



UNIVERSIDAD DE LEÓN

Departamento de Educación Física y Deportiva

Análisis de la arquitectura y la fuerza muscular en diferentes especialidades de atletismo

TESIS DOCTORAL

*Alfonso Lahuerta Izquierdo
León 2011*

DEDICATORIA

Quiero dedicar este trabajo a mis padres, por ser siempre mi estímulo y apoyo en todos los proyectos que he afrontado a lo largo de mi vida, a mi hermano Alfredo por ser ejemplo e inspiración de mi dedicación al deporte, a mi hermana Rocío por estar siempre conmigo, a mi mujer María por apoyarme y quererme en todo momento, y a mi maestro Gonzalo por inculcarme la dedicación honesta a mi profesión.

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento a mis directores, mis amigos Gonzalo Cuadrado, Juan Carlos Redondo y Pedro Jesús Marín, sin ellos no hubiese sido posible este trabajo, su apoyo ha sido sincero y generoso, sus consejos claros, sus conocimientos fundamentales y su rigor estimulante, muchas gracias por todo.

También me gustaría agradecer todas las facilidades que me han prestado todas aquellas personas e instituciones que de alguna forma han contribuido a que este trabajo se llevase a buen término, y especialmente a la Federación de Atletismo de Castilla y León, a su Director Técnico, a la asociación ASPAYM Castilla y León, a su Presidente y a sus empleados, al Centro de Tecnificación Deportiva de Atletismo de Valladolid y a sus empleados, a los entrenadores de los atletas analizados, y por supuesto a cada uno de los atletas que tan generosamente han participado en el estudio.

A mis amigos y compañeros de la UEMC, por su aliento y ayuda incondicional.

ÍNDICE

<i>ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS</i>	5
<i>ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS UTILIZADOS</i>	11
<i>RESUMEN</i>	16
<i>ABSTRACT</i>	18
<i>1. INTRODUCCIÓN</i>	19
<i>2. ANTECEDENTES</i>	22
2.1. DINÁMICA DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR.....	22
2.1.1. La contracción muscular.....	22
a) La unidad motora.....	22
b) Transmisión neuromuscular del impulso nervioso.....	24
c) Mecanismo de la contracción muscular	24
d) Relajación muscular	26
e) Intensidad de la contracción	26
f) Tipos de contracción muscular.	27
2.2. ANÁLISIS DEL RENDIMIENTO NEUROMUSCULAR	29
2.2.1. Pruebas isométricas	31
2.2.2. Pruebas isotónicas	32
2.2.3. Pruebas isocinéticas.....	33
a) El aislamiento y la estabilización	34
b) Eje de movimiento	35
c) Compensación de la gravedad	35
d) El rango de movimiento	36
e) Procedimiento estandarizado para las instrucciones y el ejercicio.....	36
f) La velocidad.....	37
g) Desequilibrios bilaterales	37
h) Rango de carga.....	38
i) Velocidad y par	38
j) Oscilación del brazo de palanca.....	39
k) Punto de frenado del brazo y picos isométricos.....	39
l) Procedimientos Estandarizados de las pruebas isocinéticas	39
m) Pruebas de repetición múltiple	40
2.2.4. Pruebas para analizar la capacidad de salto.....	42
a) Test de triple salto monopodal	44

2.3. ANÁLISIS DEL EQUILIBRIO FUNCIONAL	46
2.4. ADAPTACIONES MUSCULARES, ARQUITECTURA MUSCULAR Y SUS FACTORES.....	49
2.4.1. Tipos de adaptaciones.....	49
2.4.2. Arquitectura muscular	49
a) Variables a estudiar en arquitectura muscular.....	51
b) Diferencias en la arquitectura muscular	56
2.5. LA CARRERA Y LAS PRUEBAS DE VELOCIDAD MEDIO FONDO Y FONDO EN EL ATLETISMO.....	60
2.5.1. Biomecánica de la carrera	60
a) Cinemática de la carrera	60
2.5.2. Influencia del sexo y la edad	70
2.5.3. Actividad muscular del miembro inferior durante la carrera	76
2.5.4. Importancia de la fuerza del miembro inferior en la carrera.....	78
2.5.5. Pruebas de velocidad en el atletismo. Aspectos fisiológicos y biomecánicos.	84
a) Arquitectura músculo esquelética de los velocistas	85
b) Dinámica de la carrera de velocidad	87
c) Fuentes de energía muscular durante la carrera de velocidad.....	88
d) La recuperación entre series repetidas de sprints	91
2.5.6. Pruebas de medio fondo y fondo en el atletismo. Aspectos fisiológicos y biomecánicos.	93
a) Economía de la carrera de medio fondo y fondo.....	95
b) Composición corporal	96
c) Composición y adaptaciones musculares.....	97
d) Limitaciones metabólicas.....	100
3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	102
3.1. HIPÓTESIS	102
3.2. OBJETIVO GENERAL	102
3.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	102
4. METODOLOGÍA.....	103
4.1. SUJETOS.....	103
4.2. DISEÑO EXPERIMENTAL.....	103
4.3. PROCEDIMIENTOS	104
4.3.1. Primer día de valoración.....	105
a) Ecografías: arquitectura muscular.....	105

