSR, junto al ángulo Q, tuvieron las mayores cargas factoriales (correlaciones) con el primer componente principal, en especial los ratios medidos a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. El segundo componente principal fue altamente correlacionado con el ratio CSR medido a $60 \text{ y } 180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$. Se observaron altas cargas factoriales para los RTTF a $180 \text{ y } 240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ en el tercer componente principal. El cuarto componente principal fue altamente correlacionado con los RTTE a $180 \text{ y } 240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$.

El índice KMO verificó la adecuación muestral para el análisis, $\text{KMO} = 0.64$, catalogado como regular según la clasificación de Hutcheson and Sofroniou (54) y de aceptable según Catena et al.(54). El test de esfericidad de Barlett reveló un valor de Chi cuadrado aproximado de 135.23 y una significación de $p < 0.001$, lo cual indicó que la extracción de componentes principales de la matriz de correlación sería adecuada. Existieron 14 residuos (25%) con valores absolutos mayores que 0.05, por lo que el modelo se ajustó adecuadamente.

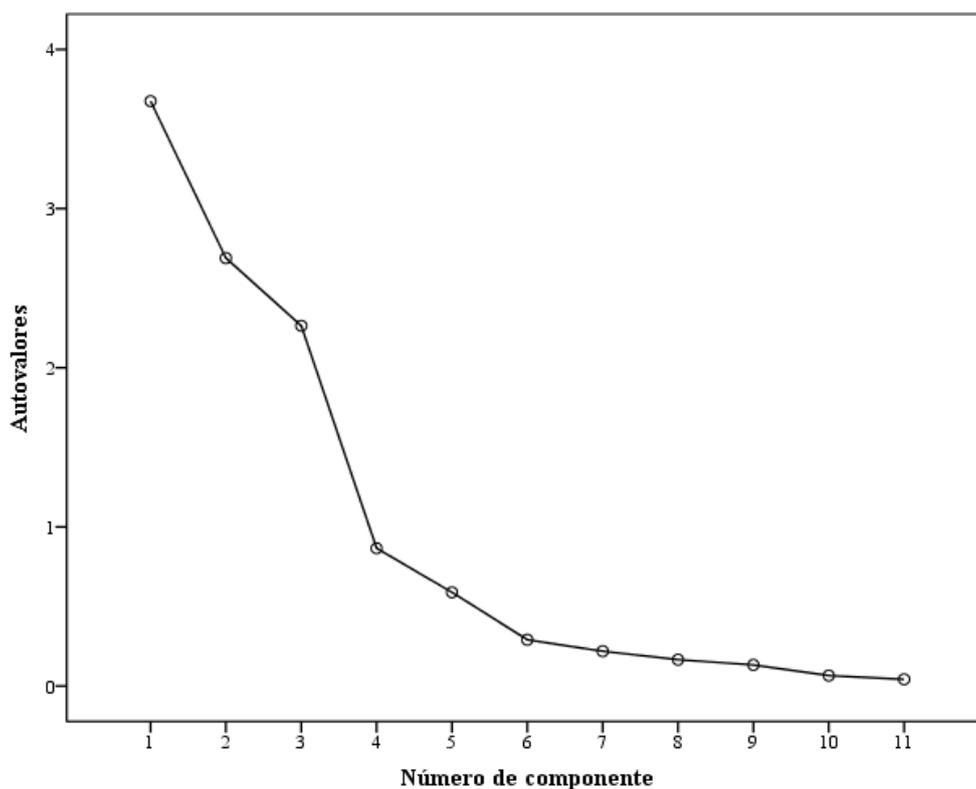


Figura 26. Gráfico de sedimentación de extracción de los componentes principales para el EP..

Tabla 28. Resultados de análisis de componentes principales del EP*†

	Cargas factoriales rotadas				Comunalidades
	<i>Componente Intermuscular - Velocidad lineal</i>	<i>Componente Intermuscular - Velocidad angular</i>	<i>Componente Intramuscular - Velocidad angular - Flexión</i>	<i>Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión</i>	
DCR 40	0.90	-0.03	0.11	-0.08	0.83
CSR 40	0.87	0.14	0.26	-0.17	0.87
DCR 20	0.80	0.42	-0.27	0.07	0.90
CSR 20	0.74	0.48	-0.27	-0.20	0.90
Q°	0.61	-0.29	0.18	0.45	0.69
CSR 180	0.17	0.90	0.01	0.16	0.87
CSR 60	0.07	0.89	-0.17	0.22	0.88
RTTF 180	0.12	-0.12	0.96	0.13	0.96
RTTF 240	0.00	-0.08	0.95	0.21	0.95
RTTE 240	0.00	0.23	0.09	0.87	0.82
RTTE 180	-0.22	0.17	0.25	0.84	0.85
Autovalores	3.68	2.69	2.26	0.87	
% de varianza	33.41	24.45	20.58	7.87	

* DCR 40 = Ratio de control dinámico a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; DCR 20 = Ratio de control dinámico a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 40 = Ratio de fuerza convencional a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 20 = Ratio de fuerza convencional a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; Q° = ángulo Q; CSR 180 = Ratio de fuerza convencional a $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 60 = Ratio de fuerza convencional a $60^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; RTTF 240 = Ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales a $240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; RTTF 180 = Ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales máximo a $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; RTTE 240 = Ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps a $240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; RTTE 180 = Ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps a $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$.

†Las más altas correlaciones con los componentes principales están marcadas en negrita.

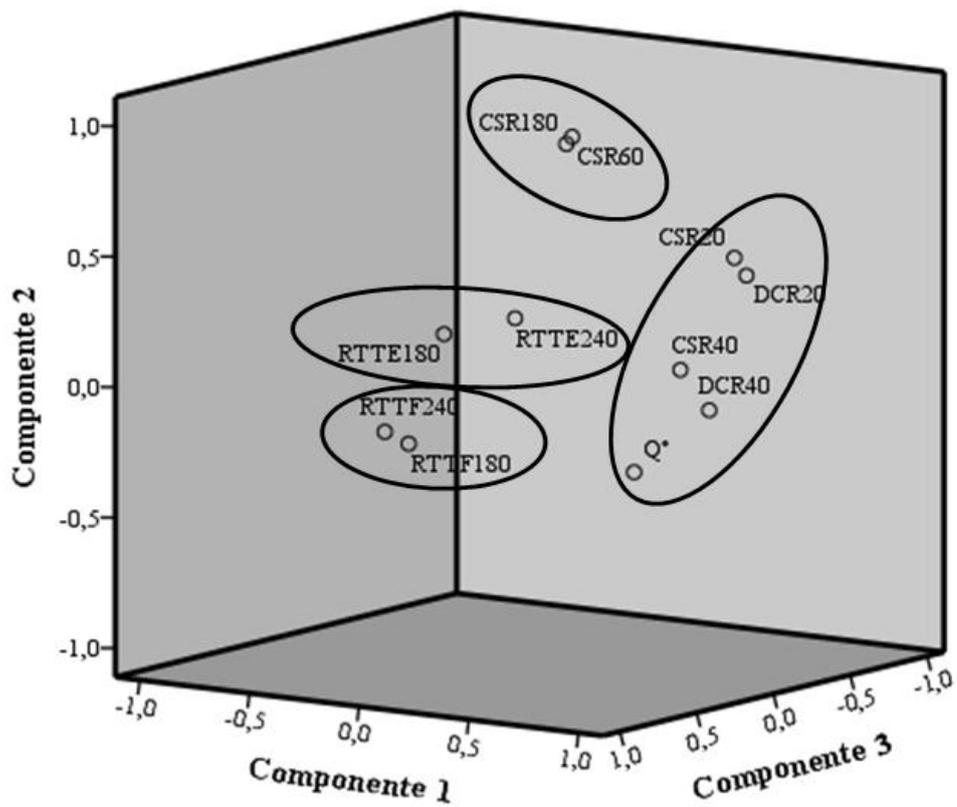


Figura 27. Gráfico de componentes del constructo EP en el espacio rotado.

Las puntuaciones de los componentes del constructo EP de cada sujeto se muestran en la Tabla 29:

Tabla 29. Resultados de las puntuaciones de los componentes del constructo EP de cada sujeto.

Nº del sujeto	Componentes			
	<i>Intermuscular - Velocidad lineal</i>	<i>Intermuscular - Velocidad angular</i>	<i>Intramuscular - Velocidad angular - Flexión</i>	<i>Intramuscular - Velocidad angular - Extensión</i>
1	-0.18	0.02	-0.73	0.67
2	0.92	-1.11	-0.27	0.26
3	-0.28	1.50	0.05	-1.03
4	-1.19	0.91	-0.29	-0.02
5	2.14	0.31	-1.43	0.98
6	-0.33	0.17	-0.23	-0.15
7	0.53	0.40	2.24	2.71
8	1.15	-0.04	2.63	-1.99
9	-0.41	-0.89	0.49	0.48
10	-0.17	-0.67	-0.16	0.48
11	-1.15	-1.19	-0.29	-1.00
12	-2.38	-0.74	0.10	0.36
13	0.16	0.71	-1.32	-0.32
14	1.14	-2.44	-0.35	-0.94
15	-0.24	1.10	0.33	-0.25
16	0.57	0.72	-0.66	-0.08
17	0.47	1.37	-0.30	-0.89
18	-0.35	-0.35	-0.36	0.82
19	-0.42	0.23	0.55	-0.06

Clasificación de los sujetos en función de su EP:

De acuerdo a los valores obtenidos en los diferentes test de prevención por la muestra de sujetos, el dendograma (Figura 28) sugirió una solución de 5 conglomerados utilizando el método de conglomeración de Ward. La Tabla 30, muestra el historial de conglomeración:

Tabla 30. Historial de conglomeración del el método de Ward para el EP.

Etapa	Conglomerado que se combina		Coeficient es	Etapa en la que el conglomerado aparece por primera vez		Próxima etapa
	Conglomerado 1	Conglomerado 2		Conglomerado 1	Conglomerado 2	
1	1	6	0.00	0	0	7
2	7	9	0.00	0	0	12
3	5	13	0.00	0	0	6
4	18	19	0.00	0	0	10
5	3	15	0.01	0	0	13
6	5	16	0.01	3	0	11
7	1	2	0.01	1	0	9
8	8	14	0.01	0	0	17
9	1	10	0.01	7	0	14
10	4	18	0.02	0	4	13
11	5	17	0.02	6	0	17
12	7	11	0.02	2	0	14
13	3	4	0.03	5	10	15
14	1	7	0.04	9	12	15
15	1	3	0.05	14	13	16
16	1	12	0.06	15	0	18
17	5	8	0.09	11	8	18
18	1	5	0.12	16	17	0

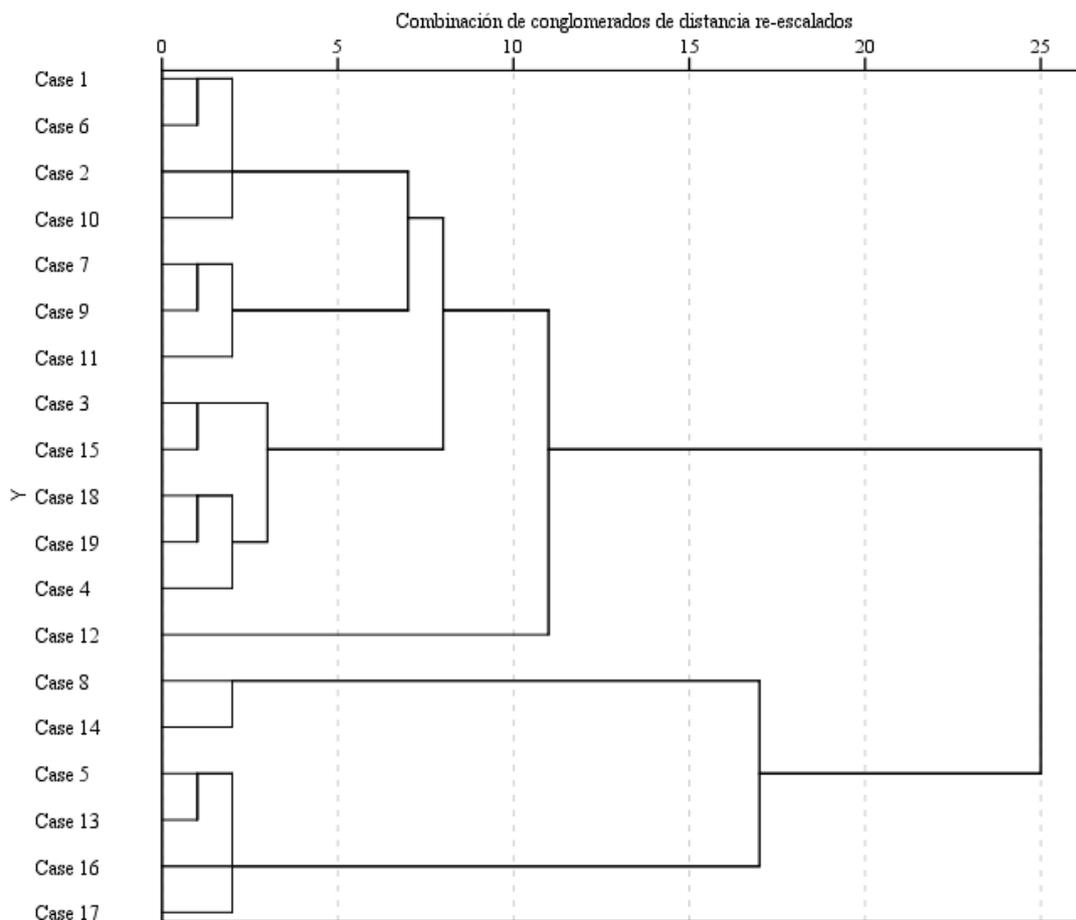


Figura 28. Dendrograma en el que se utiliza el método de conglomeración de Ward para el EP.

La Tabla 31, indica el conglomerado de pertenencia de cada sujeto aplicando el método de Ward. Se aprecia que el sujeto n° 12 conforma únicamente el conglomerado n°5.

Tabla 31. Conglomerado de pertenencia de cada sujeto (I-EP).

N° de conglomerado	N° del sujeto	Porcentaje de distribución muestral (%)
1	1, 6, 2, 10, 7, 9, 11	36.84
2	3, 15, 18, 19, 4	26.32
3	5, 13, 16, 17	21.05
4	8, 14	10.53
5	12	5.26

El análisis de la evolución del sujeto n° 12 en el dendograma indica que el sujeto n° 12 se une directamente en la etapa 16, según el historial de conglomeración, a un conglomerado formado por 12 individuos. Dicho conglomerado se había constituido previamente por la unión de dos conglomerados formados por 7 y 5 sujetos. Para evitar tener un conglomerado formado por más del 40% de la distribución de la muestra o un conglomerado con un solo sujeto, se decidió aplicar, adicionalmente al método de conglomeración de Ward, el método de vinculación promedio (intragrupos). De esta manera, se ubicaría al sujeto n° 12 en el conglomerado 1 o 2 formados ambos por el método de conglomeración de Ward, en función de cual fuese el conglomerado que mayor proporción de sujetos similares tuviera.

El método de vinculación promedio (intragrupos) agrupó en la etapa 16 al sujeto n° 12 junto a los sujetos 4, 7, 9, 11, 18, 19 (Tabla 33 y Figura 29). La tabla 32, muestra la composición final de los conglomerados.

Tabla 32. Conglomerado de pertenencia de cada sujeto (II-EP).

N° de conglomerado	N° del sujeto	Porcentaje de sujetos similares al sujeto n° 12 por conglomerado antes de su inclusión (%)	Porcentaje de distribución muestral (%)
1	1, 2, 6, 7, 9, 10, 11	42.86%	36.84
2	3, 4, 12, 15, 18, 19	50%	31.58
3	5, 13, 16, 17	0%	21.05
4	8, 14	0%	10.53

Tabla 33. Historial de conglomeración del método de vinculación promedio (intragrupos) para el EP.

Etapa	Conglomerado que se combina		Coeficientes	Etapa en la que el conglomerado aparece por primera vez		Próxima etapa
	Conglomerado 1	Conglomerado 2		Conglomerado 1	Conglomerado 2	
	1	1		6	0.00	
2	7	9	0.00	0	0	5
3	5	13	0.00	0	0	6
4	1	2	0.00	1	0	8
5	7	18	0.00	2	0	9
6	5	16	0.00	3	0	10
7	3	15	0.00	0	0	13
8	1	10	0.00	4	0	13
9	7	19	0.00	5	0	11
10	5	17	0.00	6	0	15
11	7	11	0.00	9	0	14
12	8	14	0.01	0	0	17
13	1	3	0.01	8	7	15
14	4	7	0.01	0	11	16
15	1	5	0.01	13	10	17
16	4	12	0.01	14	0	18
17	1	8	0.01	15	12	18
18	1	4	0.01	17	16	0

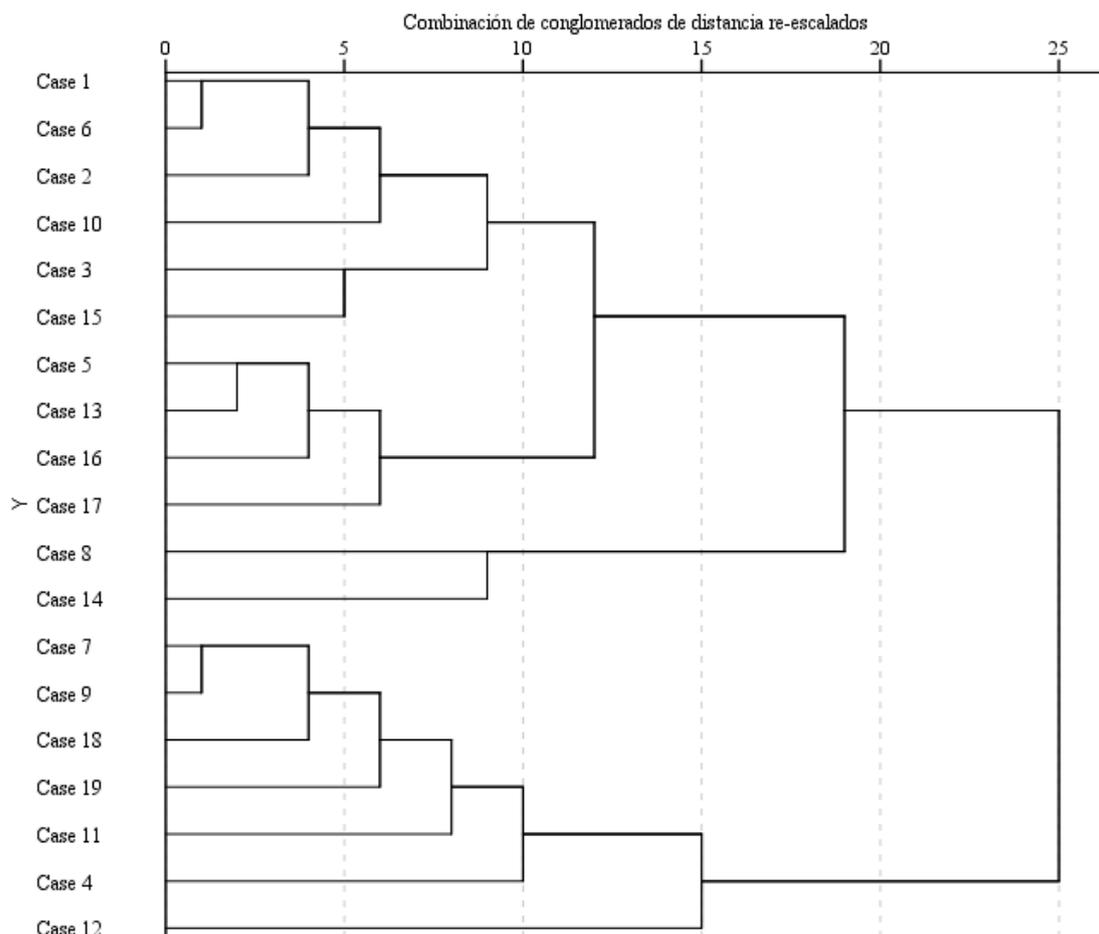


Figura 29. Dendrograma en el que se utiliza el método de vinculación promedio (intragrupos) para el EP.

La Figura 30 representa gráficamente, mediante puntuaciones Z, los resultados de cada conglomerado en cada grupo de variables que constituyen cada uno de los cuatro componentes del constructo EP. Se aprecian cuatro patrones diferentes de respuesta. Las medias de los conglomerados en cada variable, junto a sus desviaciones típicas y puntuaciones Z para la solución de cuatro conglomerados se muestran en la Tabla 34.

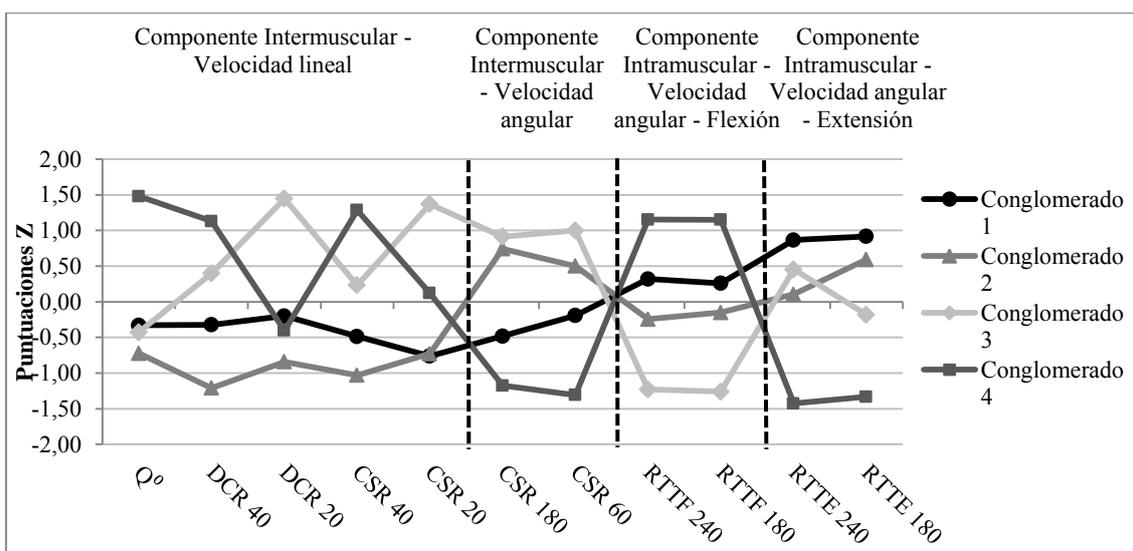


Figura 30. Representación gráfica de las puntuaciones Z de los conglomerados del constructo EP.

Una puntuación Z de ± 0.5 o mayor se usó como criterio para describir si un grupo puntuó relativamente “alto” o “bajo” comparado con sus pares y, consecuentemente, no representan puntuaciones absolutas “altas” y “bajas” (256) (Tabla 34).

El conglomerado 1 recibió el nombre de “Bajo EP” y se caracterizó por tener un muy bajo CSR a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y unas puntuaciones Z moderadamente bajas en el resto de variables que componen el *Componente Intermuscular- Velocidad lineal* y el *Componente Intermuscular - Velocidad angular*. En oposición, mostró unos moderadamente altos valores en el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* y unos muy altos valores en el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión*.

El conglomerado 2 fue denominado “Alto EP”. Los sujetos de este conglomerado presentaron unas puntuaciones Z muy altas en el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* y RTTE a $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$. Un RTTF a $240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ moderadamente bajo y unos valores muy bajos en el *Componente Intermuscular - Velocidad lineal*.

El conglomerado 3 fue etiquetado como “Muy alto EP”, presentando unos valores muy altos de CSR y DCR a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y en el *Componente Intermuscular - Velocidad angular*. Unos moderadamente altos DCR y CSR a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y un RTTE a $240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$. Por otro lado, mostró unos valores moderadamente bajos en el ángulo Q y en el RTTE $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ y unos valores muy bajos en el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Flexión*.

El conglomerado 4, denominado “Muy bajo EP”, obtuvo unas puntuaciones Z muy bajas en los *Componentes Intermuscular - Velocidad angular* e *Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* y un moderadamente bajo DCR a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Contrariamente mostró unos valores muy altos valores de DCR y CSR a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, ángulo Q y *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Flexión*.

Tabla 34. Medias de los conglomerados, desviaciones típicas, y puntuaciones Z para la solución de cuatro conglomerados (EP)*.

Variable	Conglomerado 1			Conglomerado 2			Conglomerado 3			Conglomerado 4		
	Media	SD	Z									
DCR 40	0.17	0.19	-0.32	-0.03	0.18	-1.21	0.33	0.13	0.40	0.50	0.04	1.13
CSR 40	-0.10	0.14	-0.49	-0.21	0.23	-1.03	0.05	0.11	0.23	0.28	0.17	1.28
DCR 20	0.05	0.18	-0.20	-0.07	0.22	-0.84	0.36	0.16	1.45	0.01	0.11	-0.40
CSR 20	-0.17	0.07	-0.76	-0.17	0.15	-0.73	0.17	0.10	1.37	-0.03	0.12	0.12
Q (°)	16.74	1.38	-0.33	16.54	1.19	-0.72	16.69	2.51	-0.43	17.63	0.53	1.48
CSR 180	-0.61	0.10	-0.48	-0.46	0.12	0.74	-0.43	0.06	0.91	-0.70	0.21	-1.18
CSR 60	-0.61	0.14	-0.19	-0.50	0.12	0.50	-0.43	0.04	1.00	-0.78	0.10	-1.31
RTTF 180	-0.26	0.12	0.26	-0.30	0.04	-0.15	-0.41	0.08	-1.26	-0.18	0.20	1.15
RTTF 240	-0.26	0.13	0.32	-0.30	0.06	-0.24	-0.37	0.02	-1.23	-0.20	0.20	1.15
RTTE 240	-0.20	0.10	0.87	-0.25	0.03	0.11	-0.23	0.03	0.45	-0.36	0.02	-1.43
RTTE 180	-0.19	0.08	0.92	-0.21	0.05	0.59	-0.24	0.01	-0.18	-0.29	0.03	-1.33

* DCR 40 = Ratio de control dinámico a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; DCR 20 = Ratio de control dinámico a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 40 = Ratio de fuerza convencional a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 20 = Ratio de fuerza convencional a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; Q = ángulo Q; CSR 180 = Ratio de fuerza convencional a $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; CSR 60 = Ratio de fuerza convencional a $60^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; RTTF 240 = Ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales a $240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; RTTF 180 = Ratio torque máximo/trabajo máximo de isquiotibiales máximo a $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; RTTE 240 = Ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps a $240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$; RTTE 180 = Ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps a $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$.

Importancia relativa de cada componente del EP en la discriminación entre conglomerados:

Las medias y las desviaciones típicas de los cuatro conglomerados del constructo EP son presentados en la Tabla 35.

Tabla 35. Medias y desviaciones típicas de los componentes en los conglomerados del constructo EP.

Componentes	Conglomerados			
	Muy alto EP (n = 4)	Alto EP (n = 6)	Bajo EP (n = 7)	Muy bajo EP (n = 2)
<i>Intermuscular - Velocidad lineal</i>	0.84 ± 0.89	-0.81 ± 0.85	-0.11 ± 0.67	1.14 ± 0.00
<i>Intermuscular - Velocidad angular</i>	0.78 ± 0.44	0.44 ± 0.88	-0.47 ± 0.65	-1.24 ± 1.69
<i>Intramuscular - Velocidad angular</i>	-0.93 ± 0.54	0.06 ± 0.35	0.15 ± 0.99	1.14 ± 2.11
<i>- Flexión</i>				
<i>Intramuscular - Velocidad angular</i>	-0.08 ± 0.79	-0.03 ± 0.62	0.49 ± 1.13	-1.47 ± 0.74
<i>- Extensión</i>				

El test de Box fue no significativo ($F = 1.42$; $p = 0.170$), lo cual indicó homogeneidad de las matrices varianzas-covarianzas de cada grupo (179). Existió un efecto significativo de las puntuaciones factoriales obtenidas entre los conglomerados, $p = 0.05$, $F(12, 32) = 5.72$, $p < 0.001$.

El análisis de varianza multivariado (MANOVA) fue seguido de un análisis discriminante, que reveló tres funciones discriminantes. La primera explicó un 77.3% de la varianza, R^2 canónica = 0.85, mientras que la segunda explicó un 18.8%, R^2 canónica = 0.58, y la tercera explicó un 3.9%, R^2 canónica = 0.22. Estas funciones discriminantes en combinación diferenciaron significativamente los conglomerados del constructo de prevención, $\Lambda = 0.048$, $\chi^2(12) = 42.39$, $p < 0.001$. Eliminando la primera función, la segunda y la tercera funciones discriminantes en combinación diferenciaron también significativamente los conglomerados del constructo de prevención, $\Lambda = 0.325$, $\chi^2(6) = 15.73$, $p = 0.015$. Sin embargo, tras la eliminación de las dos primeras funciones discriminantes, la tercera, $\Lambda = 0.777$, $\chi^2(2) = 3.532$, $p = 0.171$, no diferenció significativamente los conglomerados del constructo EP.

Las correlaciones entre los resultados y las funciones discriminantes revelaron que el *Componente Intermuscular - Velocidad lineal* cargó más sobre la segunda función

que sobre las demás ($r = 0.73$ para la segunda función, $r = 0.44$ para la tercera y $r = -0.23$ para la primera). El *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* cargó más sobre la segunda función que sobre las demás ($r = -0.37$ para la segunda, $r = -0.24$ para la primera y $r = -0.23$ para la tercera). El *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* cargó más para la tercera función que sobre las demás ($r = 0.85$ para la tercera, $r = -0.22$ para la segunda y $r = 0.20$ para la primera). El *Componente Intermuscular - Velocidad angular* cargó más sobre la tercera función que sobre las demás ($r = -0.55$ para la tercera, $r = 0.33$ para la primera y $r = 0.28$ para la segunda).

La Tabla 36 muestra los coeficientes no tipificados y tipificados de las tres funciones discriminantes:

Tabla 36. Coeficientes no tipificados y tipificados de las funciones canónicas discriminantes del constructo EP (FD1, FD2, FD3)*.

Componentes	Coeficientes no tipificados			Coeficientes tipificados		
	FD1	FD2	FD3	FD1	FD2	FD3
<i>Intermuscular - Velocidad lineal</i>	-0.97	1.10	0.36	-0.74	0.83	0.27
<i>Intermuscular - Velocidad angular</i>	1.51	0.46	-0.48	1.22	0.37	-0.39
<i>Intramuscular - Velocidad angular - Flexión</i>	-1.18	-0.65	-0.22	-1.04	-0.58	-0.20
<i>Intramuscular - Velocidad angular - Extensión</i>	1.00	-0.39	0.81	0.89	-0.35	0.73

*DF = función discriminante.

Sobre la base de estos resultados, la pertenencia a cada conglomerado se podría predecir de acuerdo con la proximidad a los valores del centroide (valores medios del grupo) del respectivo conglomerado. Por lo tanto, es posible determinar las clasificaciones más correctas y por consiguiente si el modelo es eficiente (152).

Como se muestra en la Figura 31 y la Tabla 37, las distancias de los centroides de los conglomerados, específicamente para la primera función discriminante, describieron las diferencias en el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* entre los conglomerados “Muy alto EP” y “Alto EP” con respecto al resto de conglomerados. También diferenciaron al conglomerado “Bajo EP” del “Muy bajo EP”. Por otro lado, la segunda función discriminante estableció las diferencias en cuanto a los *Componentes*

Intermuscular - Velocidad lineal e *Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* a los conglomerados “Muy alto EP” del resto, al conglomerado “Muy bajo EP” de los demás y a los conglomerados “Alto EP” y “Bajo EP” de los restantes conglomerados. Por último, la tercera función discriminante reflejó las disimilitudes en cuanto a los *Componentes Intramuscular - Velocidad angular - Extensión e Intermuscular - Velocidad angular* entre los conglomerados “Alto EP” y “Muy bajo EP” con respecto al conglomerado “Muy alto EP” y éste último en relación al conglomerado “Bajo EP”.

Tabla 37. Centroides de los conglomerados para las tres funciones discriminantes del constructo EP (FD1, FD2, FD3)*.

Conglomerados del constructo EP	Centroides		
	FD1	FD2	FD3
Muy alto EP	1.37	1.91	0.07
Alto EP	1.34	-0.71	-0.54
Bajo EP	-0.28	-0.63	0.55
Muy bajo EP	-5.78	0.51	-0.44

*DF = función discriminante.

La Tabla 38 resume la capacidad del modelo para clasificar correctamente a los participantes en sus respectivos conglomerados. Tras la validación por la técnica “jack-knife”, el 57.9 % de los sujetos fueron clasificados correctamente.

Tabla 38. Clasificación para todas las funciones discriminantes significativas después de la validación (EP).

Conglomerados	n	Pertenencia a un grupo pronosticado, n (%)			
		Muy alto EP	Alto EP	Bajo EP	Muy bajo EP
Muy alto EP	4	4 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
Alto EP	6	1 (16.7%)	2 (33.3%)	3 (50.0%)	0 (0%)
Bajo EP	7	0 (0%)	3 (42.9%)	4 (57.1%)	0 (0%)
Muy bajo EP	2	0 (0%)	0 (0%)	1 (50.0%)	1 (50.0%)

Nota: Porcentaje de casos clasificados correctamente: 57.9 % ($p < 0.05$).

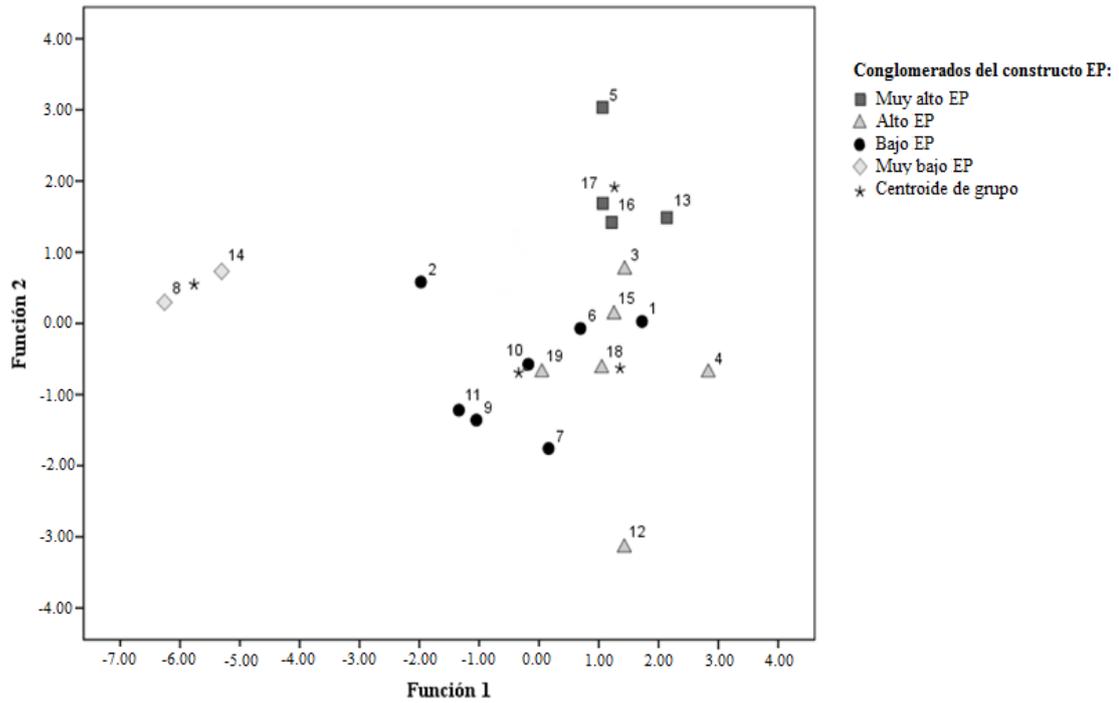


Figura 31. Mapa territorial de los sujetos evaluados relativos a sus conglomerados de EP. Los asteriscos indican el centroide de cada conglomerado. El eje de abscisas representa la función discriminante 1 y el de ordenadas la función discriminante 2.

En la Tabla 39 se muestran las puntuaciones de cada sujeto para cada función discriminante.

Tabla 39. Resultados de las puntuaciones de cada sujeto para cada función discriminante del constructo EP.

Nº de sujeto	Función		
	1	2	3
1	1.72	0.03	0.63
2	-1.97	0.58	1.14
3	1.43	0.76	-1.67
4	2.83	-0.69	-0.82
5	1.06	3.03	1.74
6	0.69	-0.07	-0.27
7	0.16	-1.76	1.71
8	-6.26	0.30	-1.77
9	-1.05	-1.36	0.56
10	-0.18	-0.58	0.68
11	-1.34	-1.22	-0.59
12	1.43	-3.15	-0.23
13	2.14	1.49	-0.25
14	-5.30	0.73	0.89
15	1.25	0.13	-0.90
16	1.22	1.42	-0.06
17	1.07	1.69	-1.15
18	1.05	-0.63	0.79
19	0.05	-0.69	-0.43

Relación entre los componentes de los constructos EF y el EP:

El *Componente Fuerza sin carga externa* del constructo EF se relacionó significativamente con el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* del constructo EP, $r = 0.68$, $p = 0.001$, compartiendo el 46.2% de su variabilidad. El *Componente Fuerza con carga externa* del constructo EF se relacionó significativamente con el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* del constructo EP, $r = 0.57$, $p = 0.011$, indicando que comparten el 32.5% de su variabilidad.

Relación entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP:

Las puntuaciones discriminantes obtenidas de la primera función del constructo EP correlacionaron significativamente con las puntuaciones obtenidas de la segunda función del constructo EF, $r = 0.68$, $p = 0.002$, compartiendo ambas el 46.2% de su variabilidad.

D) Resultados del meta-análisis del efecto del entrenamiento con resistencia variable sobre la fuerza dinámica máxima:

Características de los estudios:

Un total de 7 estudios, que aportaron resultados de 16 grupos, reunieron todos los criterios de inclusión y fueron aceptados en la revisión (8, 30, 68, 98, 163, 202, 216) (Figura 32). Las fechas de publicación fueron de 2003 a 2011. Una visión general de las características de los siete estudios incluidos en este meta-análisis se observa en la Tabla 40. Todos los estudios seleccionados fueron diseñados para abordar la misma temática, aunque las hipótesis de trabajo defirieron ligeramente. Algunos estudios compararon los efectos sobre la 1RM tras el entrenamiento usando pesos libres y cadenas (98, 163), mientras que otros compararon varios grupos experimentales sometidos a diferentes intervenciones de VRT (bandas elásticas o cadenas) con un grupo control (el entrenamiento tradicional con pesos libres) (68, 98). En el estudio de Rhea et al.(202) se compararon varios grupos experimentales que llevaron a cabo diferentes protocolos de entrenamiento con cadenas. Otro estudio comparó los efectos del entrenamiento con bandas elásticas unidas a los pesos libres en el press de banca y en la media sentadilla (216).

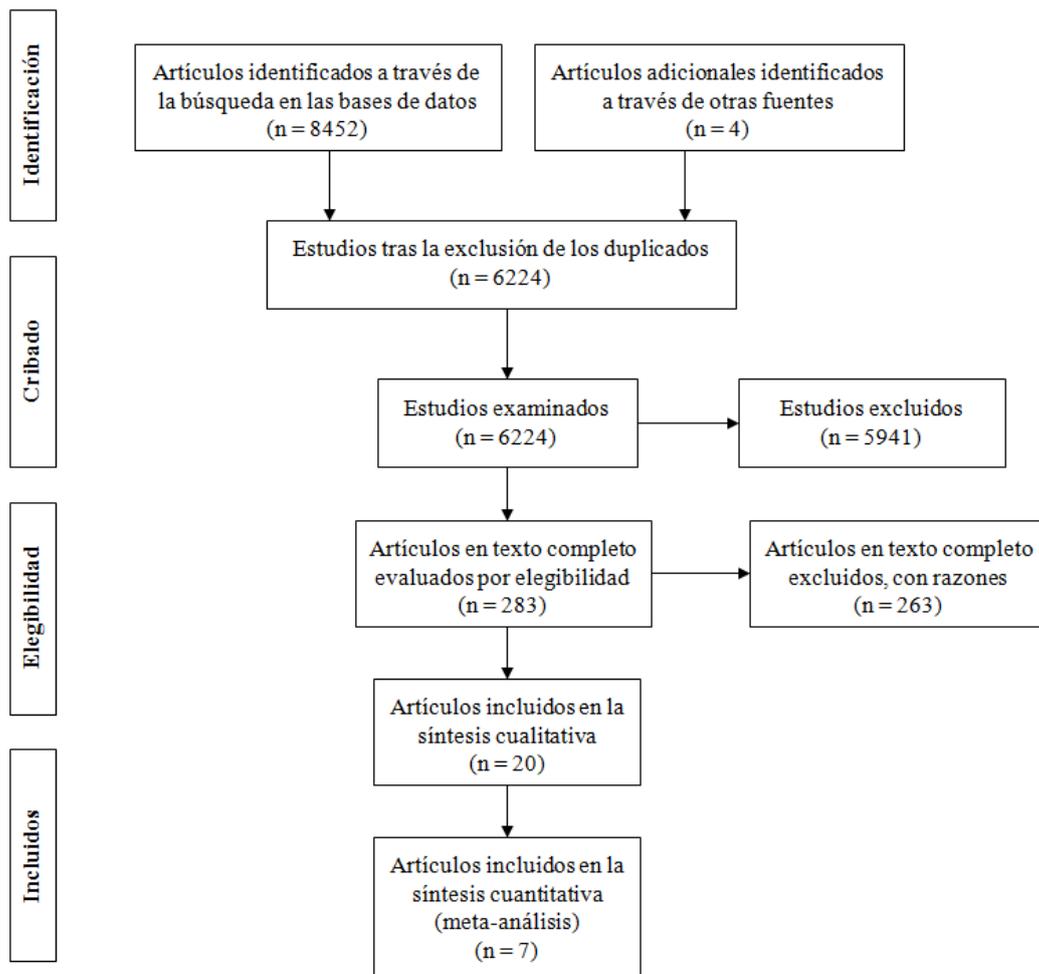


Figura 32. Flujo de artículos a través del proceso de revisión.

Características de los sujetos:

Los datos examinados fueron obtenidos de 235 sujetos con un rango de edad entre 18.3-27.9 años [*media* (\pm *SD*): 21.21 \pm 2.11 años] (ver Tabla 40). Cuatro de los siete estudios se llevaron a cabo con sujetos varones (10 grupos) y tres se realizaron con una muestra mixta (6 grupos). Dos estudios fueron efectuados con sujetos no entrenados o con una experiencia inferior a 12 meses (4 grupos). Un total de 5 estudios se desarrollaron con sujetos con una experiencia mínima de 2 años o sujetos entrenados (12 grupos), los cuales eran atletas de Division I (National Collegiate Athletic Association (NCAA), jugadores de beisbol (Division II) y futbolistas americanos (36 Division 1AA football players).

Tabla 40. Detalles de los estudios incluidos en el meta-análisis¹:

Autor, año	n	Características de los sujetos						Características del entrenamiento								
		Género	Edad (±SD) (años)	Peso (±SD) (kg)	Altura (±SD) (cm)	Nivel de entrenamie nto	Actividad deportiva	VRT	Duraci ón	Series	Repeti ciones	Descan so (s)	Intensidad			
													PCR	PVR	PMR	
Anderson et al., 2008	44	M	20 ± 1	66.2 ± 13.8	*	Entrenados (4 ± 2 años)	Baloncesto, lucha libre y hockey	Bandas elásticas	3 d/sem × 7	3-6	2-10	120-180	85	15	85	
Bellar et al., 2011	11	H	23.6 ± 3.2	84.4 ± 18.8	179 ± 8.5	No entrenados	*	Bandas elásticas	2 d/sem × 13	5	5	90	85	15	85	
Cronin et al., 2003	40	M	23.1 ± 4.8	76.3 ± 11	175 ± 9	Entrenados (3 años)	*	Bandas elásticas	2 d/sem × 10	3	8-15	*	*	*	*	
Ghigiarelli et al., 2009	36	H	19.96 ± 1.03	96.3 ± 15	180.83 ± 6.24	Entrenados	Fútbol americano (División 36 1AA)	Bandas elásticas y cadenas	4-5 d/sem × 7	5-6	4-6	*	*	*	85	
McCurdy et al., 2009	27	H	20.63 ± 1.33	84.79 ± 5.84	178.89 ± 5.46	Entrenados (4.8 ± 2.7 años)	Béisbol (División II)	Cadenas	2 d/sem × 9	5-7	5-10	*	80-90	10-20	*	
Rhea et al., 2009	48	H	21.4 ± 2.1	*	*	Entrenados	Atletismo (NCAA) División I	Bandas elásticas	2-3 d/sem × 12	4	10	*	*	*	75-85	
Shoepe et al., 2011	29	M	19.76 ± 1.33	66.8 ± 11.1	168.77 ± 10.3	Escasa experiencia (12 meses)	Levantamiento de peso libre	Bandas elásticas	3 d/sem × 24	3-6	6-10	60-120	80-65	20-35	65-95	

¹ Detalles individuales de cada estudio en cuanto al tamaño muestral (n), características de los sujetos y características del entrenamiento de fuerza. d/sem, días por semana; H, hombres; M, mixta; VRT, entrenamiento con resistencia variable; PCR, porcentaje de resistencia constante; PVR, porcentaje de resistencia variable; PMR, porcentaje de resistencia máxima; *, No definido.

Entrenamiento con resistencia variable (VRT):

La media de la duración del programa de entrenamiento fue de 12 ± 5 semanas, con un intervalo que osciló entre las 7 y las 24 semanas. Se desarrollaron de 2 a 5 sesiones por semana, con una media de 3 ± 1 por semana. Haciendo referencia al tipo de ejercicios desarrollados, 4 estudios (10 grupos) llevaron a cabo un entrenamiento para el hemicuerpo superior (press de banca), 1 estudio (2 grupos) para el hemicuerpo inferior (media sentadilla) y 2 estudios (4 grupos) realizaron un entrenamiento tanto para el hemicuerpo superior como para el inferior (press de banca y media sentadilla). Un total de 2 estudios (2 grupos) utilizaron las cadenas adheridas a la barra en el ejercicio de press de banca y 5 estudios (6 grupos) desarrollaron el entrenamiento con bandas elásticas unidas a la barra para la realización del press de banca o la media sentadilla.

Sesgo de publicación y heterogeneidad:

Se observó una simetría sobre el gráfico de tendencia del resultado medido, indicando la inexistencia del sesgo de publicación. Para el resultado medido, o 1RM, se obtuvieron los siguientes valores: $\chi^2 (10) = 27.21$; $p = 0.002$; $I^2 = 63\%$, los cuales determinaron una heterogeneidad moderada.

Fuerza dinámica máxima (1RM):

La ganancia media de la fuerza producida fue mayor en sujetos que realizaron el VRT, $ES = 1.42 \pm 0.51$, expresado como la media \pm SD (diferencia de medias ponderada de la 1RM = 5.03 kg; 95% IC: 2.26 -7.80 kg; $Z = 3.55$; $p < 0.001$. Ver Figura 33) que en aquellos sujetos que desarrollaron el entrenamiento convencional, con un ES de 1.24 ± 0.71 . Además, un análisis de subgrupos, efectuado según el nivel de entrenamiento, indicó una ganancia en la 1RM significativamente mayor en respuesta al VRT, $ES = 1.35 \pm 0.43$, en comparación con el entrenamiento tradicional, $ES = 0.98 \pm 0.56$, para los sujetos entrenados (diferencia de medias ponderada de la 1RM = 6.12 kg; 95% IC: 2.43, 9.80 kg; $Z = 3.25$; $p = 0.001$. Ver Figura 33). Sin embargo, en sujetos no entrenados, la ganancia de fuerza obtenida en la 1RM con el VRT, $ES = 1.62 \pm 0.77$, comparada con el entrenamiento tradicional, $ES = 1.91 \pm 0.71$, no fue significativa (diferencia de medias ponderada de la 1RM = 2.56 kg; 95% IC: -0.55, 5.68 kg; $Z = 1.61$; $p = 0.11$. Ver Figura 33). Otro análisis de subgrupos reveló que para el

entrenamiento del hemicuerpo superior existieron diferencias significativas en la ganancia de fuerza en la 1RM entre el programa de VRT, $ES = 1.38 \pm 0.57$, y el programa de entrenamiento tradicional, $ES = 1.36 \pm 0.48$ (diferencia de medias ponderada de la 1RM = 3.99 kg; 95% IC: 0.92, 7.06 kg; $Z = 2.54$; $p = 0.01$. Ver Figura 34). Del mismo modo, para el entrenamiento del hemicuerpo inferior, el VRT también mostró una mejora significativa de la 1RM, $ES = 1.47 \pm 0.49$, que el entrenamiento convencional, $ES = 1.09 \pm 0.96$ (diferencia de medias ponderada de la 1RM = 6.07 kg; 95% IC: 0.95, 11.20 kg; $Z = 2.32$; $p = 0.02$. Ver Figura 34). En la Tabla 41 se proporcionan los detalles de los efectos del programa VRT detectados en cada estudio.

Tabla 41. Resultados de los siete estudios incluidos en el meta-análisis¹:

Autor, año	Ejercicio	1RM											
		Grupo control						Grupo experimental					
		n	Pre-tratamiento (kg)	SD (kg)	Post-tratamiento (kg)	SD (kg)	ES	n	Pre-tratamiento (kg)	SD (kg)	Post-tratamiento (kg)	SD (kg)	ES
Anderson et al., 2008	BP	21	81.07	32.82	84.41	33.37	0.43	23	80.69	35.34	87.37	35.52	0.66
	BSQ	21	108.19	35.61	115.28	33.70	0.86	23	105.80	33.70	121.75	35.70	1.58
Bellar et al., 2011	BP	11	101.50	19.60	109.00	20.30	1.60	11	100.00	18.90	109.90	19.40	1.80
Cronin et al., 2003	LP	12	122.00	34.10	118.95	33.25	0.39	14	128.00	27.50	139.14	29.90	1.30
Ghigiarelli et al., 2009	BP	12	141.80	23.00	149.50	23.00	1.44	12	127.70	25.00	137.70	25.00	1.40
	12							129.50	15.00	138.60	14.00	2.13	
McCurdy et al., 2009	BP	27/2*	102.65	14.42	109.09	12.98	1.85	27/2*	151.85	27.12	174.26	13.47	1.52
Rhea et al., 2009)	BSQ	16	115.94	36.07	119.18	35.56	0.38	16	116.00	31.43	125.81	30.69	1.10
	BSQ	16	122.31	39.04	131.94	36.43	1.08						
Shoepe et al., 2011	BP	12	56.30	30.30	66.70	27.00	1.40	12	53.60	21.00	59.30	24.50	0.77
	SQ	12	66.90	16.50	88.90	23.20	2.72	12	69.30	27.00	91.40	31.90	2.27

¹n, número de sujetos en cada grupo; ES, tamaño del efecto; BP, press de banca; BSQ, media sentadilla; SQ, sentadilla; LP, press de piernas; *, No definido.

Sensibilidad:

En cada comparación (pre-intervención versus post-intervención) se omitieron los resultados de un estudio, no detectándose diferencias significativas ($p < 0.001$) en cada caso, lo que indica la relevancia de la contribución de todos los estudios a la ganancia general de fuerza observada.

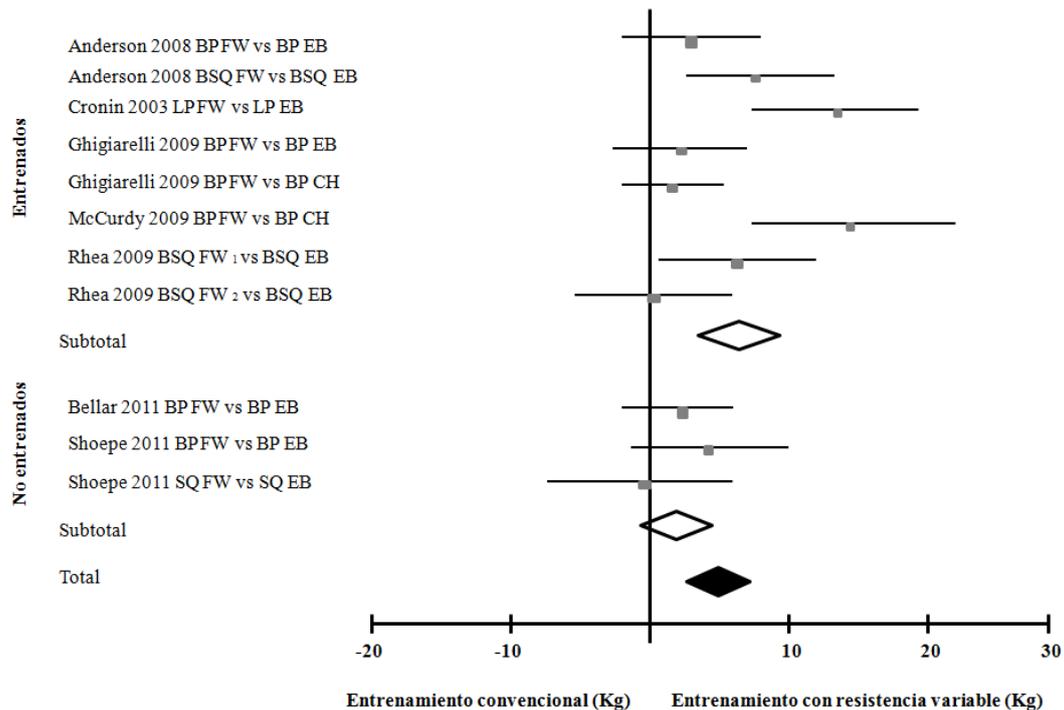


Figura 33. Gráfico en árbol de los resultados del meta-análisis de efectos aleatorios que muestra la diferencia de medias ponderada de 1RM y su correspondiente IC al 95% para el press de banca, press de piernas, media sentadilla y sentadilla (5.03 kg; 95% IC: 2.26 - 7.80 kg; $Z = 3.55$; $p < 0.001$) en sujetos entrenados y no entrenados. Los cuadros grises indican el efecto de la intervención. El tamaño del cuadrado es proporcional al peso asignado de cada estudio en el meta-análisis. La línea horizontal une el límite superior e inferior del IC al 95% de los efectos. Los diamantes representan la diferencia de medias de cada subgrupo (\diamond) y la diferencia de medias ponderada (\blacklozenge). BP, press de banca; LP, press de piernas; SQ, sentadilla; BSQ, media sentadilla; EB, bandas elásticas; CH, cadenas; FW, pesos libres; vs, versus; 1, grupo de velocidad rápida; 2, grupo de velocidad lenta.