b) Calentamiento	108
c) Triple salto en apoyo monopodal	108
4.3.2. Segundo día de valoración.....	108
a) Calentamiento.....	108
b) Prueba de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT.).....	109
c) Calentamiento.....	110
d) Fuerza máxima isocinética.....	110
4.4. ANÁLISIS DE LOS DATOS.....	113
5. RESULTADOS.....	114
5.1. VARIABILIDAD Y FIABILIDAD	114
5.2. ARQUITECTURA MUSCULAR.....	115
5.2.1. Grosor muscular	115
5.2.2. Ángulo de peneación	117
5.2.3. Longitud de los fascículos	118
5.3. TRIPLE SALTO EN APOYO MONOPODAL	119
5.4. PRUEBA DE EQUILIBRIO DINÁMICO.....	120
5.5. PRUEBA DE FUERZA ISOCINÉTICA	122
5.5.1. Pico del par (PP).....	122
5.5.2. Tiempo del pico par (TPP)	123
5.5.3. Ángulo del pico par (APP)	127
5.5.4. Trabajo total (TT).....	128
5.5.5. Trabajo total repetición máxima (TTRM).....	129
5.5.6. Potencia media (PM)	129
5.5.7. Pico par promedio máximos (PPPM)	131
5.5.8. Índice agonista/antagonista (IAA).....	133
5.6. CORRELACIONES	135
5.6.1. Correlaciones fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test”	135
5.6.2. Correlaciones entre fuerza isocinética y arquitectura muscular	143
5.6.3. Correlaciones entre triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test”	143
5.6.4. Correlaciones entre triple salto monopodal y arquitectura muscular	145
5.6.5. Correlaciones entre equilibrio dinámico y arquitectura muscular.....	146
5.7. SÍNTESIS DE RESULTADOS.....	150
5.7.1. Arquitectura muscular	150
a) Grosor muscular	150

b) Ángulo de peneación.....	150
c) Longitud de los fascículos.....	150
5.7.2. Triple salto en apoyo monopodal.....	151
5.7.3. Prueba de equilibrio dinámico “ <i>Star Excursion Balance Test</i> ”.....	151
5.7.4 Fuerza máxima isocinética.....	152
a) Pico del par (PP).....	152
b) Tiempo del pico par (TPP).....	152
c) Ángulo del pico par (APP).....	153
d) Trabajo total (TT).....	153
e) Trabajo total repetición máxima (TTRM).....	154
f) Potencia media (PM).....	154
g) Pico par promedio máximos (PPPM).....	154
h) Índice agonista/antagonista (IAA).....	155
5.7.5. Correlaciones.....	155
a) Correlaciones fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “ <i>Star Excursion Balance Test</i> ”.....	155
b) Correlaciones entre fuerza isocinética y arquitectura muscular.....	156
c) Correlaciones entre triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “ <i>Star Excursion Balance Test</i> ”.....	157
d) Correlaciones entre triple salto monopodal y arquitectura muscular.....	157
e) Correlaciones entre equilibrio dinámico y arquitectura muscular.....	157
6. <i>DISCUSIÓN</i>	159
6.1. Arquitectura muscular.....	159
6.2. Triple salto en apoyo monopodal.....	161
6.3. Fuerza máxima isocinética.....	161
6.4. <i>Star Excursion Balance Test</i>	163
6.5. Limitaciones de estudio y futuras líneas de investigación.....	166
7. <i>CONCLUSIONES</i>	167
8. <i>REFERENCIAS</i>	168
<i>ANEXO I. HOJA DE INFORMACIÓN DEL ESTUDIO</i>	183
<i>ANEXO II. CONSENTIMIENTO INFORMADO</i>	184
<i>ANEXO III. DATOS DE LA VALORACIÓN DE FUERZA ISOCINÉTICA</i>	185

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

TABLAS

Tabla 1. Factores que influyen en las diferencias de rendimiento entre hombres y mujeres. Adaptada de Hawley [179].	71
Tabla 2. Concentración de metabolitos musculares durante la carrera de velocidad. Adaptada de [243-247].	89
Tabla 3. Contribución aproximada de los metabolismos aeróbico y anaeróbico al consumo total de energía en los records mundiales masculinos de las diferentes distancias. Tiempos de 1999. Adaptada de Hawley, J.A. [179].	94
Tabla 4. Tabla de contingencia que enfrenta las variables independientes sexo y especialidad en los 38 sujetos que participaron en el estudio. Se muestran las frecuencias absolutas.	104
Tabla 5. Coeficiente de variación (CV) y coeficiente de correlación intraclass (ICC) de cada una de las variables dependientes analizadas en la muestra (n=38).	114
Tabla 6. Grosor muscular, expresado en centímetros, de los diferentes músculos analizados en función de la lateralidad, del sexo y de la especialidad practicada.	115
Tabla 7. Ángulo de peneación, expresado en grados, de los diferentes músculos analizados en función de la lateralidad, del sexo y de la especialidad practicada.	117
Tabla 8. Longitud de los fascículos, expresada en centímetros, de los diferentes músculos analizados en función de la lateralidad, del sexo y de la especialidad practicada.	118
Tabla 9. Triple salto en apoyo monopodal con la pierna dominante (TSD) y con la pierna no dominante (TSND) en función de las variables sexo y especialidad.	119
Tabla 10. Límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en función de la lateralidad, sexo y especialidad practicada.	120
Tabla 11. Diferencias entre pierna dominante y no dominante, en los límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en función de la lateralidad, sexo y especialidad practicada.	121
Tabla 12. Correlaciones entre fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres velocistas.	135
Tabla 13. Correlaciones entre fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres fondistas.	136
Tabla 14. Correlaciones entre fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres velocistas.	137
Tabla 15. Correlaciones entre fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres fondistas.	138
Tabla 16. Correlaciones entre el índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres velocistas.	139

Tabla 17. Correlaciones entre el índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres fondistas.....	140
Tabla 18. Correlaciones entre el índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres velocistas.....	141
Tabla 19. Correlaciones entre el índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres fondistas.....	142
Tabla 20. Correlaciones entre fuerza isocinética y arquitectura muscular, para todos los grupos.....	143
Tabla 21. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres velocistas.....	143
Tabla 22. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres fondistas.....	143
Tabla 23. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres velocistas.....	144
Tabla 24. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres fondistas.....	144
Tabla 25. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y arquitectura muscular, para hombres velocistas.....	145
Tabla 26. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y arquitectura muscular, para hombres fondistas.....	145
Tabla 27. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y arquitectura muscular, para mujeres velocistas.....	145
Tabla 28. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y arquitectura muscular, para mujeres fondistas.....	145
Tabla 29. Correlaciones entre los valores de equilibrio dinámico y arquitectura muscular, para hombres velocistas.....	146
Tabla 30. Correlaciones entre los valores de equilibrio dinámico y arquitectura muscular, para hombres fondistas.....	147
Tabla 31. Correlaciones entre los valores de equilibrio dinámico y arquitectura muscular, para mujeres velocistas.....	148
Tabla 32. Correlaciones entre los valores de equilibrio dinámico y arquitectura muscular, para mujeres fondistas.....	149
Tabla 33. Valores de pico par (PP), tiempo del pico par (TPP) y ángulo del pico par (APP) en la pierna dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.....	185
Tabla 34. Valores de pico par (PP), tiempo del pico par (TPP) y ángulo del pico par (APP) en la pierna NO dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.....	187

Tabla 35. Valores de trabajo total (TT), trabajo total de la repetición máxima (TTRM) y fatiga al trabajo (FT) en la pierna dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.	189
Tabla 36. Valores de trabajo total (TT), trabajo total de la repetición máxima (TTRM) y fatiga al trabajo (FT) en la pierna NO dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.	191
Tabla 37. Valores de potencia media (PM) y trabajo pico par promedio máximos (PPPM) en la pierna dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.....	193
Tabla 38. Valores de potencia media (PM) y trabajo pico par promedio máximos (PPPM) en la pierna NO dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.....	195

FIGURAS

Figura 1. Mecanismo de la actina y la miosina en la contracción muscular. Adaptada de Wilmore y Costill [26].....	25
Figura 2. Función del calcio en la contracción muscular. Adaptada de Wilmore y Costill [26].	25
Figura 3. Estabilización del tronco, la cadera y el muslo durante una prueba isocinética.	35
Figura 4. Simulación de un sujeto realizando el “Star Excursion Balance Test” sobre el límite posterior y el límite anterior.....	47
Figura 5. Representación gráfica de los sistemas de coordenadas más utilizados para el “Star Excursion Balance Test”.	48
Figura 6. Izquierda: Diferentes tipos de músculos en función de la orientación de sus fibras. Derecha: Efecto del ángulo del fascículo en la cantidad de fuerza dirigida a lo largo del eje del tendón. Al incrementar el ángulo del fascículo (θ), disminuye la proporción de fuerza transmitida al tendón (fuerza del tendón = suma de la fuerza de las fibras / $\cos[\text{ángulo de las fibras}]$), en donde la fuerza de las fibras se representa por la flecha unida al tendón o aponeurosis. El tendón se une a una masa (m) que representa la inercia del sistema sobre el que el complejo músculo-tendón funciona. El efecto del ángulo del fascículo en la proporción de fuerza generada directamente sobre el tendón es mínimo cuando el ángulo es moderado (ej. $<25^\circ$), pero incrementa de forma no lineal según va aumentando el ángulo, tal y como muestra el gráfico. Figuras de la derecha adaptadas de Blazevich [127].	51
Figura 7. Modelo mecánico del músculo en donde se muestra que al tener más sarcómeros activados en serie se consigue una mayor velocidad de acortamiento durante la contracción muscular. V= velocidad desarrollada por la fibra; n= número de sarcómeros en serie; l= velocidad de acortamiento por cada sarcómero; F= fuerza total producida.	52
Figura 8. Delimitación del perímetro en el músculo grácil, sobre el que se ha calculado el área de sección transversal anatómica en una imagen obtenida por resonancia magnética nuclear.....	55