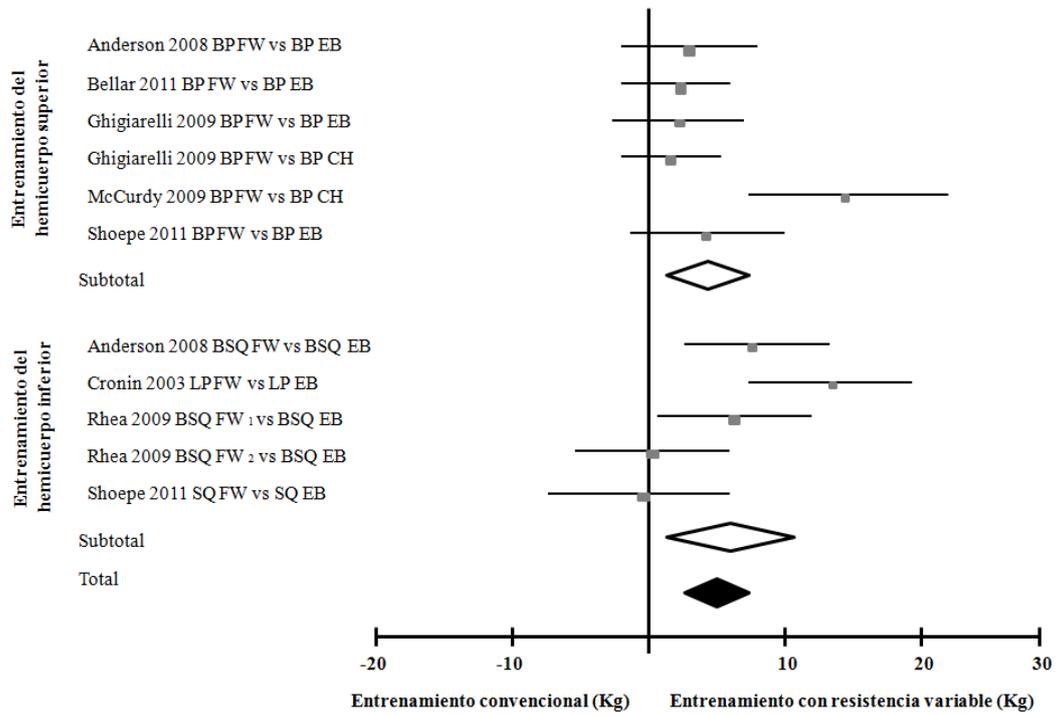


Figura 34. Gráfico en árbol de los resultados del meta-análisis de efectos aleatorios que muestra la diferencia de medias ponderada de 1RM y su correspondiente IC al 95% para el press de banca, press de piernas, media sentadilla y sentadilla (5.03 kg; 95% IC: 2.26 - 7.80 kg; $Z = 3.55$; $p < 0.001$) en los sujetos que realizaron el entrenamiento del hemicuerpo superior e inferior. Los cuadros grises indican el efecto de la intervención. El tamaño del cuadrado es proporcional al peso asignado de cada estudio en el meta-análisis. La línea horizontal une el límite superior e inferior del IC al 95% de los efectos. Los diamantes representan la diferencia de medias de cada subgrupo (\diamond) y la diferencia de medias ponderada (\blacklozenge). BP, press de banca; LP, press de piernas; SQ, sentadilla; BSQ, media sentadilla; EB, bandas elásticas; CH, cadenas; FW, pesos libres; vs, versus; 1, grupo de velocidad rápida; 2, grupo de velocidad lenta.

DISCUSIÓN

En este apartado se discutieron los resultados de la revisión sistemática, seguidos de los del análisis de fiabilidad. A continuación, procedimos de la misma manera y de forma paralela con los pertenecientes a los constructos EF y EP. Finalmente, hicimos lo propio con los del meta-análisis.

A) Discusión de los programas de entrenamiento para la prevención de lesiones y de los protocolos de evaluación de los ratios de fuerza H/Q en futbolistas profesionales y semiprofesionales:

El propósito de esta revisión sistemática fue reunir y analizar críticamente las recientes publicaciones que describen los programas de entrenamiento para la prevención de lesiones y los protocolos de evaluación de los ratios de fuerza entre los músculos isquiotibiales y cuádriceps (H/Q) en la articulación de la rodilla en futbolistas profesionales y semiprofesionales. La discusión de los resultados de esta revisión se centró en primer lugar en los programas de entrenamiento para la corrección de desequilibrios en los ratios de fuerza H/Q, seguida por las limitaciones de los mismos. Posteriormente se hizo mención a los diversos protocolos de evaluación de los ratios de fuerza isocinética y, por último, a las consideraciones metodológicas y generalización de los resultados.

Programas de entrenamiento para la corrección de desequilibrios en los ratios de fuerza H/Q:

De los diez estudios incluidos en esta investigación que llevaron a cabo diferentes programas de entrenamiento, cuatro de ellos (11, 48, 169, 218), incorporaron ejercicios principalmente excéntricos. Askling et al.(11) demostraron en su estudio una incidencia de lesión significativamente menor ($p < 0.05$) en el grupo de entrenamiento (3/15) comparado con el grupo control (10/15). 7/10 lesiones del grupo control fueron clasificadas como "menores", en tanto que la ausencia a los entrenamientos o partidos no superó una semana. De los 13 jugadores lesionados durante la temporada, 6 (46%) habían sufrido previamente una lesión de isquiotibiales en la temporada anterior, 5 sufrieron lesiones menores y 1 sufrió la única lesión de mayor gravedad. Brughelli et al.(48) concluyeron que el volumen óptimo para inducir un cambio en la longitud óptima de los cuádriceps e isquiotibiales en un periodo de 4 semanas fue de 4 a 5 series

de ejercicios excéntricos (Eccentric Box Drops, Lunge Pushes, Forward Deceleration Steps, y el Reverse Nordic Hamstrings). Mjølsnes et al.(169) demostraron que el entrenamiento de la fuerza excéntrica con el ejercicio NH durante 10 semanas fue más efectivo que el entrenamiento con el ejercicio HC para el desarrollo de la máxima fuerza excéntrica de los isquiotibiales y el DCR. La falta de fuerza excéntrica en el GHC podría estar relacionada con el modo de especificidad del entrenamiento, siendo más efectivo para la fuerza concéntrica que para la excéntrica. Estos autores recomendaron que en las investigaciones futuras se deberían considerar otros factores, como el ángulo articular y la velocidad angular, con el fin de imitar el mecanismo de lesión de los isquiotibiales durante la carrera en cuanto a la prevención de lesiones, teniendo en cuenta que son un grupo muscular biarticular que actúa como extensor de cadera y flexor de rodilla. Small et al.(218) determinaron que el entrenamiento con el ejercicio NH ejecutado en un estado de fatiga, durante la vuelta a la calma de los entrenamientos, es particularmente relevante para mejorar el rendimiento y la prevención de lesiones. Dicho grupo de entrenamiento demostró un mantenimiento de la fuerza excéntrica de los isquiotibiales y un DCR preservado en el momento central y final del SAFT⁹⁰. En una investigación aplicada a jugadores de fútbol australiano (249), tras la realización de un programa de entrenamiento con el objetivo de aumentar la carga excéntrica sobre los músculos isquiotibiales y en un estado fatigado, los resultados revelaron que se redujo significativamente la incidencia de lesiones de isquiotibiales. Small et al.(218) sostuvieron que estos hallazgos puedan ser explicados por el principio de especificidad, en tanto que el entrenamiento en un estado fatigado pueda mejorar el rendimiento bajo dichas condiciones. Estos investigadores asociaron estos hallazgos con el concepto de post-activación potenciación, por el que un componente de aprendizaje motor podría inducir a adaptaciones neuromusculares según el modo específico de entrenamiento, constituyendo estrategias de reclutamiento alternativas.

Holcomb et al.(127) emplearon un programa de entrenamiento para todo el cuerpo que incluía ejercicios de agilidad, fuerza y resistencia. Un bajo CSR a bajas velocidades angulares en el pretest podría deberse a que los sujetos no habrían entrenado la fuerza con regularidad durante aproximadamente 8 meses. Además, según este autor, la naturaleza del fútbol provocó que la pierna no dominante tuviera unos ratios mayores que la dominante. El DCR tras el entrenamiento excedió el valor de 1.0, el cual es específicamente recomendado para la prevención de lesiones del ACL. Por último, los

mismos autores dedujeron que 6 semanas de entrenamiento de la fuerza son significativamente suficientes para enfatizar la fuerza de los isquiotibiales incrementando el DCR. En el estudio de Eniseler et al.(84) se aplicó exclusivamente un programa de entrenamiento específico de fútbol durante 24 semanas en la competición, observando una mejora significativa del CSR a altas velocidades angulares (300 y $500^{\circ}\cdot s^{-1}$) y una reducción significativa ($p < 0.01$) en el desequilibrio de fuerza entre los músculos isquiotibiales de ambas piernas. Estos hallazgos contrastan con lo expuesto por Cometti et al.(61) e Iga et al.(134), los cuales sostienen que durante la competición y el entrenamiento de los futbolistas se altera el equilibrio muscular en torno a la articulación de la rodilla favoreciendo un desigual incremento de la fuerza entre los isquiotibiales de ambas piernas y un mayor desarrollo de los cuádriceps frente a los isquiotibiales. Brito et al.(45), tras poner en práctica el programa “The 11+” dedujeron que los futbolistas mejoraron el DCR en la pierna no dominante debido a un incremento significativo en la fuerza excéntrica de los isquiotibiales ($p < 0.001$), sugiriendo que el programa podría tener potencial para disminuir el riesgo de lesión tanto en los isquiotibiales como en la rodilla. Por último, Croisier et al.(67) y Gioftsidou et al.(99, 100) usaron tratamientos isocinéticos. Los primeros, como alternativas al isocinético, también administraron tratamientos manuales o isotónicos, llegando a la conclusión de que los test de evaluación isocinéticos son una herramienta de detección temprana (durante la pretemporada) de los desequilibrios de fuerza en futbolistas profesionales. Por ello, los autores recomendaron que los jugadores con un DM en la pretemporada deberían recibir un EC seguido de un posterior TC para disminuir significativamente el riesgo de lesión. Gioftsidou et al.(99, 100) llevaron a cabo un entrenamiento efectivo para la corrección de los desequilibrios musculares bilaterales y conseguir el normal CSR de cada pierna, afirmando que una alta tasa de recidiva indica una recuperación incompleta atribuible a una rehabilitación inadecuada sobre el dispositivo isocinético. Dichos programas de entrenamiento incluían series de altas velocidades angulares en las que la velocidad se iba incrementando en las series iniciales y disminuyendo en las finales, con el objetivo de provocar una óptima respuesta neuromuscular a través del trabajo a lo largo del espectro de la velocidad específica de entrenamiento. Este tipo de entrenamiento fue denominado, según Chiroso et al.(58), como entrenamiento con Resistencia Variable Entre Series (RVES).

Limitaciones de los protocolos de entrenamiento:

Entre los estudios que realizaron un tratamiento excéntrico, aquellos que usaron ejercicios bilaterales, como el NH (48, 169, 218), eccentric box drops y reverse nordic hamstrings (48), flexiones de rodilla en posición de pronación sobre un sistema YoYo TM flywheel ergometer (11), junto a algunos de los ejercicios que plantean Holcomb et al.(127) como son el Straight leg dead lifts, el Good morning exercises, el Trunk hyperextension exercises y el exercise ball leg curls y el hamstrings curl en el estudio de Mjølsnes et al.(169), presentan limitaciones. Según Brughelli y Cronin (47), cuando se realiza el ejercicio ejercicio NH, es muy probable que la pierna más fuerte, es decir, la que presenta una mayor longitud óptima, trabaje más que la pierna más débil, provocando que dicha pierna se adapte a longitudes óptimas mayores recibiendo una mayor tensión. En el estudio de Clark et al.(59) se realizó un entrenamiento con el ejercicio de NH durante cuatro semanas (1-3 sesiones semanales, 2-3 series, de 5-8 repeticiones) aumentando el volumen e intensidad progresivamente, obteniendo un 30.3% de diferencia en la longitud óptima en el pretest y un 42% tras la intervención entre los músculos isquiotibiales de ambas piernas. Los atletas con un torque máximo conseguido en longitudes musculares más cortas presentan un mayor riesgo de sufrir una lesión en los isquiotibiales (46, 189). Una corta longitud óptima del músculo significaría que la mayor parte del rango de movimiento del músculo se ubicaría en la rama descendente de la curva longitud-tensión (47). Brockett et al.(46). observaron que los atletas que habían sufrido lesiones de isquiotibiales presentaban una longitud óptima de 12,7° menor que la pierna no lesionada. Continuando con la crítica al ejercicio NH, Brughelli y Cronin (47) sostuvieron que los músculos isquiotibiales son multiarticulares, produciendo extensión de cadera y flexión de rodilla, y que la mayoría de las lesiones deportivas de estos músculos ocurrían cuando se produce un estiramiento activo como consecuencia de una simultánea flexión de cadera y una extensión de rodilla durante la carrera o el golpeo. Por esta razón, dichos autores argumentaron que los ejercicios multiarticulares serían probablemente más efectivos para aumentar el rendimiento y prevenir lesiones en el hemicuerpo inferior. Por último, y haciendo referencia solamente al NH, añadieron que la gravedad se convierte en un factor clave cuando se alcanzan los 30° con respecto al suelo, debido a que los sujetos son incapaces de mantener su peso corporal. Sin embargo, otros ejercicios realizados por Brughelli et al.(48), como el forward deceleration steps y lunge pushes, o el single leg curls y el

resisted sled walking llevados a cabo en el estudio de Holcomb et al.(127), no presentaban tales limitaciones.

Opar et al.(184), en su revisión, informaron que para una buena selección de ejercicios de prevención de lesiones ha de tenerse en cuenta el grado de activación del músculo que se pretende trabajar. El músculo semitendinoso y semimembranoso presenta un mayor nivel de activación en longitudes musculares más cortas, mientras que la cabeza larga del bíceps femoral alcanza una mayor activación en longitudes musculares más largas durante la flexión de rodilla en un dispositivo isocinético (181). Además, Opar et al.(184), basándose en la investigación de Ono et al.(182), indicaron que ejercicios como el NH y el entrenamiento flywheel podrían ser inadecuados para lograr una adaptación en la cabeza larga del bíceps femoral, como consecuencia de una activación menor con respecto a la alcanzada por los músculos semitendinoso y gracilis durante una sobrecarga excéntrica. Los mismos investigadores concluyeron que ejercicios como el stiff-legged deadlift (183) podrían ser más efectivos para la prevención de lesiones en la cabeza larga del bíceps femoral.

Por otra parte, generalmente, la baja adherencia hacia dichos programas de entrenamiento, tanto en deportes como el futbol australiano y el fútbol, es un aspecto muy importante a tener en cuenta por la dificultad en la aplicación del entrenamiento (45, 93, 141, 219, 225, 226). En el estudio de Brito et al.(45) la intervención durante diez semanas tuvo un cumplimiento del 73%. Engebretsen et al.(83) obtuvieron una adherencia entre un 20 y 30%, destacando este factor como el principal motivo en la obtención de unos resultados fallidos.

Protocolos de evaluación de los ratios de fuerza isocinética:

Tras el análisis de cada uno de los artículos, se observó que los protocolos de evaluación isocinética presentaron algunas diferencias para la obtención de los ratios de fuerza H/Q. Los ratios de fuerza evaluados fueron H/Q_{CSR} a 60°·s⁻¹ (11, 45, 48, 67, 84, 99, 100, 127, 169), H/Q_{CSR} a 180°·s⁻¹ (45, 99, 100, 127), H/Q_{CSR} a 240°·s⁻¹ (67, 127), H/Q_{CSR} a 300°·s⁻¹ (84), H/Q_{CSR} a 500°·s⁻¹ (84), H/Q_{exc} a 30°·s⁻¹ (45), H/Q_{DCR} a 60°·s⁻¹ (127, 169), H/Q_{DCR} a 120°·s⁻¹ (127, 218), H/Q_{DCR} a 240°·s⁻¹ (127), H_{exc} a 30°·s⁻¹ /Q_{con} a 180°·s⁻¹ (45) y H_{exc} 30°·s⁻¹ /Q_{con} 240°·s⁻¹ (67). Todo esto hace indicar que son necesarias más investigaciones para establecer los puntos de corte para diferentes dispositivos isocinéticos y también para unificar de criterios de medida de los ratios de

fuerza. Independientemente del tipo de dispositivo que se utilice, pese a la existencia de puntos de corte diferentes entre dispositivos en la detección de desequilibrios, Croisier et al.(67) determinaron que los puntos de corte para ratios concéntricos (CSR) eran de 0.57 o de 0.55, evaluados en Cybex o Biodex, respectivamente, y para los ratios mixtos o funcionales (DCR) de 0.98 o 1.05 sobre Cybex o Biodex, respectivamente.

Tradicionalmente, los desequilibrios musculares han sido evaluados por la determinación del CSR y el DCR usando el valor del torque pico durante una máxima contracción voluntaria (72) para medir la estabilidad de la rodilla (127). Sin embargo, el tiempo de los movimientos explosivos (saltos y esprines) es de 50 - 250 ms y no podría permitir la aplicación de la máxima fuerza muscular (3), que tiene lugar después de los 500 ms desde el inicio de la contracción voluntaria (103). El tiempo para estabilizar la rodilla es inferior a los 50 ms durante una acción de juego rápida (145). Zebis et al.(266) sostuvieron que tanto el CSR como el DCR podrían no reflejar el potencial para estabilizar la articulación de la rodilla durante movimientos explosivos en los que el tiempo estimado para que se produzca la rotura del ACL oscila entre 17 y 50 ms tras el contacto inicial con el suelo.

El “rate of force development” (RFD) o mejor dicho el “rate of torque development” (RTD), que es la pendiente de la curva (Δ torque/ Δ tiempo), ha sido usado para describir la capacidad de generar fuerza explosiva, la cual es esencial para el rendimiento deportivo y desarrollar acciones funcionales (3). Corvino et al.(64) concluyeron que el RFD es dependiente del tipo de contracción y de la velocidad, apoyando la hipótesis de que las contracciones a velocidades mayores generan mayor inhibición neural al comienzo del movimiento.

Zebis et al.(266) introdujeron el ratio de fuerza “RFD H/Q” entre isquiotibiales y cuádriceps, medido en contracción isométrica y obtenido de la división del RFD de los músculos isquiotibiales entre el RFD del cuádriceps a diferentes ms (0 - 250 ms), y lo compararon con el ratio isométrico, medido con una angulación de 70 y 80° para la rodilla y la cadera, respectivamente, en una contracción voluntaria máxima entre ambos músculos (MVC H/Q). En dicha comparación obtuvieron diferencias significativas en una fase inicial de la contracción (hasta los 50 ms desde el inicio). Además, encontraron a dos atletas que, tras la participación en su estudio, sufrieron una lesión en el ACL en menos de un año. Dichos sujetos habían obtenido unos valores del ratio isométrico de

fuerza H/Q (MVC H/Q) similares a los de la media del grupo en aquel momento, pero sus ratios “RFD H/Q” durante la fase inicial de la acción isométrica (< 50 ms) fueron bajos ($\sim 40\%$). Por esta razón, los autores especularon que la fase temprana del ratio “RFD H/Q” (< 50 ms) podría ser usada para la identificación de jugadores con riesgo potencial de sufrir una lesión de rodilla. La validez de este método como herramienta clínica de evaluación no ha sido estudiada extensamente.

La inclusión de una gran variedad de ratios podría darnos mucha más información del perfil de los jugadores de fútbol, pudiendo tener sentido el cálculo de un nuevo ratio de fuerza calculado dividiendo el RTD obtenido en la fase excéntrica de los músculos isquiotibiales a $30^\circ \cdot s^{-1}$ entre el RTD obtenido en la fase concéntrica del músculo cuádriceps a $240^\circ \cdot s^{-1}$ (Hexc rtd $30^\circ \cdot s^{-1}$ / Qcon rtd $240^\circ \cdot s^{-1}$). Tal y como sostiene Croisier et al. (67), los músculos opuestos no pueden desarrollar contracciones concéntricas simultáneas, de esta manera, sería mucho más funcional que el ratio DCR, ya que mediría la estabilización de la rodilla en el inicio de acciones muy explosivas. Además también sería interesante conocer si un jugador que presenta un elevado torque máximo es capaz de mantenerlo durante un tiempo o recorrido prolongado, o determinar un ratio entre el tiempo que tarda un jugador para alcanzar el RTD o torque máximo tanto en la acción excéntrica de los isquiotibiales como en la acción concéntrica de cuádriceps. Todo esto hace indicar que son necesarias investigaciones en las que se examine la relación de otros tipos de ratios que puedan presentar una mayor relación con las lesiones de los futbolistas.

Consideraciones metodológicas y generalización de los resultados:

La evaluación metodológica usando la herramienta QAREL reveló la baja calidad, aunque suficiente, de la mayoría de los estudios incluidos. La limitación de la calidad metodológica fue debida a que los autores de los estudios no proporcionaron datos suficientes para juzgar adecuadamente dicha calidad, tal y como se refleja en las bajas puntuaciones de los ítems valorados positivamente. Todos los estudios incluidos, excepto uno (84), se realizaron antes de la publicación de Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) (143), cuyo objetivo era establecer los elementos que deberían ser proporcionados por los estudios sobre la fiabilidad de las evaluaciones realizadas. Por lo tanto, la calidad metodológica de los estudios incluidos podría haber sido juzgada mejor si los mismos hubieran reportado información más

precisa y concreta, como recomienda la guía GRRAS. La generalización de los resultados está limitada por la escasa información aportada en relación con las características de los evaluadores. Además, la influencia de la experiencia sobre el entrenamiento y valoración de los evaluadores, así como su representatividad, sigue siendo poco clara sobre la base de los estudios incluidos. La información referente al cegamiento hacia los resultados de otros evaluadores y a sus propios resultados, al diseño de investigación, al estándar de referencia y a la información clínica adicional en la mayoría de los estudios fue insuficiente, lo cual ilustra una falta considerable de calidad y podría tener impacto sobre las medidas de fiabilidad.

Cabe resaltar que el ítem número ocho de la lista control de QAREL hace mención a si el orden del test fue variado, es decir, si los protocolos de evaluación de la fuerza isocinética llevados a cabo por los estudios seleccionados fueron aleatorizados. Este ítem fue cumplido únicamente por tres estudios (48, 99, 100), lo cual indica que el efecto de aprendizaje podría haber afectado a cinco estudios (11, 67, 84, 127, 169).

Los resultados del estudio de Small et al.(218) deben ser interpretados con cautela como consecuencia de la ausencia de grupo control. Además, haciendo mención al diseño experimental en el estudio de Croisier et al.(67) cabe destacar que los futbolistas no fueron aleatorizados, recibiendo diferentes tratamientos y/o post-test isocinéticos. Por otro lado, en ambos estudios de Gioftsidou et al.(99, 100) los sujetos eran asignados al grupo experimental si presentaban desequilibrios musculares o diferencias bilaterales o al grupo control si no los presentaban, pero no indicaban cuántos de los 15 futbolistas que integraron el grupo experimental presentaban desequilibrios y cuántos diferencias bilaterales.

En referencia al enfoque estadístico utilizado en los estudios incluidos en esta revisión podemos observar que solo en el estudio de Mjølsnes et al.(169) se aplicó un análisis multivariado, investigando la asociación de un número de factores que actúan juntos, apoyando la aportación de Bahr y Holme (17), de que la lesión de isquiotibiales es el resultado de una interacción compleja de múltiples factores de riesgo y eventos, muchos de los cuales están aún por identificar.

Por último, cabe destacar que se planeó un meta-análisis que no fue posible realizar debido a los diferentes tipos de diseños, metodologías, tratamientos realizados y diferencias entre los test de evaluación. Además, para la realización de un exitoso meta-

análisis los estudios incluidos deberían haber desarrollado la misma prueba de evaluación y proporcionado las medidas de fiabilidad (231).

B) Discusión de la fiabilidad de la evaluación del EF y EP:

La finalidad de este análisis fue determinar la fiabilidad intrasesión e intersesión de los test de medición del EF y el EP. La discusión de este subapartado abordó primeramente los resultados pertenecientes al EF, seguidos de los del EP.

Evaluación de la fiabilidad de la valoración del EF:

En relación a los resultados obtenidos de fiabilidad intersesión de los test de salto vertical (CMJ y ABA), los hallazgos de la investigación de Hulse et al.(131), revelaron unos ICCs_{2,1} que oscilaron entre 0.85 y 0.95, para el CMJ, y entre 0.88 a 0.96, para el ABA, en una muestra de futbolistas jóvenes (menores de 18 años). En nuestra investigación, según Vincent (251), se obtuvieron unos ICCs_{2,k} de 0.90, moderado, y de 0.97, alto, para el CMJ y ABA, respectivamente. Ambos tipos de ICCs (2,1 y 2,k) fueron calculados con fórmulas diferentes (217). Sin embargo, en relación a la fiabilidad absoluta, los CV (%) se calcularon en ambas investigaciones del mismo modo, oscilando en el estudio de Hulse et al.(131) entre 4.7 y 6.4 % vs 4.12 % de nuestra investigación, para el CMJ, y entre 4.4 y 4.8 % vs 2.36 %, para el ABA. Pese a que emplearan en su investigación el sistema Newtest Jump Mat (Oulu, Finland), los resultados obtenidos nos indican una adecuada fiabilidad en nuestros protocolos de evaluación del salto vertical. Comparando los mejores resultados obtenidos por la investigación de Nuzzo et al.(180) para la medida de la altura del CMJ utilizando el dispositivo Myotest, con nuestros resultados observamos el alto grado de similitud existente para la fiabilidad intersesión (ICC = 0.92 vs 0.90; SEM = 1.3 vs 1.81 cm; CV = 4.1 vs 4.12 %; LOA = 0.33 ± 3.53 vs -0.56 ± 5.02cm) y para la fiabilidad intrasesión (ICC = 0.91 vs 0.88 [evaluación 1] vs 0.95 [evaluación 2]; SEM = 1.4 vs 1.52 [evaluación 1] vs 0.94 cm [evaluación 2]; CV = 4.5 vs 2.55 [evaluación 1] vs 1.80 % [evaluación 2]). Cabe destacar que los resultados referentes al SEM y CV hay que compararlos con cautela, ya que fueron calculados de diferente forma a la utilizada en nuestra investigación. El SEM, calculado por Nuzzo et al.(180), se vio afectado por la heterogeneidad de la muestra, al incluir en su fórmula el valor del ICC (14) y el CV (%) fue calculado según las indicaciones de Hopkins et al.(128).

Por lo que respecta a los datos de fiabilidad intrasesión de los saltos verticales, cabe destacar que para la evaluación 2 se observó ligeramente una mayor fiabilidad relativa. Sin embargo, el error sistemático (ANOVA) fue identificado entre las tres repeticiones realizadas en segunda evaluación del SJ ($p = 0.02$) y ABA ($p = 0.01$). La fiabilidad absoluta (CV, SEM y MD) fue mayor para el CMJ y ABA de la segunda evaluación, siendo la evaluación 1 la más fiable para el SJ. Cabe destacar que al comparar la fiabilidad intersesión de los tres tipos de saltos, la fiabilidad más alta la mostró el ABA, seguido del CMJ y por último el SJ. A medida que se involucraron el componente elástico del músculo y el CEA mejoró tanto la fiabilidad relativa como absoluta, siendo la fiabilidad aún mayor en el ABA al incluir la acción de los brazos. Para la fiabilidad intrasesión de la evaluación 1, la fiabilidad absoluta fue mayor para el CMJ, seguido del SJ (basándonos en los valores del SEM y MD) y del ABA. Sin embargo, la fiabilidad relativa fue mayor para el ABA seguido del CMJ y del SJ. Para la fiabilidad intrasesión de la evaluación 2, la fiabilidad absoluta y relativa se comportaron de igual modo, siendo mayor, para el CMJ, seguido por el ABA y el SJ.

Por lo que respecta a los resultados de la fiabilidad intrasesión del test de velocidad en 5 y 15 metros, se alcanzó una mayor fiabilidad relativa a los 15 m, con un $ICC_{2,1}$ moderado (0.89), que a los 5 m, el cual según Vincent (251), fue insuficiente (0.78). La fiabilidad absoluta fue la misma atendiendo al SEM y al MD, aunque el CV fue menor para los 15 m.

Lo anterior refleja que tanto el tiempo en recorrer 5 m como la altura del SJ fueron más variables que el tiempo obtenido a los 15 m y que las alturas alcanzadas en el CMJ y ABA. Todo ello podría estar condicionado, probablemente, por la incapacidad de aplicar la máxima fuerza para acelerar el cuerpo lo más rápidamente posible y por un déficit en la coordinación intermuscular.

En cuanto a la fiabilidad intersesión de la fuerza dinámica máxima en una RM estimada y de la velocidad máxima en la fase concéntrica en el ejercicio de media sentadilla con el 60% del peso corporal, se obtuvieron, respectivamente, un $ICC_{2,1}$ de 0.81, moderado, y otro de 0.94, alto, por lo que la fiabilidad relativa fue muy buena, al igual que la fiabilidad absoluta, que se caracterizó por unos valores muy bajos en el CV, SEM, MD y LOA.

Evaluación de la fiabilidad de la valoración del EP:

Según Hamill y Knutzen (114), la media de los resultados obtenidos de la evaluación del ángulo Q de rodilla, indica que existió una tendencia hacia el genu valgo debido a que se superó el punto de corte de los 15°. Atendiendo a la medida del error, se obtuvo un ICC_{2,1} moderado, igual a 0.88, y un SEM de 0.56°. El valor mínimo necesario para la existencia de una variación significativa (MD) entre mediciones fue de 1.54°. Atendiendo al diagrama de Bland Altman (Figura 20), cabe mencionar que todos los sujetos, excepto uno, se hallaron dentro de los límites establecidos por el error aleatorio. Si comparamos estos resultados con los obtenidos en la investigación de Weiss et al.(259), en la que obtuvieron un ICC_{2,1} de 0.77, un SEM de 1° y una MD de 3°, en la evaluación de 25 estudiantes varones universitarios, podemos afirmar que la valoración realizada del ángulo Q en nuestra investigación fue muy fiable. El ángulo Q se ha utilizado tradicionalmente para determinar la alineación de las extremidades inferiores, pudiendo tener implicaciones para la selección de la actividad, el entrenamiento, y/o intervenciones médicas (195, 215). Nuestros hallazgos están en contraposición con la baja fiabilidad obtenida en investigaciones previas (106, 241), las cuales fueron realizadas con tamaños muestrales bajos. Para los sujetos examinados en la presente investigación, la estandarización de la posición de la cadera, rodilla y pies, así como la contracción isométrica del músculo cuádriceps, fueron unas indicaciones adecuadas para la adquisición de un ángulo Q preciso. Pese a la alta fiabilidad alcanzada en nuestro trabajo, estos valores podrían ser aún mejores si se pudiese adaptar el goniómetro para lograr una colocación más exacta en el centro de la rótula.

Según Maffiuletti et al.(159), hoy en día existen tres principales fabricantes de dispositivos isocinéticos en todo el mundo: CSMI solutions (Stoughton, MA, USA) que desarrolla el dispositivo Humac Norm (Cybex); Biodex Medical System (Shirley, NY, USA), para la creación de Biodex system 3; y CMV AG, para Con-Trex MJ. En nuestra investigación utilizamos los dispositivos dinamométricos Genu 3 y el sistema Haefni Health 1.0 para la evaluación de la fuerza isocinética de los músculos flexores y extensores de la rodilla. La gran diferencia entre ambos instrumentos es que el sistema Genu 3 mide el trabajo y el momento de fuerza o torque, mediante velocidades angulares ($^{\circ}\cdot s^{-1}$) y el otro sistema no. En un sentido estrictamente mecánico, el torque implica una rotación pura, por lo que la correcta terminología mecánica sería denominarlo momento de fuerza ($N\cdot m$), o simplemente momento que actúa en una

articulación (56). Por otro lado el dispositivo Haefni Health 1.0 mide la fuerza mediante velocidades lineales ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Es importante destacar que algunos estadísticos de fiabilidad, como el CV y los LOA calculados para los datos isocinéticos, procedentes del dispositivo isocinético Genu 3 y el sistema Haefni Health 1.0, no pueden ser comparados con otros estudios como consecuencia de la inexistencia de investigaciones en Ciencias de la Actividad Física que calcularan los estadísticos de fiabilidad según las indicaciones de Atkinson y Nevill (14).

Atendiendo a los valores del ICC y CV, contrariamente a una parte de los hallazgos de Li et al.(154) y Maffiuletti et al.(159), para los resultados obtenidos con el dispositivo Haefni Health 1.0 la fiabilidad fue mayor en los músculos flexores que en los extensores de la rodilla tal cual mostraron los estudios anteriores (154, 159). Según Vincent (251), para la variable fuerza máxima, se obtuvo un ICC alto ($\text{ICC} > 0.90$) en la evaluación excéntrica a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, unos ICCs moderados ($0.80 < \text{ICC} < 0.90$) en la valoración concéntrica a las velocidades de 20 y $40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y un ICC insuficiente ($\text{ICC} < 0.80$) en test excéntrico a $40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Esto indicó una mayor estabilidad en las medidas de fiabilidad calculadas en la fase concéntrica que en la excéntrica, apoyando así, los resultados del estudio de Tredinnick y Duncan (242). Según la opinión de Li et al.(154), aunque la acción muscular excéntrica es una parte fisiológica de la actividad normal, los test excéntricos son inusuales, posiblemente a causa de una inhibición de la máxima contracción en individuos que no están acostumbrados. Esto podría explicar por qué los test musculares excéntricos mostraron una menor fiabilidad que los test concéntricos, al igual que sucedió en el estudio de Li et al.(154). Sin embargo, para los resultados obtenidos con el dispositivo Genu 3 la fiabilidad de la variable trabajo fue ligeramente superior a la que se mostró para la variable torque máximo, por lo que se recomienda que los test de fuerza más fiables realizados con el sistema Genu 3 consistan en la evaluación de la fuerza máxima isocinética eligiendo la variable trabajo (J). Según Vincent (251), los ICCs calculados con los datos obtenidos con este dispositivo serían insuficientes.

Es curiosa la existencia de una relación inversamente proporcional entre los ICCs y los CVs calculados con los datos procedentes de ambos dinamómetros isocinéticos, ya que exceptuando los obtenidos para la variable fuerza máxima de los músculos flexores

de la rodilla, medidos en la fase concéntrica con el dispositivo Haefni Health 1.0, para el resto de variables, a medida que aumenta el ICC, disminuye el CV, y viceversa.

Atendiendo a los CVs calculados para la variable fuerza máxima evaluada con el dispositivo Haefni Health 1.0, se observó que a la velocidad de $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ fueron mayores que a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, excepto para los datos obtenidos por los músculos extensores de la rodilla, ocurriendo lo contrario. Sin embargo, no sucede lo mismo para los CVs calculados con los datos del dispositivo Genu 3.

Es interesante destacar que para los resultados obtenidos con ambos dispositivos isocinéticos la mayoría de las correlaciones fueron muy significativas entre las evaluaciones ($p < 0.01$), tanto para la fuerza y torque máximos, como para el trabajo desarrollados por los músculos flexores y extensores de la rodilla. Además, tanto para los LOA como para las MD calculados con los datos obtenidos por el sistema Haefni Health 1.0, para los músculos flexores de la rodilla, se observó que incrementaban a medida que aumenta la velocidad de evaluación, contrariamente a lo que sucedía con los músculos extensores de la rodilla. Esto quiere decir que para que existiesen diferencias significativas entre ambas evaluaciones, es necesaria una mayor diferencia en la fuerza máxima obtenida a una velocidad de $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ que a $0.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Por otro lado, atendiendo al valor de las MD calculadas con los datos obtenidos por el dispositivo isocinético Genu 3 para la variable torque máximo, tanto para los músculos flexores y extensores de la rodilla, se identificó una disminución apreciable conforme la velocidad de evaluación era mayor. Esto indica que para que existan diferencias significativas entre ambas evaluaciones en el torque máximo es necesaria una mayor diferencia obtenida a velocidades altas ($240^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$) que a bajas ($60^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$). Sin embargo, para la variable trabajo esta disminución se mostró únicamente para los músculos flexores de rodilla, sucediendo lo contrario para los músculos extensores.

Steiner et al.(227), sostuvieron que una ligera fluctuación debería permitirse cuando evaluamos el rendimiento muscular entre test, ya que incluso un cambio del 15% entre dichas pruebas puede no constituir una mejora o deterioro significativo en el rendimiento muscular. En nuestra investigación, únicamente existieron diferencias significativas en el torque y la fuerza máximos (ANOVA) entre la primera y segunda evaluación concéntrica de los músculos flexores de la rodilla realizadas a la velocidad de $180^{\circ}\cdot\text{s}^{-1}$ con el dispositivo Genu 3 ($p = 0.02$), presentando una fluctuación del 6.98 %

y a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ con el sistema Haefni Health 1.0 ($p = 0.01$), con una fluctuación del 8.93 %, respectivamente, por lo que una variación entre evaluaciones menor al 15 % sí que supuso una diferencia significativa en nuestro estudio. En dichos casos, el error sistemático fue detectado, por lo que en futuras investigaciones se debería adaptar el protocolo de medida para evitar el efecto de aprendizaje. Es necesario subrayar que el uso de ANOVA en situaciones en las que exista un gran error aleatorio no sería adecuado para detectar el error sistemático (14). Dichos porcentajes de variación contrastan con los obtenidos en estudios como el de Thorstensson et al.(237), Steiner et al.(227) y Li et al.(154). El primero de dichos estudios mostró un 13.70% de diferencia en el torque máximo medido en los músculos extensores de la rodilla en la fase concéntrica en un diseño test-retest en días separados. En el segundo se detectó una diferencia en la media del torque máximo de un 14 % y un 20 % en el trabajo total entre las dos evaluaciones. Y en el tercero se alcanzaron variaciones que oscilaron entre un 11.90 y 13.70 % para el trabajo total y entre un 9 y 9.50 % para la media del torque máximo. Sin embargo, en el estudio de Montgomery et al.(171) se obtuvo una fluctuación del 7% en las acciones concéntricas de los músculos flexores y extensores de la rodilla entre las pruebas isocinéticas.

Por otro lado, el patrón de evaluación podría haber influido en nuestros resultados. El uso de un patrón de extensión y flexión de rodilla alternativo ha sido cuestionado (204). Sin embargo, los hallazgos recientes sugieren que este tipo de patrones podrían ser preferibles para la evaluación de fuerza isocinética, como consecuencia de los mayores ICCs obtenidos comparados con evaluaciones aisladas para los músculos flexores y extensores de la rodilla (101, 108).

Algunos trabajos informaron de las restricciones del uso de los coeficientes de correlación intraclase (ICC) y de Pearson (r) (13, 39). Ambos coeficientes de correlación no pueden detectar el error sistemático (258), por lo que su interpretación debía ser cautelosa como consecuencia de su afectación por la heterogeneidad de la muestra, de forma que una alta correlación podría significar una medida del error inaceptable (14). Según Weir (258), la magnitud del ICC depende de la variabilidad entre sujetos. Por lo tanto, si los sujetos difieren poco entre ellos, el valor del ICC será bajo, incluso si la variabilidad entre test es pequeña, y si los sujetos difieren mucho entre ellos, el valor del ICC será alto, incluso si la variabilidad entre test es grande. Por esta razón, Looney (155) sostuvo que era necesaria la determinación del SEM en

conjunción con el ICC. El SEM, que es un indicador de la precisión de una puntuación, a diferencia del ICC, no se encuentra afectado por la variabilidad entre sujetos (14). A pesar de ello, no se conocen los puntos de corte que indiquen una adecuada fiabilidad, por lo que para conocer si las puntuaciones entre test son diferentes o si esa variabilidad se debe al “ruido” de la medida, se calcularon las MD utilizando para ello el valor del SEM.

Según Atkinson y Nevill (14), la verdadera variación entre test podría ser subestimada si calculamos el CV como la media de los CV individuales, ya que no refleja el error entre test repetidos para todos los individuos, sino solamente la media individual. Por ello, Quan y Shih (190) lo denominaron el “estimador ingenuo” y sugirieron que no se utilizase. En nuestra investigación fue utilizado como otro estadístico más en la determinación de la fiabilidad absoluta junto al SEM, MD y LOA, conociendo sus limitaciones e interpretándolo con cautela. Debido a lo anterior, siguiendo las indicaciones de Atkinson y Nevill (14), para los datos procedentes de las evaluaciones isocinéticas, los cuales presentaban heterocedasticidad, el CV fue calculado sobre la media cuadrática del error (procedente del ANOVA) de los datos logarítmicamente transformados (40, 190). Para las medidas de rendimiento físico es común que el error absoluto tienda a ser mayor para los sujetos que tengan puntuaciones o valores superiores (14, 128). Un ejemplo de ello, es que la variación en la evaluación de la fuerza entre dos test similares en sujetos más fuertes es probable que sea más grande que la de los sujetos más débiles (258).

C) Discusión de la determinación del EF y el EP:

Las intenciones de la determinación del EF y el EP fueron cinco:

- 1) Identificar la estructura subyacente perteneciente al constructo EF y EP.
- 2) Clasificar a los sujetos en función de su EF y EP.
- 3) Conocer la importancia relativa de cada componente del EF y EP en la discriminación entre conglomerados.
- 4) Establecer la relación entre los componentes de los constructos EF y el EP.
- 5) Analizar la relación entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP.

La discusión de los resultados obtenidos del EF y el EP se abordó paralelamente y siguiendo el mismo orden establecido por cada objetivo.

Identificación de la estructura subyacente perteneciente al constructo EF y EP:

Hasta nuestro conocimiento, esta es la primera investigación que de forma sistemática ha examinado la controversia de la generalidad contra la especificidad tanto de las capacidades físicas pertenecientes al EF como de los indicadores que informan del EP.

La mayoría de los estudios previos abordaron parcialmente este tema, proporcionando evidencia inconsistente debido a que, hasta el momento, no existe estudio alguno que haya intentado comprender la estructura interna de los constructos EF y EP. Por lo que respecta a las consideraciones metodológicas que propusieron Salaj y Markovic (208) para la realización de este tipo de investigaciones, se aplicaron técnicas estadísticas multivariadas (p.ej. el PCA) para determinar la relación entre los diferentes test de evaluación del EF y EP, aunque no se pudo disponer de una muestra amplia.

El principal hallazgo de este análisis se refiere a la, relativamente, simple estructura factorial de todos los test de rendimiento y de prevención. Para ambos constructos el PCA extrajo 4 componentes principales. Para el EF, dichos componentes explicaron un 88.69% de la varianza de todas las variables seleccionadas de los test físicos. Estos resultados, junto con unas moderadas-altas comunalidades de todas las variables (Tabla 15), sugieren que la selección de los test de rendimiento fue adecuada. Las más altas correlaciones con el primer componente principal fueron reveladas por los test de velocidad (5 y 15 m) junto al mejor tiempo en RSA test (RSA best), mientras que las correlaciones del resto de variables de rendimiento con dicho componente son de una magnitud mucho menor. Estos resultados sugieren claramente que el primer componente principal extraído pudiera representar el *Componente Velocidad*. El segundo componente principal correlacionó altamente con los test de salto (CMJ, SJ y ABA). Por el contrario, las cargas factoriales del resto de variables de rendimiento con este componente fueron generalmente bajas. Interpretamos el segundo componente principal como *Componente Fuerza sin carga externa*. El tercer componente principal correlacionó altamente con las variables obtenidas en el 30-15 IFT (VIFT y VO₂max IFT) y el porcentaje de decremento del RSA (RSA%dec). Las correlaciones fueron

bajas entre dicho componente y el resto de variables, aunque se observa que la variable RSA % dec también muestra relación con el *Componente Fuerza sin carga externa*. Esto podría indicar que aquellos sujetos que mostraran unos valores mayores en la altura de los saltos verticales podrían presentar a su vez un porcentaje de decremento mayor en el RSA y viceversa. Interpretamos este tercer componente principal como *Componente Resistencia mixta*. Finalmente, el cuarto componente principal correlacionó altamente con los test de fuerza (RM estimada y Vmax 60% pc), mientras que las correlaciones de este componente con el resto de variables de rendimiento fueron bajas. A pesar de esto, la variable Vmax 60% pc, mostró su segunda correlación (negativa) más alta con el *Componente Velocidad*, manifestando que aquellos sujetos que desarrollaron una mayor velocidad en el desplazamiento de la barra en el ejercicio de media sentadilla, con una carga del 60% del peso corporal, podrían presentar también un menor tiempo en los test de velocidad (5 y 15 m) y RSA best. El cuarto componente principal se interpretó como *Componente Fuerza con carga externa*.

Colectivamente, en primer lugar, estos resultados sugieren una naturaleza distinta entre los test de fuerza (*Componente Fuerza con carga externa*) y de salto (*Componente Fuerza sin carga externa*) con respecto al resto de componentes principales. Por otra parte, es de gran interés señalar que las variables obtenidas en el RSA test, como son el porcentaje de decremento (RSA%dec) y el mejor tiempo en el RSA (RSA best), hayan formado parte del *Componente Resistencia mixta*, junto a variables obtenidas en el IFT, y del *Componente Velocidad*, respectivamente. El uso de test o ejercicios que consisten en la realización de varios esprints separados con periodos de recuperación breves, en vez de un esprint único, asegura unas respuestas fisiológicas similares a aquellas que acontecen durante un partido de fútbol, tales como la disminución del pH muscular, la fosfocreatina (PCr) y ATP, la activación de la glucólisis anaeróbica (221, 232, 264) y acumulación de metabolitos (p.ej. fosfato inorgánico [P_i], H⁺) (38). El considerable incremento observado en el músculo y la sangre de H⁺ podría perjudicar el rendimiento en los esprints repetidos (223). Esto es apoyado por las altas correlaciones encontradas entre el RSA%dec, la capacidad de tamponamiento y los cambios del pH en el músculo y la sangre (35-37). La depleción de los almacenes de PCr es un factor limitante del rendimiento en un ejercicio de esprints repetidos (36, 41, 42). En línea con esta afirmación se han mostrado fuertes correlaciones entre la resíntesis de los almacenes de PCr y la recuperación entre esprints de 30 segundos de duración (41, 42). Las vías del

metabolismo oxidativo son esenciales para la resíntesis de PCr durante la recuperación del ejercicio de alta intensidad (116, 161). Esto sugiere que la capacidad aeróbica podría ser un importante determinante del RSA (239). El VO₂ máximo (VO₂ máx) es la medida más ampliamente aceptada de la capacidad aeróbica y representa la tasa máxima en la que el metabolismo aeróbico puede suministrar energía (36, 234). Por otra parte, el VO₂ máx, como la resíntesis de PCr han correlacionado con la actividad de la citrato sintasa (136), y es una medida común utilizada para evaluar la eficacia de los programas de entrenamiento de resistencia (36). La correlación entre el VO₂ máx y el porcentaje de decremento del esprín, aunque es baja, es significativa, y sugiere que el VO₂ máx podría ser un determinante importante del RSA, observación que también efectuó Bishop et al.(36). Es importante destacar que la restauración de los niveles de PCr está limitada por la disponibilidad de oxígeno (O₂) (116), lo que sugiere que aquellos individuos con una elevada capacidad aeróbica (p.ej. un alto VO₂ máx o umbral de lactato) deberían ser capaces de resintetizar más rápidamente los niveles de PCr entre esprines repetidos (36, 38).

Otro factor limitante en el test RSA, en relación al aporte de energía que afecta al RSA%dec, es la glucólisis anaeróbica (38). Una gran disminución de la PCr intramuscular, junto con el aumento concomitante del P_i y del adenosín monofosfato, estimula la rápida activación de la glucólisis anaeróbica en el inicio de un esprín (70). Como consecuencia, la glucólisis anaeróbica es una importante fuente de adenosín trifosfato (ATP) durante un esprín (94). Sin embargo, durante los siguientes esprines hay una drástica disminución en la producción de ATP a través de la glucólisis anaeróbica, que es atribuida a la acidosis resultante de la degradación máxima del glucógeno durante los primeros esprines (42, 207). Por lo tanto, no está claro si el aumento de las tasas máximas anaeróbicas glucogenolítica y glucolítica desencadenarán mejoras en el rendimiento del RSA (38). El tercer factor limitante en el test RSA, en relación con el suministro de energía, es el metabolismo aeróbico (38). Según Bishop et al.(38), las adaptaciones fisiológicas relacionadas con el incremento de la dependencia sobre el metabolismo aeróbico para resintetizar ATP y mejorar la capacidad para resistir la fatiga durante los esprines repetidos son: una elevada capacidad mitocondrial respiratoria (236), una rápida cinética del consumo de oxígeno (194), una tasa acelerada de reoxigenación muscular post-esprín (53), un mayor umbral del lactato (71) y un mayor VO₂ máx (35, 36, 164, 194). De las adaptaciones fisiológicas anteriores, el más

estudiado ha sido el VO_2 máx (38), el cual correlacionó moderadamente ($0.62 < r < 0.68$; $p < 0.05$) en varios estudios con el tiempo medio y porcentaje de decremento del test RSA (35, 36, 164, 194). Se ha demostrado que los sujetos con un mayor VO_2 máx presentan una capacidad superior para resistir la fatiga durante ejercicios de esprints repetidos (37). Por lo tanto, la mejora del VO_2 máx podría permitir una mayor contribución aeróbica a los esprints repetidos, mejorando potencialmente el rendimiento del test RSA (38).

Además de lo anterior, la activación muscular necesaria para activar plena y voluntariamente la musculatura de trabajo (167), la disrupción en la activación temporal de la musculatura agonista y antagonista (patrones de coordinación muscular) y/o estrategias de reclutamiento de las unidades motoras (p.ej. disminución del reclutamiento de las fibras de contracción rápida) podrían afectar a la resistencia a la fatiga en el RSA (33).

Varios estudios (69, 148, 235, 261) mostraron resultados similares a los que obtuvimos en nuestra investigación, revelando una correlación significativa entre los test de velocidad y salto vertical, siendo la correlación mayor a medida que la distancia del esprín era superior (250). Sin embargo, el PCA realizado en nuestra investigación no incluyó dentro del mismo componente principal a dichas variables. Wisløff et al.(261) y Chelly et al.(57) apoyaron nuestros resultados pertenecientes a la correlación existente entre la 1RM y los test de velocidad (Vel 5 y 15 m), por un lado, y entre la 1RM y la altura del salto vertical (CMJ y ABA), por otro.

Markovic et al.(160), al examinar la influencia de la fuerza de la musculatura extensora de la pierna sobre el rendimiento en la agilidad en una muestra de estudiantes varones de educación física, determinaron la existencia de cuatro componentes principales, que fueron: la fuerza explosiva, la fuerza elástica, la agilidad y la fuerza máxima. Pese a que las variables analizadas no fueron las mismas que en nuestra investigación, dos de sus componentes extraídos, como fueron la fuerza explosiva y la fuerza máxima, podrían ser, respectivamente, similares al *Componente Fuerza sin carga externa* y al *Componente Fuerza con carga externa* obtenidos en nuestros resultados. Otra investigación (208) en la que se analizó la estructura subyacente del salto, el esprín y los cambios de dirección en atletas varones, también obtuvo otros cuatro componentes principales: la capacidad de esprín, que podría ser comparable al *Componente Velocidad*

obtenido en nuestra investigación; la capacidad para cambiar de dirección; la capacidad de salto, caracterizada por un rápido CEA, similar al componente fuerza elástica de la investigación de Markovic (160); y la capacidad de salto concéntrica, caracterizada por un lento CEA, similar al componente fuerza explosiva (160) y al *Componente Fuerza sin carga externa* de nuestra investigación. Sin embargo, otro estudio (238) realizado con una muestra de futbolistas de élite determinó la existencia de tres componentes principales de la variable latente velocidad: el espín lineal, la agilidad y la velocidad del balón tras un disparo con el empeine del pie.

En relación al PCA realizado sobre los test de evaluación del EP, el PCA extrajo 4 componentes principales, los cuales explicaron el 86.31% de la varianza de todas las variables seleccionadas de los test de prevención. Estos resultados, junto con unas moderadas-altas comunalidades de todas las variables (Tabla 28), sugieren que la selección de los test de prevención fue adecuada. Las más altas correlaciones con el primer componente principal fueron reveladas por los ratios DCR y CSR junto al ángulo Q, obteniendo las mayores cargas factoriales (correlaciones) con el primer componente principal, en especial los ratios medidos a $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Las correlaciones del resto de variables de rendimiento con dicho componente fueron de una magnitud mucho menor, aunque se observó que la variable ángulo Q (Q°) también mostró relación con el *Componente Intramuscular - Velocidad angular – Extensión*, debido a que es un índice del vector de fuerza combinado entre los mecanismos de extensión y el tendón rotuliano (91). Debemos indicar que el ángulo Q es clínicamente utilizado para estimar la línea de tracción del músculo cuádriceps (158), aunque un estudio revelara que no existe relación entre sujetos con diferentes medidas del ángulo Q y el ángulo de producción del torque máximo obtenido a 30 , 60 y $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ durante la extensión de la rodilla. Los resultados de nuestra investigación sugieren claramente que el primer componente principal extraído pudiera representar el *Componente Intermuscular - Velocidad lineal*. El segundo componente principal correlacionó altamente con el ratio CSR medido a 60 y $180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$. Por el contrario, las cargas factoriales del resto de variables de prevención con este componente fueron generalmente bajas. Interpretamos el segundo componente principal como *Componente Intermuscular - Velocidad angular*. El tercer componente principal correlacionó altamente con las variables RTTF a 180 y $240^\circ\cdot\text{s}^{-1}$. Las correlaciones fueron bajas entre dicho componente y el resto de variables. Interpretamos este tercer componente principal como *Componente Intramuscular - Velocidad angular*

- *Flexión*. Finalmente, el cuarto componente principal correlacionó altamente con los RTTE a 180 y 240°·s⁻¹, mientras que las correlaciones fueron bajas entre dicho componente y el resto de variables. El cuarto componente principal se interpretó como *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión*.

Colectivamente, estos resultados sugieren la distintiva naturaleza entre:

- Las variables calculadas fruto de la relación entre varios músculos (intermusculares) o de los datos obtenidos de un mismo músculo (intramusculares).
- Las variables evaluadas mediante velocidades angulares (°·s⁻¹) o lineales (m·s⁻¹).
- Las variables obtenidas de la evaluación de los músculos extensores o flexores de la rodilla.

Clasificación de los sujetos en función de su EF y EP:

Tras revisar la literatura científica, un estudio reciente (4) clasificó a los futbolistas de acuerdo con su perfil físico y fisiológico durante las sesiones de entrenamiento, evaluando la respuesta cardíaca, las distancias recorridas, la velocidad a la que recorrían esas distancias y la aceleración. Sin embargo, esta es la primera investigación que, tras la realización de un PCA en el que se extrajeron los principales componentes de ambos constructos, tuvo como objetivo clasificar a los sujetos en función del EF y EP de manera independiente. Según Abade et al.(4), existen varias dimensiones que se deberían tener en cuenta (social, psicológica, etc.), aunque también se percibe una necesidad de focalizar la atención hacia variables de rendimiento observables durante las sesiones de entrenamiento de los futbolistas. Este estudio identificó los predictores de rendimiento y de prevención más potentes para la agrupación de los sujetos tras la evaluación de los mismos, proporcionando una información precisa sobre el estímulo del entrenamiento. La agrupación de los jugadores con características fisiológicas similares puede disminuir la aparición de respuestas heterogéneas durante el entrenamiento, pudiendo ayudar a los entrenadores en la distribución de los grupos de trabajo y permitir un control eficiente de las respuestas de los jugadores (4).

Los resultados de la clasificación de los sujetos en relación al EF (Figura 24), mostraron que el conglomerado 1, denominado “Bajo EF”, se caracterizó por tener un

porcentaje muy alto de decremento en el test RSA, una RM estimada moderadamente baja y unas puntuaciones Z moderadamente altas tanto en los tiempos en recorrer a máxima velocidad los 5 y 15 m como en el CMJ. Sin embargo, el conglomerado 2, denominado “Alto EF”, presentó unos tiempos moderadamente altos en los test de velocidad de 5 y 15 m, un porcentaje muy bajo de decremento en el test RSA, unas puntuaciones Z moderadamente altas tanto en la velocidad máxima en el IFT como en la RM estimada, y unos saltos verticales muy bajos. Por lo tanto, se identificó a dos grupos que presentaron algunas características físicas opuestas muy destacables, las cuales afectaban a todos los componentes obtenidos en el PCA anterior, excepto al *Componente Velocidad*. Las variables en las que más se diferenciaron fueron el porcentaje de decremento, la RM estimada y los saltos verticales (SJ, CMJ y ABA). Es de destacar que el conglomerado 2, pese a su denominación como “Alto EF”, mostró los valores más bajos en relación a los saltos verticales, aunque presentó unos valores muy altos en la RM estimada en comparación con el conglomerado “Bajo EF”. Se puede afirmar que el conglomerado 1, etiquetado como “Bajo EF”, es el que menos se distingue de la media de la muestra, prueba de ello es que su segunda mayor puntuación Z, tras el porcentaje de decremento en el test RSA, fue de 0.28 para el tiempo en recorrer 5 m a máxima velocidad. Si nos centramos en los otros dos conglomerados, es decir, el conglomerado 3, etiquetado como “Muy bajo EF”, y el conglomerado 4, llamado “Muy alto EF”, presentaron perfiles diametralmente opuestos en cada una de las variables que constituyen cada componente. De esta manera, el conglomerado 4 fue el que presentó el mejor rendimiento, mostrando unos tiempos muy bajos en el *Componente Velocidad*, un porcentaje moderadamente bajo de decremento en el test RSA y unos valores muy altos en la velocidad en el IFT, el VO₂ max en el IFT y los *Componentes Fuerza con y sin carga externa*. Por otro lado, es importante especificar que aquellos sujetos que presentaron el menor porcentaje de decremento como consecuencia de una mayor capacidad para resintetizar PCr no fueron los que presentaron la mayor capacidad aeróbica medida mediante el VO₂ máx, tal y como sugirió Bishop et al.(38). Sin embargo, los conglomerados “Muy bajo EF” y “Bajo EF” que mostraron unas altas puntuaciones Z en la variable porcentaje de decremento del RSA (0.61 y 0.97, respectivamente) tendieron hacia un menor VO₂ máx (-1.26 y 0.09, respectivamente). Contrariamente, los conglomerados “Muy alto EF” y “Alto EF” mostraron la tendencia opuesta (de -0.33 y -1.25, para el RSA % dec a 1.19 y -0.02 en la variable VO₂ máx, respectivamente).

Los conglomerados resultantes de la clasificación de los sujetos en relación al EP fueron etiquetados en función de los resultados obtenidos en los ratios de fuerza convencionales de la rodilla (CSR obtenido a 60 y 180°·s⁻¹), debido a que son un indicador de riesgo de lesión ampliamente estudiado en la literatura científica(11, 45, 48, 67, 84, 99, 100, 127, 169). El conglomerado 1 se denominó “Bajo EP” como consecuencia del valor medio obtenido en el CSR evaluado a 60 y 180°·s⁻¹ (*Componente Intermuscular - Velocidad angular*). Su valor fue 0.54 (dato sin transformación logarítmica) en ambas velocidades, siendo inferior a los puntos de corte de 0.57 o de 0.55, evaluados en Cybex o Biodex, respectivamente, y establecidos por Crossier et al.(67). El conglomerado 2, denominado “Alto EP”, obtuvo un CSR de 0.60 y 0.63 (datos sin transformación logarítmica) para las velocidades angulares de 60 y 180°·s⁻¹, mientras que el conglomerado 3, etiquetado como “Muy alto EP”, obtuvo unos valores medios de 0.65 (dato sin transformación logarítmica) para ambos ratios. Por último, el conglomerado 4, llamado “Muy bajo EP”, presentó un CSR de 0.46 y 0.50 (datos sin transformación logarítmica) para 60 y 180°·s⁻¹, respectivamente.

Atendiendo a la Figura 30, en la que se representan gráficamente las puntuaciones Z de los conglomerados del constructo EP, cabe destacar la tendencia opuesta que presentaron los perfiles de los diferentes conglomerados cuando los comparamos entre el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* y el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Flexión*, y a éste último, con respecto al *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión*. Es decir, la ordenación producida en los conglomerados en relación a las puntuaciones Z obtenidas en el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* se invirtió en el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Flexión*. Esta ordenación fue de nuevo invertida en su comparación con el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión*, con la única salvedad de que el conglomerado 3, etiquetado como “Muy alto EP” en la variable RTTE 240, obtuvo una puntuación Z superior a la del conglomerado 2. Además, es importante matizar que los conglomerados “Muy bajo EP” y “Muy alto EP”, cuando son comparados en función del *Componente Intermuscular - Velocidad lineal*, muestran resultados opuestos. Para el conglomerado “Muy bajo EP” los ratios reales, no transformados logarítmicamente, medidos a velocidades lentas (0.20 m·s⁻¹) fueron inferiores (0.97 vs 1.18 [CSR] y 1.01 vs 1.43 [DCR]), mientras que los evaluados a velocidades intermedias (0.40 m·s⁻¹) fueron superiores (1.32 vs 1.06 [CSR] y 1.64 vs

1.39 [DCR]) a los obtenidos por el conglomerado “Muy alto EP” y viceversa. Según la investigación de Aagaard et al.(1), un DCR en torno a 1.00 (evaluado con un dinamómetro Kin-Com) o superior a los puntos de corte de 0.98 o 1.05 (utilizando como dispositivos de evaluación Cybex o Biodex, respectivamente) establecidos por Croisier et al.(67) indica una significativa capacidad de los isquiotibiales para estabilizar la articulación durante la extensión activa de rodilla (1). De haber utilizado el mismo dispositivo que en dichos estudios, todos conglomerados presentarían una adecuada capacidad para estabilizar la rodilla.

Por último, comentar que el conglomerado “Muy bajo EP”, que mostró un ángulo Q (Q°) de 17.63°, obtuvo unas puntuaciones Z muy altas, siendo el conglomerado “Alto EP”, que presentó un valor de 16.54°, el que mostró las puntuaciones Z más bajas en comparación con el resto de conglomerados. Binder et al.(34) determinaron que los sujetos que presentaron un menor ángulo Q de la rodilla obtuvieron unos valores significativamente mayores en el torque máximo, en el trabajo total medidos a 300°·s⁻¹ y en la potencia evaluada a 60°·s⁻¹. No existe ningún estudio que relacione ratios de fuerza isocinéticos (intra o intermusculares) con el ángulo Q de la rodilla.

Por otro lado, no se poseen datos de referencia o valores normativos para diferentes tipos de poblaciones en cuanto a los datos isocinéticos medidos tanto con el dispositivo Haefni Health 1.0 como con el dinamómetro isocinético Genu 3. Por ello, son necesarias más investigaciones que determinen los puntos de corte para los ratios de fuerza musculares de la rodilla con otros dispositivos isocinéticos, como los utilizados en la presente investigación.

Importancia relativa de cada componente del EF y EP en la discriminación entre conglomerados:

Hasta la actualidad, los estudios en Ciencias de la Actividad Física que han realizado un análisis estadístico discriminante son muy escasos y presentan objetivos claramente diferentes a los de la presente investigación (129, 152, 187, 211, 257), tan solo en tres de ellos (152, 187, 257) se evaluaron variables antropométricas y biomotoras (p. ej. potencia aeróbica máxima, resistencia muscular, flexibilidad del tronco etc.). Si comparamos los resultados obtenidos de la variable consumo máximo de

oxígeno (VO_2 máx) por nuestra muestra de estudio con los del estudio de Leone et al.(152), observamos que todos nuestros conglomerados mostraron valores superiores, excepto el conglomerado “Alto EF”, que presentó $46.49 \text{ mL}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ de media, inferior al de las tenistas, nadadoras, patinadoras y jugadoras de voleibol. Cabe destacar que las diferencias pueden deberse al género masculino, al nivel de entrenamiento y a la edad adulta de nuestros participantes. La mayoría de la variabilidad entre grupos de sujetos (92.8%) fue explicada por la primera función discriminante. Atendiendo al valor de los centroides de los conglomerados para las tres funciones discriminantes del constructo EF (Tabla 23) y al mapa territorial de los sujetos evaluados relativos a sus conglomerados de EF (Figura 25), la primera función discriminante diferenció al conglomerado “Muy alto EF” del “Muy bajo EF” y a ambos respecto del resto. Prueba de ello son los valores mostrados por los centroides de ambos conglomerados (7.11 y -4.66), que difieren enormemente entre ellos y con respecto al resto de conglomerados (1.82 y -0.30). Cabe destacar la gran diferencia existente entre el conglomerado “Muy alto EF” del resto. Los coeficientes tipificados (Tabla 22) sugirieron que los más potentes discriminadores para la primera función fueron el *Componente fuerza con carga externa* (1.95), el *Componente Velocidad* (-1.84) y el *Componente Resistencia mixta* (1.49). En relación al *Componente Velocidad*, varios estudios (142, 232) afirmaron que tanto el test RSA como los test de velocidad podrían usarse para discriminar a los futbolistas en función del nivel competitivo y de la posición que ocupan dentro del terreno de juego. Esto podría indicar la relevancia de este test para discriminar a los sujetos en función de su EF. Por otro lado, la segunda función discriminante reflejó las diferencias entre el conglomerado “Alto EF” respecto del resto. Si observamos los centroides de los conglomerados para la segunda función discriminante (Tabla 23), identificamos las grandes diferencias entre el valor de -1.33 para dicho conglomerado y el resto (0.13, 0.77 y 1.33). Los coeficientes tipificados (Tabla 22) sugirieron que el discriminador más potente para la segunda función discriminante fue el *Componente Fuerza sin carga externa* (0.98). Por último, la tercera función discriminante discriminó a los conglomerados “Muy alto EF” y “Muy bajo EF” del resto de conglomerados. Si analizamos los centroides de los conglomerados para la tercera función discriminante (Tabla 23), observamos valores opuestos entre ambas parejas de conglomerados (-0.14 y -0.09 vs 0.11 y 0.01). Los coeficientes tipificados (Tabla 22) sugirieron que el discriminador más potente para la tercera función discriminante fue el *Componente Resistencia mixta* (0.80). Cabe destacar que todos los

componentes desempeñaron un papel fundamental en una o varias funciones discriminantes, es el caso del *Componente Resistencia mixta*, por lo que la elección de este tipo de variables (componentes) de rendimiento fue muy acertada para la discriminación entre los diferentes conglomerados de forma física.

Tal y como se observa en los coeficientes tipificados de la Tabla 22, para la primera función discriminante el *Componente Velocidad* tuvo una relación negativa con esta función, mientras que el resto de componentes presentaron una relación positiva. Atendiendo a la segunda función discriminante, el *Componente Fuerza sin carga externa* mostró una relación positiva con esta función, mientras que el resto de componentes obtuvieron una relación negativa. Por último, para la tercera función discriminante, el *Componente Resistencia mixta* presentó una relación positiva a diferencia del resto de componentes, que fue negativa. Todo esto hace indicar que existen diferentes factores que afectaron de igual o diferente forma a los componentes en cada función discriminante.

La correcta y buena clasificación general (89.5%) pone de relieve la importancia de considerar los cuatro componentes del constructo EF en el modelo. La clasificación de los sujetos mediante todas las funciones discriminantes significativas después de la validación (Tabla 24), indicó que los conglomerados “Muy alto EF” y “Muy bajo EF” fueron clasificados correctamente. Por otra parte, de los 2 sujetos que fueron clasificados erróneamente en otros conglomerados, ninguno fue clasificado erróneamente en el conglomerado “Muy alto EF”. Esto confirma el perfil de forma física particular de los sujetos que forman parte del conglomerado “Muy alto EF”. El modelo parece ser lo suficientemente sensible ($p < 0.05$) para discriminar entre los diferentes estados de forma física.

Por lo que respecta al EP, la mayoría de la variabilidad entre grupos de sujetos (77.3%) fue explicada por la primera función discriminante. Atendiendo al valor de los centroides de los conglomerados para las tres funciones discriminantes del constructo EP (Tabla 37) y al mapa territorial de los sujetos evaluados relativos a sus conglomerados de EP (Figura 31), la primera función discriminante diferenció a los conglomerados “Muy alto EP” y “Alto EP” del resto y al conglomerado “Bajo EP” respecto del “Muy bajo EP”. Prueba de ello, es la proximidad entre los centroides de los conglomerados “Muy alto EP” y “Alto EP” (1.37 y 1.34) y su distancia con respecto a

los centroides de los conglomerados “Muy bajo EP” (-5.78) y “Bajo EP” (-0.28). Cabe destacar la gran diferencia existente entre el conglomerado “Muy bajo EP” y el resto. Los coeficientes tipificados (Tabla 36) sugirieron que el más potente discriminador para la primera función fue el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* (1.22). Por otro lado, teniendo en cuenta la distancias entre centroides, la segunda función discriminante reflejó las diferencias entre el conglomerado “Muy alto EP” (1.91) del resto y entre el conglomerado “Muy bajo EP” (0.51) de los conglomerados “Alto EP” (-0.71) y “Bajo EP” (-0.63). Los coeficientes tipificados (Tabla 36) sugirieron que los discriminadores más potentes para la segunda función discriminante fueron los *Componentes Intermuscular - Velocidad lineal* (0.83) e *Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* (-0.58). Por último, la tercera función discriminante, atendiendo al valor de los centroides, discriminó a los conglomerados “Alto EP” (-0.54) y “Muy bajo EP” (-0.44) con respecto al resto y al conglomerado “Muy alto EP” (0.07) del conglomerado “Bajo EP” (0.55). Los coeficientes tipificados (Tabla 36) sugirieron que los discriminadores más potentes para la tercera función discriminante fueron los *Componentes Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* (0.73) e *Intermuscular - Velocidad angular* (-0.39). Cabe destacar que todos los componentes desempeñaron un papel fundamental en una o varias funciones discriminantes, es el caso del *Componente Intermuscular - Velocidad angular*, por lo que la elección de este tipo de variables (componentes) de prevención fue muy acertada para la discriminación entre los diferentes conglomerados de referentes al EP.

Tal y como se observa en los coeficientes tipificados de la Tabla 36, para la primera función discriminante, los *Componentes Intermuscular - Velocidad lineal* e *Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* presentaron una relación negativa, mientras que la del resto de componentes fue positiva. Por lo que respecta a la segunda función discriminante, los *Componentes Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* e *Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* presentaron una relación negativa, mientras que la del resto de componentes fue positiva. Por último, para la tercera función discriminante, los *Componentes Intermuscular - Velocidad angular* e *Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* obtuvieron una relación negativa, mientras que la del resto de componentes fue positiva. Todo ello hace indicar la presencia de diferentes factores que afectaron de igual o diferente forma a los componentes en cada función discriminante.

La correcta y aceptable clasificación general (57.9%) pone de relieve la importancia de considerar los cuatro componentes del constructo EP en el modelo, aunque también hace indicar la necesidad de incluir más variables (o componentes) que pudieran ayudar a discriminar en mayor medida, con un mayor porcentaje de casos clasificados correctamente, a los sujetos de la muestra. La clasificación de los sujetos mediante todas las funciones discriminantes significativas después de la validación (Tabla 38), indicó que el conglomerado “Muy alto EP” fue clasificado correctamente. Por otra parte, de los 7 sujetos que fueron clasificados erróneamente en otros conglomerados, tan sólo uno fue clasificado equivocadamente en el conglomerado “Muy alto EP”. Esto confirma el perfil preventivo particular de los sujetos que forman parte del conglomerado “Muy alto EP”. El modelo parece ser lo suficientemente sensible ($p < 0.05$) para discriminar entre los diferentes estados de prevención.

Prácticamente, los componentes incluidos en ambos modelos de clasificación de los sujetos en función del EF y EP ayudarán a los entrenadores a determinar el perfil de los atletas. Leone et al.(152) aclararon que una puntuación discriminante alta obtenida por un individuo no permite ninguna conclusión sobre el éxito deportivo presente o futuro. Sin embargo, contrariamente a esta afirmación, si atendemos a los marcadores de lesión tan examinados en la literatura científica (p.ej. ratio H/Q), sí que podríamos estar clasificando a los individuos en función del riesgo de lesión que presentan en relación al futuro. Una puntuación discriminante alta en nuestros modelos (EF y EP) indica que un jugador posee un perfil compatible en comparación con los jugadores que forman parte de ese conglomerado.

Relación entre los componentes de los constructos EF y el EP:

Esta investigación fue la primera que estudió la relación existente entre los componentes de ambos constructos. Tras los análisis de correlación realizados entre los distintos componentes del EF y EP, el *Componente Fuerza sin carga externa* del constructo EF se relacionó significativamente ($r = 0.68$; $p = 0.001$) con el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* del constructo EP. Todo ello pone de manifiesto una relación moderada entre los saltos verticales (SJ, CSJ y ABA) y los ratios de fuerza isocinética convencionales (CSR) de la rodilla medidos a 60 y 180°·s⁻¹. Estos resultados están en línea con los obtenidos en estudios previos (205, 210) en los que se mostraron

altas correlaciones entre los ratios de fuerza isocinéticos evaluados a velocidades iguales a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ y la altura de los saltos verticales. Rouis et al.(205) argumentaron que esto podría ser debido a la estrecha relación entre las condiciones de evaluación de los saltos verticales y las mediciones isocinéticas a velocidades altas, ya que la fuerza desarrollada a altas velocidades podría provenir principalmente de las fibras musculares rápidas (p. ej. tipo II) (104). Es curiosa la relación existente entre ambas evaluaciones debido a que la medición isocinética de los CSRs fue uniarticular, involucrando únicamente a la articulación de la rodilla, mientras que la realización de los saltos verticales fue multiarticular implicando a articulaciones como la rodilla, tobillo, cadera etc. De esta manera, en los saltos verticales los cuádriceps participan en la extensión de la rodilla y los isquiotibiales en la extensión de la cadera, a diferencia de la evaluación isocinética en la que ambos movilizan únicamente la articulación de la rodilla. Además, debe recalarse que el protocolo de la evaluación isocinética provocó la inexistencia del CEA, siendo un aspecto clave en la medida de los saltos CMJ y ABA.

Por otro lado, el *Componente Fuerza con carga externa* del constructo EF, constituido por la RM (estimada) y por la velocidad en el desplazamiento de la barra en el ejercicio de media sentadilla con una carga del 60% del peso corporal ($V_{max60\%pc}$), se relacionó de una forma significativamente moderada ($r = 0.57$; $p = 0.011$) con el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* del constructo EP, constituido a su vez por los RTTE (Ratio torque máximo/trabajo máximo de cuádriceps) medidos a 180 y $240^{\circ}\cdot s^{-1}$. El motivo por el que la correlación no fue superior se debió a que el ejercicio de media sentadilla con carga externa es un ejercicio multiarticular, al igual que los saltos verticales en el que además de la extensión de la rodilla se produce la de la articulación del tobillo y de la cadera. El RTTF y RTTE tienen en cuenta la relación entre el torque máximo producido y el trabajo ejercido en el desarrollo de dicho torque por el mismo músculo (músculos isquiotibiales o cuádriceps), siendo un ratio intramuscular, a diferencia del CSR o DCR, que son intermusculares. Hasta el momento, es el único índice que tiene en cuenta ambas variables. Ante la existencia de dos individuos con un torque máximo similar y un trabajo máximo diferente, especulamos que el individuo que presente un mayor trabajo durante todo el rango de movimiento será el que muestre una mayor protección ante el riesgo de sufrir lesiones de rodilla.

Todo lo anterior pone de manifiesto que, para futuras investigaciones, debería tenerse en cuenta la evaluación de la fuerza isocinética de los músculos isquiotibiales y cuádriceps en torno a la articulación de la cadera y rodilla, debido a que son músculos biarticulares, que presentan un papel primordial en la prevención de lesiones de ACL y de los isquiotibiales, y que actúan durante la mayoría de las acciones deportivas, como saltar, esprintar o golpear el balón, implicando al mismo tiempo a ambas articulaciones.

Relación entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP:

Atendiendo a las puntuaciones discriminantes de los sujetos, éstas actuarían del mismo modo que unas “coordenadas (x, y, z)”, indicando con exactitud, por un lado, el valor del EF y, por otro lado, el valor del EP. En el análisis de correlación se obtuvo que la puntuación obtenida con la primera función discriminante para el constructo de EP correlacionó significativamente ($r = 0.68$; $p < 0.002$) con la segunda función discriminante del constructo EF. Por ello, podríamos concluir que cuanto mayor es el valor de la puntuación procedente de la primera función discriminante del EP mayor será el valor obtenido en la segunda función discriminante del EF, y viceversa. Todo esto podría indicar que cuanto mayor es el EF mayor podría ser el EP, y viceversa, aunque si se analizan con detenimiento los resultados obtenidos en los análisis anteriores y los mapas territoriales de los sujetos evaluados relativos a sus conglomerados de los constructos EF y EP (Figuras 25 y 31), se deduce que si aumentara la puntuación discriminante procedente de la primera función del EP aumentaría también la puntuación discriminante procedente de la segunda función del EF, provocando que el conglomerado “Alto EF” (discriminado del resto de grupos por las puntuaciones obtenidas de la segunda función) alcanzase un valor similar al de los demás conglomerados, siendo imposible su discriminación. Por esta razón el valor de la r de Pearson no fue muy alto ($r = 0.68$). Sin embargo, al comparar los mapas territoriales referentes al EF y al EP se podría deducir que los “Muy altos EF y EP” están representados en la esquina superior derecha del gráfico, mientras que los Muy bajos EF y EP se sitúan en la zona lateral izquierda. Una correlación elevada habría permitido un mayor porcentaje de casos clasificados correctamente mediante el EP y la posibilidad de ofrecer al entrenador la elección del tipo de evaluación a realizar (EF o

EP) en función de su interés, ya que ambas discriminarían a los conglomerados por igual, constituyendo así la fusión de ambos constructos.

Es importante destacar que la correlación entre el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* y el *Componente Fuerza sin carga externa* fue muy parecida a la correlación entre la primera y segunda funciones discriminantes debido a que dichos componentes fueron los discriminadores más potentes para dichas funciones. Pese a ello, las puntuaciones obtenidas son el resultado de una combinación lineal de componentes distinta dependiendo de la función de la que se trate. Todo ello hace indicar la necesidad de atender en un futuro a otras variables que constituyan nuevos componentes que expliquen en mayor medida la relación entre ambos constructos. De esta manera, aprovecharemos una de las mayores ventajas del PCA, que radica en la reducción del número de variables que permiten conservar la mayor cantidad de información original posible (88).

Pollock et al.(187) determinaron que las respuestas inducidas por un determinado tipo de entrenamiento podrían ser cuantificadas para estudiar su implicación en la realización de clasificaciones de individuos. Como consecuencia de lo anterior, el análisis discriminante podría, en cierta medida, orientar los programas de entrenamiento mediante la identificación de las variables que pudieran afectar a los perfiles de forma física o preventivos establecidos por los modelos. Los resultados presentados en esta investigación aportan una nueva visión que podrían servir para guiar a los entrenadores de fútbol o investigadores en Ciencias de la Actividad Física en la búsqueda de un modelo de referencia para determinar el EF y/o EP de sus jugadores. De hecho, nuestros resultados permiten una mejor comprensión de cómo se comportan las diferentes variables de rendimiento o preventivas en función del estado que posee el jugador. Dichos perfiles pueden ayudar a los entrenadores al diseño y planificación de entrenamientos que tengan como objetivos tanto aumentar el rendimiento físico como prevenir lesiones deportivas.

D) Discusión del efecto del entrenamiento con resistencia variable sobre la fuerza dinámica máxima:

El propósito de este meta-análisis fue examinar los efectos de un programa de VRT sobre la fuerza dinámica máxima. En este meta-análisis se compararon los efectos del entrenamiento tradicional versus el entrenamiento de resistencia variable sobre la respuesta adaptativa producida en términos de la FDM. Los estudios que cumplieron con los criterios de selección y de inclusión para el meta-análisis fueron los siguientes: Cronin et al.(68), Anderson et al.(8) , Ghigiarelli et al.(98) , McCurdy et al.(163), Rhea et al.(202), Bellar et al.(30) and Shoepe et al.(216). Los participantes fueron tanto no entrenados (con menos de 12 meses de experiencia en el entrenamiento de fuerza) como entrenados (más de 2 años de experiencia). Nuestros resultados indicaron que el VRT, durante al menos 7 semanas (≥ 2 sesiones/semana), provocó un aumento de la fuerza dinámica máxima significativamente mayor ($p < 0.001$) que el aumento producido en respuesta al programa de entrenamiento de fuerza tradicional. Cuando los sujetos fueron clasificados según el nivel de entrenamiento, los individuos entrenados lograron un incremento significativamente mayor de la fuerza con el VRT que los que entrenaron con el programa de entrenamiento tradicional ($p = 0.001$). Sin embargo, las ganancias de fuerza observadas para los sujetos no entrenados que llevaron a cabo el VRT en comparación con los que realizaron el programa de entrenamiento tradicional, fueron similares ($p = 0.11$). Cuando los sujetos fueron clasificados según el hemicuerpo entrenado, el VRT aumentó significativamente la ganancia en 1RM para ambos hemicuerpos en comparación con el entrenamiento convencional ($p \leq 0.02$).

De acuerdo con la escala de Rhea (201), usada para determinar la magnitud del ES de un estudio, al comparar los efectos del entrenamiento de fuerza en función del nivel de entrenamiento en sujetos entrenados que realizaron el VRT ($ES = 1.35 \pm 0.43$) con respecto a los que desempeñaron el entrenamiento convencional ($ES = 0.98 \pm 0.56$), el ES fue moderado, aunque suficiente para que existiera una diferencia entre ambos grupos. Esto indica que para individuos que presentan experiencia en ejercicios de fuerza, tales como el press de banca y la sentadilla, el VRT con una duración ≥ 7 semanas es un estímulo efectivo para desarrollar un pico de forma durante el entrenamiento.

Sin embargo, en nuestro estudio también se observó un ES moderado en sujetos no entrenados, tanto para los que efectuaron el VRT ($ES = 1.62 \pm 0.77$) como los que desarrollaron el entrenamiento convencional ($ES = 1.91 \pm 0.71$). Cabe señalar que los sujetos etiquetados en nuestro estudio como “sujetos entrenados”, de acuerdo a la clasificación de Rhea (201), estarían considerados como “recreacionalmente entrenados” debido a que presentaban un experiencia superior a un año e inferior a cinco.

Tampoco está claro si un programa de VRT con una duración inferior a 7 semanas o superior a 12 sería adecuado para que los atletas desarrollaran las suficientes adaptaciones neurales y musculares en tan breve periodo de tiempo como para mejorar su 1RM, al igual que si se seguiría mejorando su 1RM durante las siguientes semanas. Sólo uno de los estudios revisados (216) examinó un programa de VRT superior a las 12 semanas de duración. Las 24 semanas de intervención sobre sujetos no entrenados produjo un impacto no significativo sobre la 1RM.

Recientemente, se ha empezado a acumular evidencias que indican que el VRT desarrolla un mayor RFD y potencia muscular que el entrenamiento de fuerza convencional (216). Las conclusiones del estudio de Shoepe et al.(216) indican que durante el VRT el impulso mecánico y la activación muscular lograda al completar cada repetición son potenciadas, lo cual se refleja en que el levantador desarrolla una mayor fuerza en la porción final de la fase concéntrica. A pesar de esto, no existieron diferencias significativas en la fuerza tras 24 semanas entre el VRT, combinando la resistencia elástica con los pesos libres, y el entrenamiento tradicional en sujetos con limitada experiencia. McCurdy et al.(163) también observaron ganancias de fuerza en los sujetos que desarrollaron VRT, aunque dichas mejoras no fueron significativas con respecto al grupo control. Estos autores atribuyeron las ganancias de fuerza mostradas a la diferencia en la estabilidad entre ambos protocolos de entrenamiento, de tal manera que la actividad neuromuscular requerida para la mejora de la fuerza dependería de la estabilización necesitada para controlar la resistencia (29). En consecuencia, para una carga más inestable es necesaria una mayor activación neuromuscular en tanto que la producción de fuerza se reduce significativamente (28). Nuestros hallazgos confirman los del estudio de Shoepe et al.(216) en el que los sujetos no experimentados mostraron diferencias no significativas en los efectos producidos por el VRT en comparación con los del entrenamiento tradicional. Por lo tanto, un nivel óptimo de estabilidad podría ser

un requisito previo para la mejora de la fuerza máxima. La utilización de cadenas en el VRT provoca una mayor inestabilidad que el entrenamiento de fuerza con pesos libres (163). Consecuentemente, una vez que una persona se acostumbra al VRT y adquiere un mayor control neuromuscular, el VRT puede ser un estímulo óptimo para desarrollar las diferentes expresiones de la fuerza.

La tendencia general detectada en este meta-análisis está en consonancia con las conclusiones del estudio de Anderson et al.(8) en el que se obtuvieron mejoras significativas en la 1RM de los ejercicios de press de banca y sentadilla. Los participantes de este estudio fueron atletas entrenados, los cuales no presentaron incrementos de la sección transversal muscular al final del periodo de entrenamiento, sugiriendo mejoras a nivel neural. La VR se presenta como una estrategia de entrenamiento beneficiosa para poblaciones expertas, proporcionando estímulos nuevos que propician adaptaciones positivas en la forma física en periodos de meseta. Otra forma de explicar los incrementos en la FDM podría ser el aumento de la tensión muscular en aquellas zonas del ROM más ventajosas y, paralelamente, la disminución de la resistencia externa en las áreas de menos eficacia mecánica o “sticking period”. Anderson et al.(8) sostienen que con el entrenamiento tradicional la barra es acelerada durante el acortamiento del músculo hasta el “sticking period”. En dicho estudio, el grupo que entrenó con VR desplazó aproximadamente un 10% menos de resistencia en la parte más baja del ROM y un 10% más de resistencia cerca de la parte alta o final del movimiento. Se observó que la aceleración se mantuvo constante durante un largo periodo de tiempo dentro de cada repetición y, por consiguiente, la desaceleración fue menor cuando se entrenó con VR. Bellar et al.(30) argumentaron que otro método para modificar la resistencia durante un ejercicio de fuerza tradicional es añadir resistencia elástica. Por lo tanto, la VR durante el ejercicio de press de banca hace que el levantamiento no sea isoínercial. El porcentaje de variación de carga en la VR de las bandas elásticas fue de un 15% cambiando el patrón de producción de fuerza durante el levantamiento. Este tipo de estímulo variable podría ser el causante de adaptaciones neurales beneficiosas. En términos de rendimiento ocasiona un incremento de la FDM en las diferentes poblaciones estudiadas (8, 30, 68, 98, 163, 202, 216).

La incorporación del retroceso elástico durante la contracción excéntrica en el entrenamiento con VR, puede ocasionar un reto diferente al sistema neuromuscular durante cada repetición (8). Häkkinen, Alen y Komi (113) demostraron un incremento

de actividad electromiográfica en relación con un aumento controlado de la velocidad durante las acciones excéntricas. Cronin et al.(68) concluyeron que el entrenamiento con VR con bandas elásticas adheridas a una “jump squat machine” causó una mayor actividad electromiográfica en contracciones excéntricas en comparación con los métodos tradicionales. Anderson et al.(8) propusieron que una mayor estimulación y reclutamiento de las fibras musculares durante la fase excéntrica de cada repetición con el VRT puede producir una mayor adaptación neuromuscular y un reclutamiento de las fibras tipo IIx en comparación con el entrenamiento con pesos libres. Esta explicación, ofrecida por Anderson et al.(8), está en consonancia con el reclutamiento preferencial de las unidades motoras de alto umbral durante altos niveles de fuerza en las contracciones excéntricas (175).

En el estudio llevado a cabo por Ghigiarelli et al.(98) se observaron incrementos significativos en la FDM en el grupo que entrenaba con VR comparados con los del entrenamiento tradicional. Además, no existieron diferencias entre los sujetos que entrenaron con bandas elásticas y aquellos que lo hicieron con cadenas. Wallace et al.(255) demostraron que añadiendo resistencia elástica al entrenamiento con pesos libres en el ejercicio de media sentadilla aumentaban los valores de fuerza y potencia máxima en un entrenamiento utilizando cargas cercanas al 85% de 1RM.

Según Cronin et al.(68), la habilidad para completar rápidamente una zancada y volver a la posición de partida, o bien desplazarse en otra dirección, es un factor importante que condiciona el éxito en deportes como el squash, bádminton, tenis y esgrima, entre otros. En su estudio, los sujetos que realizaron el VRT usando bandas elásticas sobre la máquina de prensa de piernas mejoraron en la transferencia hacia la zancada, sobre todo en la última parte de la fase excéntrica. Este grupo disminuyó el tiempo en completar una zancada en comparación con el grupo que entrenó de manera tradicional en la misma máquina. Esto podría permitir una mejor transición de la fase excéntrica a la concéntrica y por lo tanto acortar el tiempo del CEA, lo cual daría como resultado una potenciación de la fase concéntrica (44) y un rápido desarrollo de la zancada. A pesar de la alta prevalencia que presentan los programas de VRT, utilizando tanto las cadenas pesadas como bandas elásticas ancladas a la barra, la evidencia científica muestra algunos resultados contradictorios (18, 31, 255), no faltando investigadores para los que los programas de VRT a largo plazo ofrecen resultados prometedores (68, 98).

El VRT usando cadenas pesadas modifica la cinética de la barra durante todo el ROM, incrementando la ventaja mecánica del movimiento (18, 31, 201). Sin embargo, debido a la disminución progresiva de la carga al final de la fase excéntrica, el tiempo hasta alcanzar la aceleración máxima (al inicio de la fase concéntrica) disminuye en esa zona del ROM provocando adaptaciones neurales (98, 163). McCurdy et al.(163) identificaron la altura de la barra en la posición más baja y en la posición más alta del ROM como un factor importante al que atender para poder cuantificar la carga de trabajo. Behm and Sale (27), identificaron que el principal factor que afecta a las adaptaciones neurales de fuerza y potencia muscular es la intención de alcanzar la velocidad máxima de la barra. Es bien sabido que las adaptaciones neuromusculares son específicas de la naturaleza de la carga de entrenamiento (224). Por lo tanto, es concebible que las diferentes características en la distribución de la carga durante el VRT alteren los patrones de reclutamiento muscular (8). En el estudio de Anderson et al.(8) se observó este fenómeno en los sujetos que efectuaron el VRT, los cuales fueron capaces de completar sus series prescritas, mientras que algunos sujetos que pertenecían al grupo control se vieron forzados a realizar una pausa de 5-10 segundos entre algunas repeticiones para completar las series.

Rhea et al.(202) en su trabajo determinaron que los grupos que consiguieron incrementar sus niveles de FDM fueron los que desarrollaron el VRT con movimientos de alta velocidad ($0.6-0.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) y aquellos que entrenaron de manera tradicional con velocidades de trabajo lentas (0.2 a $0.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Estos resultados apoyaron que el RFD puede ser mejorado a través del VRT mediante bandas elásticas (8, 68, 76, 98). Wallace et al.(255) sugirieron que el aumento del RFD podía corresponder a la fase anterior a la que se alcanza la velocidad máxima con el VRT. Esto es debido a que la resistencia aumenta a medida que incrementa la ventaja mecánica y el deportista es teóricamente capaz de generar los niveles de fuerza más altos durante la fase concéntrica, cuando los músculos están cerca de su óptima relación longitud-tensión (77). Otra variable responsable del incremento del RFD es la potenciación del CEA del tejido muscular (202). El músculo es capaz de almacenar la energía elástica potencial durante la fase excéntrica del movimiento y posteriormente liberarla en forma de energía cinética durante la fase concéntrica del levantamiento (68). Según Rhea et al.(202), cuando el tiempo necesario para alcanzar la máxima fuerza no está limitado, la fuerza aplicada depende de la activación del tejido muscular y la sincronización de sus unidades

motoras. Los atletas que entrenaron con bandas elásticas como estímulo de VR, mejoraron tanto la fuerza máxima como la potencia máxima debido, probablemente, a una mejor sincronización de sus unidades motoras y, al mismo tiempo, a una mayor velocidad de transmisión del estímulo nervioso, aunque esta afirmación necesita ser más investigada para que sea validada (202).

Los hallazgos de este meta-análisis han permitido establecer que el VRT mediante la utilización de bandas elásticas o cadenas posibilitan obtener unas ganancias de fuerza con unas implicaciones obvias para que sean consideradas por los entrenadores y especialistas en Ciencias de la Actividad Física. Este nuevo estímulo permite que los atletas de alto nivel consigan adaptaciones en su capacidad funcional de forma más rápida y eficaz que aquellos otros que entrenan de manera tradicional.

Como limitaciones de este meta-análisis debemos mencionar que, debido a los estrictos criterios de inclusión establecidos, se excluyeron muchos estudios. Del mismo modo, a causa de la ausencia de datos relevantes en algunos de los estudios seleccionados, se utilizó un factor de correlación (corr) que fue calculado en base a los datos que aporta la investigación de Rhea et al.(202). Otra limitación fue el posible efecto del sesgo de publicación (203). A pesar de estas limitaciones, este meta-análisis proporciona, hasta la fecha, una visión general sobre la investigación en este ámbito, ofreciendo una explicación basada en la literatura científica de los beneficios de la aplicación del VRT para aumentar los niveles de FDM.

APLICACIONES PRÁCTICAS

El estudio de la fiabilidad permite a los profesionales (entrenadores y médicos) interpretar adecuadamente los resultados de sus atletas, determinando si la variación entre evaluaciones es significativa o si por el contrario es trivial. Esta información podría servir para realizar una reestructuración del calendario de evaluación y así evitar los posibles efectos negativos de la fatiga o aprendizaje. La capacidad para detectar cambios reales en el rendimiento, los cuales pueden ser muy pequeños, es muy importante tanto para el éxito deportivo como para la rehabilitación y prevención de lesiones. Un ejemplo, podría ser la necesidad de un profesional para conocer si una mejora en la fuerza del atleta, tras desarrollar un programa de rehabilitación, es real o meramente debida al error de medida.

La disposición de un modelo fiable y objetivo para la determinación de los diferentes estados de forma y preventivos puede suponer una gran ayuda para los entrenadores de fútbol en su constante toma de decisiones para alcanzar el mayor rendimiento posible en la consecución del éxito deportivo.

La pretemporada sería el momento ideal para examinar el EF y el EP de los futbolistas a través de la batería de test. De esta manera, el entrenador podría disponer de una evaluación inicial para conocer el punto de partida de sus jugadores para el diseño de los entrenamientos. Esta evaluación indicaría al entrenador el perfil del futbolista, es decir, la identificación de los puntos débiles y fuertes (componentes), que podría ser tenida en cuenta para la formación de grupos de jugadores con características similares para un entrenamiento basado en el aumento del EP y en el desarrollo de las capacidades físicas más específicas en su posición de juego.

Durante el transcurso de la temporada, la competición impide disponer del tiempo necesario para la evaluación de los futbolistas mediante el desarrollo de la batería de test completa, por lo que tras identificar mediante la evaluación inicial los componentes que más relevancia presentaban en la discriminación de los conglomerados de EF y EP, el entrenador podría decidirse por la realización de las todas pruebas que lo identificaran, o bien por aquel test más representativo, es decir, el que mostrara la correlación más alta con dicho componente. Todo ello permitiría conocer si un futbolista ha cambiado su EF o EP. Del mismo modo, su puesta en práctica supondría un ahorro de tiempo muy importante para poder dedicarlo a otras facetas del entrenamiento.

Como consecuencia de la inexistencia de un consenso en la realización de programas de entrenamiento para la corrección de desequilibrios musculares, el meta-análisis realizado ha proporcionado datos basados en la investigación que apoyan los beneficios del VRT usando cadenas o bandas elásticas, representando una estrategia alternativa efectiva para aumentar los niveles de FDM (1RM) en atletas de diferentes disciplinas deportivas. Por lo tanto, el VRT puede servir de complemento al entrenamiento tradicional para provocar estímulos novedosos, dando variedad al entrenamiento de los atletas una vez que se adaptan al estímulo anterior. De esta manera las adaptaciones provocadas por el entrenamiento del deportista aparecerán más rápidamente.

Este tipo de entrenamiento puede servir para evitar que los deportistas se sobrecarguen durante todo el rango de movimiento. Por esta razón, este método puede llevarse a cabo en momentos a lo largo de la temporada del deportista en los que interese buscar una transferencia progresiva al gesto de competición. El VRT es una técnica bastante barata y fácil de usar a la hora de realizar ejercicios como el pres de banca o la media sentadilla. Su montaje y desmontaje es muy rápido, por lo que si los entrenadores del acondicionamiento de la fuerza decidieran realizar ejercicios diferentes tras un ejercicio con VR sólo tendrían que desenganchar la banda elástica o la cadena de la barra sin consumir un tiempo excesivo en detrimento del aprovechamiento del tiempo útil del entrenamiento.

Por otro lado, constituye una herramienta muy útil en procesos de rehabilitación para hacer que se potencien en unas zonas u otras del músculo, de manera que la zona afectada trabaje con un porcentaje inferior de carga en comparación con el entrenamiento tradicional. Aplicando el principio de la variación de la resistencia, el trabajo con dispositivos dinamométricos que permitan modular la velocidad durante todo el ROM podría provocar que los procesos de recuperación o restablecimiento de desequilibrios musculares fuesen más eficaces.

Los resultados de nuestra investigación mostraron que el nivel de entrenamiento influye a la hora de aplicar un tipo de entrenamiento convencional o VRT. De manera que para sujetos no entrenados no se recomendaría aplicar directamente VRT, ya que las mejoras producidas con esta modalidad de entrenamiento son las mismas que las obtenidas aplicando entrenamiento convencional de pesos libres. Por otro lado, el VRT

en sujetos entrenados produce un mayor desarrollo de la 1RM que el entrenamiento convencional. Por ello, sería ideal aplicarlo con futbolistas profesionales, tanto para la consecución del principio de variabilidad en el entrenamiento, evitando mesetas de forma física, como para la corrección de desequilibrios musculares entre los músculos isquiotibiales y cuádriceps. Este factor debería ser tenido en cuenta por los expertos en medicina y por los entrenadores para así poder planificar mejor el entrenamiento.

Además, el VRT, desarrollado tanto por el hemicuerpo superior como por el inferior, provoca mayores adaptaciones que el entrenamiento convencional de pesos libres, por lo que este tipo de entrenamiento afecta por igual o es igual de efectivo en ambas partes del cuerpo.

FUTURAS INVESTIGACIONES

El descubrimiento de indicadores que definan el equilibrio muscular en torno a la musculatura implicada en la movilización de las articulaciones de la rodilla y de la cadera en acciones deportivas, aportaría mucha más información al modelo de discriminación de jugadores en función del EP, teniendo implicaciones directas sobre el riesgo de lesión, e indirectas sobre el rendimiento deportivo. Por lo tanto, son necesarias más investigaciones prospectivas de una alta calidad metodológica, que sean realizadas con muestras amplias y específicas sobre futbolistas, siguiendo las premisas de la Guía GRRAS. Las investigaciones deben observar la epidemiología de las lesiones del ACL y de los isquiotibiales. La inclusión de controles periódicos podría informar de la fluctuación de dichos indicadores durante el transcurso de la temporada deportiva. De esta manera, se conocerían los valores de corte de aquellos indicadores descubiertos que determinen una gradación del riesgo de lesión del jugador.

El estudio del EF y EP en una muestra de futbolistas pertenecientes a una cantera de un club sería adecuado para presentar datos objetivos del progreso de cada jugador durante sus años de formación en el fútbol base. Mediante este tipo de evaluaciones se conseguiría, en primer lugar, establecer baremos normativos relativos al EF y EP por posición de juego y, en segundo lugar, se lograría analizar la relación entre ambos constructos y realizar clasificaciones de jugadores en cada edad con el fin de conocer las variables, componentes o constructos que más condicionan el rendimiento de un jugador en cada categoría.

Por otro lado, sería interesante estudiar la variación de las clasificaciones de los futbolistas en conglomerados tras la realización de diferentes programas de entrenamiento, con el objetivo de conocer el efecto que presenta dicho programa sobre los diferentes componentes de ambos constructos detectando aquellos que sean los más sensibles a cambios reales.

Del mismo modo, aprovechando las instalaciones y dispositivos de evaluación que poseen los clubes, se podrían realizar evaluaciones de cada constructo más exhaustivas (p.ej. pruebas médicas) que definan en mayor medida ambos constructos.

En relación al entrenamiento basado en métodos de estímulo variable intra-repetición (MEVIR) se necesitan más investigaciones que determinen si la utilización

de otros porcentajes de VR y/o PMR provocarían las mismas adaptaciones sobre la mejora de la 1RM, o si en ejercicios uniarticulares tendría un resultado similar al conseguido con ejercicios multiarticulares. Además, se debería examinar el efecto de un programa correctivo de VRT sobre los desequilibrios en los ratios H/Q de la rodilla y su evolución durante las semanas de entrenamiento para, así, averiguar el volumen de entrenamiento mínimo para su restablecimiento y estabilización.

CONCLUSIONES

Para el objetivo “reunir y analizar críticamente las recientes publicaciones que describen los programas de entrenamiento para la corrección de los desequilibrios musculares de los ratios de fuerza entre los músculos isquiotibiales y cuádriceps (H/Q) en la articulación de la rodilla y los protocolos de evaluación de los mismos en futbolistas profesionales y semiprofesionales”, se obtuvieron las siguientes conclusiones:

- No existió ningún consenso en los programas de entrenamiento para la corrección de los desequilibrios musculares de los ratios de fuerza H/Q, aunque existió una tendencia hacia el desarrollo de ejercicios de fuerza principalmente excéntricos.
- Los programas para la corrección de los desequilibrios musculares deberían incluir ejercicios unilaterales y multiarticulares que generen un nivel óptimo de activación muscular.
- No existió ningún consenso en los protocolos de evaluación de los ratios de fuerza isocinéticos H/Q.
- La calidad metodológica de los estudios incluidos en la revisión sistemática fue baja, aunque suficiente.

Para el objetivo “determinar la fiabilidad intrasesión e intersección de los test de medición del EF y el EP”, se concluyó que:

- La fiabilidad intrasesión e intersección de los test de medición del EF y el EP fue adecuada.

Para el objetivo “Identificar la estructura subyacente perteneciente al constructo EF y EP”, se alcanzaron las siguientes soluciones:

- Las variables medidas seleccionadas para evaluar el constructo EF fueron agrupadas en cuatro componentes: *Velocidad* (Vel 5, Vel 15 y RSA best), *Resistencia mixta* (RSA % dec, VIFT, VO₂ max IFT), *Fuerza con carga externa* (V max 60% pc y RM estimada) y *Fuerza sin carga externa* (SJ, CMJ y ABA).
- Las variables medidas seleccionadas para evaluar el constructo EP fueron agrupadas en cuatro componentes: *Intermuscular - Velocidad lineal* (DCR 40,

DCR 20, CSR 40, CSR 20, Q^o), *Intermuscular - Velocidad angular* (CSR 180 y CSR 60), *Intramuscular - Velocidad angular - Flexión* (RTTF 240 y RTTF 180) e *Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* (RTTE 240 y RTTE 180).

Para el objetivo “clasificar a los sujetos en función de su EF y EP” se concluyó que:

- Los sujetos fueron clasificados correctamente en cuatro EF y EP (“Muy alto EF/EP, Alto EF/EP, Bajo EF/EP y Muy bajo EF/EP”).

Para el objetivo “conocer la importancia relativa de cada componente del EF y EP en la discriminación entre conglomerados” se lograron las siguientes conclusiones:

- El *Componente fuerza con carga externa*, el *Componente Velocidad* y el *Componente Resistencia mixta* fueron los componentes más relevantes para diferenciar al conglomerado “Muy alto EF” del “Muy bajo EF” y a ambos respecto del resto.
- El *Componente Fuerza sin carga externa* fue el discriminador más potente para discriminar al conglomerado “Alto EF” del resto.
- El *Componente Resistencia mixta* fue el discriminador más potente para distinguir a los conglomerados “Muy alto EF” y “Muy bajo EF” del resto de conglomerados.
- El *Componente Intermuscular - Velocidad angular* fue el discriminador más potente para diferenciar a los conglomerados “Muy alto EP” y “Alto EP” del resto y al conglomerado “Bajo EP” del “Muy bajo EP”.
- Los *Componentes Intermuscular - Velocidad lineal* e *Intramuscular - Velocidad angular – Flexión* fueron los discriminadores más potentes para distinguir al conglomerado “Muy alto EP” del resto y al conglomerado “Muy bajo EP” del “Alto EP” y “Bajo EP”.
- Los *Componentes Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* e *Intermuscular - Velocidad angular* fueron los componentes más potentes para discriminar a los conglomerados “Alto EP” y “Muy bajo EP” con respecto al resto y al conglomerado “Muy alto EP” del “Bajo EP”.

Para el objetivo “establecer la relación entre los componentes de los constructos EF y el EP” se obtuvo que:

- El *Componente Fuerza sin carga externa* del constructo EF mostró una correlación moderada con el *Componente Intermuscular - Velocidad angular* del constructo EP.
- El *Componente Fuerza con carga externa* del constructo EF se relacionó moderadamente con el *Componente Intramuscular - Velocidad angular - Extensión* del constructo EP.

Para el objetivo “analizar la relación entre las clasificaciones realizadas en función del EF y el EP” se concluyó que:

- Las clasificaciones de individuos respecto al EF y al EP presentaron una relación moderada.

Para el objetivo “examinar la información basada en la investigación los efectos sobre la fuerza dinámica máxima de un programa de VRT” se determinó que:

- El VRT permitió que los atletas de alto nivel consiguiesen un desarrollo de la FDM superior al de aquellos que entrenaron de manera tradicional.

ANEXOS

ANEXO I: RESULTADOS DE LA FIABILIDAD DE LOS TEST DE MEDICIÓN DEL EP

Tabla 42. Datos de la fiabilidad intrasesión de la evaluación 1 de la ADM (°) de ambas piernas en la flexión y abducción de la cadera (n = 21).