Figura 9. Modelo mecánico que explica la proporción que existe entre la fuerza y el número de sarcómeros activados en paralelo. Al hipertrofiarse un músculo aumenta el número de sarcómeros en paralelo. F es la fuerza total producida, n es el número de sarcómeros en paralelo y S es la fuerza producida por cada uno de ellos.....	56
Figura 10. Efecto que tiene sobre la curva fuerza-velocidad la hipertrofia muscular. Los músculos con mayor área de sección transversal fisiológica (PCSA) desplazan esta curva hacia arriba, por lo que principalmente se gana fuerza.	56
Figura 11. Ángulo de flexión de la rodilla como una función de (a) el ángulo del muslo y (b) el ángulo del tobillo de una zancada completa a una velocidad de $3,8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Ángulo del muslo se expresa en relación con la vertical. Adaptada de Cavanagh [178]	63
Figura 12. : Orientación de la parte posterior del pie en un plano frontal en relación al eje longitudinal del segmento tibial durante la fase de apoyo de la carrera. El ángulo hace referencia a la orientación de los dos segmentos del pie. El apoyo del talón se produce en el momento 0. Adaptada de Hawley [179]	66
Figura 13. Brazo de fuerza en el momento de eversión en el plano frontal en carrera (a) descalzo y (b) con zapatillas deportivas con amortiguación en la media suela. Adaptada de Hawley [179]	66
Figura 14. Media de movimiento (líneas continuas), desviación estándar (línea punteada) de la parte posterior del pie en relación con el segmento tibial en el plano frontal (a), y media de movimiento del segmento tibial en relación con el retropié en el plano horizontal (b), durante la fase de apoyo en zapatillas de correr con una cuña varo insertada para regular la pronación. Adaptada de Hawley [179]	68
Figura 15. Componentes de la fuerza de reacción del suelo que actúan en el pie, y componentes de la aceleración segmentaria experimentada por el segmento tibial durante la carrera. AAP, aceleración anteroposterior; AML, mediolateral de la aceleración; AX, aceleración axial; AP, fuerza anteroposterior; Fz, fuerza vertical, ML, fuerza mediolateral. Adaptada de Hawley [179].....	69
Figura 16. Curvas típicas de fuerza-tiempo durante la carrera. (a) fuerza vertical (Fz), (b) fuerza anteroposterior (AP) y (c) fuerza mediolateral (ML). El componente de pasivo o el impacto de Fz se produce durante los primeros 50 ms y el componente activo dura todo el contacto pie-suelo. Adaptada de Hawley [179].....	69
Figura 17. Tiempo de carrera en 10km con el avance de la edad. Adaptada de Tanaka [183].	73
Figura 18. Ritmo de carrera (A) en 10000 m.l. y sus determinantes fisiológicos. B: VO ₂ máx. C: velocidad de ejercicio en el umbral de lactato. D: economía de carrera durante el avance de la edad. Adaptada de Evans [191].	75
Figura 19. Relación entre la potencia máxima generada y la duración de varias actividades deportivas [179]......	85
Figura 20. Relación entre la velocidad la potencia y la fuerza durante los primeros 5 s. de carrera. Adaptada de Hawley, J.A. [179]......	88
Figura 21. (a) Evolución en el tiempo de resíntesis de la fosfocreatina (PCr) y la desaparición de lactato muscular y (b) potencia máxima generada (PPO) y su recuperación después de un sprint de 30 s. Modificada de Hawley, J.A. [179, 245].	90
Figura 22. Corte transversal del recto femoral en el que se analiza su grosor en la zona de máximo valor (grosor = 1.80 cm).	106