	Repeticón 1(SD)	IC al 95%	Repeticón 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,1}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Pierna dominante												
Flexión	75.71 (10.03)	71.15; 80.28	74.71 (9.98)	70.17; 79.26	0.90	0.76; 0.96	0.90 (<i>p</i> < 0.01**)	1.01 (<i>p</i> = 0.33)	3.04	3.22	8.92	1.00 ± 8.92
Abducción	39.95 (5.90)	37.28; 42.64	40.19 (5.95)	37.48; 42.90	0.89	0.74; 0.95	0.89 (<i>p</i> < 0.01**)	0.15 (<i>p</i> = 0.70)	3.79	1.99	5.51	-0.24 ± 5.51
Pierna no dominante												
Flexión	71.33 (12.67)	65.57; 77.10	72.90 (13.22)	66.88; 78.92	0.86	0.68; 0.94	0.86 (<i>p</i> < 0.01**)	1.09 (<i>p</i> = 0.31)	5.18	4.88	13.52	-1.57 ± 13.52
Abducción	38.76 (3.92)	36.98; 40.55	40.29 (3.48)	38.70; 41.87	0.65	0.31; 0.84	0.65 (<i>p</i> < 0.01**)	5.00 (<i>p</i> = 0.04*)	5.15	2.21	6.12	-1.52 ± 6.12

ICC_{2,1}, coeficiente de correlación intraclase _{2,1}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

Tabla 43. Datos de la fiabilidad intrasesión de la evaluación 2 de la ADM (°) de ambas piernas en la flexión y abducción de la cadera (n = 21).

	Repetición 1(SD)	IC al 95%	Repetición 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,1}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Pierna dominante												
Flexión	70.76 (6.45)	67.83; 73.70	71.62 (7.43)	68.24; 75.00	0.91	0.78; 0.96	0.92 (<i>p</i> < 0.01**)	1.71 (<i>p</i> = 0.21)	2.42	2.12	5.89	-0.59 ± 5.89
Abducción	38.10 (4.46)	36.07; 40.13	37.67 (3.48)	36.08; 39.25	0.75	0.48; 0.89	0.77 (<i>p</i> < 0.01**)	0.48 (<i>p</i> = 0.49)	4.10	1.99	5.53	0.55 ± 5.53
Pierna no dominante												
Flexión	70.95 (10.87)	66.00; 75.90	71.38 (11.49)	66.15; 76.61	0.93	0.83; 0.97	0.93 (<i>p</i> < 0.01**)	0.21 (<i>p</i> = 0.65)	3.47	3.03	8.40	-0.45 ± 8.40
Abducción	37.14 (3.97)	35.34; 38.95	38.24 (3.79)	36.51; 39.96	0.53	0.14; 0.78	0.53 (<i>p</i> = 0.01*)	1.79 (<i>p</i> = 0.20)	6.10	2.65	7.36	-0.82 ± 7.36

ICC_{2,1}, coeficiente de correlación intraclase _{2,1}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

Tabla 44. Datos de la fiabilidad intersesión de la ADM (°) de ambas piernas en la flexión y abducción de la cadera (n = 21).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Pierna dominante												
Flexión	75.21 (9.74)	70.78; 79.65	71.19 (6.79)	68.10; 74.28	0.80	0.51; 0.92	0.71 (<i>p</i> < 0.01**)	7.29 (<i>p</i> = 0.01*)	5.92	4.83	13.39	4.02 ± 13.39
Abducción	40.07 (5.76)	37.45; 42.69	37.88 (3.74)	36.18; 39.59	-0.25	-2.09; 0.49	-0.12 (<i>p</i> = 0.60)	1.92 (<i>p</i> = 0.18)	10.76	5.12	14.20	2.19 ± 14.20
Pierna no dominante												
Flexión	72.12 (12.48)	66.44; 77.80	71.17 (10.98)	66.17; 76.16	0.84	0.61; 0.94	0.73 (<i>p</i> < 0.01**)	0.25 (<i>p</i> = 0.62)	5.11	6.15	17.04	0.95 ± 17.04
Abducción	39.52 (3.36)	37.99; 41.05	37.69 (3.40)	36.14; 39.24	0.41	-0.46; 0.76	0.26 (<i>p</i> = 0.26)	4.16 (<i>p</i> = 0.05)	6.40	2.91	8.08	1.83 ± 8.08

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

Tabla 45. Datos de la fiabilidad intersesión del ángulo Q de rodilla (°) de la pierna no dominante (n = 21).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,1}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD
Pierna no dominante	17.06 (2.30)	16.0; 18.10	17.55 (2.30)	16.5; 18.60	0.95	0.87; 0.98	0.95 (<i>p</i> < 0.01**)	9.24 (<i>p</i> = 0.01*)	2.64	0.53	1.46

ICC_{2,1}, coeficiente de correlación intraclase _{2,1}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

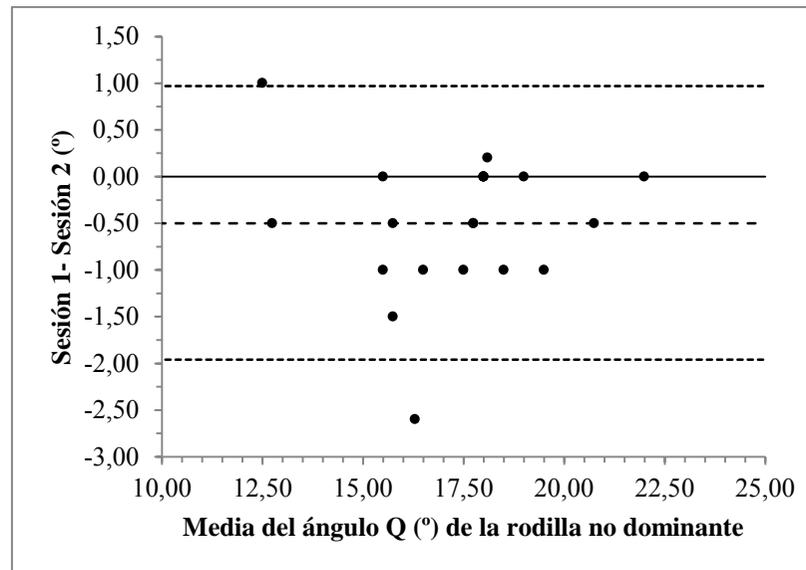


Figura 35. Diagrama de Bland Altman para el ángulo Q (°) de la rodilla no dominante (n = 21). Las diferencias entre las sesiones están representadas frente a la media individual de ambas mediciones. La línea discontinua central representa el error sistemático. Las líneas discontinuas externas simbolizan el error aleatorio ($\pm 1,96$ SD). SD: Desviación estándar.

Tabla 46. Datos de la fiabilidad intersesión del ángulo de producción del torque máximo (°) de la pierna dominante (n = 21).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	21.95 (8.19)	18.22; 25.68	28.43 (11.30)	23.28; 33.57	0.40 (<i>p</i> = 0.07)	7.29 (<i>p</i> = 0.01*)	21.55	0.73 ×/÷ 3.74
180°·s ⁻¹	33.10 (16.37)	25.64; 40.55	28.10 (14.29)	21.59; 34.60	0.20 (<i>p</i> = 0.38)	1.39 (<i>p</i> = 0.25)	38.12	1.14 ×/÷ 6.36
240°·s ⁻¹	31.14 (21.25)	21.47; 40.82	32.52 (17.70)	24.47; 40.58	0.28 (<i>p</i> = 0.21)	0.07 (<i>p</i> = 0.79)	46.01	0.97 ×/÷ 5.37
Flexores								
60°·s ⁻¹	70.52 (9.95)	66.00; 75.05	68.71 (6.50)	65.76; 71.67	0.48 (<i>p</i> = 0.03*)	0.87 (<i>p</i> = 0.36)	17.47	1.02 ×/÷ 1.28
180°·s ⁻¹	71.95 (9.37)	67.69; 76.22	68.86 (7.46)	65.46; 72.25	0.41 (<i>p</i> = 0.07)	2.33 (<i>p</i> = 0.14)	18.22	1.04 ×/÷ 1.30
240°·s ⁻¹	69.14 (7.87)	65.56; 72.72	68.19 (8.10)	64.50; 71.88	0.19 (<i>p</i> = 0.40)	0.19 (<i>p</i> = 0.67)	19.86	1.01 ×/÷ 1.36

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

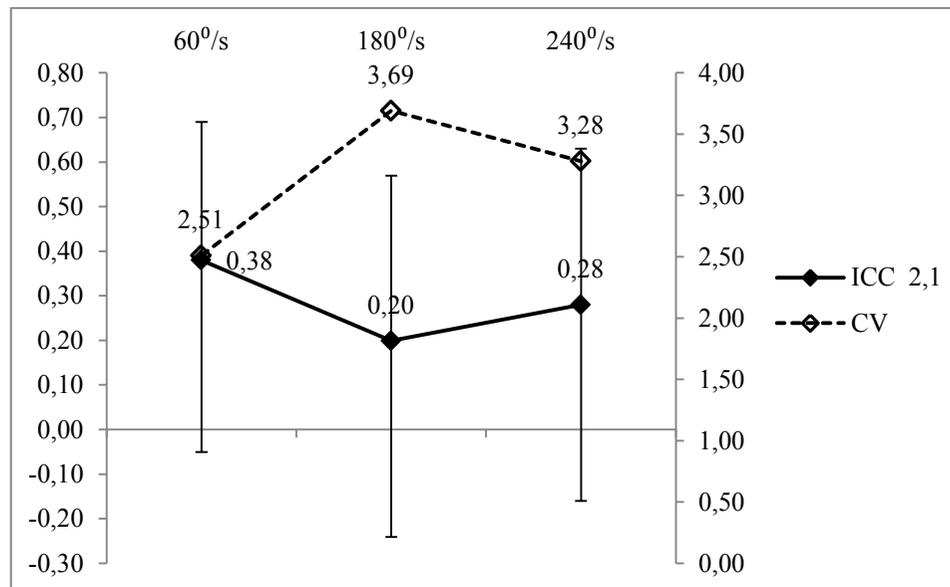


Figura 36. ICC_{2,1} y CV intersesión del ángulo de obtención del torque máximo (°) de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

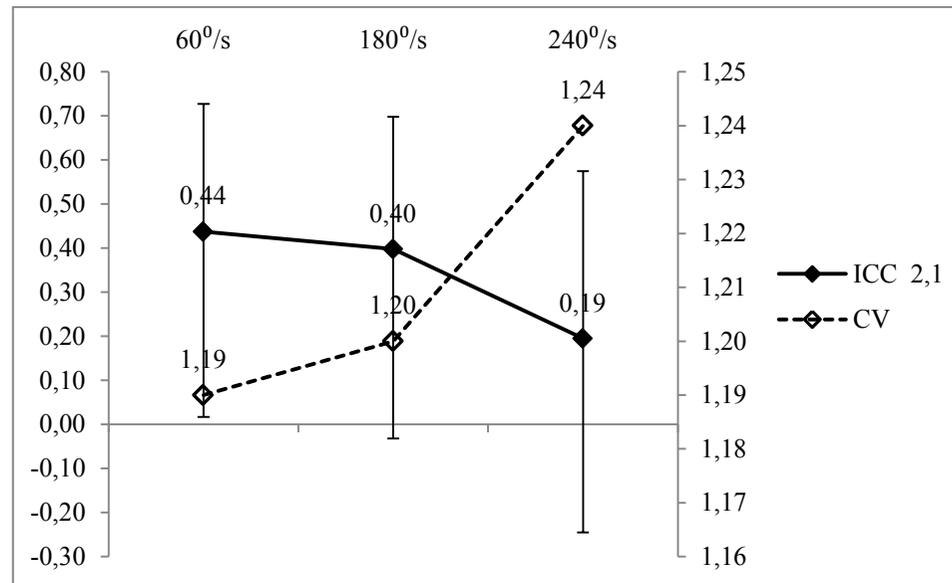


Figura 37. ICC_{2,1} y CV intersesión del ángulo de obtención del torque máximo (°) de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 47. Datos de la fiabilidad intersesión del ángulo de producción del torque máximo (°) de la pierna no dominante (n = 21).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	23.00 (9.27)	18.78; 27.22	23.90 (11.33)	18.75; 29.06	0.55 (<i>p</i> = 0.01*)	0.17 (<i>p</i> = 0.68)	19.52	0.94 ×/÷ 2.86
180°·s ⁻¹	27.76 (14.39)	21.21; 34.31	26.57 (14.35)	20.04; 33.11	0.71 (<i>p</i> < 0.01**)	0.25 (<i>p</i> = 0.63)	21.60	1.06 ×/÷ 2.97
240°·s ⁻¹	29.05 (17.61)	21.03; 37.06	33.62 (26.12)	21.73; 45.51	0.52 (<i>p</i> = 0.02*)	0.85 (<i>p</i> = 0.37)	44.50	0.93 ×/÷ 5.75
Flexores								
60°·s ⁻¹	69.00 (6.93)	65.85; 72.15	67.76 (7.39)	64.40; 71.13	0.80 (<i>p</i> < 0.01**)	1.52 (<i>p</i> = 0.23)	9.02	1.02 ×/÷ 1.15
180°·s ⁻¹	70.52 (7.30)	67.20; 73.85	70.81 (5.90)	68.12; 73.50	0.19 (<i>p</i> = 0.41)	0.02 (<i>p</i> = 0.88)	16.60	0.99 ×/÷ 1.27
240°·s ⁻¹	69.62 (7.46)	66.22; 73.01	66.95 (14.61)	60.30; 73.60	-0.05 (<i>p</i> = 0.84)	0.53 (<i>p</i> = 0.47)	32.75	1.07 ×/÷ 2.08

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

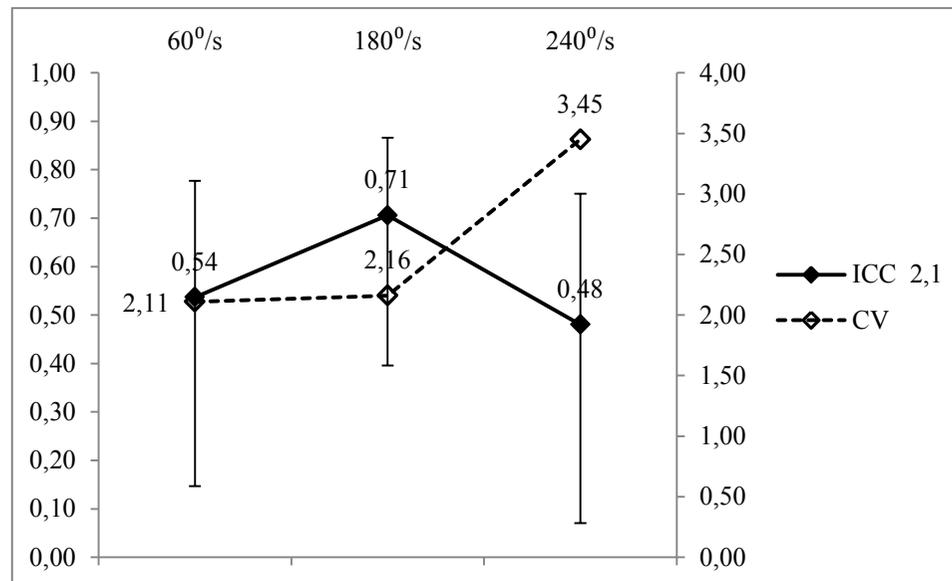


Figura 38. ICC_{2,1} y CV intersesión del ángulo de obtención del torque máximo (°) de los músculos extensores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

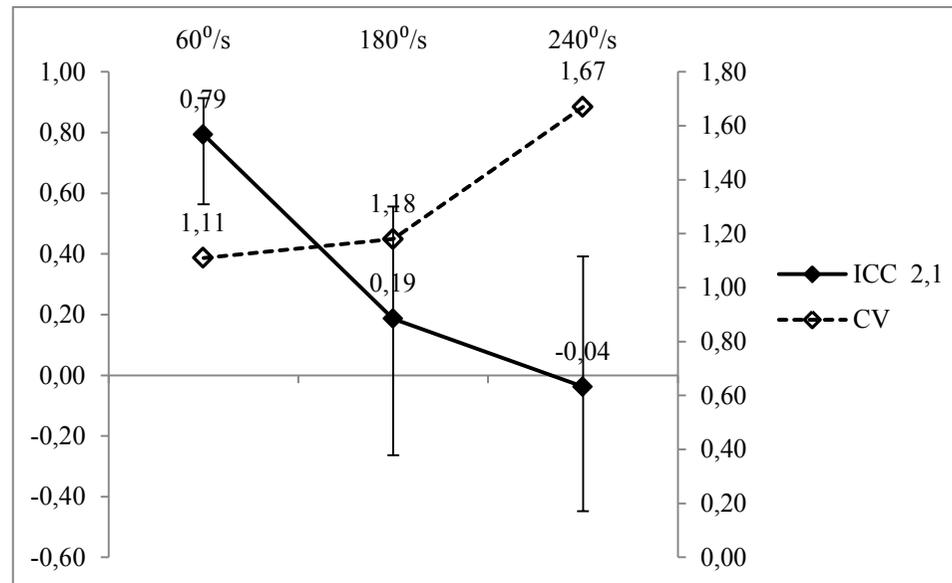


Figura 39. ICC_{2,1} y CV intersesión del ángulo de obtención del torque máximo (°) de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 48. Datos de la fiabilidad intersesión de la media del torque máximo (N·m) de la pierna dominante (n = 21).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	197.76 (29.90)	184.15; 211.37	204.52 (29.66)	191.02; 218.02	0.49 (<i>p</i> = 0.02*)	1.06 (<i>p</i> = 0.32)	59.09	0.97 ×/÷ 1.38
180°·s ⁻¹	146.95 (30.33)	133.15; 160.76	158.38 (20.58)	149.01; 167.75	0.45 (<i>p</i> = 0.04*)	3.53 (<i>p</i> = 0.07)	54.65	0.91 ×/÷ 1.58
240°·s ⁻¹	132.86 (20.27)	123.63; 142.08	134.24 (20.96)	124.70; 143.78	0.40 (<i>p</i> = 0.07)	0.08 (<i>p</i> = 0.78)	44.14	0.99 ×/÷ 1.43
Flexores								
60°·s ⁻¹	112.62 (19.80)	103.61; 121.63	114.43 (20.75)	104.98; 123.87	0.39 (<i>p</i> = 0.08)	0.14 (<i>p</i> = 0.72)	44.05	0.99 ×/÷ 1.53
180°·s ⁻¹	85.52 (18.09)	77.29; 93.76	94.67 (16.84)	87.00; 102.33	0.62 (<i>p</i> < 0.01**)	7.44 (<i>p</i> = 0.01*)	30.11	0.89 ×/÷ 1.60
240°·s ⁻¹	80.24 (13.63)	74.04; 86.44	80.24 (14.00)	73.87; 86.61	0.40 (<i>p</i> = 0.07)	0.00 (<i>p</i> = 1.00)	29.74	1.00 ×/÷ 1.48

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

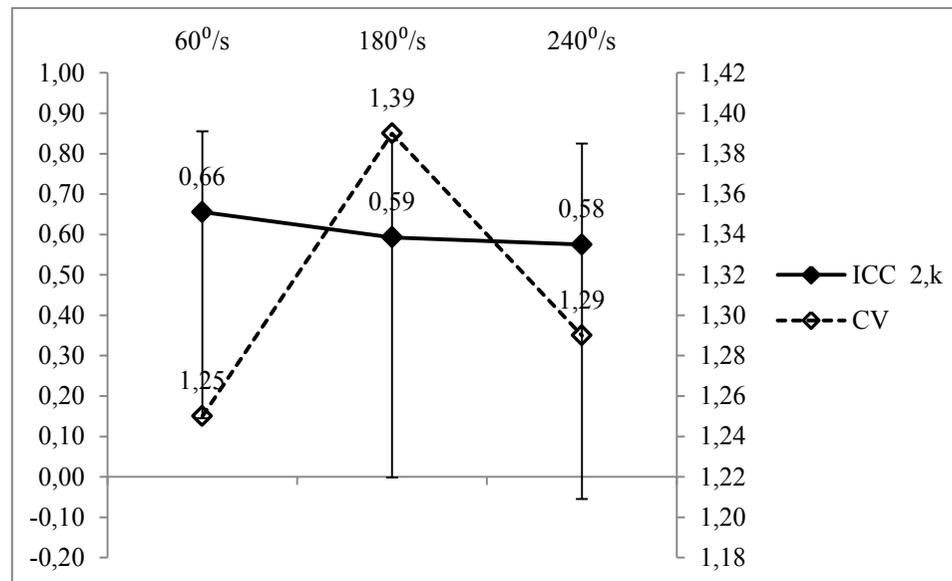


Figura 40. ICC_{2,k} y CV intersesión de la media del torque máximo (N·m) de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

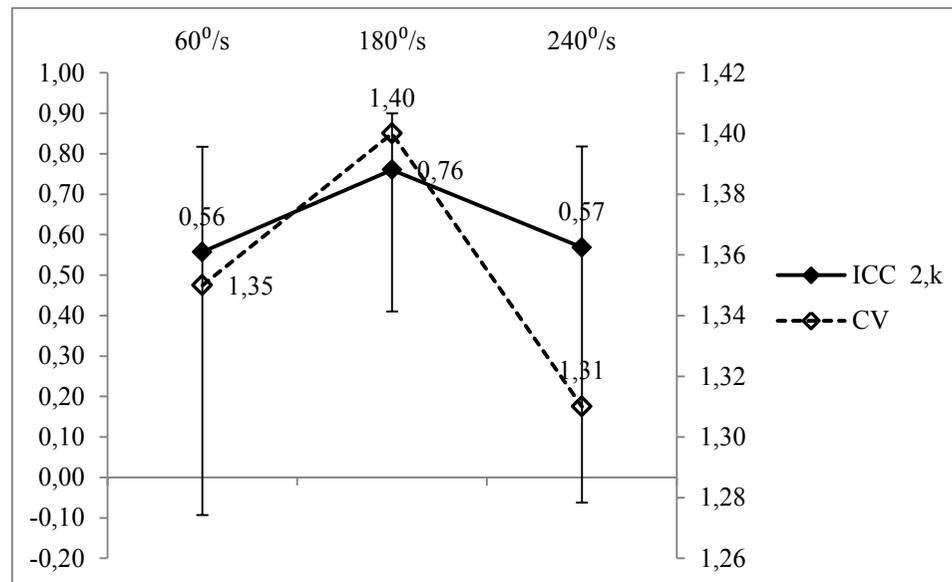


Figura 41. ICC_{2,k} y CV intersesión de la media del torque máximo (N·m) de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 49. Datos de la fiabilidad intersesión de la media del torque máximo (N·m) de la pierna no dominante (n = 21).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	197.86 (26.20)	185.93; 209.78	201.29 (28.80)	188.17; 214.40	0.53 (<i>p</i> = 0.01*)	0.35 (<i>p</i> = 0.56)	52.36	0.98 ×/÷ 1.32
180°·s ⁻¹	147.81 (21.52)	138.01; 157.61	155.43 (26.95)	143.16; 167.69	0.59 (<i>p</i> < 0.01**)	2.42 (<i>p</i> = 0.14)	43.95	0.95 ×/÷ 1.34
240°·s ⁻¹	127.76 (23.11)	117.24; 138.28	126.33 (29.49)	112.91; 139.76	0.48 (<i>p</i> = 0.03*)	0.06 (<i>p</i> = 0.81)	53.53	1.02 ×/÷ 1.55
Flexores								
60°·s ⁻¹	108.62 (18.03)	100.41; 116.82	111.95 (18.59)	103.49; 120.41	0.43 (<i>p</i> = 0.05)	0.61 (<i>p</i> = 0.44)	38.39	0.97 ×/÷ 1.40
180°·s ⁻¹	82.43 (15.38)	75.43; 89.43	90.86 (18.36)	82.50; 99.21	0.54 (<i>p</i> = 0.01*)	5.58 (<i>p</i> = 0.03*)	32.05	0.91 ×/÷ 1.42
240°·s ⁻¹	73.38 (17.12)	65.59; 81.18	72.86 (17.19)	65.03; 80.68	0.53 (<i>p</i> = 0.01*)	0.02 (<i>p</i> = 0.89)	32.68	1.01 ×/÷ 1.60

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

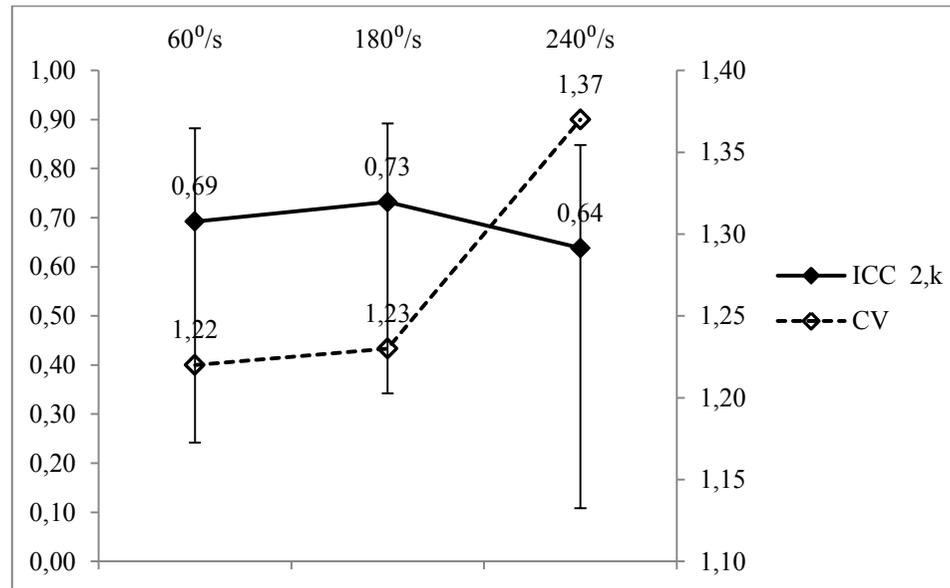


Figura 42. ICC_{2,k} y CV intersesión de la media del torque máximo (N·m) de los músculos extensores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

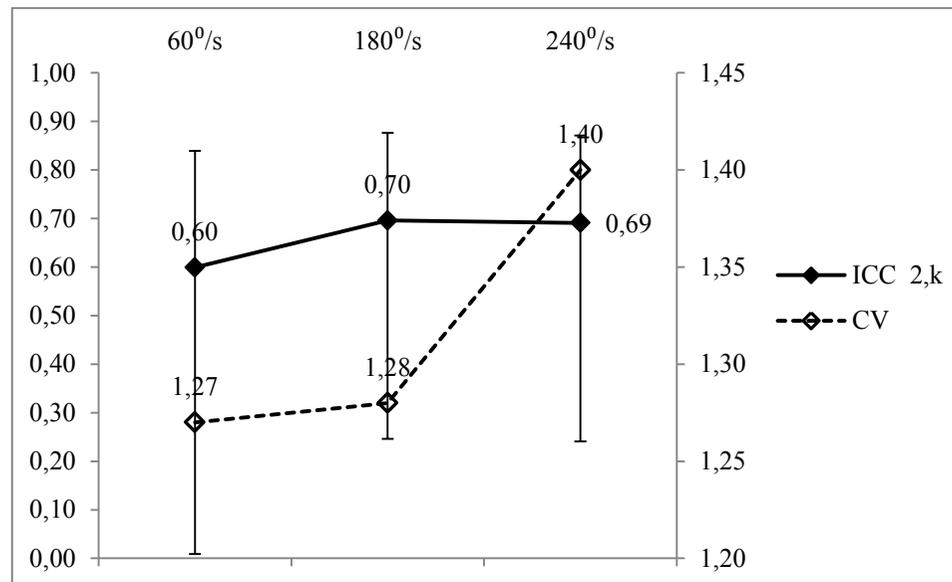


Figura 43. ICC_{2,k} y CV intersesión de la media del torque máximo (N·m) de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 50. Datos de la fiabilidad intersesión del torque máximo (N·m) de la pierna no dominante (n = 21).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	204.05 (27.84)	191.38. 216.72	209.10 (28.75)	196.01; 222.18	0.60 (<i>p</i> < 0.01**)	0.84 (<i>p</i> = 0.37)	49.57	0.98 ×/÷ 1.30
180°·s ⁻¹	164.67 (20.62)	155.28. 174.05	171.71 (25.66)	160.04; 183.39	0.65 (<i>p</i> < 0.01**)	2.65 (<i>p</i> = 0.12)	38.87	0.96 ×/÷ 1.28
240°·s ⁻¹	150.24 (21.82)	140.31. 160.17	150.81 (22.09)	140.75; 160.87	0.49 (<i>p</i> = 0.03*)	0.01 (<i>p</i> = 0.91)	43.53	1.00 ×/÷ 1.35
Flexores								
60°·s ⁻¹	116.00 (18.69)	107.49. 124.51	119.90 (18.51)	111.48; 128.33	0.36 (<i>p</i> = 0.11)	0.73 (<i>p</i> = 0.40)	41.18	0.97 ×/÷ 1.40
180°·s ⁻¹	93.19 (15.89)	85.96. 100.42	100.33 (17.30)	92.46; 108.21	0.66 (<i>p</i> < 0.01**)	5.64 (<i>p</i> = 0.03*)	27.02	0.93 ×/÷ 1.32
240°·s ⁻¹	85.05 (17.26)	77.19. 92.91	88.29 (16.21)	80.91. 95.67	0.51 (<i>p</i> = 0.02*)	0.79 (<i>p</i> = 0.38)	32.68	0.96 ×/÷ 1.48

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

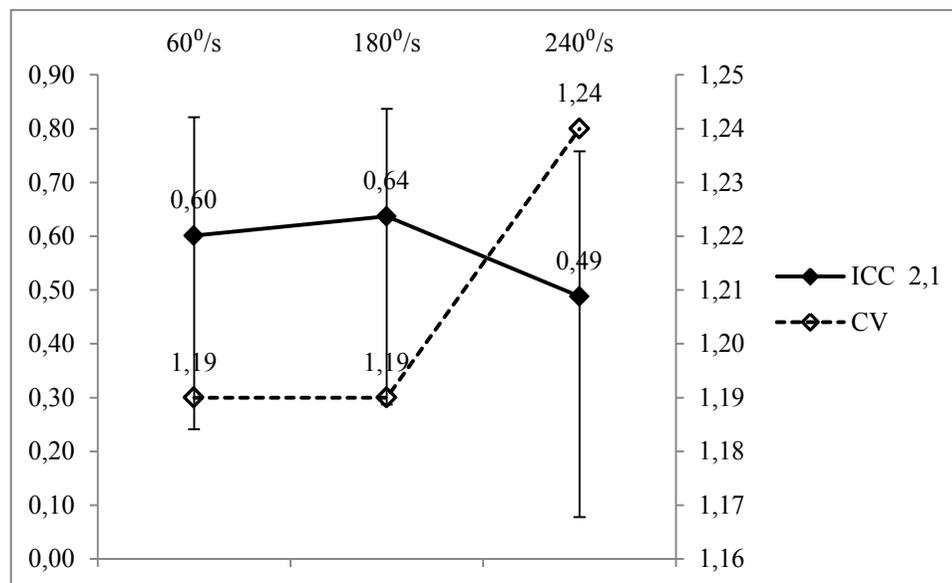


Figura 44. ICC_{2,1} y CV intersesión del torque máximo (N·m) de los músculos extensores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

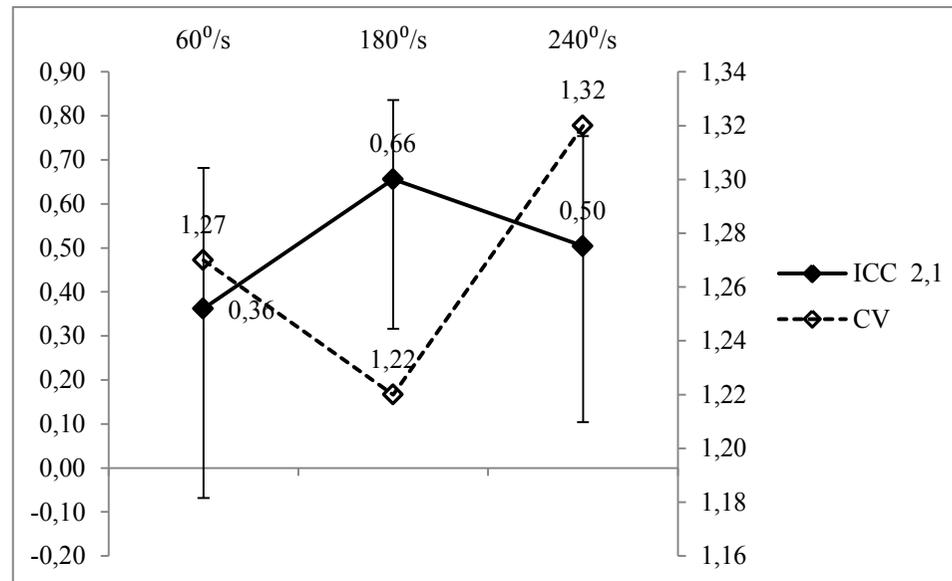


Figura 45. ICC_{2,1} y CV intersesión del torque máximo (N·m) de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclassa. CV: coeficiente de variación.

Tabla 50. Datos de la fiabilidad intersesión del trabajo máximo (J) de la pierna no dominante (n = 21).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	237.00 (39.94)	218.82; 255.18	242.14 (35.54)	225.97; 258.32	0.64 (<i>p</i> < 0.01**)	0.53 (<i>p</i> = 0.48)	63.45	0.97 ×/÷ 1.30
180°·s ⁻¹	199.76 (31.99)	185.20; 214.32	209.24 (30.99)	195.13; 223.34	0.61 (<i>p</i> < 0.01**)	2.41 (<i>p</i> = 0.14)	54.81	0.95 ×/÷ 1.34
240°·s ⁻¹	190.43 (30.46)	176.56; 204.29	192.33 (26.48)	180.28; 204.38	0.61 (<i>p</i> = 0.01*)	0.12 (<i>p</i> = 0.74)	50.06	0.99 ×/÷ 1.34
Flexores								
60°·s ⁻¹	135.95 (22.86)	125.55; 146.36	143.71 (24.27)	132.67; 154.76	0.61 (<i>p</i> < 0.01**)	2.89 (<i>p</i> = 0.10)	41.04	0.94 ×/÷ 1.36
180°·s ⁻¹	121.38 (22.48)	111.15; 131.61	127.95 (25.25)	116.46; 139.44	0.58 (<i>p</i> = 0.01*)	1.86 (<i>p</i> = 0.19)	43.29	0.95 ×/÷ 1.42
240°·s ⁻¹	114.43 (26.04)	102.57; 126.28	114.43 (21.96)	104.43; 124.42	0.65 (<i>p</i> < 0.01**)	0.00 (<i>p</i> = 1.00)	39.99	0.99 ×/÷ 1.45

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

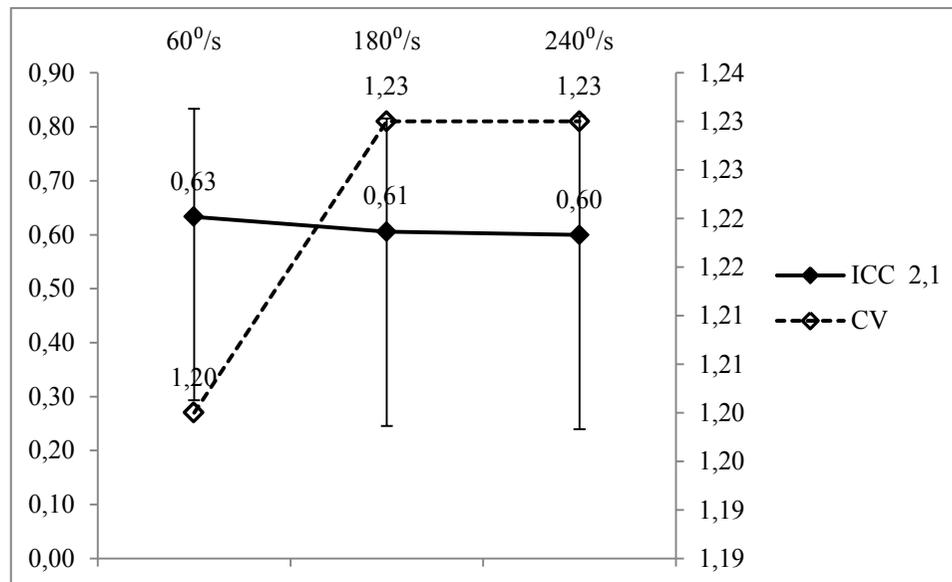


Figura 46. ICC_{2,1} y CV intersesión del trabajo máximo (J) de los músculos extensores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

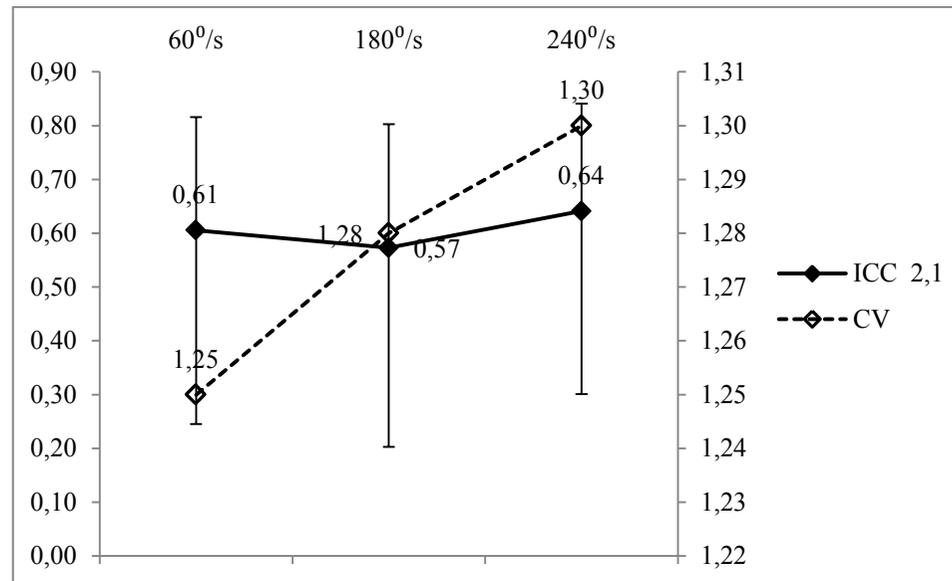


Figura 47. ICC_{2,1} y CV intersesión del trabajo máximo (J) de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 51. Datos de la fiabilidad intersesión del trabajo medio (J) de la pierna dominante (n = 21).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	230.29 (33.48)	215.04; 245.53	235.67 (37.44)	218.62; 252.71	0.58 (<i>p</i> = 0.01*)	0.57 (<i>p</i> = 0.46)	64.16	0.98 ×/÷ 1.35
180°·s ⁻¹	186.38 (40.08)	168.14; 204.62	202.62 (25.29)	191.11; 214.13	0.46 (<i>p</i> = 0.03*)	4.23 (<i>p</i> = 0.05)	70.87	0.90 ×/÷ 1.63
240°·s ⁻¹	176.71 (32.77)	161.80; 191.63	173.33 (28.37)	160.42; 186.25	0.34 (<i>p</i> = 0.13)	0.19 (<i>p</i> = 0.66)	68.95	1.02 ×/÷ 1.52
Flexores								
60°·s ⁻¹	138.67 (27.66)	126.07; 151.26	137.71 (24.93)	126.37; 149.06	0.64 (<i>p</i> < 0.01**)	0.04 (<i>p</i> = 0.85)	44.26	1.00 ×/÷ 1.46
180°·s ⁻¹	116.38 (31.57)	102.01; 130.75	126.76 (23.05)	116.27; 137.25	0.69 (<i>p</i> < 0.01**)	4.27 (<i>p</i> = 0.05)	45.10	0.89 ×/÷ 1.70
240°·s ⁻¹	106.95 (25.54)	95.33; 118.58	106.57 (26.58)	94.47; 118.67	0.50 (<i>p</i> = 0.02*)	0.00 (<i>p</i> = 0.95)	51.28	1.01 ×/÷ 1.70

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

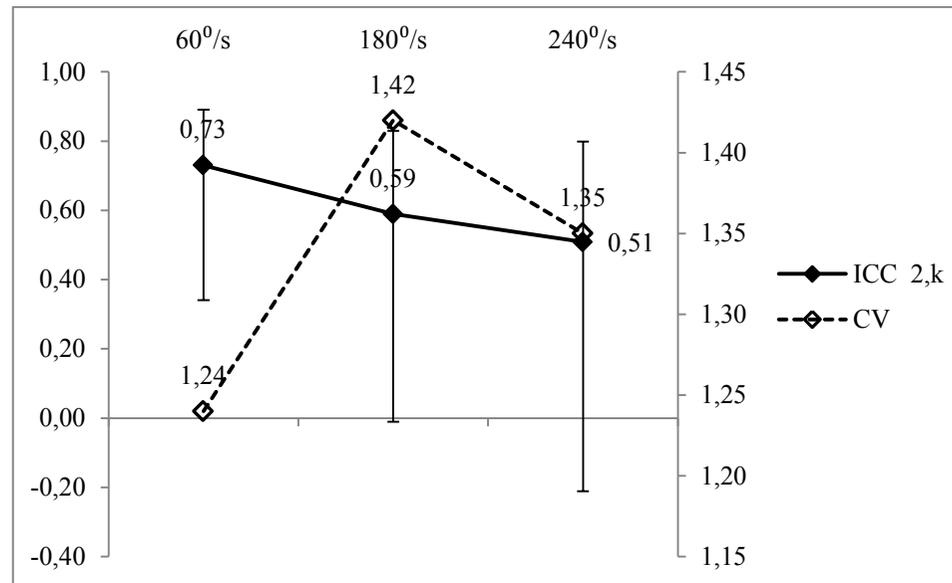


Figura 48. ICC_{2,k} y CV intersesión de la media del trabajo máximo (J) de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

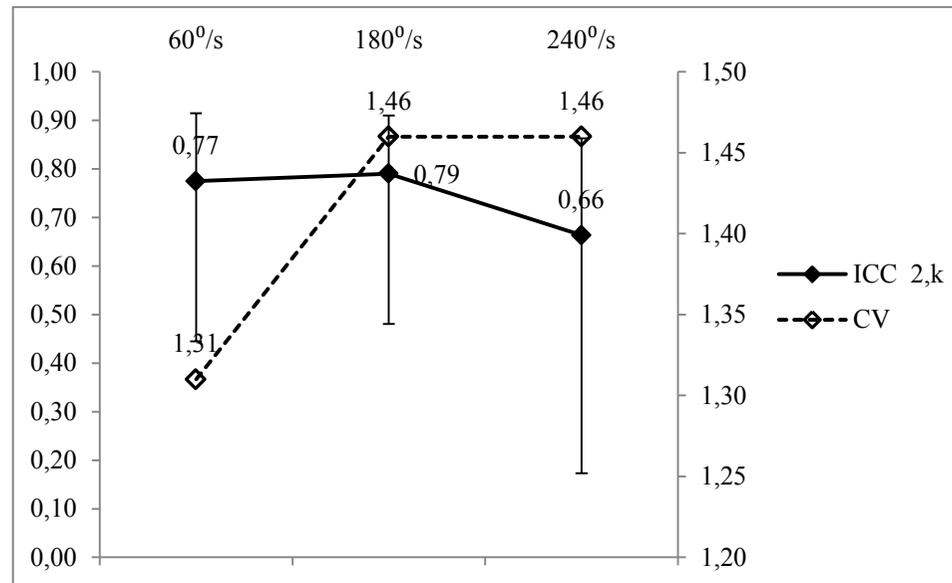


Figura 49. ICC_{2,k} y CV intersesión de la media del trabajo máximo (J) de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 52. Datos de la fiabilidad intersesión del trabajo medio (J) de la pierna no dominante (n = 21).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Extensores								
60°·s ⁻¹	227.05 (36.67)	210.36; 243.74	231.81 (35.46)	215.67; 247.95	0.69 (<i>p</i> < 0.01**)	0.60 (<i>p</i> = 0.45)	55.29	0.98 ×/÷ 1.28
180°·s ⁻¹	184.14 (31.78)	169.68; 198.61	194.67 (34.60)	178.92; 210.42	0.58 (<i>p</i> = 0.01*)	2.51(<i>p</i> = 0.13)	59.63	0.95 ×/÷ 1.40
240°·s ⁻¹	167.00 (37.11)	150.11; 183.89	157.24 (40.39)	138.85; 175.63	0.47 (<i>p</i> = 0.03*)	1.26 (<i>p</i> = 0.28)	78.24	1.06 ×/÷ 1.77
Flexores								
60°·s ⁻¹	127.33 (21.55)	117.52; 137.14	134.05 (24.25)	123.01; 145.09	0.64 (<i>p</i> < 0.01**)	2.45 (<i>p</i> = 0.13)	38.55	0.95 ×/÷ 1.38
180°·s ⁻¹	106.81 (24.03)	95.87; 117.75	116.52 (25.38)	104.97; 128.08	0.52 (<i>p</i> = 0.01*)	3.41 (<i>p</i> = 0.08)	47.26	0.91 ×/÷ 1.60
240°·s ⁻¹	95.57 (29.62)	82.09; 109.05	90.67 (26.00)	78.83; 102.50	0.55 (<i>p</i> = 0.01*)	0.71 (<i>p</i> = 0.41)	52.17	1.03 ×/÷ 2.03

IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

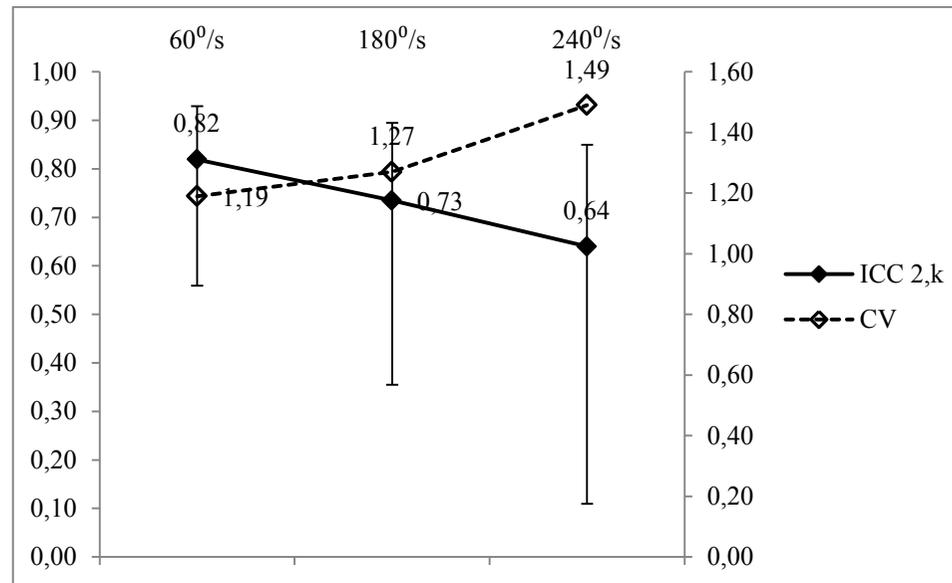


Figura 50. ICC_{2,k} y CV intersesión de la media del trabajo máximo (J) de los músculos extensores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

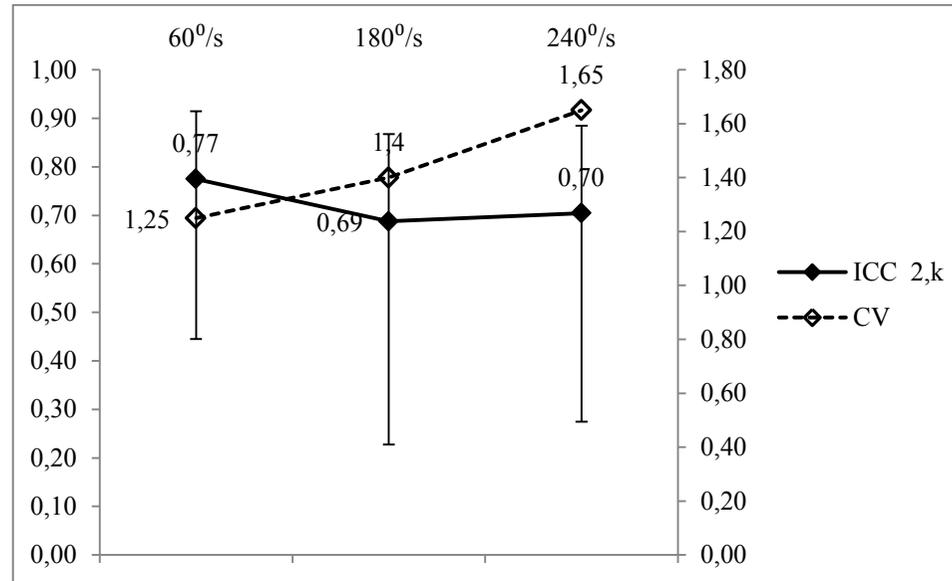


Figura 51. ICC_{2,k} y CV intersesión de la media del trabajo máximo (J) de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 21). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 53. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza máxima (N) de la pierna dominante (n = 19).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV	MD	LOA
Flexores											
CC a 0.80 m·s ⁻¹	305.58 (78.52)	268.83; 342.32	312.55 (68.26)	280.60; 344.50	0.75	0.37; 0.90	0.61 (<i>p</i> < 0.01**)	0.23 (<i>p</i> = 0.64)	1.35	128.49	0.97 ×/÷ 1.52
CE a 0.60 m·s ⁻¹	405.90 (96.34)	360.81; 450.99	395.70 (87.75)	354.63; 436.77	0.78	0.44; 0.91	0.64 (<i>p</i> < 0.01**)	0.34 (<i>p</i> = 0.57)	1.34	153.74	1.02 ×/÷ 1.51
Extensores											
CC a 0.80 m·s ⁻¹	289.73 (70.91)	256.54; 322.91	311.45 (38.71)	293.33; 329.57	0.56	-0.10; 0.83	0.47 (<i>p</i> = 0.04*)	2.38 (<i>p</i> = 0.14)	1.41	123.46	0.91 ×/÷ 1.63

CC, contracción concéntrica; CE, contracción excéntrica; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase_{2,k}; CV, coeficiente de variación; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

Tabla 54. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza máxima (N) de la pierna no dominante (n = 19).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Flexores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	310.45 (65.23)	279.92; 340.98	300.83 (64.77)	270.51; 331.14	0.81 (<i>p</i> < 0.01**)	1.13 (<i>p</i> = 0.30)	79.51	1.03 ×/÷ 1.33
CE a 0.20 m·s ⁻¹	375.40 (96.28)	330.34; 420.46	374.40 (77.31)	338.22; 410.58	0.75 (<i>p</i> < 0.01**)	0.00 (<i>p</i> = 0.95)	126.32	0.99 ×/÷ 1.49
CC a 0.40 m·s ⁻¹	311.13 (48.53)	288.41; 333.84	316.88 (63.35)	287.23; 346.52	0.66 (<i>p</i> < 0.01**)	0.29 (<i>p</i> = 0.60)	94.01	0.99 ×/÷ 1.34
CE a 0.40 m·s ⁻¹	389.68 (74.13)	354.98; 424.37	394.20 (86.96)	353.50; 434.90	0.53 (<i>p</i> = 0.02*)	0.07 (<i>p</i> = 0.80)	155.25	1.00 ×/÷ 1.52
CC a 0.80 m·s ⁻¹	275.88 (54.23)	250.49; 301.26	304.08 (65.72)	273.32; 334.83	0.13 (<i>p</i> = 0.58)	2.52 (<i>p</i> = 0.13)	155.86	0.91 ×/÷ 1.73
CE a 0.60 m·s ⁻¹	389.98 (68.89)	357.73; 422.22	406.00 (92.81)	362.56; 449.44	0.45 (<i>p</i> = 0.05)	0.67 (<i>p</i> = 0.42)	171.30	0.97 ×/÷ 1.50
Extensores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	344.35 (58.26)	317.08; 371.62	334.18 (49.23)	311.13; 357.22	0.83 (<i>p</i> < 0.01**)	1.96 (<i>p</i> = 0.18)	63.66	1.03 ×/÷ 1.20
CC a 0.40 m·s ⁻¹	331.80 (46.47)	310.05; 353.55	331.58 (43.49)	311.22; 351.93	0.58 (<i>p</i> = 0.01*)	0.00 (<i>p</i> = 0.98)	80.80	1.00 ×/÷ 1.28

CC a	310.18	282.03;	293.23	264.27;	0.52	1.59	117.65	1.06
0.80 m·s ⁻¹	(60.13)	338.32	(61.87)	322.18	(<i>p</i> = 0.02*)	(<i>p</i> = 0.22)		×/÷ 1.48

CC, contracción concéntrica; CE, contracción excéntrica; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase_{2,k}; CV, coeficiente de variación; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

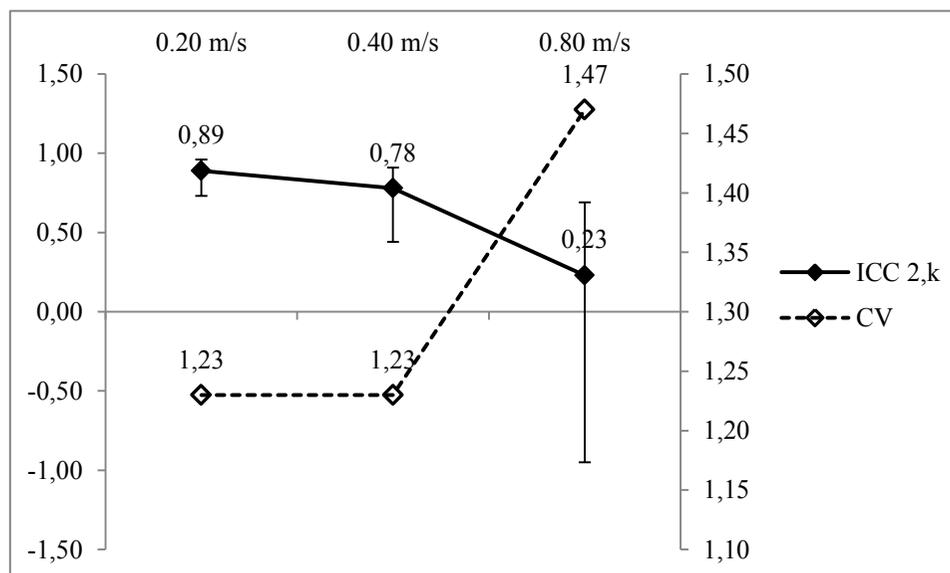


Figura 52. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción concéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

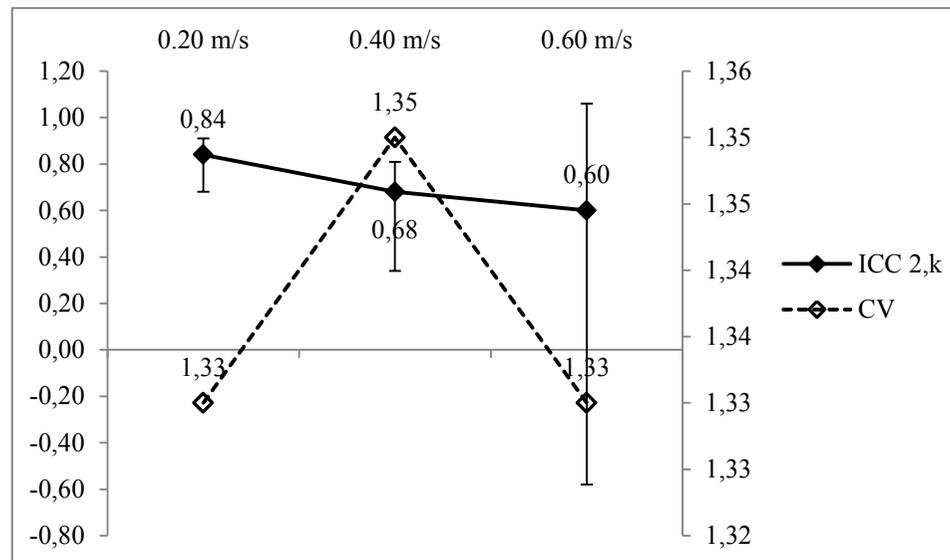


Figura 53. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción excéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

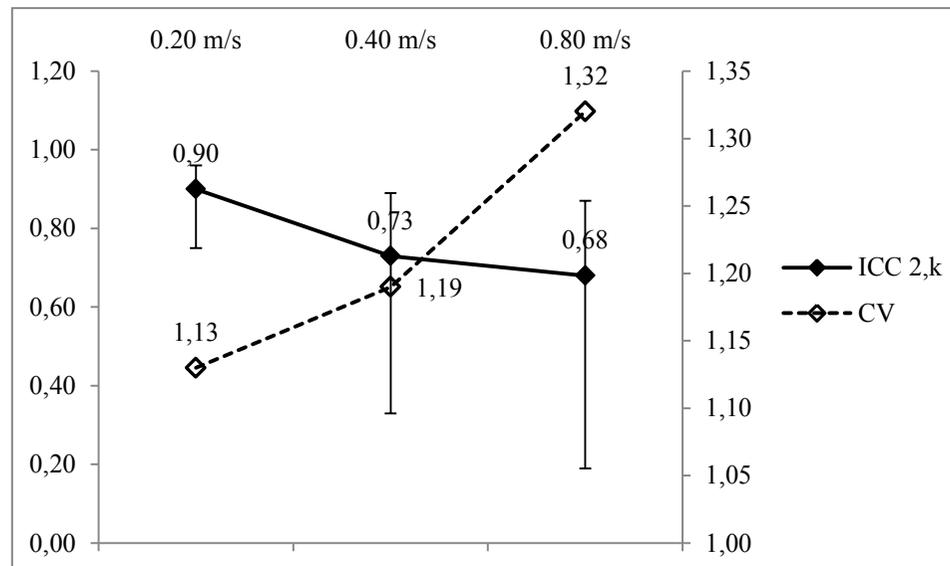


Figura 54. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza máxima (N) en la contracción concéntrica de los músculos extensores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclass. CV: coeficiente de variación.

Tabla 55. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza media (N) de la pierna dominante (n = 19).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Flexores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	222.74 (49.61)	199.53; 245.96	213.87 (43.14)	193.68; 234.06	0.72 (p < 0.01**)	1.27 (p = 0.27)	69.07	1.04 ×/÷ 1.34
CE a 0.20 m·s ⁻¹	276.35 (79.89)	238.96; 313.74	278.02 (63.61)	248.25; 307.78	0.83 (p < 0.01**)	0.03 (p = 0.87)	86.90	0.98 ×/÷ 1.41
CC a 0.40 m·s ⁻¹	212.38 (48.15)	189.84; 234.91	229.28 (44.72)	208.35; 250.21	0.68 (p < 0.01**)	4.10 (p = 0.06)	73.19	0.91 ×/÷ 1.48
CE a 0.40 m·s ⁻¹	287.66 (67.07)	256.27; 319.05	300.94 (69.07)	268.62; 333.27	0.58 (p = 0.01*)	0.90 (p = 0.36)	122.85	0.95 ×/÷ 1.51
CC a 0.80 m·s ⁻¹	196.41 (51.81)	172.16; 220.66	212.48 (38.41)	194.51; 230.46	0.54 (p = 0.01*)	2.56 (p = 0.13)	88.04	0.90 ×/÷ 1.87
CE a 0.60 m·s ⁻¹	313.72 (80.29)	276.15; 351.30	306.94 (72.21)	273.14; 340.73	0.54 (p = 0.01*)	0.17 (p = 0.68)	143.38	1.02 ×/÷ 1.60
Extensores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	240.73 (47.12)	218.68; 262.78	243.74 (35.81)	226.97; 260.50	0.52 (p = 0.02*)	0.10 (p = 0.75)	81.71	0.98 ×/÷ 1.43
CC a 0.40 m·s ⁻¹	235.26 (37.29)	217.81; 252.71	230.72 (35.91)	213.91; 247.53	0.26 (p = 0.27)	0.21 (p = 0.65)	87.49	1.02 ×/÷ 1.48

CC a	196.41	171.01;	216.66	203.69;	0.65	4.69	81.94	0.87
0.80 m·s ⁻¹	(54.27)	221.81	(27.70)	229.62	(<i>p</i> < 0.01**)	(<i>p</i> = 0.04*)		×/÷ 1.64

CC, contracción concéntrica; CE, contracción excéntrica; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase 2, k; CV, coeficiente de variación; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

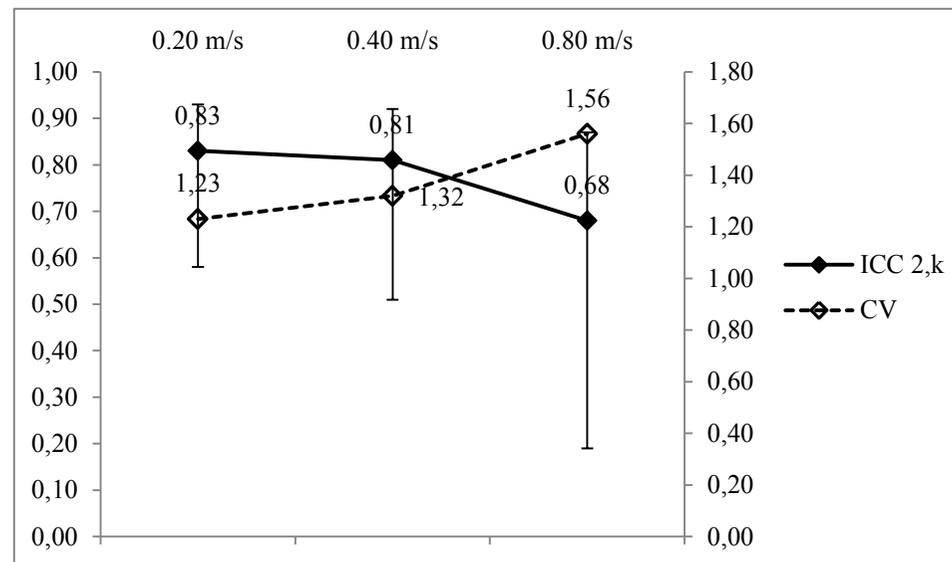


Figura 55. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza media (N) en la contracción concéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

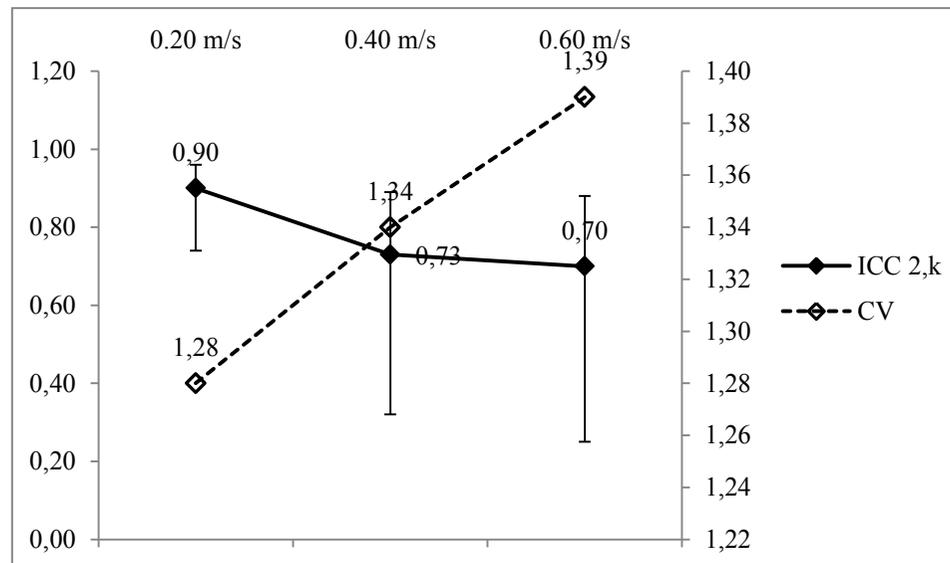


Figura 56. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza media (N) en la contracción excéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

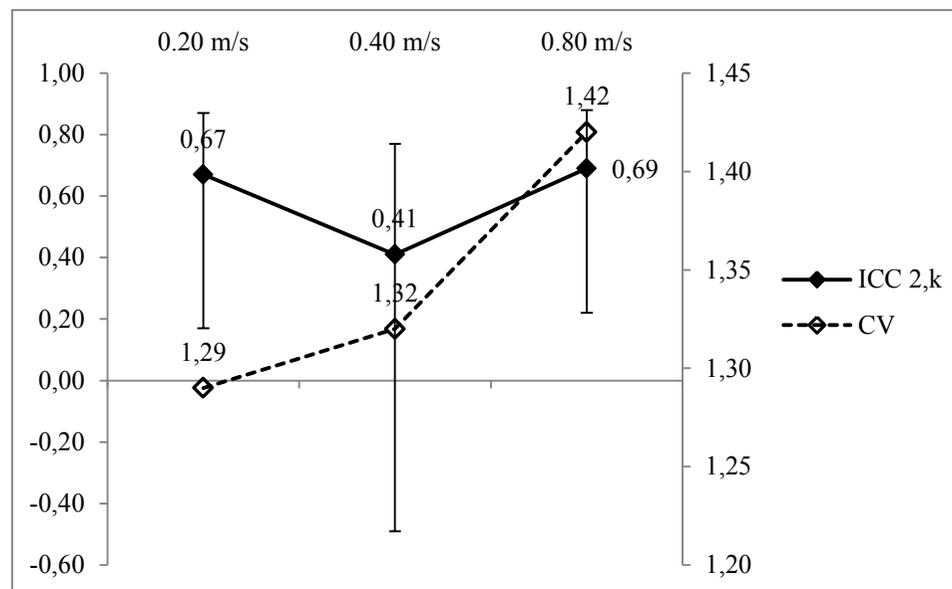


Figura 57. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza media (N) en la contracción concéntrica de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 56. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza media (N) de la pierna no dominante (n = 19).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Flexores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	211.45 (51.50)	187.35; 235.55	203.28 (41.97)	183.64; 222.92	0.67 (p < 0.01**)	0.89 (p = 0.36)	75.95	1.03 ×/÷ 1.47
CE a 0.20 m·s ⁻¹	273.20 (76.87)	237.23; 309.18	265.69 (56.96)	239.03; 292.35	0.76 (p < 0.01**)	0.46 (p = 0.51)	97.43	1.01 ×/÷ 1.51
CC a 0.40 m·s ⁻¹	214.46 (44.05)	193.84; 235.08	217.77 (41.94)	198.14; 237.40	0.54 (p = 0.01*)	0.13 (p = 0.72)	80.77	0.98 ×/÷ 1.53
CE a 0.40 m·s ⁻¹	281.78 (60.72)	253.36; 310.20	295.69 (66.64)	264.50; 326.88	0.55 (p = 0.01*)	1.06 (p = 0.32)	118.37	0.96 ×/÷ 1.55
CC a 0.80 m·s ⁻¹	185.61 (35.51)	168.99; 202.22	205.06 (35.48)	188.46; 221.67	-0.16 (p = 0.50)	2.59 (p = 0.12)	105.95	0.90 ×/÷ 1.79
CE a 0.60 m·s ⁻¹	293.82 (68.83)	261.61; 326.04	314.15 (73.48)	279.76; 348.54	0.37 (p = 0.10)	1.30 (p = 0.27)	156.26	0.94 ×/÷ 1.64
Extensores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	242.73 (48.62)	219.98; 265.49	252.58 (40.44)	233.65; 271.51	0.85 (p < 0.01**)	2.91 (p = 0.10)	50.60	0.96 ×/÷ 1.24
CC a 0.40 m·s ⁻¹	236.55 (37.88)	218.83; 254.28	245.37 (31.87)	230.46; 260.29	0.55 (p = 0.01*)	1.39 (p = 0.25)	46.29	0.96 ×/÷ 1.30

CC a	192.96	168.56;	199.53	174.47;	0.80	0.78	23.57	0.97
0.80 m·s ⁻¹	(52.12)	217.35	(53.56)	224.60	(<i>p</i> < 0.01**)	(<i>p</i> = 0.39)		×/÷ 1.50

CC, contracción concéntrica; CE, contracción excéntrica; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase 2,k; CV, coeficiente de variación; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

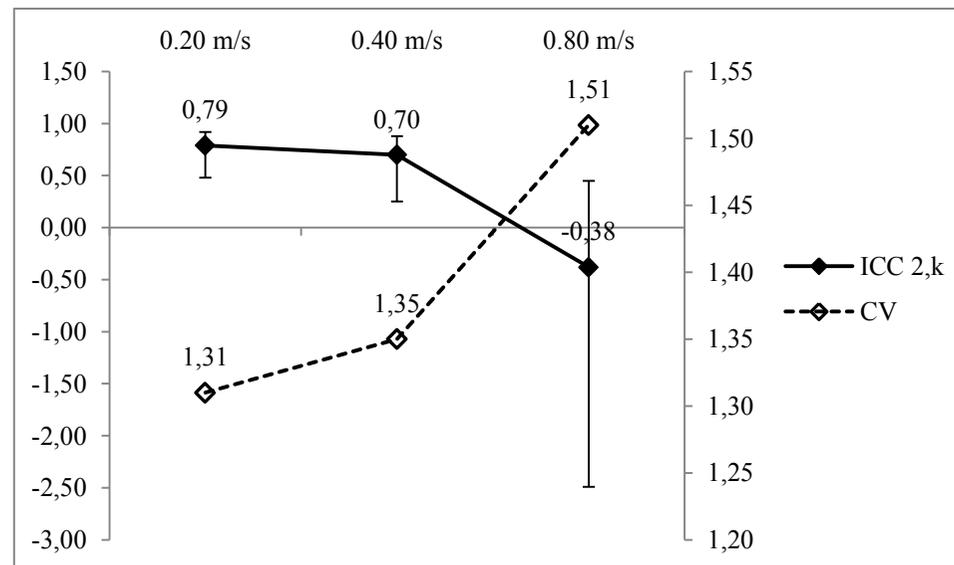


Figura 58. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza media (N) en la contracción concéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

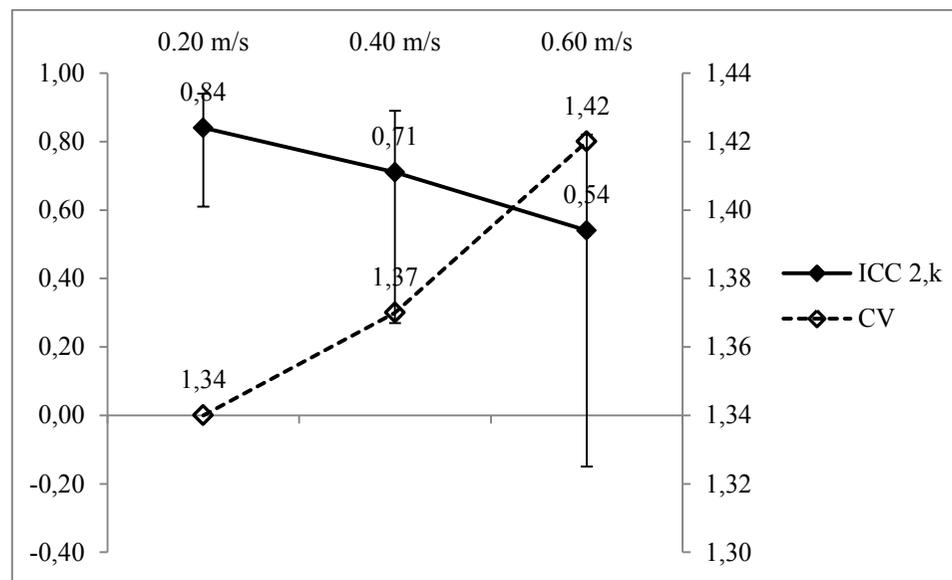


Figura 59. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza media (N) en la contracción excéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

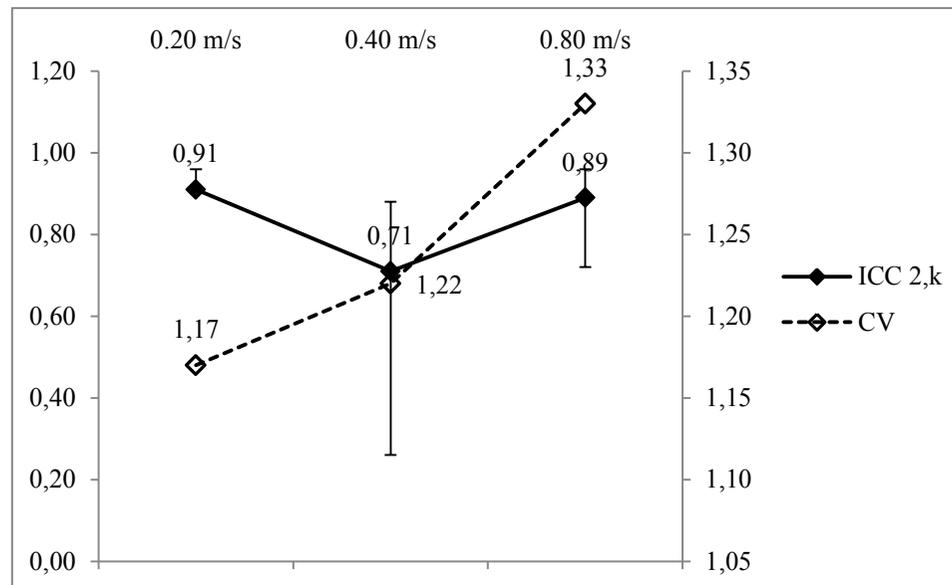


Figura 60. ICC_{2,k} y CV intersesión de la fuerza media (N) en la contracción concéntrica de los músculos extensores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 57. Datos de la fiabilidad intersesión del trabajo medio (J) de la pierna dominante (n = 19).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Flexores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	92.30 (18.89)	83.46; 101.14	89.05 (16.09)	81.52; 96.58	0.70 (<i>p</i> < 0.01**)	1.12 (<i>p</i> = 0.30)	26.92	1.03 ×/÷ 1.32
CE a 0.20 m·s ⁻¹	113.79 (31.09)	99.23; 128.34	112.31 (21.69)	102.16; 122.47	0.65 (<i>p</i> < 0.01**)	0.08 (<i>p</i> = 0.78)	46.17	0.99 ×/÷ 1.52
CC a 0.40 m·s ⁻¹	83.34 (21.51)	73.27; 93.41	90.62 (19.13)	81.67; 99.58	0.70 (<i>p</i> < 0.01**)	4.22 (<i>p</i> = 0.05)	31.07	0.91 ×/÷ 1.54
CE a 0.40 m·s ⁻¹	111.10 (26.13)	98.87; 123.33	117.32 (27.20)	104.59; 130.05	0.55 (<i>p</i> = 0.01*)	1.21 (<i>p</i> = 0.29)	49.57	0.94 ×/÷ 1.56
CC a 0.80 m·s ⁻¹	73.57 (21.35)	63.58; 83.56	80.54 (17.89)	72.17; 88.91	0.61 (<i>p</i> < 0.01**)	3.14 (<i>p</i> = 0.09)	34.48	0.89 ×/÷ 1.81
CE a 0.60 m·s ⁻¹	113.77 (27.22)	101.03; 126.51	113.01 (24.90)	101.35; 124.66	0.32 (<i>p</i> = 0.17)	0.01 (<i>p</i> = 0.91)	59.57	1.00 ×/÷ 1.67
Extensores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	106.71 (23.06)	95.91; 117.50	108.46 (19.33)	99.41; 117.51	0.41 (<i>p</i> = 0.07)	0.11 (<i>p</i> = 0.74)	45.60	0.98 ×/÷ 1.53
CC a 0.40 m·s ⁻¹	99.09 (17.68)	90.82; 107.36	98.10 (19.04)	89.19; 107.01	0.28 (<i>p</i> = 0.23)	0.04 (<i>p</i> = 0.84)	43.15	1.01 ×/÷ 1.57

CC a 0.80 m·s ⁻¹	80.76 (23.41)	69.80; 91.71	89.40 (16.30)	81.77; 97.03	0.56 (<i>p</i> = 0.01*)	3.84 (<i>p</i> = 0.06)	38.67	0.87 ×/÷ 1.67
--------------------------------	------------------	-----------------	------------------	-----------------	-----------------------------	----------------------------	-------	---------------------

CC, contracción concéntrica; CE, contracción excéntrica; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase 2,k; CV, coeficiente de variación; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

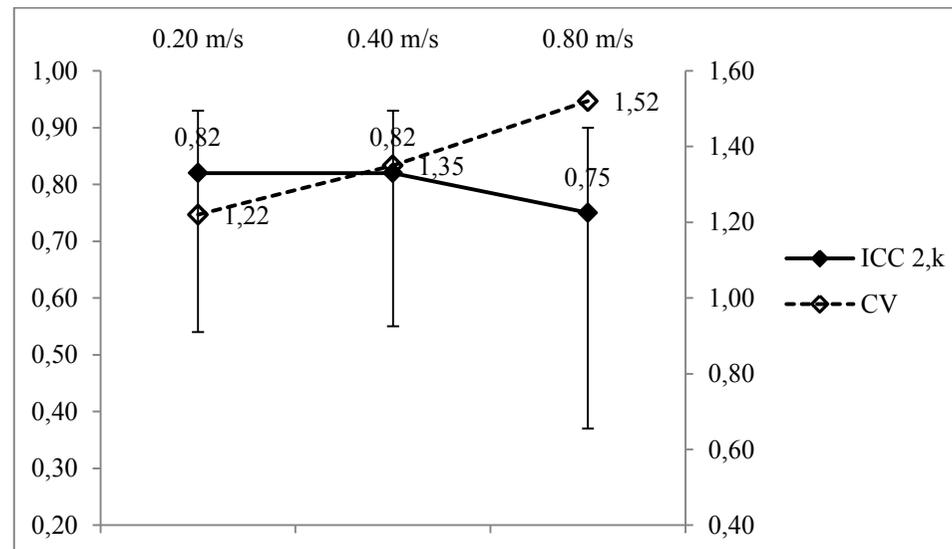


Figura 61. ICC_{2,k} y CV intersección del trabajo medio (J) en la contracción concéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

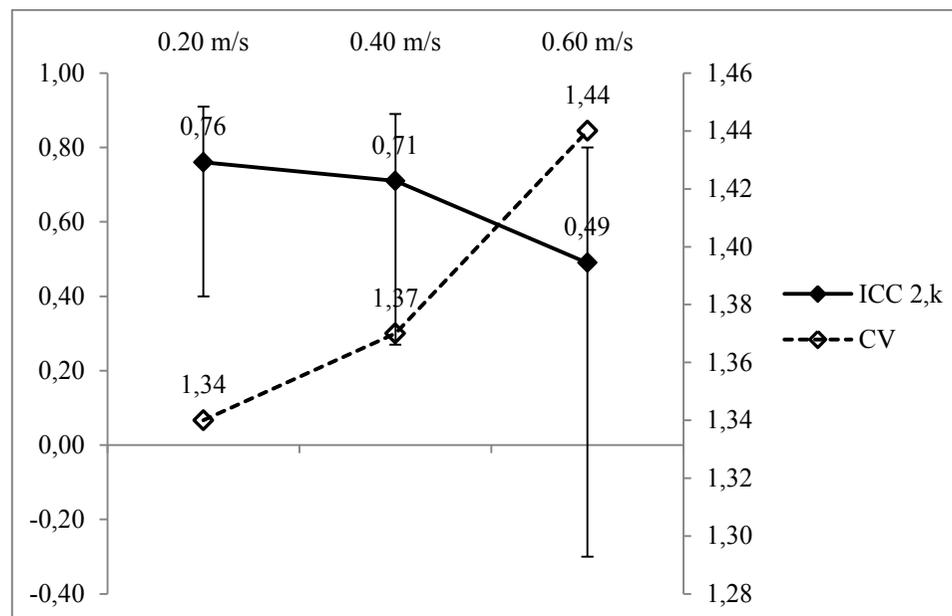


Figura 62. ICC_{2,k} y CV intersesión del trabajo medio (J) en la contracción excéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

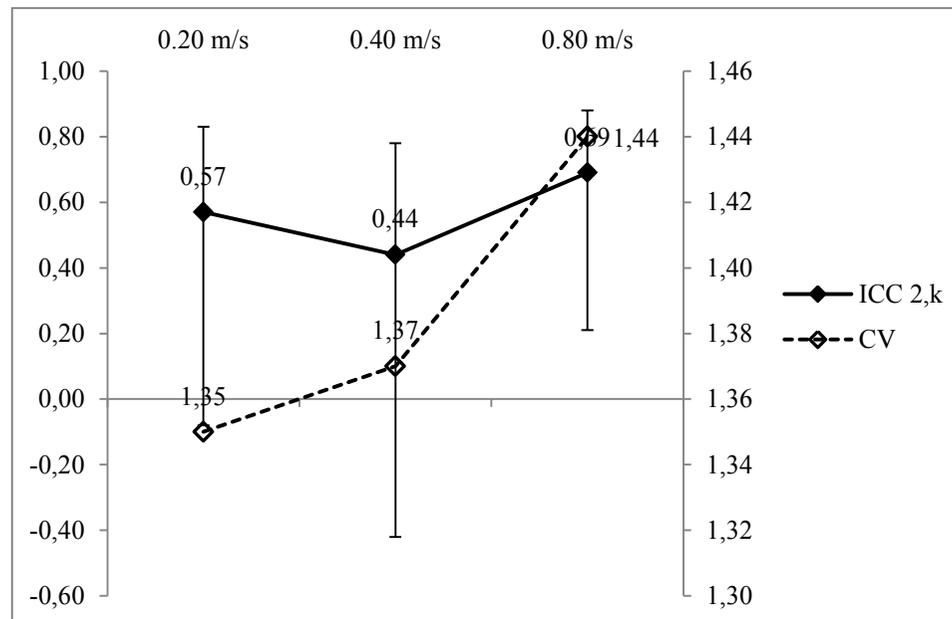


Figura 63. ICC_{2,k} y CV intersesión del trabajo medio (J) en la contracción concéntrica de los músculos extensores de la rodilla de la pierna dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

Tabla 58. Datos intersesión del trabajo medio (J) de la pierna no dominante (n = 19).

	Sesión 1(SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	r	F	MD	LOA
Flexores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	87.98 (21.54)	77.90; 98.06	84.60 (21.10)	74.72; 94.47	0.49 (p = 0.03*)	0.50 (p = 0.49)	42.10	1.03 ×/÷ 1.63
CE a 0.20 m·s ⁻¹	113.58 (32.74)	98.26; 128.90	110.34 (27.33)	97.54; 123.13	0.65 (p < 0.01**)	0.32 (p = 0.58)	50.47	1.01 ×/÷ 1.62
CC a 0.40 m·s ⁻¹	84.22 (16.92)	76.30; 92.13	84.58 (16.40)	76.91; 92.26	0.44 (p = 0.05)	0.01 (p = 0.93)	34.47	0.99 ×/÷ 1.56
CE a 0.40 m·s ⁻¹	109.51 (22.77)	98.85; 120.17	113.16; (24.04)	101.91; 124.41	0.58 (p = 0.01*)	0.58 (p = 0.46)	42.03	0.97 ×/÷ 1.51
CC a 0.80 m·s ⁻¹	69.84 (15.00)	62.82; 76.86	76.22 (15.60)	68.92; 83.52	0.04 (p = 0.88)	1.80 (p = 0.20)	41.66	0.91 ×/÷ 1.85
CE a 0.60 m·s ⁻¹	107.44 (24.74)	95.86; 119.01	113.31 (25.96)	101.15; 125.46	0.41 (p = 0.08)	0.90 (p = 0.35)	54.20	0.95 ×/÷ 1.65
Extensores								
CC a 0.20 m·s ⁻¹	108.64 (25.26)	96.82; 120.46	110.30 (23.29)	99.40; 121.20	0.75 (p < 0.01**)	0.19 (p = 0.67)	33.72	0.98 ×/÷ 1.39
CC a 0.40 m·s ⁻¹	99.81 (17.87)	91.45; 108.18	101.36 (18.84)	92.54; 110.18	0.59 (p = 0.01*)	0.17 (p = 0.68)	32.60	0.99 ×/÷ 1.42

CC a	81.48	69.88;	80.98;	68.84;	0.78	0.02	32.86	1.01
0.80 m·s ⁻¹	(24.80)	93.09	(25.94)	93.12	(<i>p</i> < 0.01**)	(<i>p</i> = 0.89)		×/÷
								1.61

CC, contracción concéntrica; CE, contracción excéntrica; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase 2, k; CV, coeficiente de variación; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; SD, desviación típica; r, coeficiente de correlación de Pearson; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; LOA, límites de acuerdo. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01, respectivamente.

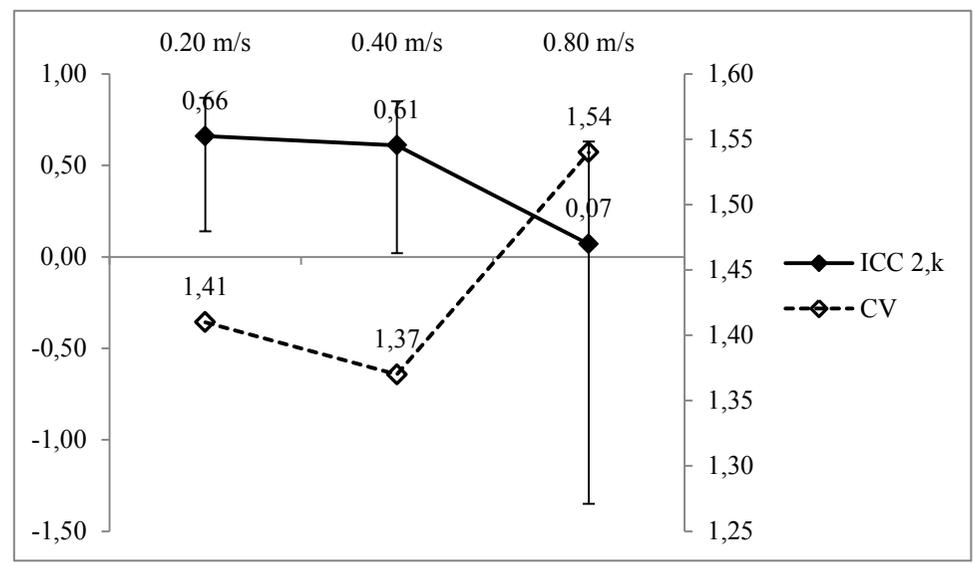


Figura 64. ICC_{2,k} y CV intersesión del trabajo medio (J) en la contracción concéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

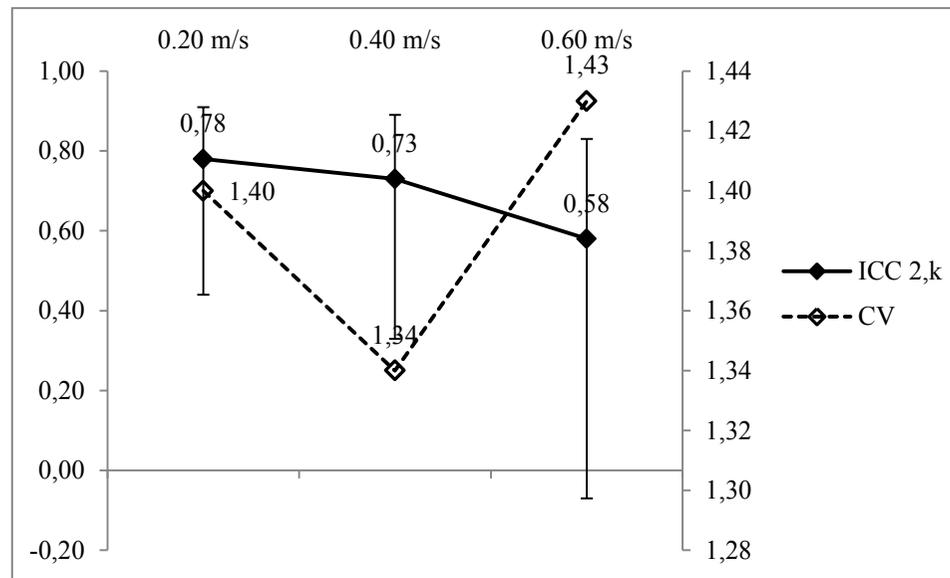


Figura 65. ICC_{2,k} y CV intersesión del trabajo medio (J) en la contracción excéntrica de los músculos flexores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

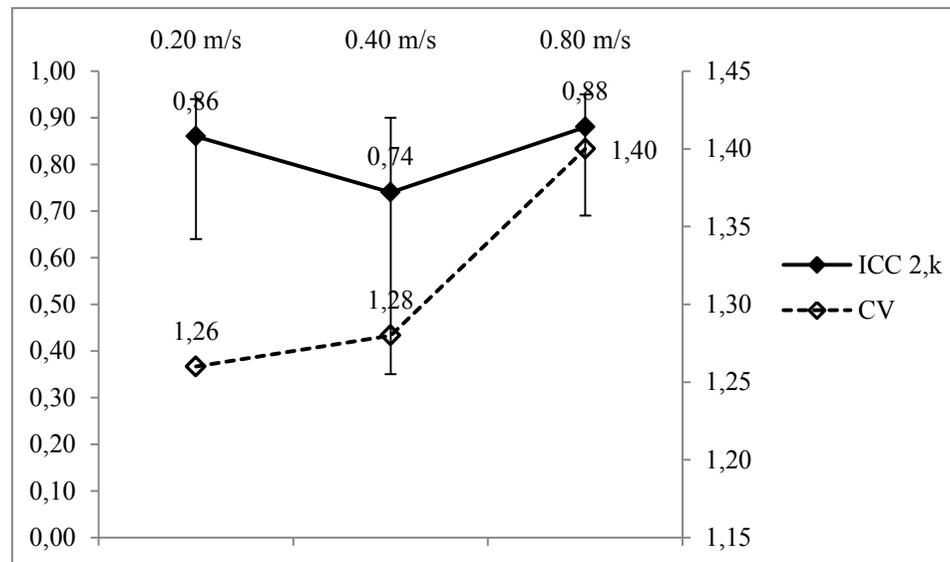


Figura 66. ICC_{2,k} y CV intersesión del trabajo medio (J) en la contracción concéntrica de los músculos extensores de la rodilla de la pierna no dominante (n = 19). Las líneas de rombos muestran, en cada velocidad angular, el valor del ICC (línea continua de rombos sólidos) y del CV (línea discontinua de rombos sin relleno). Las barras de error representan a los IC al 95% del ICC. ICC: coeficiente de correlación intraclase. CV: coeficiente de variación.

ANEXO II: RESULTADOS DE LA FIABILIDAD DE LOS TEST DE MEDICIÓN DEL EF

Tabla 59. Datos de la fiabilidad intrasesión del tiempo de vuelo del salto vertical (ms) en la sesiones de evaluación 1 y 2 (n = 20).

	Repetición1 (SD)	IC al 95%	Repetición 2 (SD)	IC al 95%	Repetición 3 (SD)	IC al 95%	ICC_{2,1}	IC al 95%	F	CV (%)	SEM	MD
Evaluación 1												
SJ (ms)	495.70 (31.36)	481.02; 510.38	499.20 (32.23)	484.11; 514.29	503.75 (25.27)	491.92; 515.58	0.82	0.67; 0.92	2.07 (<i>p</i> = 0.14)	1.95	12.54	34.75
CMJ (ms)	530.50 (33.47)	514.84; 546.16	536.70 (32.89)	521.31; 552.09	535.05 (34.20)	556.64; 597.46	0.88	0.77; 0.95	1.53 (<i>p</i> = 0.23)	1.27	11.62	32.22
ABA (ms)	577.05 (43.62)	556.64; 597.46	577.85 (35.57)	561.20; 594.50	569.40 (37.48)	551.86; 586.94	0.90	0.81; 0.96	2.92 (<i>p</i> = 0.07)	1.77	12.21	33.84
Evaluación 2												
SJ (ms)	501.30 (29.56)	487.47; 515.13	511.70 (30.97)	497.21; 526.19	511.85 (33.64)	496.10; 527.60	0.83	0.69; 0.92	4.46 (<i>p</i> = 0.02*)	2.09	12.81	35.52
CMJ (ms)	540.50 (34.40)	524.40; 556.60	538.85 (30.03)	524.79; 552.91	535.75 (31.34)	521.08; 550.42	0.95	0.90; 0.98	2.25 (<i>p</i> = 0.12)	0.90	7.19	19.92
ABA (ms)	582.60 (38.07)	564.78; 600.42	572.20 (39.21)	553.85; 590.55	574.80 (38.46)	556.80; 592.80	0.93	0.85; 0.97	5.40 (<i>p</i> = 0.01*)	1.40	10.42	28.88

ABA, abalakov jump; ICC_{2,1}, coeficiente de correlación intraclase _{2,1}; CMJ, counter movement jump; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; SD, desviación típica; SJ, squat jump. Efecto de interacción en **p* < 0.05.

Tabla 60. Datos de la fiabilidad intrasesión del tiempo (s) en recorrer 10 y 20 m a máxima velocidad.

	Repeticón1 (SD)	IC al 95%	Repeticón 2 (SD)	IC al 95%	Repeticón 3 (SD)	IC al 95%	ICC_{2,1}	IC al 95%	F	CV (%)	SEM	MD
Tiempo en 10 m (s)	1.99 (0.12)	1.93; 2.04	1.98 (0.12)	1.92; 2.04	1.99 (0.14)	1.92; 2.06	0.81	0.65; 0.92	0.11 (<i>p</i> = 0.89)	2.29	0.06	0.15
Tiempo en 20 m (s)	3.32 (0.17)	3.24; 3.41	3.31 (0.17)	3.23; 3.39	3.33 (0.21)	3.22; 3.43	0.88	0.76; 0.95	0.25 (<i>p</i> = 0.78)	1.68	0.07	0.18

CCI_{2,1}, coeficiente de correlación intraclase _{2,1}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; MD, mínimas diferencias; SD, desviación típica.

Tabla 61. Datos de la fiabilidad intersesión del tiempo de vuelo del salto vertical (ms).

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	ICC _{2,k}	IC al 95%	R	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
SJ (ms)	499.65 (28.00)	486.54; 512.76	508.30 (29.57)	494.46; 522.14	0.71	0.27; 0.89	0.55 (<i>p</i> = 0.01*)	2.02 (<i>p</i> = 0.17)	3.00	19.23	53.32	-8.73 ± 53.34
CMJ (ms)	534.10 (32.04)	519.10; 549.10	538.35 (31.48)	523.62; 553.08	0.90	0.75; 0.96	0.82 (<i>p</i> < 0.01**)	0.98 (<i>p</i> = 0.33)	2.07	13.56	37.60	-4.28 ± 37.78
ABA (ms)	574.85 (37.85)	557.14; 592.57	576.65 (37.67)	559.02; 594.28	0.97	0.94; 0.99	0.95 (<i>p</i> < 0.01**)	0.46 (<i>p</i> = 0.51)	1.18	8.43	23.36	-1.77 ± 23.54

ABA, abalakov jump; ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CMJ, counter movement jump; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica; SJ, squat jump. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 62. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza máxima (N) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	378.79 (35.38)	362.23; 395.35	377.91 (37.83)	360.20; 395.62	0.92	0.79; 0.97	0.85 (<i>p</i> < 0.01**)	0.04 (<i>p</i> = 0.85)	2.15	14.27	39.55	0.88 ± 39.55
60%	700.12 (69.94)	667.39; 732.85	707.38 (69.85)	674.69; 740.07	0.97	0.91; 0.99	0.93 (<i>p</i> < 0.01**)	1.62 (<i>p</i> = 0.22)	1.85	18.05	50.04	-7.26 ± 50.04
90%	965.72 (92.03)	922.65; 1008.79	971.00 (96.27)	925.94; 1016.05	0.97	0.92; 0.99	0.94 (<i>p</i> < 0.01**)	0.50 (<i>p</i> = 0.49)	1.63	23.60	65.43	-5.28 ± 65.43

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 63. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza media (N) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	215.84 (24.69)	204.28; 227.39	213.42 (24.08)	202.15; 224.69	0.95	0.87; 0.98	0.90 (<i>p</i> < 0.01**)	0.97 (<i>p</i> = 0.34)	0.83	7.75	21.48	2.42 ± 21.48
60%	446.26 (44.74)	425.32; 467.21	446.08 (44.69)	425.16; 466.99	1.00	1.00; 1.00	1.00 (<i>p</i> < 0.01**)	4.20 (<i>p</i> = 0.05)	0.04	0.28	0.79	0.18 ± 0.79
90%	656.90 (60.50)	628.59; 685.22	656.64 (60.13)	628.50; 684.78	1.00	1.00; 1.00	1.00 (<i>p</i> < 0.01**)	1.37 (<i>p</i> = 0.26)	0.07	0.71	1.96	0.26 ± 1.96

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 64. Datos de la fiabilidad intersesión de la fuerza media en la fase propulsiva (N) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	287.71 (28.40)	274.41; 301.00	286.03 (32.85)	270.65; 301.40	0.91	0.78; 0.97	0.85 (<i>p</i> < 0.01**)	0.19 (<i>p</i> = 0.67)	2.74	12.32	34.16	1.68 ± 34.16
60%	532.44 (55.10)	506.65; 558.22	533.69 (47.68)	511.38; 556.01	0.95	0.88; 0.98	0.92 (<i>p</i> < 0.01**)	0.07 (<i>p</i> = 0.80)	2.15	15.41	42.72	-1.26 ± 42.72
90%	735.88 (70.50)	702.89; 768.88	731.64 (53.71)	706.50; 756.77	0.93	0.82; 0.97	0.90 (<i>p</i> = 0.01*)	0.35 (<i>p</i> = 0.56)	2.36	22.66	62.82	4.24 ± 62.82

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 65. Datos de la fiabilidad intersesión del impulso mecánico (N·s) producido en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	129.48 (24.79)	117.87; 141.08	128.59 (24.77)	117.00; 140.18	0.96	0.90; 0.98	0.93 (<i>p</i> < 0.01**)	0.17 (<i>p</i> = 0.68)	3.93	6.77	18.76	0.89 ± 18.76
60%	321.08 (59.46)	293.25; 348.91	322.29 (62.26)	293.15; 351.43	0.95	0.89; 0.98	0.91 (<i>p</i> < 0.01**)	0.05 (<i>p</i> = 0.83)	4.28	17.94	49.72	-1.22 ± 49.72
90%	557.99 (126.33)	498.87; 617.12	552.64 (121.17)	495.93; 609.35	0.96	0.90; 0.98	0.92 (<i>p</i> < 0.01**)	0.24 (<i>p</i> = 0.63)	4.87	34.34	95.18	5.35 ± 95.18

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 66. Datos de la fiabilidad intersesión de la potencia máxima (W) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	613.78 (71.91)	580.13; 647.44	627.22 (95.52)	582.52; 671.93	0.87	0.66; 0.95	0.80 (<i>p</i> < 0.01**)	1.07 (<i>p</i> = 0.31)	4.85	41.06	113.81	-13.44 ± 113.81
60%	991.04 (141.87)	924.65; 1057.44	1018.72 (145.17)	950.78; 1086.67	0.93	0.82; 0.97	0.87 (<i>p</i> < 0.01**)	2.83 (<i>p</i> = 0.11)	3.86	52.03	144.22	-27.68 ± 144.22
90%	1187.32 (174.72)	1105.54; 1269.09	1213.28 (183.92)	1127.20; 1299.35	0.93	0.81; 0.97	0.86 (<i>p</i> < 0.01**)	1.53 (<i>p</i> = 0.23)	4.21	66.43	184.12	-25.96 ± 184.12

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 67. Datos de la fiabilidad intersesión de la potencia media (W) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	200.88 (24.88)	189.23; 212.52	203.71 (27.03)	191.06; 216.36	0.89	0.73; 0.96	0.81 (<i>p</i> < 0.01**)	0.62 (<i>p</i> = 0.44)	3.59	11.42	31.65	-2.84 ± 31.65
60%	329.55 (40.87)	310.42; 348.68	331.65 (42.07)	311.96; 351.33	0.95	0.88; 0.98	0.91 (<i>p</i> < 0.01**)	0.28 (<i>p</i> = 0.60)	2.86	12.57	34.84	-2.10 ± 34.84
90%	384.11 (54.93)	358.41; 409.81	390.03 (49.68)	366.77; 413.28	0.93	0.84; 0.97	0.88 (<i>p</i> < 0.01**)	1.04 (<i>p</i> = 0.32)	3.46	18.31	50.75	-5.92 ± 50.75

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 68. Datos de la fiabilidad intersesión de la potencia media en la fase propulsiva (W) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	268.27 (38.55)	250.22; 286.31	273.11 (46.63)	251.28; 294.93	0.87	0.67; 0.95	0.78 (<i>p</i> < 0.01**)	0.56 (<i>p</i> = 0.46)	4.89	20.48	56.77	-4.84 ± 56.77
60%	396.05 (67.05)	364.66; 427.43	399.24 (68.42)	367.22; 431.26	0.93	0.82; 0.97	0.87 (<i>p</i> < 0.01**)	0.17 (<i>p</i> = 0.69)	4.60	24.57	68.11	-3.19 ± 68.11
90%	434.62 (84.61)	395.02; 474.22	439.08 (81.96)	400.72; 477.44	0.93	0.82; 0.97	0.87 (<i>p</i> < 0.01**)	0.22 (<i>p</i> = 0.65)	5.66	30.17	83.63	-4.46 ± 83.63

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 69. Datos de la fiabilidad intersesión del rate of force development (RFD) máximo ($N \cdot s^{-1}$) producido en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	1696.37 (369.11)	1523.62; 1869.12	1688.17 (424.95)	1489.29; 1887.05	0.56	-0.11; 0.83	0.39 ($p = 0.09$)	0.01 ($p = 0.93$)	12.46	311.13	862.41	8.20 ± 862.41
60%	1701.09 (464.95)	1483.48; 1918.69	1647.23 (537.15)	1395.84; 1898.63	0.88	0.70; 0.95	0.80 ($p < 0.01^{**}$)	0.55 ($p = 0.47$)	12.24	229.92	637.31	53.85 ± 637.31
90%	1424.10 (482.04)	1198.50; 1649.70	1386.90 (447.68)	1177.38; 1596.42	0.67	0.16; 0.87	0.50 ($p = 0.02^*$)	0.13 ($p = 0.72$)	12.17	328.54	910.67	37.20 ± 910.67

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en $*p < 0.05$ y $**p < 0.01$.

Tabla 70. Datos de la fiabilidad intersesión del tiempo hasta el RFD máximo (ms) producido en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	71.55 (26.03)	59.37; 83.73	67.09 (24.24)	55.74; 78.43	0.74	0.35; 0.90	0.59 (<i>p</i> = 0.01*)	0.77 (<i>p</i> = 0.39)	20.66	16.07	44.55	4.46 ± 44.55
60%	61.78 (24.15)	50.47; 73.08	63.70 (21.83)	53.48; 73.92	0.70	0.24; 0.88	0.54 (<i>p</i> = 0.01*)	0.15 (<i>p</i> = 0.70)	22.21	15.66	43.40	-1.93 ± 43.40
90%	75.47 (22.36)	65.00; 85.93	73.83 (26.13)	61.60; 86.06	0.39	-0.55; 0.76	0.24 (<i>p</i> = 0.30)	0.06 (<i>p</i> = 0.81)	21.15	21.21	58.80	1.64 ± 58.80

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 71. Datos de la fiabilidad intersesión del trabajo (J) producido en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	CCI _{2,k}	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	119.77 (21.63)	109.64; 129.89	121.82 (20.67)	112.14; 131.49	0.89	0.73; 0.96	0.81 (<i>p</i> < 0.01**)	0.48 (<i>p</i> = 0.50)	5.75	9.32	25.84	-2.05 ± 25.84
60%	233.98 (37.33)	216.51; 251.45	235.39 (33.40)	219.76; 251.03	0.92	0.81; 0.97	0.86 (<i>p</i> < 0.01**)	0.11 (<i>p</i> = 0.74)	3.69	13.37	37.06	-1.41 ± 37.06
90%	318.40 (46.38)	296.69; 340.10	320.12 (41.94)	300.49; 339.75	0.95	0.87; 0.98	0.91 (<i>p</i> < 0.01**)	0.15 (<i>p</i> = 0.70)	3.33	13.91	38.56	-1.72 ± 38.56

ICC_{2,k}, coeficiente de correlación intraclase _{2,k}; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en **p* < 0.05 y ***p* < 0.01.

Tabla 72. Datos de la fiabilidad intersesión de la velocidad máxima ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	$\text{CCI}_{2,k}$	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	1.91 (0.15)	1.84; 1.98	1.95 (0.16)	1.88; 2.02	0.89	0.73; 0.96	0.81 ($p < 0.01^{**}$)	3.20 ($p = 0.09$)	3.04	0.07	0.19	-0.04 ± 0.19
60%	1.62 (0.16)	1.55; 1.70	1.64 (0.16)	1.57; 1.72	0.94	0.84; 0.98	0.88 ($p < 0.01^{**}$)	1.53 ($p = 0.23$)	2.45	0.05	0.15	-0.02 ± 0.15
90%	1.40 (0.16)	1.33; 1.47	1.42 (0.17)	1.34; 1.50	0.94	0.86; 0.98	0.90 ($p < 0.01^{**}$)	1.42 ($p = 0.25$)	3.03	0.05	0.15	-0.02 ± 0.15

$\text{ICC}_{2,k}$, coeficiente de correlación intraclase $_{2,k}$; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en $*p < 0.05$ y $**p < 0.01$.

Tabla 73. Datos de la fiabilidad intersesión de la velocidad media ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	$\text{CCI}_{2,k}$	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	0.93 (0.09)	0.89; 0.98	0.96 (0.09)	0.91; 1.00	0.88	0.70; 0.95	0.79 ($p < 0.01^{**}$)	2.88 ($p = 0.11$)	3.12	0.04	0.12	-0.02 ± 0.12
60%	0.74 (0.09)	0.70; 0.78	0.75 (0.10)	0.70; 0.79	0.95	0.88; 0.98	0.91 ($p < 0.01^{**}$)	0.35 ($p = 0.56$)	2.86	0.03	0.08	-0.01 ± 0.08
90%	0.59 (0.10)	0.54; 0.63	0.60 (0.10)	0.55; 0.64	0.96	0.89; 0.98	0.92 ($p < 0.01^{**}$)	1.37 ($p = 0.26$)	3.46	0.03	0.08	-0.01 ± 0.08

$\text{ICC}_{2,k}$, coeficiente de correlación intraclase $_{2,k}$; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en $*p < 0.05$ y $**p < 0.01$.