Figura 23. Corte longitudinal del gemelo interno analizándose en la imagen el grosor en ambos extremos (grosor1 = 2.11 cm; grosor2 = 1.93 cm; grosor medio = 2.02 cm). También se observa la medición del ángulo de peneación ($\square = 24.8^\circ$).	106
Figura 24. Dispositivo de medición para la realización del SEBT.....	109
Figura 25. Pico del par en función del sexo y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a $60^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a $120^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$	123
Figura 26. Tiempo del pico del par en función del sexo y de la acción muscular en la articulación de la rodilla durante las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. ** = diferencias respecto a hombres con $p < 0.01$. a = diferencias respecto a extensión con $p < 0.001$	124
Figura 27. Tiempo del pico del par en función de la especialidad y de la acción muscular en la articulación de la rodilla durante las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. ** = diferencias respecto a velocistas con $p < 0.01$. a = diferencias respecto a extensión con $p < 0.001$	125
Figura 28. Tiempo del pico del par en función del sexo y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a $60^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a $120^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a hombres con $p < 0.05$	126
Figura 29. Tiempo del pico del par en función de la especialidad y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a $60^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a $120^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a velocistas con $p < 0.05$	127
Figura 30. Trabajo total en función del sexo y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a $60^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a $120^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$. a, aa = diferencias respecto a hombres con $p < 0.01$ y 0.001 , respectivamente.....	128
Figura 31. Potencia media en función del sexo y de la acción muscular en la articulación de la rodilla durante las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a hombres con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a extensión con $p < 0.001$	130
Figura 32. Pico par promedio de los picos máximos de todas las repeticiones realizadas durante una valoración de la articulación de la rodilla en dinamómetro isocinético, en función del sexo y de la acción muscular. *** = diferencias respecto a hombres con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a extensión con $p < 0.001$	131
Figura 33. Pico par promedio de los picos máximos de todas las repeticiones realizadas durante una valoración de la articulación de la rodilla en dinamómetro isocinético, en función del sexo y de la velocidad de ejecución. *** = diferencias respecto a $60^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a $120^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a hombres con $p < 0.001$	132
Figura 34. Pico par promedio de los picos máximos de todas las repeticiones realizadas durante una valoración de la articulación de la rodilla en dinamómetro isocinético, en función de la especialidad y de la velocidad de ejecución. *** = diferencias respecto a $60^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a $120^\circ \cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a velocistas con $p < 0.001$	133

Figura 35. Índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) en función de la especialidad y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. **, *** = diferencias respecto a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ con $p < 0.01$ y 0.001 , respectivamente. \$\$\$ = diferencias respecto a $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ con $p < 0.001$ 134

ABREVIATURAS Y SÍMBOLOS UTILIZADOS

A_{AP} = Componente anteroposterior de la aceleración segmentaria experimentada por el segmento tibial durante la carrera.

A_{ML} = Componente mediolateral de la aceleración segmentaria experimentada por el segmento tibial durante la carrera.

A_X = Componente axial de la aceleración segmentaria experimentada por el segmento

APP= Ángulo del pico par.

A= Anterior.

AD= Anterior derecha.

AI= Anterior izquierda.

AP= Componente anteroposterior de la fuerza de reacción del suelo.

ATP= Adenosín trifosfato.

BFD= Bíceps femoral de la pierna dominante.

BF= Bíceps femoral.

BFND= Bíceps femoral de la pierna no dominante.

Ca^{2+} = Átomo catión de calcio que ha perdido dos electrones.

C= Zona por la que el Ca^{2+} permanece unido a la troponina.

CdP= Centro de presiones.

CSA= “*Cross sectional area*”, área de sección transversal.

cm.= Centímetros.

CMG= Cinematografía.

CMJ= “*Counter Movement Jump*”, salto con contra movimiento.

CDG= Centro de gravedad.

CV= Coeficiente de variación.

DJH= “*Down high jump*” Salto de altura con caída.

EMG= Electromiografía.

FF= Unidades motoras de contracción rápida fatigables.

FR= Unidades motoras de contracción rápida resistentes a la fatiga.

FRS= Fuerzas de Reacción del Suelo.

Fz= Componente vertical de la fuerza de reacción del suelo.

g.= Gramo.

GI= Gemelo interno.

GID= Gemelo interno de la pierna dominante.

GIND= Gemelo interno de la pierna no dominante.

H⁺= Ión hidrógeno.

I= Zona por la que la troponina permanece unida a la actina.

IAA= Índice agonista/antagonista.

ICC= “*Intraclass correlation coefficients*”, coeficiente de correlación intraclase.

J= Julio.

kJ= Kilojulio.

kcal= Kilocaloria.

Km= Kilómetro.

kW= Kilovatios.

Lf = Longitud del fascículo.

[LT]= “Lactate Threshold” Umbral de lactate.

l= Litro.

m = Metros.

m·s⁻¹ = Metros por segundo.

ms= Milisegundos.

ML= Componente medio-lateral de la fuerza de reacción del suelo.

m.l.= Metros lisos.

m.v.= Metros vallas.