Tabla 74. Datos de la fiabilidad intersesión de la velocidad media propulsiva ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) producida en sentadilla:

	Sesión 1 (SD)	IC al 95%	Sesión 2 (SD)	IC al 95%	$\text{CCI}_{2,k}$	IC al 95%	r	F	CV (%)	SEM	MD	LOA
Porcentaje de peso corporal levantado												
30%	0.98 (0.10)	0.93; 1.03	1.00 (0.10)	0.95; 1.05	0.85	0.61; 0.94	0.73 ($p < 0.01^{**}$)	1.79 ($p = 0.20$)	3.51	0.05	0.14	-0.02 ± 0.14
60%	0.77 (0.09)	0.72; 0.81	0.77 (0.11)	0.72; 0.82	0.94	0.84; 0.98	0.89 ($p < 0.01^{**}$)	0.42 ($p = 0.52$)	3.46	0.03	0.10	-0.01 ± 0.10
90%	0.60 (0.10)	0.56; 0.65	0.61 (0.11)	0.56; 0.66	0.95	0.88; 0.98	0.91 ($p < 0.01^{**}$)	0.85 ($p = 0.37$)	3.91	0.03	0.09	-0.01 ± 0.09

$\text{ICC}_{2,k}$, coeficiente de correlación intraclase $_{2,k}$; CV, coeficiente de variación; SEM, error estándar de la medida; IC al 95%, intervalo de confianza al 95%; F, estadístico de contraste F Snedecor; LOA, límites de acuerdo; MD, mínimas diferencias; r, coeficiente de correlación de Pearson; SD, desviación típica. Efecto de interacción en $*p < 0.05$ y $**p < 0.01$.

ANEXO III: LOGROS OBTENIDOS DE LA TESIS DOCTORAL

EFFECTS OF VARIABLE RESISTANCE TRAINING ON MAXIMAL STRENGTH: A META-ANALYSIS

Soria-Gila, MA, Chiroso, I, Bautista, I, Baena, S, Chiroso, LJ.

Soria-Gila, Miguel A, NSCA, CTS 642 Research Group, Dept. of Physical Education and Sport, Universidad de Granada (Spain). ma88@correo.ugr.es

Chiroso, Ignacio J Ph.D. CTS 642 Research Group, Dept. of Physical Education and Sport, University of Granada (Spain). ichiroso@ugr.es

Bautista, Iker J Ph.D. CTS 642 Research Group, Dept. of Physical Education and Sport, Universidad de Granada (Spain). iker@ugr.es

Chiroso, Luis J Ph.D. CTS 642 Research Group, Dept. of Physical Education and Sport, Universidad de Granada (Spain). lchiroso@ugr.es

Baena, Salvador. CTS 642 Research Group, Dept. of Physical Education and Sport, Universidad de Granada (Spain). sbaena@ugr.es

VARIABLE RESISTANCE TRAINING

Corresponding author: Miguel Ángel Soria Gila

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Carretera de Alfacar s/n, 18011 Granada (Spain)

Phone: +34 628937726

Fax: + 34 958 244369

Email: ma88@correo.ugr.es

ACCEPTED

ABSTRACT

Variable resistance training (VRT) methods improve the rate of force development (RFD), coordination between antagonist and synergist muscles, the recruitment of motor units, and reduce the drop in force produced in the sticking region. However, the beneficial effects of long-term VRT on maximal strength both in athletes and untrained individuals have been much disputed. The purpose of this study was to compare in a meta-analysis the effects of a long-term (≥ 7 weeks) VRT program using chains or elastic bands and a similar constant resistance program in both trained adults practicing different sports and untrained individuals. Intervention effect sizes were compared among investigations meeting our selection and inclusion criteria using a random effects model. The published studies considered were those addressing VRT effects on the one repetition maximum (1RM). Seven studies involving 235 subjects fulfilled the selection and inclusion criteria. VRT led to a significantly greater mean strength gain (weighted mean difference: 5.03 kg; 95% CI: 2.26–7.80 kg; $Z = 3.55$; $P < 0.001$) than the gain recorded in response to conventional weight training. Long-term VRT training using chains or elastic bands attached to the barbell emerged as an effective evidence-based method of improving maximal strength both in athletes with different sports backgrounds and untrained subjects.

KEYWORDS: One repetition maximum, elastic bands, chains, biomechanics.

INTRODUCTION

Over the past few years, strength training protocols designed to optimize the efficiency and benefits of training have gained popularity (20, 33). Strength training programs including variable resistance exercises are typically performed using accessories, such as elastic bands or chains, and machines that allow for variation in the velocity of load displacement and its magnitude. One of the main objectives of the use of chains or elastic bands is to induce a high variation of stimuli and thus provoke neural adaptations improving the different expressions of strength including maximal strength, or the one-repetition maximum (1RM) (4, 28). These methods combine the resistance generated by fixed loads (e.g. barbell and discs) with the variable resistance (VR) produced by elastic bands and chains attached to the barbell. The most characteristic feature of this training modality is that resistance directed against the target muscle or muscle group can be varied over the range of athletic movement (1, 20). Many authors claim that this type of resistance training reduces the mechanical disadvantage of the sticking point encountered in free weight training (2-4, 33, 38). The sticking point or sticking region refers to the loss of velocity produced in external resistance exercise and was first described by the authors of classic studies such as Elliott, Wilson, & Kerr (18). More recently, van der Tillar & Ettema (44) discovered that the sticking region is dependent on loading and accounts for 35–45% of the range of movement. The sticking region is the most inefficient stage of a joint movement in that the muscle groups involved cannot meet the demands of exercise when working with loads as high as 90% of the 1RM (36) or even 80% (18). In this region, movement velocity decreases most likely because of compromised neural inter- and intra muscular coordination, resulting in a reduction in the force sustained (44). The rationale for variable resistance training (VRT) is that a greater absolute external load will be

supported if this neuro-mechanical disadvantage is minimized by applying lower resistances (loads lower than 85% 1RM, see **Table 1** indicating the loads sustained at the end of the athletic movement) across less efficient movement ranges (2, 18). According to van den Tillaar et al. (45), in practical terms this means that these movement ranges could be avoided by controlling exercise velocity so as to increase the mechanical impulse of each exercise repetition for workloads greater than 80% 1RM at the start of the sticking region.

During a variable intra-repetition stimulus weight lifting protocol, a load increase takes place as the barbell is moved through the concentric phase of the range of motion, making it increasingly more difficult to maintain a high velocity and acceleration (11, 13, 19, 48). When using elastic bands, sufficient acceleration is needed in the early lifting stage to overcome elastic recoil and complete the movement (19). Contrarily to the use of bands, chains act by adding mass (19). The magnitude of this system of masses is proportional to the height reached by the barbell from the ground. The gradual increase produced in external resistance causes instability, which could induce an optimal stimulus for strength gains (32), and a high neuromuscular demand, increasing both motor unit recruitment and rate coding (25). Such neuromuscular adaptations could be the consequence of improved coordination between antagonist and synergist muscles controlling movement (2, 7, 9, 16, 31, 38). Some authors have argued that greater muscle activation due to stored elastic energy translates to an improved rate of force development (40). The resistance produced by elastic bands or chains generates the greatest workload at the end of the range of motion. In other words, a steady load increase is produced through the trajectory of movement, while in traditional training using free weights, this greatest load is sustained at the onset of the concentric phase (22, 23). A further issue to consider is that elastic bands increase resistance in a

curvilinear manner, while chains do so linearly because of their different physical and mechanical properties (15, 19, 33, 34).

The results of recent studies (2, 9) assessing the efficiency of combining elastic tension with the tension induced by free weights in traditional back squat exercise suggest that 80-85% of the load should be provided by free weights and 15-20% by VR. To improve peak power during explosive movements when elastic bands and free weights are used in the back squat, other authors (28, 33, 38,48) recommend figures of 20-35% and 65-80% for VR- and free-weight loaded resistance, respectively.

A further characteristic feature of varying resistance is that, besides increasing velocity, it increases the eccentric stimulus of training, and thus the strength needed to slow down or stop the load at the end of the eccentric phase, inducing greater myoelectric activity in the muscles (15). Researchers examining VRT using chains have also reported that this type of training induces stimulus variations, as a consequence of the oscillations that chains produce, which provoke better coordination between agonist, synergistic and stabilizing muscles to control the load (11, 31). Several studies (2, 21, 48) have detected improvements in muscular strength and power generated in bench press and squat exercises in response to elastic plus free-weight loaded training, compared to similar training in the absence of elastic resistance. In addition, VRT improves resistance to fatigue through the physiological response to an acute effect of fatigue during training (46). Individual differences in muscle contractile properties can also lead to different degrees of fatigue (47).

Based on the available literature, it is difficult to extract whether the different VRT programs show true benefits in improving muscular strength. The present meta-analysis was designed to examine research-based information on the effects on maximal strength, or 1RM, of a long-term VRT program under different training conditions.

METHODS

A meta-analysis was designed following the recommendations and criteria proposed by the Cochrane Review Group (26). Each step (article identification, filtering, eligibility assessment and inclusion/exclusion of a study) was performed by the present authors.

Selection and inclusion/exclusion criteria

All randomized controlled studies assessing the effects of a 7-week or longer VRT intervention providing maximal strength as the main outcome variable were identified. There were no restrictions made on the search with regards to gender, training status, sport specialty or body mass index.

A study was included if VRT intervention duration was ≥ 7 weeks and involved ≥ 2 sessions/week. The former cutoff was based on the finding that 6 weeks of resistance training is sufficient to improve the maximal strength of the knee extensors by 35%, as a consequence of an increase in the motor unit firing rate (29). The number of sessions per week was based on the findings of Rhea et al. (39). The use of elastic bands or

chains was also an inclusion criterion though the training method (e.g., bench press and/or back squat) used to improve strength was not a limitation. Only articles providing pre- and post-intervention 1RM data were included. Studies were excluded if designed to treat a disorder or disease.

Articles were required to report on at least one subject group undergoing VRT and to include a control group of individuals training using the more traditional method (i.e., using free weights). Also as an inclusion criterion, we considered all valid and reliable methods commonly used to measure maximum strength in the different studies (14, 32, 34).

Search methods

The following databases were searched for articles published before January 2014: MEDLINE, PUBMED; SCOPUS, SPORTDISCUS and WEB OF SCIENCE using the keywords bench press, bungee weight, chain, concentric, eccentric, elastic bands, exercise, force, free weight, load, lower limb, maximal, muscle, neuromuscular, output, performance, power, resistance program, rubber bands, squat, strength, traditional, training, upper limb, variable and velocity. Annual scientific conference abstracts, comments or duplicated publications of the same study were not included. We also examined references listed and cited in the articles identified, including review articles, to identify additional studies. The full texts of the all the articles selected were examined by three of the present authors (M.S., I.C., and S.B.).

Data analysis

Study inclusion

To select the studies for final inclusion in the meta-analysis, the three reviewers independently screened the references identified for eligibility. Abstracts were assessed for the studies' fulfillment of inclusion/exclusion criteria. Study quality criteria were also considered (experimental design, subject withdrawal and possible conflicts of interest). The recently developed QAREL checklist (30) was used to evaluate the methodological quality of included interrater reliability and agreement studies. This checklist was chosen because it seems to be the only available quality appraisal tool for reliability studies at the moment. Any disagreement between reviewers was resolved by consensus.

Inter-study heterogeneity

Variation between studies was assessed in terms of the effect under investigation (i.e., maximal strength). Effect sizes (ES) are provided as differences in weighted means, along with the corresponding 95% confidence interval. To estimate inter-study heterogeneity the Chi-squared method was used with significance set at $P < 0.05$. The index I^2 was also determined, where 0% indicates homogeneity and 100% heterogeneity (27).

Coding of studies

Each study was read and coded by the main investigator according to the following variables: descriptive information including sample size, gender, age, weight, height, training level, sports activity, type of VRT, extremities trained, training duration, sets,

repetitions, rest, percentage constant resistance (PCR), percentage variable resistance (PVR) and percentage maximum resistance (PMR).

Coder drift was assessed (37) by randomly selecting 4 studies for recoding. Per case agreement was determined by dividing the variables coded the same by the total number of variables. A greater mean agreement level was observed (93%) than the minimum accepted level of 90%.

Effect size

The effects of the intervention were calculated for each study using the pre- and post-training means and SDs recorded for the main outcome measure (1RM) in the VRT and control (conventional training) groups. The pooled ES was estimated in terms of the change in SD produced. When a study lacked the necessary data to estimate the SD change, the following equation was used:

$$SD\ change = \sqrt{[(SD\ pre)^2 + (SD\ post)^2 - 2 \times corr(pre, post) \times SD\ pre \times SD\ post]}$$

(Equation 1)

where, *corr* is a correlation factor that relates pre-training and post-training results based on the data provided by Rhea et al. (40) (0.96 for the VRT groups and 0.97 for the control groups).

A random-effects model was used to examine the grouped data extracted from the different studies. The relative strength of the intervention effect and 95% CIs for each study were illustrated in a forest plot. The ES of the intervention was calculated as the difference between pre-training and post-training 1RM means.

In a separate sensitivity analysis, we determined the contribution of each study to the overall improvement in maximal strength detected in this meta-analysis by successively omitting the results of each study from the comparisons made using the data from the remaining studies.

All calculations were performed using the RevMan software package (Review Manager–Version 5.2; The Cochrane Collaboration, 2012).

RESULTS

Study characteristics

Seven studies providing results for 16 subject groups met the criteria for inclusion in our meta-analysis (2, 9, 15, 22, 31, 40, 42); see **Figure 1**). Publication dates were 2003 to 2011. An overview of the characteristics of the seven studies included in this meta-analysis is provided in **Table 1**. All studies selected were designed to address the same issue although working hypotheses differed slightly. Some studies compared the effects on the 1RM of training using free weights with chains (22, 31), while others compared several experimental groups subjected to different VRT interventions (elastic bands or chains) with a control group (traditional free weight training) (15, 22). In the study by Rhea et al. (40), several experimental groups undertaking different training protocols with chains were compared. Another study compared the effects of training with elastic bands attached to free weights in bench presses and squats (42).

FIGURE 1 ABOUT HERE

Subject characteristics

The data examined were obtained from 235 subjects aged 18.3 to 27.9 years (mean \pm SD: 21.21 \pm 2.11 years) (see **Table 1**). Four of the seven studies were conducted only in men (10 groups) and three in both men and women (6 groups). The participants of two studies were untrained subjects or had less than 12 months of experience (4 groups). In 5 studies, subjects had 2 years' experience or longer or were trained (12 groups). Trained subjects were Division I athletes (National Collegiate Athletic Association (NCAA), baseball players (Division II) and American football players (36 Division 1AA players).

TABLE 1 ABOUT HERE

Variable resistance training

Mean training program duration was 12 \pm 5 weeks (range 7 to 24). From 2 to 5 training sessions were conducted per week, with a mean of 3 \pm 1 per week. Training took the form of upper limb exercise (bench press) in 4 studies (10 groups), lower limb exercise (back squat) in 1 study (2 groups), and both upper and lower limb training (bench press and back squat) in 2 studies (4 groups). Chains attached to the barbell in the bench press were used in 2 studies (2 groups), and elastic bands attached to the barbell in bench press or back squat exercise were used in 5 studies (6 groups each).

Publication bias and inter-study heterogeneity

A scatter plot of intervention effect (1RM) against study size showed a funnel-shaped symmetric distribution indicating no publication bias. The treatment effect, or 1RM, yielded the values $\chi^2(10) = 27.21$; $P = 0.002$; $I^2 = 63\%$ indicating moderate inter-study heterogeneity.

Maximal strength (1RM)

The mean strength gain produced was greater in the subjects undertaking long-term VRT, the ES being 1.42 ± 0.51 expressed as the mean \pm SD (difference in the weighted mean 1RM was 5.03 kg; 95% CI: 2.26–7.80 kg; $Z = 3.55$; $P < 0.001$; see **Figure 2**) than in those subjected to a conventional resistance training program, with an ES of 1.24 ± 0.71 . Further, a subgroup analysis by training status indicated a significantly better 1RM gain in response to VRT, ES = 1.35 ± 0.43 , versus traditional training, ES = 0.98 ± 0.56 , for trained subjects (pooled estimate = 6.12 kg; 95% CI: 2.43, 9.80 kg; $Z = 3.25$; $P = 0.001$; see **Figure 2**). However, in untrained subjects, the greater improvement produced in the 1RM with VRT, ES = 1.62 ± 0.77 , compared to conventional training, ES = 1.91 ± 0.71 was non-significant (pooled estimate = 2.56 kg; 95% CI: -0.55, 5.68 kg; $Z = 1.61$; $P = 0.11$; see **Figure 2**). Another subgroup analysis revealed that for upper extremity training, significant differences in 1RM gains existed between the VRT program, ES = 1.38 ± 0.57 , and traditional training program, ES = 1.36 ± 0.48 (pooled estimate = 3.99 kg; 95% CI: 0.92, 7.06 kg; $Z = 2.54$; $P = 0.01$; see **Figure 3**). Similarly, for lower limb training, VRT also led to a significantly better improvement in the 1RM, ES = 1.47 ± 0.49 , than conventional training, ES = 1.09 ± 0.96 (pooled estimate = 6.07 kg; 95% CI: 0.95, 11.20 kg; $Z = 2.32$; $P = 0.02$; see **Figure 3**). In **Table 2**, we provide details of the effects of the VRT program detected in each study.

TABLE 2 ABOUT HERE**Sensitivity**

In each comparison (pre-intervention versus post-intervention) in which the results of one study were omitted, no significant differences were detected ($P < 0.001$) in each case indicating the significant contribution of all the studies to the overall strength gains observed.

FIGURE 2 ABOUT HERE**FIGURE 3 ABOUT HERE****DISCUSSION**

In this meta-analysis, we compared the effects of traditional versus variable resistance training on the adaptive response produced in terms of maximal strength. The studies meeting the selection and inclusion criteria for the meta-analysis were those by: Cronin et al. (15), Anderson et al. (2), Ghigiarelli et al. (22), McCurdy et al. (31), Rhea et al. (40), Bellar et al. (9) and Shoepe et al. (42). Participants were either untrained (with under 12 months' experience in strength training) or trained (longer than 2 years' experience). Our results indicate that VRT over at least 7 weeks (≥ 2 sessions/week) leads to a significantly greater strength gain ($P < 0.001$) than that produced in response to a traditional strength training program. When subjects were stratified according to training status, trained individuals achieved a significantly greater strength gain with the VRT than the traditional training program ($P = 0.001$). However, the strength gains observed for the non-trained subjects undertaking a VRT program versus a traditional

program did not vary significantly ($P = 0.11$). When stratified according to the extremities trained, for both the lower and upper limbs, VRT gave rise to significantly better gains in 1RM than conventional training ($p \leq 0.02$).

According to the Rhea scale (38) used to determine the magnitude of the ES in a study comparing the effects of resistance training as a function of training status, in trained subjects who undertook a VRT ($ES = 1.35 \pm 0.43$) versus conventional training program ($ES = 0.98 \pm 0.56$), the ES was moderate, though sufficient for a significant difference to exist between the two groups. This indicates that in individuals with more experience in resistance exercises such as the bench press and back squat, ≥ 7 weeks of VRT is an effective stimulus for them to show a performance peak during training.

However, in our study a moderate effect size was also observed in untrained subjects undertaking both a VRT program ($ES = 1.62 \pm 0.77$) or conventional training program ($ES = 1.91 \pm 0.71$). It should be noted that subjects labeled in our study as "trained subjects", would according to Rhea classification (38) be considered "recreationally trained" given they had more than one year of experience but a training duration of less than 5 years.

It also remains unclear whether a VRT program of duration under 7 weeks or longer than 12 weeks would be adequate for athletes to develop sufficient neural and muscular adaptations in a short time span to improve their 1RM while also continuing to improve their 1RM over the ensuing weeks. Only one of the studies reviewed here (42) examined a VRT program lasting longer than 12 weeks. This 24-week intervention in untrained subjects produced no significant impact on 1RM.

Evidence has only recently started to mount indicating that VRT leads to a greater RFD and muscular power than the more conventional form of resistance training (42). The findings of the latter study suggest that during VRT, the training impulse and

muscle activation achieved upon completion of each repetition are enhanced. According to Shoepe et al. (42), this means that the lifter develops greater force in the final portion of the concentric phase. Despite this, no significant strength differences were detected in response to a 24 week-program of traditional training and VRT training combining elastic and free weight loading in subjects with limited RT experience. McCurdy et al. (31) also noted improved strength gains in individuals undertaking the VRT program but again differences with respect to controls were not significant. These authors attributed the strength gains observed to the different stability involved in the variable and conventional training protocols, such that the neuromuscular activity required for a strength improvement depends on the stabilization needed to control resistance (5). Accordingly, for a more unstable load, greater neuromuscular activation is necessary and force production is significantly reduced (8). Our findings confirm those of the study by Shoepe et al. (42) in that subjects unaccustomed to free-weight training showed no significant differences when comparing the effects of conventional and VRT. Thus, an optimal level of stability could be a prerequisite for an improvement in maximal strength. Chain loaded VRT is slightly more unstable than free weight resistance training (31). Consequently, once an individual becomes accustomed to VRT and acquires more neuromuscular control, VRT can be an optimal stimulus to develop the different expressions of strength.

The general trend detected in this meta-analysis is in line with the findings of the study by Anderson et al. (2), in which significant 1RM improvements were obtained both in the bench press and squat. This study's participants were trained athletes who showed no muscle cross-section increase at the end of the training period, suggesting improvements at the neural level. VRT emerged as a beneficial strategy for trained

athletes, offering new stimuli inducing fitness adaptations. The strength gains produced in these athletes could also be attributed to increased muscle tension in the more mechanically productive regions of the range of movement, accompanied by reduced loading in the less efficient sticking region. According to Anderson et al. (2), during traditional free weight training, the barbell gains velocity during muscle shortening until the sticking region. In the latter study, subjects executing VRT achieved around 10% less resistance in the lower region of the range of movement and 10% more resistance towards the top, or end, of the athletic movement. Acceleration remained constant over a long period within each repetition, determining that deceleration is reduced in VRT. Bellar et al. (9) argue that another method of modifying resistance during a traditional resistance exercise is to add elastic resistance. Thus, variable-resistance loading during the bench press makes the lifting movement no longer isoinertial. The percentage-load variation produced by elastic bands here was 15%, and this modified the strength production pattern during lifting. This type of variable stimulation could be responsible for beneficial neural adaptations. In the subject populations entered in our meta-analysis, resistance exercise led to improved performance in terms of maximal strength gains (2, 9, 15, 22, 31, 40, 42).

Elastic recoil during eccentric contraction in VRT training may differently challenge the neuromuscular system during each repetition (2). Häkkinen, Alen, and Komi (24) reported increased electromyographic activity and a controlled increase in velocity during eccentric actions. In another study, (15) concluded that VRT using elastic bands attached to a jump squat machine induced greater electromyographic activity in eccentric contractions compared to traditional training methods. Anderson et al. (2) proposed that greater muscle fiber recruitment and stimulation during the

eccentric portion of each repetition may bring about greater neuromuscular adaptations and/or type IIx fiber recruitment with VRT than with free weights alone. This explanation offered by Anderson et al. (2) is consistent with the preferential recruitment of high threshold motor units during high force eccentric contractions reported by Nardone et al. (35).

In the study by Ghigiarelli et al. (22), significant maximal strength increases were observed in VR compared to traditional resistance trained individuals, regardless of the use of chains or elastic bands. Wallace et al. (48) observed that adding elastic-loaded resistance to free weight training in the back squat led to maximal strength and power improvements when working with loads approaching 85% of the 1RM.

According to Cronin et al. (15), the ability to quickly complete a stride and return to the starting position or move in another direction is a determining factor for success in sports such as squash, badminton, tennis and fencing, among others. In their study, subjects undertaking VRT using elastic bands on the leg press machine showed improvement in the move toward the stride, especially in the last part of the eccentric phase. These subjects were able to complete a stride faster than their peers who trained on the same machine in the traditional way. Thus, it seems that VRT serves to improve the transition from eccentric to concentric phase exercise and thus shortens the stretch-shortening cycle, which would potentiate the concentric phase (12) and expedite the stride. Despite an increased prevalence of VRT programs using heavy chains and elastic bands, some studies have generated contradictory results (3, 10, 48) while others have found that VRT programs offer promising results in the long term (15, 22).

VRT using heavy chains modifies the kinetics of the barbell for all movement ranges, increasing the mechanical advantage of the athlete's movement (3, 10, 38). However, because of the gradual resistance reduction at the end of the eccentric phase, the time taken to reach maximum acceleration (at the start of the concentric phase) decreases in that range of movement zone causing neural adaptation (22, 31). McCurdy et al. (31) identified the individual range of movement as an important factor to consider when quantifying the workload. Behm and Sale (6) described the user's intention to displace the barbell as rapidly as possible as the main force driving neural adaptations of muscular power and strength. Neuromuscular adaptations are specific to the nature of the training load (43). Thus, it has been proposed that the different characteristics of load distribution during VRT affect muscle recruitment patterns (2). In the study by Anderson et al. (2), subjects in the VRT group were able to complete the prescribed exercise sets, while some of the control group subjects had to pause for 5-10 seconds between some repetitions to complete a set.

In their study, Rhea et al. (40) noted maximal strength gains when they compared subjects in whom VRT involved high velocity movements (0.6 to 0.8 m x s⁻¹) with subjects in the traditional training group working at slower velocities (0.2 to 0.4 m x s⁻¹). These results support the idea that the RFD can be improved through VRT training using elastic bands (2, 15, 16, 22). Wallace et al. (48) suggested that the RFD increase could correspond to an earlier phase in which the peak velocity is reached in VRT. This is because as resistance progressively increases with the mechanical advantage, higher levels of force are generated during the concentric phase just at the moment when muscles approach their optimal length-tension relationship (17). A further factor inducing an increase in RFD is a shorter muscle tissue stretch-shortening cycle (40).

Muscle is able to store elastic energy during the eccentric phase of movement and then releases this energy as kinetic energy during the concentric phase of the lift (15). According to Rhea et al. (40), when the time taken needed to reach maximal force is not limited, strength relates more to activation of muscle mass with some relationship to synchronization. Athletes using elastic bands as the VRT stimulus showed both improved muscular strength and power, most likely due to simultaneously improved motor unit synchronization and coding velocity, although this needs to be confirmed in further work (40).

The finding of this meta-analysis that VRT training using chains or elastic bands leads to strength gains has obvious implications to be considered by coaches and specialists in sport sciences. This new training modality enables both elite athletes and untrained individuals to more rapidly and efficiently achieve adaptations in their functional capacity than the more traditional resistance training methods.

As a limitation to this meta-analysis, we should mention that many studies were excluded due to the strict inclusion criteria established. Similarly, because of missing data in some of the selected studies, a correlation factor (see equation 1) had to be calculated from the data provided by Rhea et al. (40). A further limitation was the possible effects of publication bias (41). Despite these limitations, this meta-analysis provides an overview of the research in this field and offers an explanation based on the scientific literature of the benefits of the use of VRT to increase maximal strength.

PRACTICAL APPLICATIONS

This meta-analysis provides research-based data supporting the benefits of VRT using chains or elastic bands as an effective strategy to increase maximal strength (1RM) in athletes of different sports disciplines. Thus, VRT could be used as a complement to traditional training to vary the athletic stimulus once the user has adapted to the previous stimulus, leading to faster training-induced adaptations.

This training modality could help avoid overload during the range of athletic movement and may therefore be used throughout a sport's season to gradually improve a competition skill. It is also a useful tool to strengthen certain muscle groups while subjecting injured muscles to lower resistances during a rehabilitation process.

VRT is an economic simple strategy for use with barbells in exercises such as the bench press or back squat. The chains or elastic bands are quick to attach and unattach meaning that strength conditioning coaches can readily prescribe a different exercise following a variable-resistance exercise without wasting valuable training time. Our results indicate that training status affects the impacts of conventional and variable resistance training. For untrained subjects, we would not recommend VRT, since similar strength gains are produced with traditional free-weight training. In contrast, in trained individuals, VRT will lead to improved strength gains over traditional training. This type of protocol would be ideal in adults with training experience to achieve stimulus variations and thus avoid plateaus in their physical fitness. This issue should be borne in mind by strength conditioning experts and coaches to better design training regimens.

Based on our findings, it would also seem that both upper and lower limb VRT produces greater adaptations than conventional free-weight training indicating similar effects of this training form on both halves of the body.

Our findings provide direction for future studies designed to determine if other percentages of variable resistance work and/or PMR will produce the same 1RM adaptations or whether single-joint exercises will give rise to similar results as multi-joint actions. Future research efforts should also explore whether the impacts of VRT are reduced with training duration and establish the minimum period for VRT to produce the strength gains detected here.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors thank Pedro Femia Marzo for help with the data analysis and useful comments. This study received no funds from an external source. The results of this study do not represent the endorsement of any product by the authors or NSCA. This article was based on data from a PhD thesis in Biomedicine (Universidad de Granada, Spain) by M.A. Soria.

REFERENCES

1. Aboodarda, SJ, Shariff, MAH, Muhamed, AMC, Ibrahim, F, and Yusof, A. Electromyographic activity and applied load during high intensity elastic resistance and nautilus machine exercises. *J Hum Kinet* 30: 5-12, 2011.
2. Anderson, CE, Sforzo, GA, and Sigg, JA. The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *J Strength Cond Res* 22: 567-574, 2008.
3. Baker, D, and Newton, RU. Methods to increase the effectiveness of maximal power training for the upper body. *Strength Cond J* 27: 24-32, 2005.
4. Baker, DG, and Newton, RU. Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *J Strength Cond Res* 23: 1941-1946, 2009.
5. Behm, DG, and Anderson, KG. The role of instability with resistance training. *J Strength Cond Res* 20: 716-722, 2006.
6. Behm, DG, and Sale, DG. Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *J Appl Physiol* 74: 359-368, 1993.
7. Behm, DG, and Sale, DG. Velocity specificity of resistance training. *Sports Med* 15: 374-388, 1993.
8. Behm, DG, Leonard, AM, Young, WB, Bonsey, WAC, and MacKinnon, SN. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res* 19: 193-201, 2005.
9. Bellar, DM, Muller, MD, Barkley, JE, Kim, C, Ida, K, Ryan, EJ, Bliss, MV, and Glickman, EL. The effects of combined elastic- and free-weight tension vs. free-

- weight tension on one-repetition maximum strength in the bench press. *J Strength Cond Res* 25: 459-463, 2011.
10. Berning, JM, Coker, CA, and Adams, KJ. Using chains for strength and conditioning. *Strength Cond J* 26: 80-84, 2004.
 11. Berning, JM, Coker, CA, and Briggs, D. The biomechanical and perceptual influence of chain resistance on the performance of the olympic clean. *J Strength Cond Res* 22: 390-395, 2008.
 12. Bosco, C, Komi, PV, and Ito, A. Pre-stretch potentiation of human skeletal-muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 111: 135-140, 1981.
 13. Coker, CA, Berning, JM, and Briggs, DL. A preliminary investigation of the biomechanical and perceptual influence of chain resistance on the performance of the snatch. *J Strength Cond Res* 20: 887-891, 2006.
 14. Cormie, P, McGuigan, MR, and Newton, RU. Developing maximal neuromuscular power part 2-training considerations for improving maximal power production. *Sports Med* 41: 125-146, 2011.
 15. Cronin, J, McNair, PJ, and Marshall, RN. The effects of bungy weight training on muscle function and functional performance. *J Sports Sci* 21: 59-71, 2003.
 16. Ebben, WP, and Jensen, RL. Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. *J Strength Cond Res* 16: 547-550, 2002.
 17. Edman, KAP, and Komi, PV. Contractile Performance of Skeletal Muscle Fibres, 2008.
 18. Elliott, BC, Wilson, GJ, and Kerr, GK. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Med Sci Sports Exerc* 21: 450-462, 1989.

19. Frost, DM, Cronin, J, and Newton, RU. A biomechanical evaluation of resistance fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med* 40: 303-326, 2010.
20. Garcia-Lopez, D, Hernandez-Sanchez, S, Martin, E, Marin, PJ, Zarzosa, F, and Herrero, AJ. Free-weight augmentation with elastic bands improves bench-press kinematics in professional rugby players. *J Strength Cond Res* [Publish ahead of print], 2014.
21. Garcia-Lopez, D, Herrero, AJ, Gonzalez-Calvo, G, Rhea, MR, and Marin, PJ. Influence of "in series" elastic resistance on muscular performance during a biceps-curl set on the cable machine. *J Strength Cond Res* 24: 2449-2455, 2010.
22. Ghigiarelli, JJ, Nagle, EF, Gross, FL, Robertson, RJ, Irrgang, JJ, and Myslinski, T. The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upper-body strength and upper-body power in a sample of division 1-aa football players. *J Strength Cond Res* 23: 756-764, 2009.
23. Gonzalez-Badillo, JJ, and Sanchez-Medina, L. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med* 31: 347-352, 2010.
24. Häkkinen, K, Alen, M, and Komi, PV. Changes in isometric force-time and relaxation-time, electromyographic and muscle-fiber characteristics of human skeletal-muscle during strength training and detraining. *Acta Physiol Scand* 125: 573-585, 1985.
25. Heckman, CJ, and Enoka, RM. Motor unit. *Compr Physiol* 2: 2629-2682, 2012.
26. Higgins, JPT, and Green, S. Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions Version 5.1.0 (updated March, 2011). The Cochrane Collaboration, 2011. Available from www.cochrane-handbook.org/ (accessed 18 Jan 2012).

27. Higgins, JPT, Thompson, SG, Deeks, JJ, and Altman, DG. Measuring inconsistency in meta-analyses. *Br Med J* 327: 557-560, 2003.
28. Joy, JM, Lowery, RP, Oliveira de Souza, E, and Wilson, JM. Elastic bands as a component of periodized resistance training. *J Strength Cond Res* [Publish ahead of print], 2013.
29. Kamen, G, and Knight, CA. Training-related adaptations in Motor Unit discharge rate in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59: 1334-1338, 2004.
30. Lucas, NP, Macaskill, P, Irwig, L, and Bogduk, N. The development of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *J Clin Epidemiol* 63: 854-861, 2010.
31. McCurdy, K, Langford, G, Ernest, J, Jenkerson, D, and Doscher, M. Comparison of chain- and plate-loaded bench press training on strength, joint pain, and muscle soreness in division II baseball players. *J Strength Cond Res* 23: 187-195, 2009.
32. McCurdy, K, Langford, G, Jenkerson, D, and Doscher, M. The validity and reliability of the 1rm bench press using chain-loaded resistance. *J Strength Cond Res* 22: 678-683, 2008.
33. McMaster, DT, Cronin, J, and McGuigan, M. Forms of variable resistance training. *Strength Cond J* 31: 50-64, 2009.
34. McMaster, DT, Cronin, J, and McGuigan, MR. Quantification of rubber and chain-based resistance modes. *J Strength Cond Res* 24: 2056-2064, 2010.
35. Nardone, A, Romano, C, and Schieppati, M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J Physiol-London* 409: 451-471, 1989.

36. Newton, RU, Murphy, AJ, Humphries, BJ, Wilson, GJ, Kraemer, WJ, and Hakkinen, K. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75: 333-342, 1997.
37. Orwin, R. In: *The Handbook of Research Synthesis*, H. Cooper and L. V. Hedges (Eds.). New York: Russell Sage Foundation, 1994, pp. 139–162.
38. Rhea, MR. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *J Strength Cond Res* 18: 918-920, 2004.
39. Rhea, MR, Alvar, BA, Burkett, LN, and Ball, SD. A meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Med Sci Sports Exerc* 35: 456-464, 2003.
40. Rhea, MR, Kenn, JG, and Dermody, BM. Alterations in speed of squat movement and the use of accommodated resistance among college athletes training for power. *J Strength Cond Res* 23: 2645-2650, 2009.
41. Rosenthal, R. *Meta-Analytic Procedures for Social Research* (Rev. Ed.). Thousand Oaks, CA, US; Sage Publications, Inc, 1991.
42. Shoepe, TC, Ramirez, DA, Rovetti, RJ, Kohler, DR, and Almstedt, HC. The effects of 24 weeks of resistance training with simultaneous elastic and free weight loading on muscular performance of novice lifters. *J Hum Kinet* 29: 93-106, 2011.
43. Staron, RS, Leonardi, MJ, Karapondo, DL, Malicky, ES, Falkel, JE, Hagerman, FC, and Hikida, RS. Strength and skeletal-muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. *J Appl Physiol* 70: 631-640, 1991.

44. van den Tillaar, R, and Ettema, G. The “sticking period” in a maximum bench press. *J Sports Sci* 28: 529-535, 2010.
45. van den Tillaar, R, and Saterbakken, A. The sticking region in three chest-press exercises with increasing degrees of freedom. *J Strength Cond Res* 26: 2962-9, 2012.
46. Walker, S, Hulmi, J, Wernbom, M, Nyman, K, Kraemer, W, Ahtiainen, J, and Häkkinen, K. Variable resistance training promotes greater fatigue resistance but not hypertrophy versus constant resistance training. *Eur J Appl Physiol* 113: 2233, 2013.
47. Walker, S, Peltonen, H, Avela, J, and Hakkinen, K. Neuromuscular fatigue in young and older men using constant or variable resistance. *Eur J Appl Physiol* 113: 1069-1079, 2013.
48. Wallace, BJ, Winchester, JB, and McGuigan, MR. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *J Strength Cond Res* 20: 268-272, 2006.

TABLE 1Details of the studies included in the meta-analysis¹

Author, year	n	Subject characteristics							Training characteristics						
		Gender	Age (\pm SD) (years)	Weight (\pm SD) (kg)	Height (\pm SD) (cm)	Training level	Sports activity	VRT	Duration	Sets	Repetitions	Rest (s)	Intensity		
													PCR	PVR	PMR
Anderson et al., 2008	44	Mixed	20 \pm 1	66.2 \pm 1 3.8	*	Trained (4 \pm 2 years)	Basketball, wrestling and hockey	Elastic bands	3 d/wk ✗ 7 weeks	3-6	2-10	120-180	85	15	85
Bellar et al., 2011	11	Men	23.6 \pm 3.2	84.4 \pm 18.8	179 \pm 8.5	Untrained	*	Elastic bands	2 d/wk ✗ 13 weeks	5	5	90	85	15	85
Cronin et al., 2003	40	Mixed	23.1 \pm 4.8	76.3 \pm 11	175 \pm 9	Trained (3 years)	*	Elastic bands	2 d/wk ✗ 10 weeks	3	8-15	*	*	*	*
Ghigiarelli et al., 2009	36	Men	19.96 \pm 1.03	96.3 \pm 1 5	180.83 \pm 6.24	Trained	American football (Division 1AA)	Elastic bands and chains	4-5 d/wk ✗ 7 weeks	5-6	4-6	*	*	*	85
McCurdy et al., 2009	27	Men	20.63 \pm 1.33	84.79 \pm 5.84	178.89 \pm 5.46	Trained (4.8 \pm 2.7 years)	Baseball (Division II)	Chains	2 d/wk ✗ 9 weeks	5-7	5-10	*	80-90	10-20	*
Rhea et al., 2009	48	Men	21.4 \pm 2.1	*	*	Trained	Athletics (NCAA) Division I	Elastic bands	2-3 d/wk ✗ 12 weeks	4	10	*	*	*	75-85
Shoepe et al., 2011	29	Mixed	19.76 \pm 1.33	66.8 \pm 11.1	168.77 \pm 10.3	Scarce training (12 months)	Free weight lifting	Elastic bands	3d/wk ✗ 24 weeks	3-6	6-10	60-120	80-65	20-35	65-95

¹ Individual details of each study in terms of sample size (n), subject characteristics, and resistance training characteristics. d/wk, days per week; VRT, variable resistance training; PCR, percentage constant resistance; PVR, percentage variable resistance; PMR, percentage maximum resistance; *, Not defined.

TABLE 2Results of the seven studies included in the meta-analysis¹.

Author, year	Exercise	1RM											
		Control groups						Experimental groups					
		n	Pre-treatment (kg)	SD (kg)	Post-treatment (kg)	SD (kg)	ES	n	Pre-treatment (kg)	SD (kg)	Post-treatment (kg)	SD (kg)	ES
Anderson et al., 2008	BP	21	81.07	32.82	84.41	33.37	0.43	23	80.69	35.34	87.37	35.52	0.66
	BSQ	21	108.19	35.61	115.28	33.70	0.86	23	105.80	33.70	121.75	35.70	1.58
Bellar et al., 2011	BP	11	101.50	19.60	109.00	20.30	1.60	11	100.00	18.90	109.90	19.40	1.80
Cronin et al., 2003	LP	12	122.00	34.10	118.95	33.25	0.39	14	128.00	27.50	139.14	29.90	1.30
Ghigiarelli et al., 2009	BP	12	141.80	23.00	149.50	23.00	1.44	12	127.70	25.00	137.70	25.00	1.40
	BP								129.50		15.00		138.60
McCurdy et al., 2009	BP	27/2*	102.65	14.42	109.09	12.98	1.85	27/2*	151.85	27.12	174.26	13.47	1.52
Rhea et al., 2009)	BSQ	16	115.94	36.07	119.18	35.56	0.38	16	116.00	31.43	125.81	30.69	1.10
	BSQ	16	122.31	39.04	131.94	36.43	1.08						
Shoepe et al., 2011	BP	12	56.30	30.30	66.70	27.00	1.40	12	53.60	21.00	59.30	24.50	0.77
	SQ	12	66.90	16.50	88.90	23.20	2.72	12	69.30	27.00	91.40	31.90	2.27

¹n, number of subjects in each group; ES, effect size; BP, bench press; BSQ, back squat; SQ, squat; LP, leg press; *, Not defined.

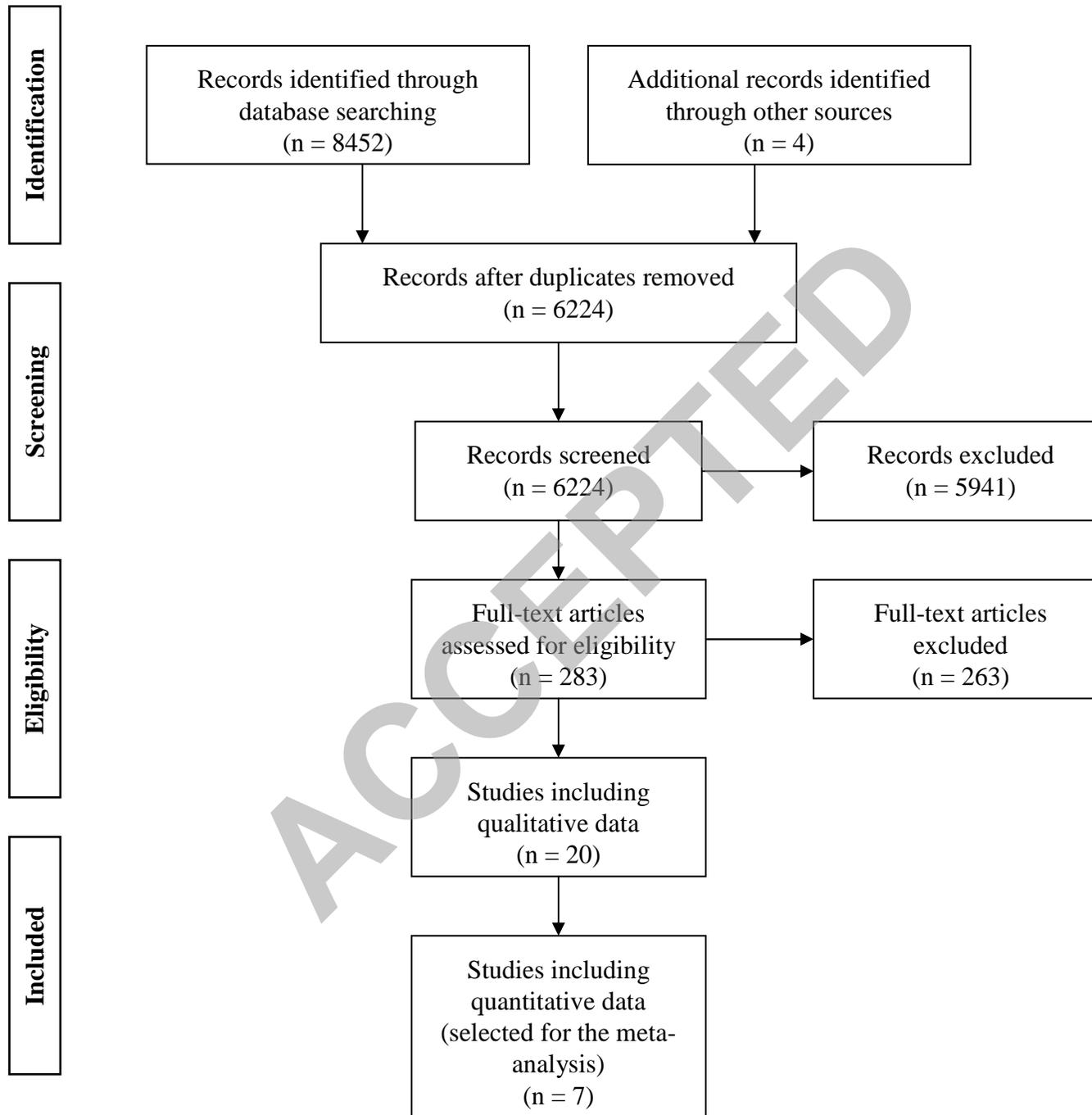


FIGURE 1. Study selection/inclusion process

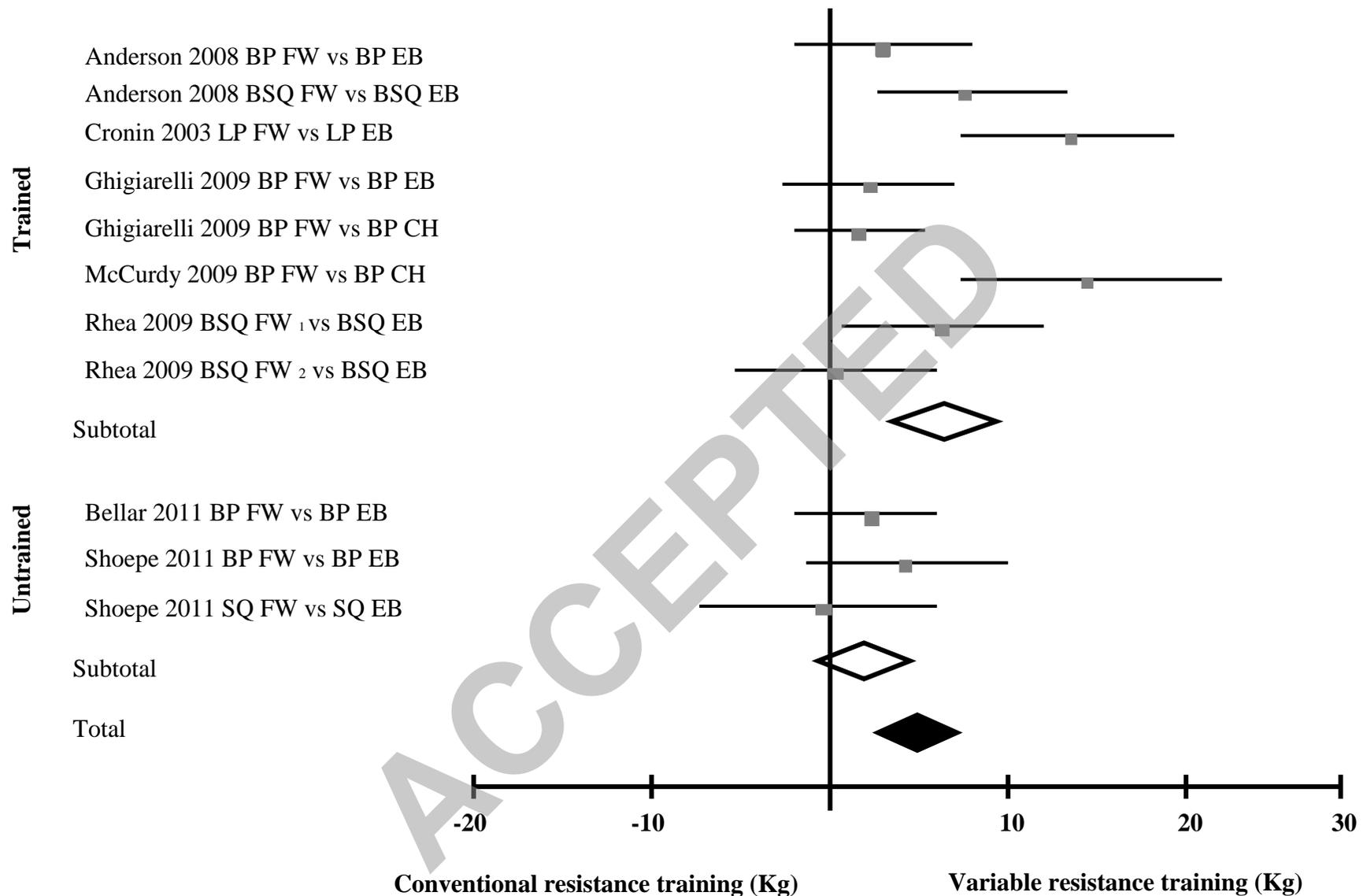


Figure 2. Forest plot of the results of the meta-analysis of random effects showing the difference in mean weighted 1RM and 95% CI detected for the bench press, leg press, back squat and squat (5.03 kg; 95% CI: 2.26–7.80 kg; $Z = 3.55$; $P < 0.001$) in trained and untrained subjects. Gray squares indicate the intervention effect. Square sizes are proportional to the weights assigned to each study in the meta-analysis. The horizontal line joins the lower and the upper limits of the effect at a 95% CI. The diamonds represent the subgroup mean difference (\diamond) and pooled mean difference (\blacklozenge). BP, bench press; LP, leg press; SQ, squat; BSQ, back squat; EB, elastic band; CH, chain; FW, free weight; vs, versus; ₁, fast velocity group; ₂, slow velocity group.

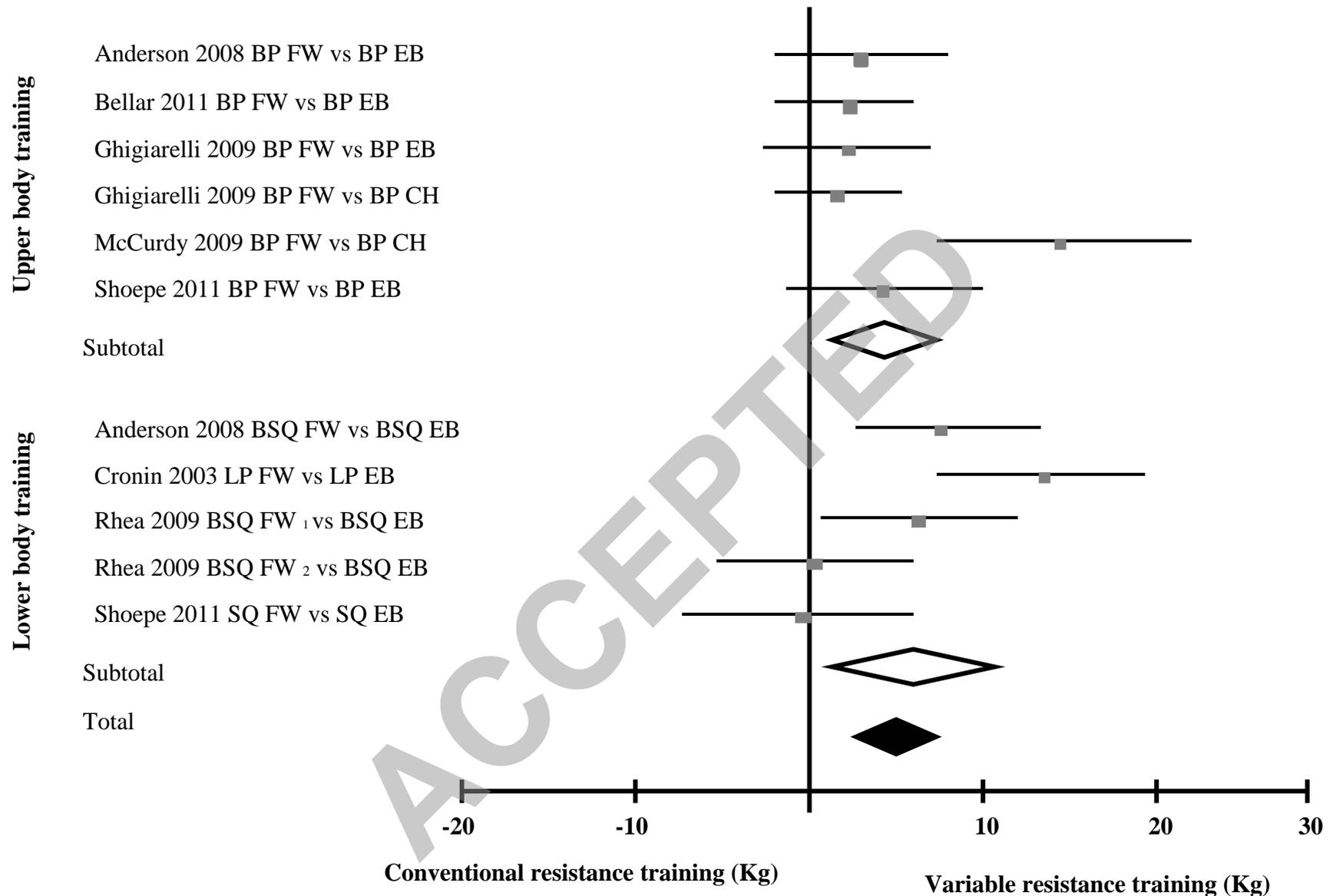


Figure 3. Forest plot of the results of the meta-analysis of random effects showing the difference in mean weighted 1RM and 95% CI detected for the bench press, leg press, back squat and squat (5.03 kg; 95% CI: 2.26–7.80 kg; $Z = 3.55$; $P < 0.001$) in upper body training and lower body training subjects. Gray squares indicate the intervention effect. Square sizes are proportional to the weights assigned to each study in the meta-analysis. The horizontal line joins the lower and the upper limits of the effect at a 95% CI. The diamonds represent the subgroup mean difference (\diamond) and pooled mean difference (\blacklozenge). BP, bench press; LP, leg press; SQ, squat; BSQ, back squat; EB, elastic band; CH, chain; FW, free weight; vs, versus; 1, fast velocity group; 2, slow velocity group.