MVC= Contracciones isométricas voluntarias máximas.

Min.= Minutos.

mmol/l⁻¹= Milimoles por litro.

ml= Mililitros.

MHz= Megaherzios.

MD= Medial derecha.

MI= Medial izquierda.

Nm= Newton por metro.

Nm/kg= Nanómetro por kilogramo.

N·m= Newton por metro.

p= Probabilidad de error.

PCSA= “*Physiological cross sectional area*”, área de sección transversal fisiológica.

PC= Peso corporal.

PPO= “*Peak Power*” Potencia máxima generada.

pH= Potencial de hidrógeno (Medida de la acidez o alcalinidad de una solución).

p.p.m.= Pulsaciones por minuto.

PPPM= Pico por promedio máximos.

PM= Potencia media.

PP= Pico del par.

PD= Posterior derecha.

P= Posterior.

PI= Posterior izquierda.

SR= Unidades motoras de contracción lenta resistentes a la fatiga.

RM= Repetición máxima.

ROM= “*Range of Motion*”, rango de movimiento.

r= Coeficiente de correlación.

RMN= Resonancia magnética nuclear.

RJ= “*Repeat jump*” Saltos repetidos.

RSI= Índice de fuerza reactiva.

RF= Recto femoral.

RFD= Recto femoral de la pierna dominante.

RFND= Recto femoral de la pierna no dominante.

s.= Segundos.

SJ= “*Squat Jump*”, salto en sentadilla.

DE= Desviación estándar.

T= Zona por la que la troponina permanece unida a la tropomiosina.

TR= Tiempo de reacción.

TTRM= Trabajo total repetición máxima.

TPP= Tiempo del pico par.

TT= Trabajo total.

VJ= “*Vertical Jump*”, salto vertical.

VO₂= Oxígeno consumido.

VLND= Vasto lateral de la pierna no dominante.

VL= Vasto lateral.

VLD= Vasto lateral de la pierna dominante.

VO₂ máx.= Consumo máximo de oxígeno.

V= Velocidad.

VMART= “*Velocity Maximal Anaerobic Running Test*” Test anaeróbico máximo de carrera.

W= Vatios.

°·s⁻¹ = Grados por segundo.

θ= Ángulo.

AEMG= Promedio de electromiografía.

η^2 = Tamaño del efecto.

RESUMEN

El propósito del presente estudio observacional descriptivo y transversal, fue el de analizar: la arquitectura muscular a través del grosor muscular, ángulo de peneación y longitud de los fascículos de los principales músculos del tren inferior *in vivo* mediante ecografías del recto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) y gemelo interno (GI). La fuerza isocinética extensora y flexora de la articulación de la rodilla, registrando el Pico del par (PP), Tiempo del pico par (TPP), Ángulo del pico par (APP), Trabajo total (TT), Trabajo total repetición máxima (TTRM), Potencia media (PM), Pico par promedio máximos (PPPM), e Índice agonista/antagonista (IAA). La capacidad de salto, a través de una prueba de triple salto monopodal y el equilibrio dinámico mediante la prueba “*Star Excursion Balance Test*” (SEBT). Como variables independientes categóricas, al ser el estudio observacional: el *sexo* (hombre vs. mujer), la *especialidad* (velocistas vs. fondistas), y la *lateralidad* (pierna dominante vs. pierna no dominante), en la prueba isocinética la *acción muscular* (flexión vs. extensión) y la *velocidad de ejecución* ($60^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs. $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs. $180^{\circ}\cdot s^{-1}$), para finalmente buscar correlaciones entre las variables dependientes citadas inicialmente.

Se estudió a 38 atletas sanos (11 mujeres velocistas, 11 hombres velocistas, 6 mujeres fondistas y 10 hombres fondistas) de categoría nacional, de una edad de (16.4 ± 2.04) años, con (5.61 ± 2.21) años de entrenamiento, y (4.53 ± 1.35 días) de entrenamiento semanal. Todos fueron informados y dieron su consentimiento informado.

La normalidad de los datos fue contrastada y confirmada mediante la utilización de la prueba *Kolmogorov-Smirnov*, por lo que se aplicaron las pruebas paramétricas pertinentes para la comparación de variables así como el establecimiento de relaciones entre ellas, pudiendo concluir que se manifiestan diferencias entre velocistas y fondistas en la arquitectura muscular, especialmente en el de grosor muscular, siendo el grupo hombres velocistas el que más grosor muscular presenta, el rendimiento neuromuscular, en fuerza isocinética máxima y en triple salto en apoyo monopodal, siendo el grupo hombres velocistas el que mayor rendimiento obtiene en ambas pruebas.

En el SEBT, se obtienen valores superiores en los puntos que se encuentran por detrás del sujeto.

Existen relaciones diferentes atendiendo a las especialidades y al sexo, entre el SEBT y el triple salto monopodal, así como el SEBT y el grosor muscular.

La fuerza isocinética condiciona los resultados del SEBT. En hombres fondistas, los puntos del SEBT que mayor información aportan son los posteriores al sujeto.

En mujeres fondistas el SEBT está condicionado por el complejo extensor de la rodilla.

En mujeres velocistas el rendimiento en el SEBT está condicionado negativamente por la fuerza flexora. En hombres fondistas, el rendimiento del SEBT está condicionado positivamente por la fuerza flexora y negativamente por la fuerza extensora; sin embargo, en hombres velocistas no existe una clara relación entre acciones y el SEBT.

En hombres velocistas y fondistas es posible estimar un índice agonista/antagonista mediante la dirección posterior derecha (PD) del SEBT. Los velocistas que no alcanzan un valor mayor a 108 cm (normalizado), en la dirección PD, tienen una alta probabilidad de sufrir una lesión a nivel isquisural.

ABSTRACT

The purpose of this descriptive cross-sectional observational study was to analyze “in vivo” muscle architecture through the tissue thickness, pennation angle and fascicles length by ultrasound of rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), and gastrocnemius (GI). Isokinetic knee extensor and flexor strength, recording the torque peak (PP), time of peak torque (TPP), angle of peak torque (APP), total work (TT), total work-repetition maximum (TTRM), mean power (MP), maximum average peak torque (PPPM), and agonist-antagonist index (IAA) were analyzed. The jump performance through a monopodal triple jump test and the dynamic balance test by Star Excursion Balance Test (SEBT) were also registered. Independent variables were: sex (male vs. women), events (sprinters vs. endurance athletes), laterality (dominant vs. non dominant leg), the muscle action (flexion vs. extension), and movement speed (60 °·s⁻¹ vs. 120 °·s⁻¹ vs. 180 °·s⁻¹). Correlations between the dependent variables were analyzed.

38 athletes of national category (age: 16.4 ± 2.04 years), with 5.61 ± 2.21 years of training, and 4.53±1.35 training days per week participated in this study. The normality of the data was checked and confirmed using Kolmogorov-Smirnov test, then parametric tests were used to compare relevant variables, as well as establishing relationships between them.

It can be concluded that differences between sprinters and endurance runners in muscle architecture were found. Concretely, male sprinters had greater muscle thickness, neuromuscular performance, and triple jump in single-leg.

Higher values of SEBT were obtained at points that lie behind the subjects. There were different relationships in response to the disciplines and sex, between the triple jump, SEBT, and stance, as well as the muscle thickness and SEBT.

SEBT is conditioned by knee extensor strength in women endurance athletes. SEBT performance is conditioned negatively by knee flexor strength in women sprinters. SEBT performance is conditioned positively by knee flexors strength and negatively by knee extensor strength in men endurance athletes.

Sprinters and distance athletes in men is possible to estimate an index agonist / antagonist by the direction of SEBT PD. Sprinters do not reach a value greater than 108 cm, during the posterior-right direction, have a high likelihood of a hamstring injury.

1. INTRODUCCIÓN

El deporte es una actividad humana de gran relevancia social y económica, que ha llevado a muchos deportes y a deportistas a convertirse en profesionales y a tratar de mejorar día a día su rendimiento en las competiciones, esto contribuye a que el interés de los deportistas y de su entorno por la forma de mejorar el citado rendimiento competitivo se cada vez mayor. La búsqueda del camino hacia la mejora deportiva ha contribuido al desarrollo de las llamadas ciencias del deporte.

Existen muchos factores que pueden contribuir a la consecución del éxito deportivo y todos ellos, a su vez, dependen de las características singulares de cada modalidad deportiva. Cada científico, entrenador o deportista denominaría a esos factores con términos diferentes, pero finalmente todos se aglutinarían, seguramente, en factores como el talento, entrenamiento, entrenabilidad, composición y dimensiones corporales, motivación, factores tácticos, características psicológicas, resistencia a las lesiones, nutrición, técnica del movimiento, control motor y biomecánica. De una o de otra forma, estos factores serán los que determinen las diferencias competitivas de los deportistas.

No cabe duda de que varios de esos factores están muy determinados por la genética de cada deportista, pero la experiencia deportiva ha demostrado que ese potencial genético no es garantía de éxito sin la participación del resto de factores y de un entrenamiento sistemático. La carga genética favorable para la práctica deportiva no es más que un potencial que hay que desarrollar. De modo que los científicos encuentran en esta búsqueda del desarrollo de las potencialidades la motivación para investigar y avanzar en las ciencias del deporte. Para este interés científico, resulta de gran ayuda el estudio de los atletas llamados de élite, su carga genética y los sistemas de entrenamiento a los que se someten.