INTRA-REPETITION VARIABLE RESISTANCE TRAINING: PART 1-AN OVERVIEW

Ignacio J. Chiroso ; S. Baena ; M. Soria ;
Iker Javier Bautista ; Luís Javier Chiroso

CTS-642. Research and development on physical activity and sport. University of Granada

ABSTRACT

This series of reviews focuses on changes in external resistance during a repetition, and the ability to generate maximal muscular strength and power in a repetition. Part 1 focuses on the types and effects of Variable Resistance on neuromuscular adaptations. Part 2, which will follow in an upcoming edition of EJHM, explores the practical applications and methodological findings to the design of training programs that most effectively enhance maximal force production. The use of new strategies will help athletes and specialists improve performance, and will increase effectiveness of strength-training programs. The ability to generate maximal force is influenced by the time available to develop force, the magnitude of the external resistance, and the amount of resistance progressively added or reduced. This Part analyzes the most common ways of modifying external resistance using chains and elastic bands. These reviews discuss acute changes in the muscle environment and the impact that this has in maximal force production over different expressions of strength. Intra-Repetition Variable Resistance (irVR) training has been shown to impact different neuromuscular factors in many specific ways. Therefore, an understanding of the biological basis of maximal force production is essential for developing training programs that effectively enhance human strength capacity.

Key Words: intra-repetition, variable resistance, elastic bands, chains

RESUMEN

Esta serie de revisiones se centran en los cambios que provocan la resistencia variable (RV) durante una repetición, y la capacidad de generar la fuerza muscular máxima y la potencia durante la misma. La Parte 1 se centra en los tipos y efectos de la RV sobre diferentes adaptaciones neuromusculares. En la Parte 2, aparecerá en otra edición de la EJHM, explora las aplicaciones prácticas y hallazgos metodológicos para el diseño de programas de capacitación que mejoren de forma más efectiva la producción de fuerza máxima. El uso de nuevas estrategias ayudará a los atletas y especialistas a mejorar el rendimiento y aumentará la eficacia de los programas de entrenamiento de fuerza. La capacidad de generar fuerza máxima se ve influida por el tiempo disponible para desarrollar la fuerza, la magnitud de la resistencia externa (RE), así como la cantidad de resistencia añadida o reducida de forma variable. En esta parte se analizan las formas más comunes de modificación de la RE usando cadenas y bandas elásticas. Estas revisiones discuten los cambios agudos en el músculo y el impacto que esto tiene sobre la producción de fuerza máxima a través de las diferentes manifestaciones de la fuerza. Se ha demostrado que el impacto de diferentes factores neuromusculares en muchas formas específicas de RV intra-repetición. La comprensión de las bases biológicas de la producción de fuerza máxima es esencial para el desarrollo de programas que mejoran la eficacia de la capacidad producción de fuerza.

Palabras clave: intra-repetición, resistencia variable, bandas elásticas, cadenas

Correspondence:

Ignacio J. Chiroso Ríos.
Dpto. de Educación Física. Facultad de Ciencias del Deporte.
Universidad de Granada
Carretera de Alfacar s/n 18011. Granada (Spain)
ichiroso@ugr.es

Submitted: 15/06/2014

Accepted: 30/06/2014

INTRODUCTION

In a training process every moment counts. A split second can mean the difference between winning an Olympic medal or not. In order to apply the best stimulus it is necessary to join the largest number of structural training principles possible per unit of time. For this reason the concept of Intra-repetition Variable Resistance (irVR) is postulated as a new means to improve the responses of the neuromuscular system. The contexts in which an athlete performs, regardless of the level, change in space and time. Given these different scenarios, it is necessary to provide training stimuli that at least equal these mechanical-energy profiles.

In the scientific literature, the training methods that produce a progressive increase or decrease in the total weight of the load, both in concentric and eccentric phases of exercises are called Variable Resistance Exercises (VR). There are different strategies to modify the load during an exercise. This literature review focuses on those that change the resistance during repetition itself (encompassing both the concentric and eccentric phase) which are called Intra-repetition Variable Resistance exercises (irVR).

This strength training trend, like many others, is based on the principle of optimal stimulation intensity, and the concept of limited maximum efforts. When an athlete tries to develop different expressions of force, the muscles work at full capacity for a very small portion of time in a dynamic action (Frost, Cronin, & Newton, 2010). Behm & Sale, (1993) stated that one of the most important elements for improving the development of muscle strength is a mechanical impulse to accelerate a given load. Both ideas are implicit conditions to include in irVR training methods. This is the theoretical basis underpinning possible new hypotheses associated with irVR training and its positive effect on different strength expressions (Anderson, Sforzo, & Sigg, 2008).

To facilitate and optimize neuromuscular adaptations, the resistance must vary along each stage and type of muscle contraction (concentric contraction [CC], eccentric contraction [EC], isometric contraction [IC], stretch shortening cycle [SSC]). Therefore, load varies during the repetition itself (Cronin, McNair, & Marshall, 2003; Frost, Cronin, & Newton, 2010). This factor is characteristic of irVR, because in the concentric phase of the repetition the load will be progressively increased. Inversely, during the eccentric phase load will progressively decrease. The scientific evidence reviewed in this article seems sufficient to determine that this type of training provides a more rapid improvement in muscle strength, as compared to traditional training methods using only free weights (FW). Strength training that includes diverse stimuli,

results in different neuromuscular adaptations in each muscle action, giving athletes greater wealth within their motor repertoire.

Terminological approach

In recent literature related to strength training the concept of Variable Resistance (VR) arises. Several VR methods are analyzed in this literature review, however it seems appropriate to clarify one aspect of nomenclature associated with them. Most authors who conduct research on VR use this name to refer to many aspects of the concept and this is not entirely accurate. The VR concept refers to a change of an established resistance or load of a repetition in a given exercise. Currently this concept is used to define a change in the resistance within a single repetition. This is not completely accurate, since there is no explicit mention of a load variation within the same repetition. This can lead to confusion as the load varies not only within the same repetition, but also at other times of training.

Therefore it is necessary to distinguish between sets and repetitions as the main parts of the design of resistance training programs. The total training load depends on many variables including the number of sets and repetitions, velocity, external resistance, the time between repetitions, and recovery time between sets (Bird, Tarpenning & Marino, 2005). The load will thus be modulated by repetitions and sets depending on the sort of material modified and the moment of the workout. As such, the point at which the resistance training will be varied must be determined. This distinction allows for two situations in which the load can be modulated (sets and repetitions). However, there are also two other times in which the load may be changed, and these are: between sets or repetitions, or within the same series or repetition. Thus, to use the concept of Variable Resistance only to refer to the variation of resistance within a single repetition, would be wrong and could lead to confusion about the lack of specificity.

There are four ways or times when external resistance can be modulated and modified external resistance: a) Variable Resistance Between Reps (VRbr), when the resistance is changed between repetitions in the same set. b) Variable Resistance Between Sets (VRbs), when the resistance is changed between sets of a training session. c) Intra-set Variable Resistance (isVR), where resistance is modified within the series being done, d) Intra-repetition Variable Resistance (irVR), when a resistance change occurs within a single repetition (figure 1). The majority of authors refer to the concept of varying the resistance within the same repetition as RV. García-López, Herrero, Gonzalez-Calvo, Rhea, & Marin (2010) named this change of resistance in a different way calling it Intra-repetition or even calling it "in-set".

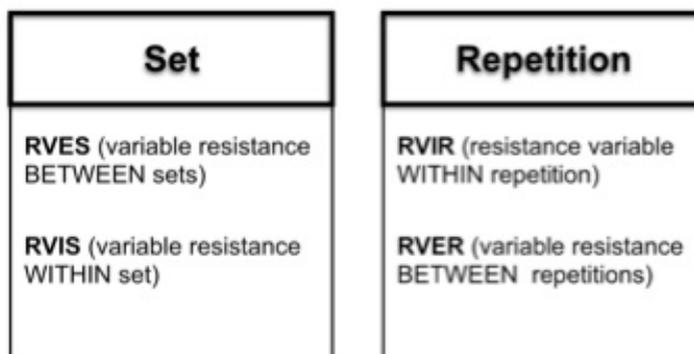


FIGURE 1: Types of variable resistance

Notice that, in this literature review, the focus has been on only one type of VR, that is irVR.

Types of intra-repetition variable resistance

There are many ways to modulate external resistance during a repetition; it depends on the material or accessory used. Most frequently studies found in the specific literature showed chains and elastic resistance (i.e. rubber bands) are generally used. Swinton, Lloyd, Agouris, & Stewart, (2009) performed a survey in 32 elite British powerlifters at an International competition, and the results showed that the use of irVR had become a common practice among athletes who lifted weights regularly. In this study 57% of the sample used chains, while the other 39% preferred using elastic bands to modify the load. The wide acceptance of these irVR techniques may be due to ease of transport, low cost, versatility and independence of gravity to perform the training, especially for elastic bands. McMaster, Cronin, & McGuigan (2009) reviewed common training methods, which fall within the concept of irVR methods, namely:

Lever and cams

The main feature of cams is their ability to consistently create resistance that matches muscular capacity that is being worked and keep it consistent in the entire range of motion (ROM) of an exercise. These training systems are suitable for beginners as they follow a fixed path of motion requiring less skill and less inter-muscular coordination (McMaster et al., 2009). The result is that it is likely to cause fewer injuries compared with other modes of training, since it is easier to maintain control of the load (Haff 2000; Harman 2000). The main

function of this type of irVR seems destined mainly for therapeutic and rehabilitative use.

One of the biggest problems with cams and levers is that they cannot adapt to the user, and therefore the user needs to adapt to the possibilities offered by the cams and levers. McMaster et al., (2009) affirmed "a problem arises in the fact that the tool is designed for the average person and cannot accommodate people with extreme differences in anthropometry". Therefore, this type of resistance may not be beneficial as a specific method of sport training (Haff, 2009).

Elastic bands-Rubber based resistance (RBR)

The addition of elastic bands to FW training to convert it into an irVR method, is a clear example of how a load can be modulated linearly during a ROM. The resistance increases within the same repetition throughout the concentric phase and descends in the eccentric phase of a repetition. RBR use increases and decreases tension based on a product of curved shape deformation (McMaster et al., 2009). Due to the elastic characteristics of the RBR, several factors affect the amount of resistance supplied (McMaster et al., 2010; Palmer, McCurdy, Williams, & Walker, 2012). These include the density, the width, thickness, cross-sectional area, the resting length, and changes in the deformation of the corresponding band. If any of these variables of the material were to be altered, it is also likely to change in the tension-deformation relationship. With the wide variety of features intrinsic to the RBR, there are a mixture of variables and therefore increased difficulty when adapting to the personal/individual characteristics of the users (McMaster et al, 2009, 2010; Palmer et al., 2012). For this reason it is necessary to know deformation and thus the resistance produced by elastic. Thus the tension supplied to the exercise can be easily predicted based on equations that have been developed (Shoepe, Ramirez, & Almstedt, 2010). Other research, Shoepe et al., (2010) established regression equations and corresponding resistance values for all bands, establishing fixed patterns for the bench press and squats using elastic bands. These investigations (McMaster et al, 2010; Shoepe et al, 2010) offset, to some extent, the problems of establishing a protocol adapting the tension provided by the RBR to the personal characteristics of each individual.

Chains

The use of irVR including chains is becoming increasingly popular in high performance training though it is not a common form of training (Coker, Berning, & Briggs, 2006; Simmons, 1999). The big difference in using chains versus elastic bands is that the external resistance describes a linear function.

In other words, that is because the same weight is always added, progressively through the ROM by each link in the chain. The properties of chains and elastic bands are based on the same system of load augmentation as the load increases in the concentric phase and decreases in the eccentric phase. The biggest difference between the two methods is that the chains offer linear resistance (the load increases and decreases steadily) while with RBR this increase and decrease in load occurs in an exponential function.

The RBR are dependent on the "tension-deformation" relationship, while the resistance chain depends on the vertical displacement and the gravitational force. Also, the use of chains allows addition of free weights to the chain in the form of links and thus varies the pattern of the load (external resistance) and the neuromuscular stimulus provoked (McMaster et al., 2009). Therefore training is special when elastic bands or chains are combined with FW, as different types of training involve singular physiological effects. But despite the profile and differences between chains and RBR, the scientific literature reflects similar results between one method and another. A physiological difference was found only in one study (Rhea, Kenn, & Dermody, 2009); in this case muscle is capable of storing elastic potential energy during the eccentric phase of the lift and then release this energy in the form of kinetic energy during the concentric phase of lifting (Hostler et al., 2001).

Effects of irVR resistance on different strength parameters

To improve training efficiency, new methods are continually evolving. In recent years, the method of irVR has gained wide acceptance as part of workout routines. Theories of irVR training argue that these methods produce greater neuromuscular activation, increased fatigue and consequently greater muscle demand, thereby producing a greater improvement in strength and power than could be achieved through traditional workouts using only free weights. This type of training is performed not only to develop muscle strength, but there is also scientific evidence of the benefits of irVR in physical therapy and rehabilitation. The method provides greater ROM through a muscle strengthening and controlled stretching (Dobbs, 2010; Patterson, Stegink Jansen, Hogan & Nassif, 2001; Wallace, Winchester, & McGuigan, 2006).

A study developed by Anderson et al., (2008) evaluated a sample of 44 athletes for seven weeks. The objective was to assess the improvement in force production in the bench press and squat. Mean power output and body composition were measured. There were two training groups with the experimental group using irVR (free weights plus elastic bands) and the control group using traditional FW. Results showed a significant improvement in the experimental group over the control one of nearly three times greater for squat

(16.47 ± 5.67 vs 6.84 ± 4.42 kg), twice as high for the bench press (6.68 ± 3.41 vs 3.34 ± 2.67 kg), and almost three times for mean power (68.55 ± 84.35 W vs 23.66 ± 40.56 W.)

Bellar et al., (2011) performed a similar study with untrained subjects for thirteen weeks. In this case, only the improvement in 1RM was measured between the control group (FW) and the experimental group, who used FW plus elastic bands (irVR). Again the experimental group obtained significant improvements as compared to the control group (irVR = 9.95 ± 3.7 kg vs FW = 7.56 ± 2.8 kg). Meanwhile, Baker & Newton, (2009), analyzed thirteen professional rugby players, measuring mean and maximum velocity in the concentric phase, when executing a bench press at 75% of the 1RM for 2 sets of 3 repetitions. In this case the experimental group used FW in addition to chains, as compared to the control group that only used FW. Results showed a 10% increase in mean and maximum velocity in the experimental group over the control group, thereby justifying the use of chains in explosive heavy loads workouts.

Wallace et al., (2006) through a cross-sectional study with semi-trained subjects in the squat, compared possible improvements in maximum strength, peak power and strength development throughout the concentric phase of the movement. This evaluation compared FW and irVR (rubber bands) with different load percentages. The squat was performed in 2 sets of 3 repetitions on two non-consecutive days. Significant differences were found in both peak power and peak maximum force, which improved under certain irVR percentages (20% irVR + 80% FW). However, there were no significant improvements when working with the same load but different modulations of external resistance (35% irVR + 65% FW).

Aboodarda, George, Mokhtar, & Thompson, (2011) compared the effect of 10 RM performed with Nautilus Machine and irVR training on indicators of muscle damage; maximum voluntary force production, the rate of muscle soreness (DOMS), the concentration of creatine kinase in the plasma (CK), and increased muscle CSA in magnetic resonance. The results showed significantly higher average forces applied in the Nautilus Machines as compared to irVR group (362 ± 34.2 N vs 266.73 ± 44.6 N, respectively). However, indicators of muscle damage (DOMS and CK) had a very similar response in both training modes. These results suggest that both forms of training provide similar external resistance, although in the irVR method a lower external force was needed.

Colado & Triplett, (2008) compared the effect of the irVR training method and workout with weight machines on body composition and functional capacity in healthy sedentary middle-aged women. The results concluded that

irVR training leads to similar physiological responses compared to those obtained using traditional weight training machines in the first phase of training.

García-López et al., (2010) conducted a study in which an elastic resistance (ER) was applied to a bicep curl machine to compare the number of repetitions, perceived exertion (RPE) and kinematic parameters at 70% of 1RM. They established a control group where the biceps curl exercise was applied without ER. Although there were no significant differences in relation to the intra-repetition kinematics, the ER group tended to reduce the peak acceleration of the load. Distributing a more uniform external resistance throughout the ROM, caused increased fatigue, which could explain why the ER group obtained a lower number of repetitions. The authors concluded that this type of work would be more favorable for users who want an improvement in muscle hypertrophy.

Another study carried out by Prejean, Cronin & Lawrence (2011) investigated acute effects on power in the bench press. Two sessions were held prior to the measurement of 3 sets x 5 reps at 85% of 1RM in bench press. The only difference is that one session was carried out with only FW and the other with the irVR method, combining resistance bands and FW with a 15% variable load and an 85% fixed load. There were 72 hours between the two training sessions and at the end of each session power production was assessed with 50% of 1RM. The difference between the two assessments was only 1 watt in the case of the irVR session, while the difference between the free weight session was 46 watts. Therefore, this research showed a greater improvement of acute power in the irVR group compared to the FW group.

Cronin et al, (2003) conducted two studies related to irVR methods. The first analyzed the electromyographic characteristics (EMG) and kinematics of three different techniques: "traditional squat, non-bungy jump squat and bungy jump squat." The second study examined training with and without the inclusion of a rubber band in a deep squat jump, to determine how it affected muscle function, multidirectional agility, capacity and performance of the single jump with one leg. The two experimental groups performed 10 weeks of training with ballistic weights. The kinematic and EMG data of the bungee and non-bungee squat technique differ significantly from those of the traditional squat in all measured variables. The only difference between bungee and non-bungee squatting position was increased EMG during activity the latter stages (70-100%) of the phase. However, training with elastic bands and free weights resulted in a significant improvement in the performance (21.5%) compared with the other groups.

The study by Jakubiak & Saunders, (2008) aimed to optimize the transfer of irVR training methods to a specific technical movement in Taekwondo. Twelve Taekwondo professionals trained with elastic resistance for 4 weeks. The sample was divided into two groups of six; a control group that performed regular taekwondo training and an experimental group who trained for the technical gesture using elastic bands. The results showed significant improvement between groups: a 7% increase in the speed of impact, in the experimental group while there was no improvement in the control group.

From the point of view of physical rehabilitation, a study by McCurdy, Langford, Ernest, Jenkerson, & Doscher, (2009) obtained interesting results. This study compared possible improvements in strength and perception of shoulder pain in the shoulder in two groups of professional baseball players. The first group trained using chains attached to free weights and the other trained with the traditional method of FW. Maximum force (1RM) was evaluated at the beginning and at the end of 9 weeks of training. The results showed no significant improvements in strength between groups. However, despite producing a similar improvement in strength, three times the incidence of shoulder pain was reported in the FW group (average total of 2.15 vs 6.14). However a similar level of pain was reported (9.38 vs 10.57) for the irVR and FW groups respectively.

Ghigiarelli et al., (2009) evaluated the effect of seven weeks of training on the execution velocity with 1 RM and 5 RM. Thirty-six semi-professional footballers were divided into 3 groups of 12 each. They conducted similar training routines. The three groups were 1) elastic resistance attached to FW (ER), 2) chains attached to FW (CFW) and finally 3) traditional training FW (Control). The results showed improvements in the irVR groups, although they were not significant enough EB (848-883 W) and CFW (856-878 W) versus control (918-928 W).

It is important to address the velocity of execution in any exercise as different velocities imply different actions (Pereira & Gomes, 2003). Under this premise, Rhea et al., (2009) evaluated the effect of heavy, slow movements in irVR training on peak power and strength development in the jump ability. 48 athletes completed a 12-week training program in which the sample was divided into 3 groups with similar training characteristic except for velocity. The groups were slow (S), fast (F), and fast, plus irVR using elastic bands (FVR). Pre-post testing of maximum strength and jumping power were performed. Data revealed a significant difference between improvements in power between the slow and FVR groups ($p = 0.02$). The FVR treatment group demonstrated a much greater effect size (ES) (17.8%, SE = 1.06) than the Fast group (11.0%, SE = 0.80) and a greater adaptation than the slow group (4.8%,

ES = 0.28). This suggests that irVR training with elastic bands at a fast rate appears to offer greater performance advantages with respect to the maximum force and peak power developed with a slow endurance exercise.

Shoepe, Ramirez, Rovetti, Kohler, & Almstedt (2011) investigated the effects of traditional free weight training (FW) and irVR method in two training groups for 24 weeks. The workout routines were similar but used a variable 20-35% load percentage, provided by elastic bands. The subjects were evaluated in 1RM for squat and bench press while strength and power were assessed by isokinetic dynamometry. The results show how the mean power for the squat 1RM was significantly higher after training in the irVR group as compared with the control ($p < 0.05$). However, the FW group also showed significant improvements in 1RM for bench press. Thus, no significant differences between groups irVR and FW were found. The author concludes that the key lies in the combination of irVR and FW exercises to increase strength and power in this particular sample (men and untrained college women).

Stevenson, Warpeha, Dietz, Giveans, & Erdman, (2010) evaluated the differences between a FW and elastic band (irVR) squat. Peak and mean velocity in the eccentric and concentric phases (PV-I, PV-C, E-MV, MV-C), peak force (PF), and peak power in the concentric phase and the RFD were measured immediately before and after the movement could even be perceived. The evaluation was performed using 3 sets of 3 reps of squats (55% maximum repeat [1RM]) on 2 separate days: one day without bands and the other using bands in random order. The rate used by the variable resistance was 20% of the 1RM. Results showed that PV-E and RFD were significantly higher ($p < 0.05$) using irVR while PV-C and C-MV were higher with FW. There were no differences in other variables.

CONCLUSIONS

Intra-repetition Variable Resistance training methods are increasingly accepted in strength training. In the scientific literature about strength training methods the results of irVR are clear. Traditionally, these methods have relied on the use of chains and elastic bands, although these are not the only methods that cause a resistance change in the same repetition. Other tools used in this training method include tires, cams or eccentric pulleys. However, the literature concerning strength training with irVR almost exclusively refers to chains and elastic bands.

The reasons behind these finds are still unclear. More research is needed to understand the phenomenon completely, although the evidence shows that muscle working at full capacity for a very small portion of time in a dynamic repetition leads to greater results than achieved with traditional free weights.

Therefore, throughout a repetition where the load is progressively varying in intensity there is more stimuli. In addition to this aspect, one of the most important factors that enhances the development of strength, among others, are the physical efforts required to accelerate a load. If force is trained in different ways, each different form of training creates a distinct and specific neuromuscular adaptation for such training. In relation to the muscular action, it has been shown that to facilitate maximum neuromuscular participation resistance should be varied along all stages of muscle contraction. To achieve this, the load itself should change, congruent with the factors found in irVR methods.

REFERENCES

- Aboodarda, S. J., George, J., Mokhtar, A. H., & Thompson, M. (2011). Muscle strength and damage following two modes of variable resistance training. *Journal of Sports Science and Medicine*, *10*(4), 635-642.
- Anderson, C. E., Sforzo, G. A., & Sigg, J. A. (2008). The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(2), 567-574.
- Baker, D. G., & Newton, R. U. (2009). Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(7), 1941-1946.
- Behm, D., & Sale, D. (1993). Velocity specificity of resistance training. *Sports Medicine*, *15*(6), 374-388.
- Bellar, D. M., Muller, M. D., Barkley, J. E., Kim, C., Ida, K., Ryan, E. J., & Glickman, E. L. (2011). The effects of combined elastic- and free-weight tension vs. free-weight tension on one-repetition maximum strength in the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(2), 459-463.
- Bird, S. P., Tarpenning, K. M., & Marino, F. E. (2005). Designing resistance training programmes to enhance muscular fitness: a review of the acute programme variables. *Sports Medicine*, *35*(10), 841-851.
- Coker, C. A., Berning, J. M., & Briggs, D. L. (2006). A preliminary investigation of the biomechanical and perceptual influence of chain resistance on the performance of the snatch. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *20*(4), 887-891.
- Colado, J. C., Garcia-Masso, X., Triplett, T. N., Flandez, J., Borreani, S., & Tella, V. (2012). Concurrent validation of the omni-resistance exercise scale of perceived exertion with thera-band resistance bands. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *26*(11), 3018-3024.

- Cronin, J., McNair, P., & Marshall, R. (2003). The effects of bungy weight training on muscle function and functional performance. *Journal of Sports Sciences*, 21(1), 59-71.
- Dobbs, C. W. (2010). *Effect of variable resistance training on lower limb strength and power development: A training study*.
- Frost, D. M., Cronin, J., & Newton, R. U. (2010). A biomechanical evaluation of resistance fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Medicine*, 40(4), 303-326.
- Garcia-Lopez, D., Herrero, A. J., Gonzalez-Calvo, G., Rhea, M. R., & Marin, P. J. (2010). Influence of "in series" elastic resistance on muscular performance during a biceps-curl set on the cable machine. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(9), 2449-2455.
- Ghigiarelli, J. J., Nagle, E. F., Gross, F. L., Robertson, R. J., Irrgang, J. J., & Myslinski, T. (2009). The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upper-body strength and upper-body power in a sample of division 1-aa football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(3), 756-764.
- Haff, G. G. (2000). Roundtable discussion: Machines versus free weights. *Strength and Conditioning Journal*, 22(6), 18-30.
- Harman E. (2000). *Biomechanics of resistance exercise*. In: Essentials of Strength Training and Conditioning (2nd ed.). T. R. Baechle and R. W. Earle, eds. Champaign, IL Human Kinetics, 25-55.
- Hostler, D., Schwirian, C. I., Campos, G., Toma, K., Crill, M. T., Hagerman, G. R., & Staron, R. S. (2001). Skeletal muscle adaptations in elastic resistance-trained young men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 86(2), 112-118.
- Jakubiak, N., & Saunders, D. H. (2008). The feasibility and efficacy of elastic resistance training for improving the velocity of the olympic taekwondo turning kick. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(4), 1194-1197.
- McCurdy, K., Langford, G., Ernest, J., Jenkerson, D., & Doscher, M. (2009). Comparison of chain- and plate-loaded bench press training on strength, joint pain, and muscle soreness in division ii baseball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 187-195.
- McCurdy, K., Langford, G., Jenkerson, D., & Doscher, M. (2008). The validity and reliability of the 1rm bench press using chain-loaded resistance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 678-683.
- McMaster, D. T., Cronin, J., & McGuigan, M. (2009). Forms of variable resistance training. *Strength and Conditioning Journal*, 31(1), 50-64.

- McMaster, D. T., Cronin, J., & McGuigan, M. R. (2010). Quantification of rubber and chain-based resistance modes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(8), 2056-2064.
- Newton, R. U., Murphy, A. J., Humphries, B. J., Wilson, G. J., Kraemer, W. J., & Hakkinen, K. (1997). Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 75(4), 333-342.
- Palmer, T. B., McCurdy, K. W., Williams, J. S., & Walker, J. L. (2012). Electromyographic analysis of the biceps femoris during conventional and rubber-based band squats. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44, 625-625.
- Patterson, R. M., Jansen, C. W. S., Hogan, H. A., & Nassif, M. D. (2001). Material properties of thera-band tubing. *Physical Therapy*, 81(8), 1437-1445.
- Pereira, M. I. R., & Gomes, P. S. C. (2003). Movement velocity in resistance training. *Sports medicine*, 33(6), 427-438.
- Rhea, M. R., Kenn, J. G., & Dermody, B. M. (2009). Alterations in speed of squat movement and the use of accommodated resistance among college athletes training for power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(9), 2645-2650.
- Shoepe, T. C., Ramirez, D. A., & Almstedt, H. C. (2010). Elastic band prediction equations for combined free-weight and elastic band bench presses and squats. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(1), 195-200.
- Shoepe, T. C., Ramirez, D. A., Rovetti, R. J., Kohler, D. R., & Almstedt, H. C. (2011). The effects of 24 weeks of resistance training with simultaneous elastic and free weight loading on muscular performance of novice lifters. *Journal of Human Kinetics*, 29, 93-106.
- Simmons LP (1999). Bands and chains. *Pow USA* 22: 26-27.
- Stevenson, M. W., Warpeha, J. M., Dietz, C. C., Giveans, R. M., & Erdman, A. G. (2010). Acute effects of elastic bands during the free-weight barbell back squat exercise on velocity, power, and force production. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(11), 2944-2954.
- Swinton, P. A., Lloyd, R., Agouris, I., & Stewart, A. (2009). Contemporary training practices in elite british powerlifters: Survey results from an international competition. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(2), 380-384.
- Wallace, B. J., Winchester, J. B., & McGuigan, M. R. (2006). Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2), 268-272.

EFFECTO DEL ENTRENAMIENTO CON RESISTENCIAS EXTERNAS A TRAVÉS DE MÉTODOS DE ESTÍMULO VARIABLE INTRA-REPETICIÓN SOBRE LA FUERZA DINÁMICA MÁXIMA: UN META-ANÁLISIS.

Soria-Gila, M.A., Baena, S., Piepoli, A., Chiroso, I.J.

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Universidad de Granada

Correspondencia: ma88@correo.ugr.es

Introducción

Los métodos con estímulos variables intra-repetición (MEVIR) estimulan un mayor “Rate of Force Development” (RFD), una alta coordinación entre los músculos agonistas y sinergistas, un mayor reclutamiento de unidades motoras (UM) y atenúan el efecto del “sticking period”. Sin embargo, existe mucha discrepancia en la literatura acerca de la mejora que presentan los programas prolongados de entrenamiento con resistencia variable (RV) sobre la fuerza dinámica máxima (FDM). El objetivo de este estudio fue conocer el efecto del entrenamiento prolongado con RV (con rangos de fluctuación de carga de un 15-35% dentro del ROM) en diferentes estudios sobre la FDM (1RM).

Método

Una revisión sistemática fue realizada bajo los criterios que propone el Cochrane Review Group, mediante el uso de un modelo de meta-análisis de efectos fijos. Los datos de la variable FDM se obtuvieron de estudios aleatorizados investigando el efecto del programa de entrenamiento prolongado (≥ 7 semanas) con RV.

Resultados

Los datos incluidos corresponden a 7 estudios que incluyeron a 235 sujetos. El entrenamiento con RV mejoró significativamente las ganancias medias de FDM en 1RM tras el periodo de entrenamiento prolongado (diferencia de medias ponderada: 3.81 kg; 95% CI: 2.10 , 5.51 kg; $P < 0.0001$) cuando fue comparado con el grupo que realizó un entrenamiento tradicional.

Discusión

Los hallazgos de este meta-análisis están en contraposición a los obtenidos en un reciente estudio (Shoepe, Ramirez, Rovetti, Kohler, & Almstedt, 2011) en el cual mostraron que no existieron diferencias significativas entre el entrenamiento tradicional y el basado en RV combinando bandas elásticas con pesos libres. La tendencia general encontrada en este meta-análisis está en relación con lo manifestado en las últimas investigaciones (Anderson, Sforzo, & Sigg, 2008; Bellar et al., 2011; Ghigiarelli et al., 2009), que demostraron aumentos estadísticamente significativos en la 1RM medida en los ejercicios de press de banca y sentadilla del grupo que entrenaba con RV con respecto al grupo que entrenaba con pesos libres.

Referencias

- Anderson, C. E., Sforzo, G. A., & Sigg, J. A. (2008). The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *J Strength Cond Res*, 22(2), 567- 574.
- Bellar, D. M., Muller, M. D., Barkley, J. E., Kim, C. H., Ida, K., Ryan, E. J., Glickman, E. L. (2011). The effects of combined elastic- and free-weight tension vs. free-weight tension on one-repetition maximum strength in the bench press. *J Strength Cond Res*, 25(2), 459-463.
- Ghigiarelli, J.J., Nagle, E.F., Gross, F.L., Robertson, R.J., Irrgang, J.J., & Myslinski, T. (2009). The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upper-body strength and upper-body power in a sample of division 1-AA football players. *J Strength Cond Res*, 23(3), 756-764.
- Shoepe, T. C., Ramirez, D. A., Rovetti, R. J., Kohler, D. R., & Almstedt, H. C. (2011). The Effects of 24 weeks of Resistance Training with Simultaneous Elastic and Free Weight Loading on Muscular Performance of Novice Lifters. *J Hum Kinet*, 29, 93-106.

LOS MÉTODOS DE RESISTENCIA VARIABLE INTRA REPETICIÓN (R.V.I.R). REVISIÓN Y CONTEXTUALIZACIÓN.

Baena, S., Piepoli, A., Soria-Gila, M.A.

Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Universidad de Granada

Correo electrónico: ma88@correo.ugr.es

Introducción

En la literatura reciente hay una creciente tendencia al estudio y análisis de los RVIR, ya que se ha demostrado que aun aplicando una menor carga acumulada en la repetición, se produce una mejora tanto de la fuerza como de la potencia, mayor que con el habitual trabajo con pesos libres (PL). La presente revisión se centra en encontrar las evidencias científicas existentes en el desarrollo de la fuerza y la potencia con los métodos que trabajan a través de una resistencia variable dentro de la misma repetición (RVIR).

Método

Se realizó una búsqueda intensiva en diferentes bases de datos (SportDiscus y Pubmed), utilizando palabras claves como Variable resistance, elastic bands, chains, strength, power, training y method.

Resultados

En la bibliografía se observa una mejora en los niveles de fuerza y potencia en la mayoría de los estudios que comparaban los métodos PL con los RVIR. Un total del 85% de los estudios obtuvieron mejores resultados entrenando con los métodos RVIR.

Discusión

Esta mejora en los niveles de fuerza a través de los métodos de RVIR, parece estar fundamentado en las ventajas biomecánicas y aún trabajo neuro-muscular como cinético y cinemático diferente al PL. Sin embargo estos métodos deben seguir sometidos a investigación y revisión con el objetivo de estandarizar su uso y clarificar en mayor medida las ventajas e inconvenientes de los mismos.

Referencias

- Anderson, C. E., Sforzo, G. A., & Sigg, J. A. (2008). The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *J Strength Cond Res*, 22(2), 567-574.
- Bellar, D. M., Muller, M. D., Barkley, J. E., Kim, C. H., Ida, K., Ryan, E. J., Glickman, E. L. (2011). The effects of combined elastic- and free-weight tension vs. free-weight tension on one-repetition maximum strength in the bench press. *J Strength Cond Res*, 25(2), 459-463.
- Ghigiarelli, J.J., Nagle, E.F., Gross, F.L., Robertson, R.J., Irrgang, J.J., & Myslinski, T. (2009). The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upper-body strength and upper-body power in a sample of division 1-AA football players. *J Strength Cond Res*, 23(3), 756-764.
- Shoepe, T. C., Ramirez, D. A., Rovetti, R. J., Kohler, D. R., & Almstedt, H. C. (2011). The Effects of 24 weeks of Resistance Training with Simultaneous Elastic and Free Weight Loading on Muscular Performance of Novice Lifters. *J Hum Kinet*, 29, 93-106.

LOS MÉTODOS RVIR. ANÁLISIS DESCRIPTIVO Y COMPARATIVO DE VARIABLES CINÉTICAS, CINEMÁTICAS, PSICOLÓGICAS Y FISIOLÓGICAS.

Piepoli, A.¹, Soria-Gila, M.¹, Baena-Morales, S.¹

¹Universidad de Granada.

Correspondencia: ma88@correo.ugr.es

Introducción

En la literatura reciente hay pocos estudios destinados a la investigación de los métodos de Resistencia Variable Intra-Repetición (RVIR), aquellos donde la resistencia aplicada en la carga variará en la propia repetición. Ya sea en la fase concéntrica como en la excéntrica de la misma. El objetivo de este estudio es analizar cómo influyen los métodos RVIR en las variables cinéticas, cinemáticas, psicológicas y fisiológicas respecto a los métodos de entrenamiento tradicionales (FWR).

Método

La muestra consistió de 15 sujetos varones habituados al entrenamiento con pesas. Se formó a todos los sujetos para la correcta realización técnica en el gesto del press de banca. Fue estimada la 1RM a través de un protocolo incremental de cargas. Una vez conocida la 1RM personal para cada sujeto se realizaron los test experimentales con unos determinados porcentajes: 40%, 60%, 80% y 100% de la 1 RM. En cada uno de estos porcentajes se midieron: EMG, RPE, variables cinemáticas y aplicación de fuerzas sobre plataforma de fuerza. En el método RVIR se utilizó la misma carga que en el entrenamiento con FWR, en la fase de máxima extensión, y el 20% menos en la fase concéntrica inicial. Para esto se utilizaron cadenas y pesas.

Resultados

Las variables cinéticas y cinemáticas: Velocidad media, RFD máxima, aceleración máxima asumen valores mayores con el método RVIR ($P < 0.05$), mientras la Potencia media asume valores mayores en RVIR solo con 80%RM ($P < 0.05$) y 100% RM ($P < 0.001$), sin embargo con porcentaje inferiores de carga no hay diferencia significativa entre los dos métodos ($P > 0.05$). En la activación muscular (Deltoides, Pectorales,

Tríceps y Dorsales) con RVIR y FWR, medida con EMG, no hay diferencias significativa ($P > 0.05$). Finalmente la RPE presenta diferencias significativas en los dos métodos ($P < 0.05$), con una percepción del esfuerzo menor en RVIR.

Discusión

Los resultados sugieren que aunque con el método RVIR se utilizan carga inferiores la activación muscular es igual que con método a resistencia constante. Además el RVIR permite desarrollar Potencia superiores sobre todo con porcentaje de RM elevadas gracias a las velocidades tan superiores que podemos desarrollar con este método. Finalmente podemos afirmar que con una menor RPE, misma activación muscular y desarrollo de potencia superiores, los método RVIR podrían ser una optima alternativa de entrenamiento respecto a los métodos tradicionales. Es evidente que son necesarios otros estudios donde se midan los efectos de los entrenamientos con RVIR.

Referencias

- Anderson, C. E., Sforzo, G. A., & Sigg, J. A. (2008). The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *J Strength Cond Res*, 22(2), 567-574.
- Bellar, D. M., Muller, M. D., Barkley, J. E., Kim, C. H., Ida, K., Ryan, E. J., Glickman, E. L. (2011). The effects of combined elastic- and free-weight tension vs. free-weight tension on one-repetition maximum strength in the bench press. *J Strength Cond Res*, 25(2), 459-463.
- Ghigiarelli, J.J., Nagle, E.F., Gross, F.L., Robertson, R.J., Irrgang, J.J., & Myslinski, T. (2009). The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upper-body strength and upper-body power in a sample of division 1-AA football players. *J Strength Cond Res*, 23(3), 756-764.

¿CÓMO ANALIZAR LA FIABILIDAD DE LOS DISPOSITIVOS ISOCINÉTICOS? UN CASO PRÁCTICO: EL SISTEMA HAEFNI HEALTH HHE1.0

Bautista, I.J.¹, Chiroso, I.J.¹, Chiroso, L.J.¹, **Soria, M.**¹, Baena, S.¹, Campos, C.^{1,2}

1. CTS642_IDAFISAD. Departamento de Educación Física y Deportiva. Universidad de Granada, Granada, España.

2. Departamento de Kinesiología, Facultad de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile, Santiago, Chile.

Contacto: ma88@correo.ugr.es

Introducción

Cuando se realiza cualquier tipo de protocolo de intervención es conveniente seleccionar aquellos test o protocolos de evaluación que sean válidos y fiables para un determinado fin, así como herramientas o dispositivos de evaluación válidos y fiables. Las fuentes de variación dentro de la evaluación de un protocolo provienen principalmente de las diferencias biológicas de los participantes, aunque otra fuente de variación puede ser el propio instrumento utilizado para la obtención de los datos (1,2).

Método

Una prueba test–retest fue utilizada para el análisis de la fiabilidad del dispositivo HHe 1.0. El protocolo realizado fue el siguiente: un total de 15 rangos de movimientos (desde 0.20 hasta 0.55 cm) con un total de 4 velocidades (0.25, 0.50, 0.75 y $1 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$), tanto para la orientación de ida como para la orientación de vuelta, fueron testadas. Estas pruebas se realizaron durante 2 días (Día 1 & Día 2). Una repetición (ida y vuelta) se realizó por cada ROM diferente. Se utilizó una carga de 5 kg para que se pudiera realizar los movimientos en el modo isocinético. La variable analizada fue la VRI (Velocidad en Rango Isocinético). El material utilizado para los análisis de la validez y fiabilidad fue un dispositivo de desplazamiento lineal (T-Force System, Ergotech, urcia, España). Este dispositivo consta con una frecuencia de muestro de 1000 Hz. Se utilizó una pesa de 5 kg marca Salter.

Resultados

Los resultados mostraron altos Índices de Correlación Intraclase (ICC_{2,1}) para las medidas de validez y fiabilidad del dispositivo (0.998 y 0.999, respectivamente). Cuando se analizó la fiabilidad de las medidas por cada una de las condiciones de evaluación altos ICC, bajos CV y SEM fueron encontrados, rango 0.90 – 0.99, rango 0.1 – 4.7 y rango 0.001 – 0.005 m × s⁻¹, respectivamente.

Discusión

Uno de los objetivos principales de este trabajo fue analizar la validez y fiabilidad del dispositivo HHe 1.0 para la medición de la velocidad en el rango isocinético. Para ello, diferentes protocolos de evaluación fueron diseñados. En cuanto a las pruebas de validez se refieren, el ICC_{2,1} obtenido en la variable de VRI fue de 0.998. El comportamiento de las medias y desviaciones estándar de la VRI fueron similares en ambos dispositivos de evaluación (LPT como gold estándar y HH 1.0 como dispositivo a evaluar). Teniendo en cuenta que el LPT proporciona una medida de velocidad y comparando los resultados de dichas medidas con las obtenidas en el dispositivo HHe 1.0, es consecuente decir que el dispositivo HH 1.0 es capaz de medir velocidad. Por lo tanto, el concepto de validez está asegurado.

En cuanto a las pruebas de fiabilidad se refieren, los resultados mostraron un buen ICC_{2,1} (0.99) para la VRI en las pruebas test – retest realizadas, tanto para la fase de ida como para la de vuelta. Este ICC se obtuvo cuando se analizaron todas las cargas en su conjunto. Estos resultados van en la línea a los encontrados por Drouin et al. (2004) que analizaron la validez y fiabilidad mecánica del dispositivo isocinético Biodex System 3 Pro para la medición de la velocidad, posición y torque. Estos investigadores analizaron la fiabilidad de las variables proporcionadas por el dispositivo mediante pruebas “trial to- trial” y “day-to-day”. Estos autores observaron que la velocidad criterio (i.e. la marcada por el software) fue menor que la real. Aunque esto sucedía sobre todo en las velocidades más lentas (hasta los 300°/s). Sin embargo, en las velocidades más altas, sucedía lo contrario. La velocidad criterio fue mayor que la velocidad real.

Conclusiones

Las velocidades obtenidas en el modo isocinético por el sistema HH 1.0 fueron válidas y de una alta precisión. Por lo tanto, los resultados obtenidos en esta investigación avalan la validez y fiabilidad del dispositivo HH 1.0 para la medición de la velocidad en el rango isocinético.

Referencias

1. Hopkins, W. G. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*. 2000; 30 (1): 1–15.
2. Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass Correlation Coefficient and The SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005; 19(1): 231 – 240.
3. Drouin, J. M., Valovich-McLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin D. H. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*. 2004; 91 (1): 22 – 29.

¿PARA QUÉ REALIZAR UNA EVALUACIÓN DE LA FIABILIDAD? UN CASO PRÁCTICO: EL SISTEMA ISOCINÉTICO GENU 3.

Soria-Gila, M.A., Bautista, I.J., Chiroso, I., Chiroso, L.J.

Departamento de Educación Física y Deportiva. CTS-642. Facultad de Ciencias del Deporte. Universidad de Granada.

Correspondencia: ma88@correo.ugr.es

Palabras clave:

Fiabilidad, error, consistencia, precisión, reproducibilidad.

Objetivo:

Los objetivos de esta investigación fueron interpretar los coeficientes de fiabilidad relativa y absoluta de las variables isocinéticas medidas en los músculos extensores y flexores de la rodilla. Y seleccionar la variable más representativa de la realidad.

Método:

Veintiún sujetos varones, estudiantes de Ciencias del Deporte participaron en la investigación. Se ejecutaron dos sesiones de familiarización previas. Posteriormente, se realizaron dos evaluaciones en las que la velocidad fue aleatorizada (60, 180 y 240°/s). Las variables estudiadas fueron el torque máximo (máximo y promedio), trabajo máximo (máximo y promedio) y el ángulo de producción del torque máximo. Para el análisis de la fiabilidad se realizó un ANOVA de medidas repetidas y se calcularon el coeficiente de correlación intraclase (ICC 2,1 y 2,k), el coeficiente de correlación de Pearson (r), el coeficiente de variación (CV), el error sistemático (σ_{se}^2) y el aleatorio (σ_{re}^2). El test t-student se realizó para muestras relacionadas entre las variables promedio y máximas.

Resultados:

La fiabilidad relativa fue baja (ICC 2,1 = [0,19-0,71]; ICC 2,k = [0,51 – 0,79]; r = [0,19 - 0,74]). Por otro lado, la fiabilidad absoluta fue alta (CV = [1,15-3,69]; σ_{se}^2 = [0,89-1,37]; σ_{re}^2 = [1,21- 6,36]). En la comparación entre el “máximo” trabajo máximo

($\sigma_{se}^2 = 0,95$; $\sigma_{re}^2 = 1,25$) y el “promedio” del trabajo máximo ($\sigma_{se}^2 = 0,98$; $\sigma_{re}^2 = 1,35$) se mostraron diferencias significativas ($t=7,024$; $p<0,001$).

Conclusión:

Los índices de fiabilidad relativa reflejaron una escasa variabilidad entre los sujetos. En segundo lugar, los índices de fiabilidad absoluta mostraron una baja variabilidad entre las medidas repetidas individuales. Como consecuencia de las diferencias significativas entre el “promedio” y el “máximo” del trabajo máximo y sus correspondientes medidas de error, se seleccionó el “promedio” como la variable más representativa de la realidad.

Referencias:

- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J.Strength Cond Res.*, 19(1), 231-240.

**ANEXO IV: INFORME FAVORABLE DE LA COMISIÓN DE ÉTICA EN
INVESTIGACIÓN**



Universidad de Granada
Vicerrectorado de Política
Científica e Investigación

COMISIÓN DE ÉTICA EN INVESTIGACIÓN
DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA

La Comisión de Ética en Investigación de la Universidad de Granada, oído el informe preliminar del Presidente del Comité en Investigación Humana, emite informe favorable a la metodología en la investigación titulada “DETERMINACIÓN DE INDICADORES DE SEGURIDAD Y RENDIMIENTO COMO HERRAMIENTA PARA LA PREVENCIÓN DE LESIONES Y ELABORACIÓN DE PROGRAMAS DE ENTRENAMIENTO CORRECTIVOS EN FUTBOLISTAS” que dirige D./Dña Miguel Ángel Soria Gila, quedando registrada con el nº: 878.

Granada a 27 de mayo de 2014

LA PRESIDENTA

Fdo: Mª Dolores Suárez Ortega



LA SECRETARIA

Fdo: Irene Luque Fernández

**ANEXO V: CUESTIONARIO DE PARTICIPACIÓN PARA LA
EVALUACIÓN DEL EF Y EP**

Cuestionario de participación para la evaluación del EF y EP

Este cuestionario incluye a su vez varios formularios, como son el SF-36, el PAR-Q y un consentimiento informado.

***Obligatorio**



1. **Nombre ***

.....

2. **Apellidos ***

.....

3. **DNI ***

.....

4. **Teléfono de contacto (móvil) ***

.....

5. **¿Ha sufrido alguna lesión en la rodilla, cadera o músculos isquiotibiales? ***

Indique sí o no y especifique el tipo de lesión
(Ej: rotura del ligamento cruzado anterior de la rodilla derecha)

.....

6. **¿Ha tenido operaciones graves? ***

Responda sí o no y especifique cual (corazón, riñón, articulaciones, hernia, pulmones, otras)

.....

CUESTIONARIO SF 36

Las preguntas que siguen se refieren a lo que usted piensa sobre su salud. Sus respuestas permitirán saber cómo se encuentra usted y hasta qué punto es capaz de hacer sus actividades habituales. Conteste cada pregunta tal como se indica. Si no está seguro/a de cómo responder a una pregunta, por favor conteste lo que le parezca mas cierto. **POR FAVOR MARQUE UNA RESPUESTA ÚNICAMENTE. GRACIAS.**

7. 1. En general usted diría que su salud es: *

Marca solo un óvalo.

- Excelente
- Muy buena
- Buena
- Regular
- Mala

8. 2. ¿Cómo diría que es su salud actual, comparada con la de hace un año? *

Marca solo un óvalo.

- Mucho mejor ahora que hace un año
- Algo mejor ahora que hace un año
- Más o menos igual que hace un año
- Algo peor ahora que hace un año
- Mucho peor ahora que hace un año

Las siguientes preguntas se refieren a actividades o cosas que usted podría hacer en un día normal

9. 3. Su salud actual, ¿le limita para hacer esfuerzos intensos, tales como correr, levantar objetos pesados, o participar en deportes agotadores? *

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

10. 4. Su salud actual, ¿le limita para hacer esfuerzos moderados, como mover una mesa, pasar la aspiradora, jugar a los bolos o caminar más de una hora? *

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

11. **5. Su salud actual, ¿le limita coger o llevar la bolsa de la compra? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

12. **6. Su salud actual, ¿le limita subir varios pisos por la escalera? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

13. **7. Su salud actual, ¿le limita para subir un solo piso por la escalera? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

14. **8. Su salud actual, ¿le limita para agacharse o arrodillarse? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

15. **9. Su salud actual, ¿le limita para caminar un kilómetro o más? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

16. **10. Su salud actual, ¿le limita para caminar varias manzanas (varios centenares de metros)? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

17. **11. Su salud actual, ¿le limita para caminar una sola manzana (unos 100 metros)? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

18. 12. Su salud actual, ¿le limita para bañarse o vestirse por sí mismo? *

Marca solo un óvalo.

- Sí, me limita mucho
- Sí, me limita un poco
- No, no me limita nada

Las siguientes preguntas se refieren a problemas en su trabajo o en sus actividades cotidianas

19. 13. Durante las 4 últimas semanas ¿tuvo que reducir el tiempo dedicado al trabajo o a sus actividades cotidianas, a causa de su salud física? *

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

20. 14. Durante las 4 últimas semanas ¿hizo menos de lo que hubiera querido hacer, a causa de su salud física? *

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

21. 15. Durante las 4 últimas semanas ¿tuvo que dejar de hacer algunas tareas en su trabajo o en sus actividades cotidianas, a causa de su salud física? *

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

22. 16. Durante las últimas 4 semanas ¿tuvo que dejar de hacer algunas tareas en su trabajo o en sus actividades cotidianas, a causa de su salud física? *

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

23. 17. Durante las 4 últimas semanas ¿tuvo que reducir el tiempo dedicado al trabajo o a sus actividades cotidianas, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)? *

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

24. **18. Durante las 4 últimas semanas ¿Hizo menos de lo que hubiera querido hacer, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
 No

25. **19. Durante las 4 últimas semanas, ¿no hizo su trabajo o sus actividades cotidianas tan cuidadosamente como de costumbre, a causa de algún problema emocional (como estar triste, deprimido, o nervioso)? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
 No

26. **20. Durante las 4 últimas semanas, ¿hasta qué punto su salud física o los problemas emocionales han dificultado sus actividades sociales habituales con la familia, los amigos, los vecinos u otras personas? ***

Marca solo un óvalo.

- Nada
 Un poco
 Regular
 Bastante
 Mucho

27. **21. Tuvo dolor en alguna parte del cuerpo durante las 4 últimas semanas? ***

Marca solo un óvalo.

- No, ninguno
 Sí, muy poco
 Sí, un poco
 Sí, moderado
 Sí, mucho
 Sí, muchísimo

28. **22. Durante las 4 últimas semanas ¿hasta qué punto el dolor le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)? ***

Marca solo un óvalo.

- Nada
 Un poco
 Regular
 Bastante
 Mucho

Las preguntas que siguen se refieren a cómo se ha sentido y

cómo le han ido las cosas durante las últimas 4 semanas. En cada pregunta responda lo que se parezca más a cómo se ha sentido usted.

29. **23. Durante las 4 últimas semanas ¿cuánto tiempo se sintió lleno de vitalidad? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

30. **24. Durante las 4 últimas semanas ¿cuánto tiempo estuvo muy nervioso? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

31. **25. Durante las últimas 4 semanas ¿cuánto tiempo se sintió tan bajo de moral que nada podía animarle? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

32. **26. Durante las 4 últimas semanas ¿cuánto tiempo se sintió calmado y tranquilo?. ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

33. **27. Durante las 4 últimas semanas ¿cuánto tiempo tuvo mucha energía? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

34. **28. Durante las 4 últimas semanas ¿cuánto tiempo se sintió desanimado y triste? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

35. **29. Durante las 4 últimas semanas ¿cuánto tiempo se sintió agotado? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

36. **30. Durante las 4 últimas semanas ¿cuánto tiempo se sintió feliz? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

37. **31. Durante las 4 últimas semanas, ¿cuánto tiempo se sintió cansado? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Muchas veces
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

38. **32. Durante las últimas 4 semanas, ¿con qué frecuencia la salud física o los problemas emocionales le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)? ***

Marca solo un óvalo.

- Siempre
- Casi siempre
- Algunas veces
- Sólo alguna vez
- Nunca

Por favor, diga si le parece acertada o falsa cada una de las siguientes frases

39. **33. Creo que me pongo enfermo más fácilmente que otras personas. ***

Marca solo un óvalo.

- Totalmente cierta
- Bastante cierta
- No lo sé
- Bastante falsa
- Totalmente falsa

40. **34. Estoy tan sano como cualquiera. ***

Marca solo un óvalo.

- Totalmente cierta
- Bastante cierta
- No lo sé
- Bastante falsa
- Totalmente falsa

41. **35. Creo que mi salud va a empeorar. ***

Marca solo un óvalo.

- Totalmente cierta
- Bastante cierta
- No lo sé
- Bastante falsa
- Totalmente falsa

42. **36. Mi salud es excelente. ***

Marca solo un óvalo.

- Totalmente cierta
- Bastante cierta
- No lo sé
- Bastante falsa
- Totalmente falsa

PAR-Q

Si tiene entre 15 y 69 años, el PAR-Q le dirá si debe ir al médico antes de empezar. El sentido común es la mejor guía para contestar a estas preguntas. Por favor, lea las preguntas con cuidado y conteste con honradez: ponga una cruz en SÍ o NO.

43. **1. ¿Le ha dicho alguna vez un médico que tiene una enfermedad del corazón y le ha recomendado realizar actividad física solamente con supervisión médica? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

44. **2. ¿Nota dolor en el pecho cuando practica alguna actividad física? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

45. **3. ¿Ha notado dolor en el pecho en reposo durante el último mes? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

46. **4. ¿Ha perdido la consciencia o el equilibrio después de notar sensación de mareo? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
 No

47. **5. ¿Tiene algún problema en los huesos o articulaciones que podría empeorar a causa de la actividad física que se propone realizar? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
 No

48. **6. ¿Le ha prescrito su médico medicación arterial o para algún problema del corazón (p.e., diuréticos)? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
 No

49. **7. ¿Está al corriente, ya sea por su propia experiencia o por indicación de un médico, de cualquier otra razón que le impida hacer ejercicio sin supervisión médica? ***

Marca solo un óvalo.

- Sí
 No

Necesita saber...

Sí ha contestado:

Sí a una o más preguntas:

Hable con el médico por teléfono o en persona ANTES de empezar a ser mucho más activo físicamente o ANTES de someterse a una evaluación física. Hable al médico del PAR-Q y de las preguntas a las que dio una contestación afirmativa.

- Tal vez pueda hacer cualquier actividad que desee, siempre y cuando empiece lentamente y vaya aumentando de nivel gradualmente. O tal vez necesite restringir las actividades a aquellas que sean seguras para usted. Hable con el médico sobre el tipo de actividades en las que desea participar y siga su consejo.
- Investigue qué programas públicos son seguros y útiles para usted.

No a todas las preguntas:

Si contestó NO honradamente a todas las preguntas del PAR-Q, puede estar razonablemente seguro de poder:

- Empezar a ser mucho más activo físicamente. Empiece lentamente y aumente de forma gradual. Ésta es la forma más segura y sencilla de avanzar.
- Tomar parte en una evaluación de la forma física. Es un medio excelente de determinar su nivel básico de forma física, de modo que pueda planear la mejor estrategia para llevar una vida activa. También es muy recomendable tomarse la tensión arterial. Si la lectura es superior a 144/94, hable con el médico antes de empezar a ser físicamente más activo.

POR FAVOR: Si su salud cambia de tal forma que contesta Sí a alguna de las preguntas anteriores, dígaselo al profesional de fitness. Pregúntele si debería cambiar el plan de actividad física.

<<He leído, entendido y completado este cuestionario. He respondido a todas las preguntas con mi aprobación >>.

Nota: Esta autorización para la actividad física es válida durante un máximo de 12 meses desde la fecha en que se completó y deja de ser válida si su salud cambia hasta el grado de contestar Sí a alguna de las siete preguntas.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Las pruebas de evaluación de la forma física valoran las siguientes áreas: (1) amplitud de movimiento, (2) antropometría, (3) fuerza muscular y (4) velocidad.

Las pruebas más exigentes físicamente son las que evalúan la fuerza muscular y la velocidad. Las pruebas de fuerza muscular son cuatro. Dos de ellas, se realizan utilizando sistemas isocinéticos en los que se efectúan acciones concéntricas de flexión y extensión de rodilla a diferentes velocidades angulares y lineales. La tercera prueba consiste en la ejecución de un protocolo incremental de cargas en el ejercicio de sentadilla para estimar la repetición máxima (RM) del individuo mediante el uso de un enconder lineal. Y la cuarta, radica en la evaluación de la altura de salto vertical. La prueba de velocidad reside en la realización de 6 repeticiones de 40 m a máxima velocidad con un cambio de dirección, cuya duración es aproximadamente de 3-4 min.

Durante o después de estas pruebas tal vez se experimente cansancio. Las complicaciones han sido pocas durante las pruebas de esfuerzo, sobre todo en las de naturaleza submáxima. Si la persona que hace el ejercicio no tolera bien la prueba, ésta se detendrá. Las complicaciones documentadas (1 de cada 1000 pruebas) son desvanecimiento e irregularidades en la función cardíaca. Además, el riesgo de lesión con las máquinas de ejercicio es posible pero poco probable.

Al aceptar este consentimiento informado, afirma haber leído y entendido la descripción de estas pruebas y sus complicaciones. Además, admite que todas las preguntas que se formula sobre la evaluación de la forma física han sido contestadas de forma satisfactoria. Se hará todo esfuerzo posible por garantizar la salud y seguridad. Accede voluntariamente a estas pruebas y puede dejarlas en cualquier momento.

La información y los datos personales obtenidos de cualquier procedimiento o en la ejecución de la evaluación se consideran confidenciales. Como tal, esa información y esos datos no se relevarán a menos que el participante citado más abajo dé su consentimiento informado.

Se recomienda un reconocimiento médico a todos los participantes con alguna restricción al ejercicio. Los participantes en alguna o ambas categorías que NO hayan pasado antes por un reconocimiento médico DEBEN declarar que han sido informados de su importancia. Al firmar más abajo, acepta su total responsabilidad sobre su salud y bienestar Y declara que sabe que el personal de investigación no asume ninguna responsabilidad.

50. ¿Acepta el consentimiento informado? *

Marca solo un óvalo.

- Sí
- No

Con la tecnología de



REFERENCIAS

1. Aagaard, P, Simonsen, EB, Trolle, M, Bangsbo, J, and Klausen, K. Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand* 154: 421-427, 1995.
2. Aagaard, P, Simonsen, EB, Magnusson, SP, Larsson, B, and Dyhre-Poulsen, P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *Am J Sports Med* 26: 231-237, 1998.
3. Aagaard, P, Simonsen, EB, Andersen, JL, Magnusson, P, and Dyhre-Poulsen, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* 93: 1318-1326, 2002.
4. Abade, EA, Goncalves, BV, Silva, AM, Leite, NM, Castagna, C, and Sampaio, JE. Classifying young soccer players by training performances. *Percept Mot Skills* 119: 971-984, 2014.
5. Aboodarda, SJ, Shariff, MAH, Muhamed, AMC, Ibrahim, F, and Yusof, A. Electromyographic activity and applied load during high intensity elastic resistance and nautilus machine exercises. *J Hum Kinet* 30: 5-12, 2011.
6. Aldenderfer, M, and Blashfield, R. *Cluster analysis*. Newbury Park: Sage Publications, 1984.
7. Alentorn-Geli, E, Myer, GD, Silvers, HJ, Samitier, G, Romero, D, Lazaro-Haro, C, and Cugat, R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: A review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17: 859-879, 2009.
8. Anderson, CE, Sforzo, GA, and Sigg, JA. The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *J Strength Cond Res* 22: 567-574, 2008.
9. Arnason, A, Sigurdsson, SB, Gudmundsson, A, Holme, I, Engebretsen, L, and Bahr, R. Physical fitness, injuries, and team performance in soccer. *Med Sci Sports Exerc* 36: 278-285, 2004.
10. Arnason, A, Sigurdsson, SB, Gudmundsson, A, Holme, I, Engebretsen, L, and Bahr, R. Risk factors for injuries in football. *Am J Sports Med* 32: 5S-16S, 2004.

11. Askling, C, Karlsson, J, and Thorstensson, A. Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scand J Med Sci Sports* 13: 244-250, 2003.
12. Askling, CM, Tengvar, M, Saartok, T, and Thorstensson, A. Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. *Am J Sports Med* 35: 197-206, 2007.
13. Atkinson, GA. A comparison of statistical methods for assessing measurement repeatability in ergonomics research. In: *Sport, leisure and ergonomics*. Atkinson, G and Reilly, T, eds. London: E and FN Spon. 1995. pp. 218-22.
14. Atkinson, G, and Nevill, AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 26: 217-238, 1998.
15. Atkinson, G, and Nevill, AM. Selected issues in the design and analysis of sport performance research. *J Sports Sci* 19: 811-827, 2001.
16. Ayala, F, Sainz de Baranda, P, De Ste Croix, M, and Santonja, F. Reproducibility and concurrent validity of hip joint angle test for estimating hamstring flexibility in recreationally active young men. *J Strength Cond Res* 26: 2372-2382, 2012.
17. Bahr, R, and Holme, I. Risk factors for sports injuries: a methodological approach. *Br J Sports Med* 37: 384-392, 2003.
18. Baker, D, and Newton, RU. Methods to increase the effectiveness of maximal power training for the upper body. *Strength Cond J* 27: 24-32, 2005.
19. Baker, DG, and Newton, RU. Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *J Strength Cond Res* 23: 1941-1946, 2009.
20. Balsom, P. A field test to evaluate physical performance capacity of association football players. *Science of Football* 6: 34-40, 1990.
21. Balsom, PD, Seger, JY, Sjodin, B, and Ekblom, B. Maximal-intensity intermittent exercise: effect of recovery duration. *Int J Sports Med* 13: 528-533, 1992.
22. Baltzopoulos, V, and Brodie, DA. Isokinetic dynamometry: applications and Limitations. *Sports Med* 8: 101-116, 1989.
23. Bangsbo, J. Physiology of training. In: *Science and soccer*. Reilly and Williams, eds. London: Routledge, 2003. pp. 47-58.

24. Bangsbo, J, Norregaard, L, and Thorso, F. Activity profile of competition soccer. *Can J Sport Sci* 16: 110-116, 1991.
25. Baumgartner, TA. Norm-referenced measurement: Reliability. In: *Measurement concepts in physical education and exercise science*. Safrit MJ y Wood TM, eds. Champaign: Human Kinetics, 1989. pp. 45-72.
26. Behm, DG, and Sale, DG. Velocity specificity of resistance training. *Sports Med* 15: 374-388, 1993.
27. Behm, DG, and Sale, DG. Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *J Appl Physiol* 74: 359-368, 1993.
28. Behm, DG, Leonard, AM, Young, WB, Bonsey, WAC, and MacKinnon, SN. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res* 19: 193-201, 2005.
29. Behm, DG, and Anderson, KG. The role of instability with resistance training. *J Strength Cond Res* 20: 716-722, 2006.
30. Bellar, DM, Muller, MD, Barkley, JE, Kim, C, Ida, K, Ryan, EJ, Bliss, MV, and Glickman, EL. The effects of combined elastic and free weight tension vs free weight tension on one repetition maximum strength in the bench press. *J Strength Cond Res* 25: 459-463, 2011.
31. Berning, JM, Coker, CA, and Adams, KJ. Using chains for strength and conditioning. *Strength Cond J* 26: 80-84, 2004.
32. Berning, JM, Coker, CA, and Briggs, D. The biomechanical and perceptual influence of chain resistance on the performance of the olympic clean. *J Strength Cond Res* 22: 390-395, 2008.
33. Billaut, F, Basset, FA, Giacomoni, M, Lemaitre, F, Tricot, V, and Falgairette, G. Effect of high intensity intermittent cycling sprints on neuromuscular activity. *Int J Sports Med* 27: 25-30, 2006.
34. Binder, D, Brown-Cross, D, Shamus, E, and Davies, G. Peak torque, total work and power values when comparing individuals with Q-angle differences. *Isokinetics Exerc Sci* 9: 27-30, 2001.
35. Bishop, D, Edge, J, and Goodman, C. Muscle buffer capacity and aerobic fitness are associated with repeated sprint ability in women. *Eur J Appl Physiol* 92: 540-547, 2004.

36. Bishop, D, and Spencer, M. Determinants of repeated-sprint ability in well-trained team-sport athletes and endurance-trained athletes. *J Sports Med Phys Fitness* 44: 1-7, 2004.
37. Bishop, D, and Edge, J. Determinants of repeated-sprint ability in females matched for single sprint performance. *Eur J Appl Physiol* 97: 373-379, 2006.
38. Bishop, D, Girard, O, and Mendez-Villanueva, A. Repeated sprint ability - part II: recommendations for training. *Sports Med* 41: 741-756, 2011.
39. Bland, JM, and Altman, DG. A Note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between 2 methods of measurement. *Comput Biol Med* 20: 337-340, 1990.
40. Bland, J, and Altman, D. Statistics notes: measurement error proportional to the mean. *Br Med J* 313: 106-106, 1996.
41. Bogdanis, GC, Nevill, ME, Boobis, LH, and Lakomy, HKA. Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. *J Appl Physiol* 80: 876-884, 1996.
42. Bogdanis, GC, Nevill, ME, Boobis, LH, Lakomy, HKA, and Nevill, AM. Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. *J Physiol* 482: 467-480, 1995.
43. Bosco, C. *La valoración de la fuerza mediante el test de Bosco*. Barcelona: Paidotribo, 1994.
44. Bosco, C, Komi, PV, and Ito, A. Pre-stretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 111: 135-140, 1981.
45. Brito, J, Figueiredo, P, Fernandes, L, Seabra, A, Soares, JM, Krusturup, P, and Rebelo, A. Isokinetic strength effects of FIFA's "The 11+" injury prevention training programme. *Isokinetics Exerc Sci* 18: 211-215, 2010.
46. Brockett, CL, Morgan, DL, and Proske, U. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sports Exerc* 33: 783-790, 2001.
47. Brughelli, M, and Cronin, J. Altering the length tension relationship with eccentric exercise: implications for performance and injury. *Sports Med* 37: 807-826, 2007.
48. Brughelli, M, Mendiguchia, J, Nosaka, K, Idoate, F, Los Arcos, A, and Cronin, J. Effects of eccentric exercise on optimum length of the knee flexors and extensors

- during the preseason in professional soccer players. *Phys Ther Sport* 11: 50-55, 2010.
49. Buchheit, M. The 30-15 intermittent fitness test: a new intermittent running field test for intermittent sport players: part 1. *Approches Handball* 87: 27-34, 2005.
 50. Buchheit, M. The 30-15 intermittent fitness test: reliability and implication for interval training of intermittent sport players. In: *ECSS Proceedings*. Belgrade: 2005.
 51. Buchheit, M. The 30-15 intermittent fitness test: accuracy for individualizing interval training of young intermittent sport players. *J Strength Cond Res* 22: 365-374, 2008.
 52. Buchheit, M, Mendez-Villanueva, A, Delhomel, G, Brughelli, M, and Ahmaidi, S. Improving repeated sprint ability in young elite soccer players: repeated shuttle sprints vs explosive strength training. *J Strength Cond Res* 24: 2715-2722, 2010.
 53. Buchheit, M, and Ufland, P. Effect of endurance training on performance and muscle reoxygenation rate during repeated sprint running. *Eur J Appl Physiol* 111: 293-301, 2011.
 54. Catena, A, Ramos, MM, and Trujillo, HM. *Análisis multivariado: un manual para investigadores*. Madrid: Biblioteca Nueva, 2003.
 55. Caylor, D, Fites, R, and Worrell, TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 17: 11-16, 1993.
 56. Chapman, AE. *Biomechanical Analysis of Fundamental Human Movements*. Champaign: Human Kinetics, 2008.
 57. Chelly, MS, Cherif, N, Ben Amar, M, Hermassi, S, Fathloun, M, Bouhlel, E, Tabka, Z, and Shephard, RJ. Relationships of peak leg power, 1 maximal repetition half back squat, and leg muscle volume to 5-m sprint performance of junior soccer players. *J Strength Cond Res* 24: 266-271, 2010.
 58. Chiroso, IJ, Baena, S, Soria, MÁ, Bautista, IJ, and Chiroso, LJ. Intra-repetition variable resistance training: part 1-an overview. *Eur J Hum Mov* 32: 48-60, 2014.
 59. Clark, R, Bryant, A, Culgan, J, and Hartley, B. The effects of eccentric hamstring strength training on dynamic jumping performance and isokinetic strength parameters: a pilot study on the implications for the prevention of hamstring injuries. *Phys Ther Sport* 6: 67-73, 2005.

60. Coker, CA, Berning, JM, and Briggs, DL. A preliminary investigation of the biomechanical and perceptual influence of chain resistance on the performance of the snatch. *J Strength Cond Res* 20: 887-891, 2006.
61. Cometti, G, Maffiuletti, NA, Pousson, M, Chatard, JC, and Maffulli, N. Isokinetic strength and anaerobic power of elite, subelite and amateur french soccer players. *Int J Sports Med* 22: 45-51, 2001.
62. Coombs, R, and Garbutt, G. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med* 1: 56-62, 2002.
63. Cormie, P, McGuigan, MR, and Newton, RU. Developing maximal neuromuscular power part 2: training considerations for improving maximal power production. *Sports Med* 41: 125-146, 2011.
64. Corvino, RB, Caputo, F, de Oliveira, AC, Greco, CC, and Denadai, BS. Rate of force development in different muscle contraction velocities. *Revista Brasileira De Medicina do Esporte* 15: 428-431, 2009.
65. Croisier, JL, Forthomme, B, Namurois, MH, Vanderthommen, M, and Crielaard, JM. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med* 30: 199-203, 2002.
66. Croisier, JL. Factors associated with recurrent hamstring injuries. *Sports Med* 34: 681-695, 2004.
67. Croisier, J, Ganteaume, S, Binet, J, Genty, M, and Ferret, J. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med* 36: 1469-1475, 2008.
68. Cronin, J, McNair, PJ, and Marshall, RN. The effects of bungy weight training on muscle function and functional performance. *J Sports Sci* 21: 59-71, 2003.
69. Cronin, J, and Hansen, K. Strength and power predictors of sports speed. *J Strength Cond Res* 19: 349-357, 2005.
70. Crowther, GJ, Carey, MF, Kemper, WF, and Conley, KE. Control of glycolysis in contracting skeletal muscle. I. Turning it on. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 282: E67-E73, 2002.
71. da Silva, JF, Guglielmo, LGA, and Bishop, D. Relationship between different measures of aerobic fitness and repeated sprint ability in elite soccer players. *J Strength Cond Res* 24: 2115-2121, 2010.
72. de Abreu Camarda, SR, and Denadai, BS. Does muscle imbalance affect fatigue after soccer specific intermittent protocol? *J Sci Med Sport* 15: 355-360, 2012.

73. Drawer, S, and Fuller, C. Evaluating the level of injury in english professional football using a risk based assessment process. *Br J Sports Med* 36: 446-451, 2002.
74. Dvir, Z. *Isokinetics. Muscle testing, interpretation, and clinical applications*. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2004.
75. Dvir, Z, Eger, G, Halperin, N, and Shklar, A. Thigh muscle activity and anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Biomech* 4: 87-91, 1989.
76. Ebben, WP, and Jensen, RL. Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. *J Strength Cond Res* 16: 547-550, 2002.
77. Edman, KAP. Contractile performance of skeletal muscle fibres. In: *Strength and power in sport*. Komi, P, ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1992.
78. Ekblom, B. Applied Physiology of Soccer. *Sports Med* 3: 50-60, 1986.
79. Ekstrand, J, and Gillquist, J. The avoidability of soccer injuries. *Int J Sports Med* 4: 124-128, 1983.
80. Ekstrand, J, Hagglund, M, and Walden, M. Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *Br J Sports Med* 45: 553-558, 2011.
81. Eliasziw, M, Young, SL, Woodbury, MG, and Frydayfield, K. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability - using goniometric measurements as an example. *Phys Ther* 74: 777-788, 1994.
82. Elliott, BC, Wilson, GJ, and Kerr, GK. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Med Sci Sports Exerc* 21: 450-462, 1989.
83. Engebretsen, AH, Myklebust, G, Holme, I, Engebretsen, L, and Bahr, R. Prevention of injuries among male soccer players: a prospective, randomized intervention study targeting players with previous injuries or reduced function. *Am J Sports Med* 36: 1052-1060, 2008.
84. Eniseler, N, Sahan, C, Vurgun, H, and Mavi, HF. Isokinetic strength responses to season long training and competition in turkish elite soccer players. *J Hum Kinet* 31: 159-168, 2012.
85. Erkmen, N. Evaluating the heading in professional soccer players by playing positions. *J Strength Cond Res* 23: 1723-1728, 2009.
86. Ferrari Bravo, D, Rampinini, E, Sassi, R, Bishop, D, Sassi, A, Tibaudi, A, and Impellizzeri, F. Ecological validity of a repeated sprint ability test and its reproducibility in soccer. In: *ECSS Proceedings*. Belgrade: 2005.

87. Ferrete, C, Requena, B, Suarez-Arrones, L, and Saez de Villarreal, E. Effect of strength and high intensity training on jumping, sprinting and intermittent endurance performance in prepubertal soccer players. *J Strength Cond Res* [Epub ahead of print], 2013.
88. Field, A. *Discovering statistics using IBM SPSS Statistics and sex and drugs and Rock'N'Roll*. Londres: Sage, 2013.
89. Fousekis, K, Tsepis, E, and Vagenas, G. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *J Sports Sci Med* 9: 364-373, 2010.
90. Fousekis, K, Tsepis, E, Poulmedis, P, Athanasopoulos, S, and Vagenas, G. Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *Br J Sports Med* 45: 709-714, 2011.
91. Fredericson, M, and Yoon, K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil* 85: 234-243, 2006.
92. Frost, DM, Cronin, J, and Newton, RU. A biomechanical evaluation of resistance fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med* 40: 303-326, 2010.
93. Gabbe, BJ, Branson, R, and Bennell, KL. A pilot randomised controlled trial of eccentric exercise to prevent hamstring injuries in community level australian football. *J Sci Med Sport* 9: 103-109, 2006.
94. Gaitanos, GC, Williams, C, Boobis, LH, and Brooks, S. Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *J Appl Physiol* 75: 712-719, 1993.
95. Garcia-Lopez, D, Hernandez-Sanchez, S, Martin, E, Marin, PJ, Zarzosa, F, and Herrero, AJ. Free weight augmentation with elastic bands improves bench-press kinematics in professional rugby players. *J Strength Cond Res* [Epub ahead of print], 2014.
96. Garcia-Lopez, D, Herrero, AJ, Gonzalez-Calvo, G, Rhea, MR, and Marin, PJ. Influence of "in series" elastic resistance on muscular performance during a biceps-curl set on the cable machine. *J Strength Cond Res* 24: 2449-2455, 2010.
97. Garcia-Pinillos, F, Ruiz-Ariza, A, Moreno del Castillo, R, and Latorre-Roman, PA. Impact of limited hamstring flexibility on vertical jump, kicking speed, sprint, and agility in young football players. *J Sports Sci* 33: 1293-1297, 2015.

98. Ghigiarelli, JJ, Nagle, EF, Gross, FL, Robertson, RJ, Irrgang, JJ, and Myslinski, T. The effects of a 7-week heavy elastic band and weight chain program on upper-body strength and upper-body power in a sample of division 1-aa football players. *J Strength Cond Res* 23: 756-764, 2009.
99. Gioftsidou, A, Ispirlidis, I, Pafis, G, Malliou, P, Bikos, C, and Godolias, G. Isokinetic strength training program for muscular imbalances in professional soccer players. *Sport Sci for Health* 2: 101-105, 2008.
100. Gioftsidou, A, Beneka, A, Malliou, P, Pafis, G, and Godolias, G. Soccer players' muscular imbalances: Restoration with an isokinetic strength training program'. *Percept. Mot. Skills* 103: 151-159, 2006.
101. Gleeson, NP, Parry, A, and Mercer, T. The effect of contraction mode on isokinetic leg strength and associated day today reproducibility in adult males. *J Sports Sci* 12: 137-138, 1994.
102. Gonzalez-Badillo, JJ, and Sanchez-Medina, L. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med* 31: 347-352, 2010.
103. Greco, CC, da Silva, WL, Camarda, SRA, and Denadai, BS. Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. *Clin Physiol Funct Imaging* 33: 18-23, 2013.
104. Gregor, RJ, Edgerton, VR, Perrine, JJ, Champion, DS, and Debus, C. Torque velocity relationships and muscle fiber composition in elite female athletes. *J Appl Physiol* 47: 388-392, 1979.
105. Grygorowicz, M, Kubacki, J, Pilis, W, Gieremek, K, and Rzepka, R. Selected isokinetic tests in knee injury prevention. *Biol Sport* 27: 47-51, 2010.
106. Guerra, JP, Arnold, MJ, and Gajdosik, RL. Q-Angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. *J Orthop Sports Phys Ther* 19: 200-204, 1994.
107. Guex, K, and Millet, GP. Conceptual framework for strengthening exercises to prevent hamstring strains. *Sports Med* 43: 1207-15, 2013.
108. Gur, H, Akova, B, and Kucukoglu, S. Continuous versus separate isokinetic test protocol: the effect of estradiol on the reproducibility of concentric and eccentric isokinetic measurements in knee muscles. *Arch Phys Med Rehabil* 80: 1024-1029, 1999.

109. Hadzic, V, Sattler, T, Markovic, G, Veselko, M, and Dervisevic, E. The isokinetic strength profile of quadriceps and hamstrings in elite volleyball players. *Isokinetics Exerc Sci* 18: 31-37, 2010.
110. Hagglund, M, Walden, M, and Ekstrand, J. Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer the UEFA injury study. *Am J Sports Med* 41: 327-335, 2013.
111. Hahn, T, and Foldspang, A. The Q angle and sport. *Scand J Med Sci Sports* 7: 43-48, 1997.
112. Hair, JF, Black, WC, Babin, BJ, Anderson, RE, and Tatham, RL. *Multivariate data analysis*. Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall, 2006.
113. Hakkinen, K, Alen, M, and Komi, PV. Changes in isometric force time and relaxation time, electromyographic and muscle fiber characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiol Scand* 125: 573-585, 1985.
114. Hamill, J, and Knutzen, KM. *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*. São Paulo: Manole, 1999.
115. Harvill, LM. Standard error of measurement. *Educational Measurement: issues and practice* 10: 33-41, 1991.
116. Haseler, LJ, Hogan, MC, and Richardson, RS. Skeletal muscle phosphocreatine recovery in exercise-trained humans is dependent on O₂ availability. *J Appl Physiol* 86: 2013-2018, 1999.
117. Hawkins, RD, Hulse, MA, Wilkinson, C, Hodson, A, and Gibson, M. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *Br J Sports Med* 35: 43-47, 2001.
118. Heckman, CJ, and Enoka, RM. Motor unit. *Compr Physiol* 2: 2629-2682, 2012.
119. Heiderscheit, BC, Hamill, J, and Caldwell, GE. Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther* 30: 271-278, 2000.
120. Hek, G. Guidelines on conducting a critical research evaluation. *Nurs Stand* 11: 40-3, 1996.
121. Hewett, TE, Stroupe, AL, Nance, TA, and Noyes, FR. Plyometric training in female athletes : decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med* 24: 765-773, 1996.
122. Hewett, TE, Myer, GD, and Ford, KR. Prevention of anterior cruciate ligament injuries. *Current women's health reports* 1: 218-24, 2001.

123. Hewett, TE, Myer, GD, and Zazulak, BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *J Sci Med Sport* 11: 452-459, 2008.
124. Higgins, JPT, and Green, S. Cochrane handbook for systematic reviews of interventions version 5.1.0 (updated March, 2011). The cochrane collaboration, 2011. Available from www.cochrane-handbook.org/ (accessed 18 Jan 2012).
125. Higgins, JPT, Thompson, SG, Deeks, JJ, and Altman, DG. Measuring inconsistency in meta-analyses. *Br Med J* 327: 557-560, 2003.
126. Hirokawa, S, Solomonow, M, Lu, Y, Lou, ZP, and Dambrosia, R. Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am J Sports Med* 20: 299-306, 1992.
127. Holcomb, WR, Rubley, MD, Lee, HJ, and Guadagnoli, MA. Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring: quadriceps strength ratios. *J Strength Cond Res* 21: 41-47, 2007.
128. Hopkins, WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 30: 1-15, 2000.
129. Housh, TJ, Thorland, WG, Johnson, GO, Tharp, GD, and Cisar, CJ. Anthropometric and body build variables as discriminators of event participation in elite adolescent male track and field athletes. *J Sports Sci* 2: 3-11, 1984.
130. Hrysmallis, C. Hip adductors' strength, flexibility, and injury risk. *J Strength Cond Res* 23: 1514-1517, 2009.
131. Hulse, MA, Morris, JG, Hawkins, RD, Hodson, A, Nevill, AM, and Nevill, ME. A field test battery for elite, young soccer players. *Int J Sports Med* 34: 302-311, 2013.
132. Hutcheson, G, and Sofroniou, N. *The multivariate social scientist*. London: Sage, 1999.
133. Ibrahim, A, Murrell, GAC, and Knapman, P. Adductor strain and hip range of movement in male professional soccer players. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 15: 46-9, 2007.
134. Iga, J, George, K, Lees, A, and Reilly, T. Cross-sectional investigation of indices of isokinetic leg strength in youth soccer players and untrained individuals. *Scand J Med Sci Sports* 19: 714-719, 2009.

135. Impellizzeri, FM, Rampinini, E, Castagna, C, Bishop, D, Bravo, DF, Tibaudi, A, and Wisloff, U. Validity of a repeated-sprint test for football. *Int J Sports Med* 29: 899-905, 2008.
136. Ivy, JL, Costill, DL, and Maxwell, BD. Skeletal muscle determinants of maximum aerobic power in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 44: 1-8, 1980.
137. Jolliffe, I. *Principal Component Analysis*. Wiley Online Library, 2002.
138. Jolliffe, IT. Discarding variables in a principal component analysis. I: artificial data. *Journal of the Royal Statistical Society. Series C (Applied statistics)* 160-173, 1972.
139. Joy, JM, Lowery, RP, Oliveira de Souza, E, and Wilson, JM. Elastic bands as a component of periodized resistance training. *J Strength Cond Res* [Epub ahead of print], 2013.
140. Kamen, G, and Knight, CA. Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59: 1334-1338, 2004.
141. Kilding, AE, Tunstall, H, and Kuzmic, D. Suitability of FIFA's "The 11" training programme for young football players: impact on physical performance. *J Sports Sci Med* 7: 320-326, 2008.
142. Kollath, E, Quade, K. Measurement of sprinting speed of professional and amateur soccer players. In: *Science and Football II*. Reilly, T, Clarys, J and Stibbe, A, eds. London: E & FN Spon, 1993. pp. 31 -36.
143. Kottner, J, Audige, L, Brorson, S, Donner, A, Gajewski, BJ, Hrobjartsson, A, Roberts, C, Shoukri, M, and Streiner, DL. Guidelines for reporting reliability and agreement studies (GRRAS) were proposed. *J Clin Epidemiol* 64: 96-106, 2011.
144. Koulouris, G, and Connell, D. Evaluation of the hamstring muscle complex following acute injury. *Skeletal Radiol* 32: 582-589, 2003.
145. Krosshaug, T, Nakamae, A, Boden, BP, Engebretsen, L, Smith, G, Slauterbeck, JR, Hewett, TE, and Bahr, R. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med* 35: 359-367, 2007.
146. Krstrup, P, Mohr, M, Amstrup, T, Rysgaard, T, Johansen, J, Steensberg, A, Pedersen, PK, and Bangsbo, J. The Yo-Yo intermittent recovery test: physiological response, reliability, and validity. *Med Sci Sports Exerc* 35: 697-705, 2003.

147. Krstrup, P, Mohr, M, Ellingsgaard, H, and Bangsbo, J. Physical demands during an elite female soccer game: importance of training status. *Med Sci Sports Exerc* 37: 1242-1248, 2005.
148. Kukolj, M, Ropret, R, Ugarkovic, D, and Jaric, S. Anthropometric, strength, and power predictors of sprinting performance. *J Sports Med Phys Fitness* 39: 120-122, 1999.
149. Lehance, C, Binet, J, Bury, T, and Croisier, JL. Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players. *Scand J Med Sci Sports* 19: 243-251, 2009.
150. Leighton, RD. A functional model to describe the action of the adductor muscles at the hip in the transverse plane. *Physiother Theory Pract* 22: 251-262, 2006.
151. Lemmink, KA, Visscher, C, Lambert, MI, and Lamberts, RP. The interval shuttle run test for intermittent sport players: evaluation of reliability. *J Strength Cond Res* 18: 821-827, 2004.
152. Leone, M, Lariviere, G, and Comtois, AS. Discriminant analysis of anthropometric and biomotor variables among elite adolescent female athletes in four sports. *J Sports Sci* 20: 443-449, 2002.
153. Levangie, PK, and Norkin, CC. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. Philadelphia: FA Davis, 2011.
154. Li, RCT, Wu, Y, Maffulli, N, Chan, KM, and Chan, JLC. Eccentric and concentric isokinetic knee flexion and extension: a reliability study using the Cybex 6000 dynamometer. *Br J Sports Med* 30: 156-160, 1996.
155. Looney, MA. When is the intraclass correlation coefficient misleading? *Meas Phys Educ Exerc Sci* 4: 73-78, 2000.
156. Lucas, N, Macaskill, P, Irwig, L, Moran, R, Rickards, L, Turner, R, and Bogduk, N. The reliability of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *BMC Med Res Methodol* 13: 111, 2013.
157. Lucas, NP, Macaskill, P, Irwig, L, and Bogduk, N. The development of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *J Clin Epidemiol* 63: 854-861, 2010.
158. Lyon, LK, Benz, LN, Johnson, KK, Ling, AC, and Bryan, JM. Q-angle: a factor in peak torque occurrence in isokinetic knee extension. *J Orthop Sports Phys Ther* 9: 250-253, 1988.

159. Maffiuletti, NA, Bizzini, M, Desbrosses, K, Babault, N, and Munzinger, U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 27: 346-353, 2007.
160. Markovic, G, Sekulic, D, and Markovic, M. Is agility related to strength qualities? - analysis in latent space. *Coll Antropol* 31: 787-793, 2007.
161. Mccully, KK, Fielding, RA, Evans, WJ, Leigh, JS, and Posner, JD. Relationships between in-vivo and in-vitro measurements of metabolism in young and old human calf muscles. *J Appl Physiol* 75: 813-819, 1993.
162. McCurdy, K, Langford, G, Jenkerson, D, and Doscher, M. The validity and reliability of the 1rm bench press using chain-loaded resistance. *J Strength Cond Res* 22: 678-683, 2008.
163. McCurdy, K, Langford, G, Ernest, J, Jenkerson, D, and Doscher, M. Comparison of chain- and plate-loaded bench press training on strength, joint pain, and muscle soreness in division ii baseball players. *J Strength Cond Res* 23: 187-195, 2009.
164. McMahan, S, and Wenger, HA. The relationship between aerobic fitness and both power output and subsequent recovery during maximal intermittent exercise. *J Sci Med Sport* 1: 219-27, 1998.
165. McMaster, DT, Cronin, J, and McGuigan, M. Forms of variable resistance training. *Strength Cond J* 31: 50-64, 2009.
166. McMaster, DT, Cronin, J, and McGuigan, MR. Quantification of rubber and chain-based resistance modes. *J Strength Cond Res* 24: 2056-2064, 2010.
167. Mendez-Villanueva, A, Hamer, P, and Bishop, D. Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity. *Eur J Appl Physiol* 103: 411-419, 2008.
168. Mizuno, Y, Kumagai, M, Mattessich, SM, Elias, JJ, Ramrattan, N, Cosgarea, AJ, and Chao, EYS. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res* 19: 834-840, 2001.
169. Mjolsnes, R, Arnason, A, Osthagen, T, Raastad, T, and Bahr, R. A 10-week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well-trained soccer players. *Scand J Med Sci Sports* 14: 311-317, 2004.
170. Moher, D, Liberati, A, Tetzlaff, J, and Altman, DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *J Clin Epidemiol* 62: 1006-1012, 2009.

171. Montgomery, LC, Douglass, LW, and Deuster, PA. Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance. *J Orthop Sports Phys Ther* 10: 315-322, 1989.
172. More, RC, Karras, BT, Neiman, R, Fritschy, D, Woo, SLY, and Daniel, DM. Hamstrings - an anterior cruciate ligament protagonist - an invitro study. *Am J Sports Med* 21: 231-237, 1993.
173. Mujika, I, Santisteban, J, Impellizzeri, FM, and Castagna, C. Fitness determinants of success in men's and women's football. *J Sports Sci* 27: 107-114, 2009.
174. Myer, GD, Kushner, AM, Brent, JL, Schoenfeld, BJ, Hugentobler, J, Lloyd, RS, Vermeil, A, Chu, DA, Harbin, J, and McGill, SM. The back squat: a proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond J* 36: 4-27, 2014.
175. Nardone, A, Romano, C, and Schieppati, M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J Physiol* 409: 451-471, 1989.
176. Newton, RU, Murphy, AJ, Humphries, BJ, Wilson, GJ, Kraemer, WJ, and Hakkinen, K. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75: 333-342, 1997.
177. Norkin, CC, and White, J. *Goniometría: evaluación de la movilidad articular*. Madrid: Marbán, 2006.
178. Norton, K, and Olds, T. *Antropométrica*. Argentina: Biosystem Servicio Educativo, 2000.
179. Norušis, MJ. *SPSS for Windows Release 6.0: professional statistics*. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1993.
180. Nuzzo, JL, Anning, JH, and Scharfenberg, JM. The reliability of three devices used for measuring vertical jump height. *J Strength Cond Res* 25: 2580-2590, 2011.
181. Onishi, H, Yagi, R, Oyama, M, Akasaka, K, Ihashi, K, and Handa, Y. EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol* 12: 399-406, 2002.
182. Ono, T, Okuwaki, T, and Fukubayashi, T. Differences in activation patterns of knee flexor muscles during concentric and eccentric exercises. *Res Sports Med* 18: 188-198, 2010.

183. Ono, T, Higashihara, A, and Fukubayashi, T. Hamstring functions during hip-extension exercise assessed with electromyography and magnetic resonance imaging. *Res Sports Med* 19: 42-52, 2011.
184. Opar, DA, Williams, MD, and Shield, AJ. Hamstring strain injuries factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med* 42: 209-226, 2012.
185. Orchard, JW. Intrinsic and extrinsic risk factors for muscle strains in australian football. *Am J Sports Med* 29: 300-303, 2001.
186. Orwin, R. Evaluating coding decisions. In: *The Handbook of Research Synthesis*. Cooper, H., Hedges, L.V., eds. New York: Russell Sage Foundation, 1994. pp. 139-162.
187. Pollock, ML, Jackson, AS, and Pate, RR. Discriminant analysis of physiological differences between good and elite distance runners. *Res Q Exerc Sport* 51: 521-532, 1980.
188. Powers, CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 33: 639-646, 2003.
189. Proske, U, Morgan, DL, Brockett, CL, and Percival, P. Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 31: 546-550, 2004.
190. Quan, H, and Shih, WJ. Assessing reproducibility by the within-subject coefficient of variation with random effects models. *Biometrics* 52: 1195-1203, 1996.
191. Racinais, S, Connes, P, Bishop, D, Blonc, S, and Hue, O. Morning versus evening power output and repeated sprint ability. *Chronobiol Int* 22: 1029-1039, 2005.
192. Rade, M, Kononen, M, Vanninen, R, Marttila, J, Shacklock, M, Kankaanpaa, M, and Airaksinen, O. In vivo magnetic resonance imaging measurement of spinal cord displacement in the thoracolumbar region of asymptomatic subjects part 1: straight leg raise test. *Spine* 39: 1288-1293, 2014.
193. Rampinini, E, Bishop, D, Marcora, SM, Bravo, DF, Sassi, R, and Impellizzeri, FM. Validity of simple field tests as indicators of match-related physical performance in top-level professional soccer players. *Int J Sports Med* 28: 228-235, 2007.

194. Rampinini, E, Sassi, A, Morelli, A, Mazzoni, S, Fanchini, M, and Coutts, AJ. Repeated sprint ability in professional and amateur soccer players. *Appl Physiol Nutr Metab* 34: 1048-1054, 2009.
195. Rauh, MJ, Koepsell, TD, Rivara, FP, Rice, SG, and Margherita, AJ. Quadriceps angle and risk of injury among high school cross-country runners. *J Orthop Sports Phys Ther* 37: 725-733, 2007.
196. Reilly, T, and Thomas, V. A motion analysis of work-rate in different positional roles in professional football match-play. *Journal of human movement studies* 2: 87-97, 1976.
197. Reilly, T, Williams, AM, Nevill, A, and Franks, A. A multidisciplinary approach to talent identification in soccer. *J Sports Sci* 18: 695-702, 2000.
198. Requena, B, Garcia, I, Requena, F, Saez-Saez de Villarreal, E, and Cronin, JB. Relationship between traditional and ballistic squat exercise with vertical jumping and maximal sprinting. *J Strength Cond Res* 25: 2193-2204, 2011.
199. Requena, B, Garcia, I, Requena, F, Bressel, E, Saez-Saez De Villarreal, E, and Cronin, J. Association between traditional standing vertical jumps and a soccer-specific vertical jump. *Eur J Sport Sci* 14: S398-S405, 2014.
200. Rhea, MR, Alvar, BA, Burkett, LN, and Ball, SD. A meta-analysis to determine the dose response for strength development. *Med Sci Sports Exerc* 35: 456-464, 2003.
201. Rhea, MR. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *J Strength Cond Res* 18: 918-920, 2004.
202. Rhea, MR, Kenn, JG, and Dermody, BM. Alterations in speed of squat movement and the use of accommodated resistance among college athletes training for power. *J Strength Cond Res* 23: 2645-2650, 2009.
203. Rosenthal, R. *Meta-analytic procedures for social research*. US: Sage Publications, 1991.
204. Rothstein, JM, Lamb, RL, and Mayhew, TP. Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. *Phys Ther* 67: 1840-1844, 1987.
205. Rouis, M, Coudrat, L, Jaafar, H, Filliard, JR, Vandewalle, H, Barthelemy, Y, and Driss, T. Assessment of isokinetic knee strength in elite young female basketball players: correlation with vertical jump. *J Sports Med Phys Fitness*, 2014.

206. Safrit, MJ, and Wood, TM. *Measurement concepts in physical education and exercise science*. Champaign: Human Kinetics, 1989.
207. Sahlin, K, and Ren, JM. Relationship of contraction capacity to metabolic changes during recovery from a fatiguing contraction. *J Appl Physiol* 67: 648-654, 1989.
208. Salaj, S, and Markovic, G. Specificity of jumping, sprinting, and quick change of direction motor abilities. *J Strength Cond Res* 25: 1249-1255, 2011.
209. Sale, DG. Testing strength and power. In: *Physiological testing of the high performance athlete*. MacDougall, JD, Wenger, HA and Green, HJ, eds. Champaign: Human Kinetics, 1991. pp. 21-106.
210. Saliba, L, and Hrysomallis, C. Isokinetic strength related to jumping but not kicking performance of Australian footballers. *J Sci Med Sport* 4: 336-347, 2001.
211. Sampaio, J, Janeira, M, Ibanez, SJ, and Lorenzo, A. Discriminant analysis of game related statistics between basketball guards, forwards and centres in three professional leagues. *Eur J Sport Sci* 6: 173-178, 2006.
212. Sanchez, HM, de Morais Sanchez, EG, Barauna, MA, and de Tavares Canto, RS. Evaluation of Q angle in different static postures. *Acta Ortop Bras* 22, 2014.
213. Schache, AG, Dorn, TW, Blanch, PD, Brown, NAT, and Pandy, MG. Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Med Sci Sports Exerc* 44: 647-658, 2012.
214. Sendur, OF, Gurer, G, Yildirim, T, Ozturk, E, and Aydeniz, A. Relationship of Q angle and joint hypermobility and Q angle values in different positions. *Clin Rheumatol* 25: 304-308, 2006.
215. Sharma, L, Song, J, Dunlop, D, Felson, D, Lewis, CE, Segal, N, Torner, J, Cooke, TDV, Hietpas, J, Lynch, J, and Nevitt, M. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 69: 1940-1945, 2010.
216. Shoepe, TC, Ramirez, DA, Rovetti, RJ, Kohler, DR, and Almstedt, HC. The effects of 24 weeks of resistance training with simultaneous elastic and free weight loading on muscular performance of novice lifters. *J Hum Kinet* 29: 93-106, 2011.
217. Shrout, PE, and Fleiss, JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 86: 420-428, 1979.
218. Small, K, McNaughton, LR, Greig, M, Lohkamp, M, and Lovell, R. Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *Int J Sports Med* 30: 578-578, 2009.

219. Soligard, T, Myklebust, G, Steffen, K, Holme, I, Silvers, H, Bizzini, M, Junge, A, Dvorak, J, Bahr, R, and Andersen, TE. Comprehensive warm-up programme to prevent injuries in young female footballers: cluster randomised controlled trial. *Br Med J* 9: 337: 469, 2008.
220. Solomonow, M, Baratta, R, Zhou, BH, Shoji, H, Bose, W, Beck, C, and Dambrosia, R. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* 15: 207-213, 1987.
221. Spencer, M, Bishop, D, Dawson, B, and Goodman, C. Physiological and metabolic responses of repeated-sprint activities: specific to field-based team sports. *Sports Med* 35: 1025-1044, 2005.
222. Sporis, G, Vucetic, V, Jovanovic, M, Jukic, I, and Omrcen, D. Reliability and factorial validity of flexibility tests for team sports. *J Strength Cond Res* 25: 1168-1176, 2011.
223. Spriet, LL, Lindinger, MI, Mckelvie, RS, Heigenhauser, GJF, and Jones, NL. Muscle glycogenolysis and H⁺ concentration during maximal intermittent cycling. *J Appl Physiol* 66: 8-13, 1989.
224. Staron, RS, Leonardi, MJ, Karapondo, DL, Malicky, ES, Falkel, JE, Hagerman, FC, and Hikida, RS. Strength and skeletal muscle adaptations in heavy resistance trained women after detraining and retraining. *J Appl Physiol* 70: 631-640, 1991.
225. Steffen, K, Bakka, HM, Myklebust, G, and Bahr, R. Performance aspects of an injury prevention program: a ten week intervention in adolescent female football players. *Scand J Med Sci Sports* 18: 596-604, 2008.
226. Steffen, K, Myklebust, G, Olsen, OE, Holme, I, and Bahr, R. Preventing injuries in female youth football: a cluster-randomized controlled trial. *Scand J Med Sci Sports* 18: 605-614, 2008.
227. Steiner, LA, Harris, BA, and Krebs, DE. Reliability of eccentric isokinetic knee flexion and extension measurements. *Arch Phys Med Rehabil* 74: 1327-1335, 1993.
228. Stolen, T, Chamari, K, Castagna, C, and Wisloff, U. Physiology of soccer: an update. *Sports Med* 35: 501-536, 2005.
229. Stratford, PW, and Goldsmith, CH. Use of the standard error as a reliability index of interest: an applied example using elbow flexor strength data. *Phys Ther* 77: 745-750, 1997.

230. Strudwick, A, Reilly, T, and Doran, D. Anthropometric and fitness profiles of elite players in two football codes. *J Sports Med Phys Fitness* 42: 239-242, 2002.
231. Sun, S. Meta-analysis of Cohen's kappa. *Health Serv Outcomes Res* 11: 145-163, 2011.
232. Svensson, M, and Drust, B. Testing soccer players. *J Sports Sci* 23: 601-618, 2005.
233. Thelen, DG, Chumanov, ES, Hoerth, DM, Best, TM, Swanson, SC, Li, L, Young, M, and Heiderscheit, BC. Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Med Sci Sports Exerc* 37: 108-114, 2005.
234. Thoden, J. Testing aerobic power. In: *Physiological testing of the high-performance athlete*. MacDougall, JD, Wenger, HA and Green, HJ, eds. Champaign: Human Kinetics, 1991. pp. 107-4.
235. Thomas, W. Physiological Determinants of 40-Meter Sprint Performance in Young Male Athletes. *J Strength Cond Res* 10: 263-267, 1996.
236. Thomas, C, Sirvent, P, Perrey, S, Raynaud, E, and Mercier, J. Relationships between maximal muscle oxidative capacity and blood lactate removal after supramaximal exercise and fatigue indexes in humans. *J Appl Physiol* 97: 2132-2138, 2004.
237. Thorstensson, A, Grimby, G, and Karlsson, J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol* 40: 12-16, 1976.
238. Tomas, M, Frantisek, Z, Lucia, M, and Jaroslav, T. Profile, correlation and structure of speed in youth elite soccer players. *J Hum Kinet* 40: 149-159, 2014.
239. Tomlin, DL, and Wenger, HA. The relationship between aerobic fitness and recovery from high intensity intermittent exercise. *Sports Med* 31: 1-11, 2001.
240. Tomlin, DL, and Wenger, HA. The relationships between aerobic fitness, power maintenance and oxygen consumption during intense intermittent exercise. *J Sci Med Sport* 5: 194-203, 2002.
241. Tomsich, DA, Nitz, AJ, Threlkeld, AJ, and Shapiro, R. Patellofemoral alignment: reliability. *J Orthop Sports Phys Ther* 23: 200-208, 1996.
242. Tredinnick, TJ, and Duncan, PW. Reliability of measurements of concentric and eccentric isokinetic loading. *Phys Ther* 68: 656-659, 1988.
243. Tsujimoto, K, Kurosaka, M, Yoshiya, S, and Mizuno, K. Radiographic and computed tomographic analysis of the position of the tibial tubercle in recurrent dislocation and subluxation of the patella. *Am J Knee Surg* 13: 83-8, 2000.

244. Van den Tillaar, R, and Saterbakken, A. The sticking region in three chest-press exercises with increasing degrees of freedom. *J Strength Cond Res* 26: 2962-9, 2012.
245. Van Den Tillaar, R, and Ettema, G. The sticking periodo in a maximum bench press. *J Sports Sci* 28: 529-535, 2010.
246. Van Vinckel, J. *Fitness in soccer: the science and practical application*. Leuven: Moveo Ergo Sum, 2014.
247. Verhagen, EA. Costing an injury prevention program in amateur adult soccer. *Clin J Sport Med* 23: 500-501, 2013.
248. Verrall, GM, Slavotinek, JP, Barnes, PG, and Fon, GT. Diagnostic and prognostic value of clinical findings in 83 athletes with posterior thigh injury: comparison of clinical findings with magnetic resonance imaging documentation of hamstring muscle strain. *Am J Sports Med* 31: 969-973, 2003.
249. Verrall, GM, Slavotinek, JP, and Barnes, PG. The effect of sports specific training on reducing the incidence of hamstring injuries in professional australian rules football players. *Br J Sports Med* 39: 363-368, 2005.
250. Vescovi, JD, and McGuigan, MR. Relationships between sprinting, agility, and jump ability in female athletes. *J Sports Sci* 26: 97-107, 2008.
251. Vincent, W. *Statistics in kinesiology*. Champaign: Human Kinetics, 1999.
252. Viru, AA, and Viru, M. *Biochemical monitoring of sport training*. Champaign: Human Kinetics, 2001.
253. Walker, S, Hulmi, J, Wernbom, M, Nyman, K, Kraemer, W, Ahtiainen, J, and Häkkinen, K. Variable resistance training promotes greater fatigue resistance but not hypertrophy versus constant resistance training. *Eur J Appl Physiol* 113: 2233, 2013.
254. Walker, S, Peltonen, H, Avela, J, and Hakkinen, K. Neuromuscular fatigue in young and older men using constant or variable resistance. *Eur J Appl Physiol* 113: 1069-1079, 2013.
255. Wallace, BJ, Winchester, JB, and McGuigan, MR. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *J Strength Cond Res* 20: 268-272, 2006.
256. Wang, C, and Biddle, S. Young people's motivational profiles in physical activity: a cluster analysis. *J Sport Exerc Psychol* 23: 1-22, 2001.

257. Watson, AWS. Discriminant analysis of the physiques of schoolboy rugby players, hurlers and non-team members. *J Sports Sci* 6: 131-140, 1988.
258. Weir, JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 19: 231-240, 2005.
259. Weiss, L, DeForest, B, Hammond, K, Schilling, B, and Ferreira, L. Reliability of goniometry based Q angle. *PM R* 5: 763-768, 2013.
260. Wisloff, U, Helgerud, J, and Hoff, J. Strength and endurance of elite soccer players. *Med Sci Sports Exerc* 30: 462-467, 1998.
261. Wisloff, U, Castagna, C, Helgerud, J, Jones, R, and Hoff, J. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *Br J Sports Med* 38: 285-288, 2004.
262. Witvrouw, E, Danneels, L, Asselman, P, D'Have, T, and Cambier, D. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med* 31: 41-46, 2003.
263. Woods, C, Hawkins, RD, Maltby, S, Hulse, M, Thomas, A, and Hodson, A. The football association medical research programme: an audit of injuries in professional football: analysis of hamstring injuries. *Br J Sports Med* 38: 36-41, 2004.
264. Wragg, CB, Maxwell, NS, and Doust, JH. Evaluation of the reliability and validity of a soccer specific field test of repeated sprint ability. *Eur J Appl Physiol* 83: 77-83, 2000.
265. Young, WB, MacDonald, C, and Flowers, MA. Validity of double and single leg vertical jumps as tests of leg extensor muscle function. *J Strength Cond Res* 15: 6-11, 2001.
266. Zebis, MK, Andersen, LL, Ellingsgaard, H, and Aagaard, P. Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. female elite soccer players. *J Strength Cond Res* 25: 1989-1993, 2011.