En esta dirección, A.V. Hill fue uno de los pioneros en el estudio de la fisiología del músculo que le valió el Premio Nobel en medicina, en el año 1922, por sus descubrimientos acerca de la producción de calor en los músculos, junto con O. Meyerhof que estudió la relación entre el consumo de oxígeno y el metabolismo del ácido láctico en el músculo, y que ya hizo referencia a la importancia del entrenamiento para la mejora de los registros en las pruebas de atletismo. Años más tarde el famoso atleta Roger Banister, primer hombre capaz de bajar en 1954 de la barrera de los cuatro

minutos en la prueba de la milla de atletismo, se convirtió con el paso del tiempo en un reputado neurólogo trabajando en el laboratorio de fisiología de Cunningham en Oxford, con quien publicó un estudio sobre la mezcla hiperoxia de la respiración durante el ejercicio físico [1].

Ya desde un principio se observó la importancia de realizar los estudios *in vivo*, siendo los propios deportistas los sujetos del estudio. Esto llevó a varios científicos a prestarse ellos mismos al objeto de análisis. En este sentido, Paavo Comí fue el primer voluntario en una serie de estudios acerca de la medición de la fuerza generada en los tendones humanos, usando un transmisor implantado en el tendón de Aquiles [2]. Esta forma de investigación, a través de la propia experiencia deportiva, aportó mucha más información que la mera observación, pero también introdujo los prejuicios y la creencias personales en el método científico con los consiguientes peligros.

Dentro de esta línea del conocimiento, la fuerza muscular ha sido ampliamente descrita como un factor determinante del rendimiento físico y deportivo, y por ello es objeto constante de estudio por las ciencias del deporte y la biomecánica.

La fuerza y en concreto la de las extremidades inferiores también se ha descrito como uno de los factores determinantes del rendimiento en las especialidades de carrera del atletismo, habiéndose encontrado diferencias entre las carreras de corta distancia, también denominadas de velocidad (100 m.l. a 400 m.l. incluidas las pruebas con vallas), y las de media-larga distancia, también denominadas medio fondo y fondo (800 m.l. a maratón) [3-7].

La arquitectura muscular es definida por Enoka [8] como la “*disposición de los elementos contráctiles del músculo*”, y su estudio mediante ecografías es relativamente reciente [9-12]. Sin embargo, ya se ha descrito la influencia de los grosores musculares, la longitud de sus fascículos y el ángulo de peneación de estos, sobre su capacidad de generar fuerza [13-16], hasta el punto de que algunos autores otorgan mayor importancia a estos factores que a otros como el porcentaje de los diferentes tipos de fibras musculares. También se han descrito modificaciones en la arquitectura muscular producidas por diferentes tipos de entrenamiento crónico de fuerza y resistencia, así como diferencias intergrupos entre deportistas de diferentes especialidades y especialidades deportivas.

La arquitectura muscular puede modificarse por múltiples factores: genéticos, sexo, edad y tipo de entrenamiento. Estas modificaciones pueden condicionar el rendimiento físico en general y en concreto las manifestaciones de la fuerza [17-21].

Por estos motivos, parece pertinente analizar las diferencias de rendimiento de fuerza entre las especialidades de carrera de velocidad y fondo de atletismo, mediante test de fuerza isocinética extensora y flexora de la articulación de la rodilla a diferentes velocidades, la capacidad de salto [22], así como, su relación con la arquitectura muscular, analizada mediante ecografías [9].

2. ANTECEDENTES

2.1. DINÁMICA DE LA CONTRACCIÓN MUSCULAR

2.1.1. La contracción muscular

La musculatura esquelética está controlada por el sistema nervioso central, el cual juega un papel fundamental en la generación de la fuerza y el movimiento, al coordinar la información de los diferentes receptores propioceptivos y exteroceptivos, y propiciar la activación de las motoneuronas alfa conectadas con la musculatura, para finalmente producir un movimiento, en la dirección, duración e intensidad deseada por el sujeto. De la eficacia de este proceso depende la eficacia del movimiento y en consecuencia la del propósito deportivo [23-25].

a) La unidad motora

La unidad motora es definida como la combinación de la motoneurona alfa y las fibras musculares inervadas por esta neurona.

El tamaño de la unidad motora, entendida como la cantidad de fibras musculares inervadas por cada motoneurona alfa, varía dentro del músculo y el número de unidades motoras varía entre los músculos, por ejemplo en músculos que precisan poca fuerza y movimientos muy precisos, como alguno de la cara, el número de fibras de la unidad motora es muy pequeño; sin embargo, en músculos que requieren una cantidad de fuerza más elevada y no tienen un requerimiento de precisión tan elevado como los anteriores, tienen consecuentemente un tamaño mayor y un número de fibras mayor por unidad motora [26].

Las fibras de la unidad motora tienen las mismas propiedades histoquímicas, contráctiles y metabólicas, que son:

- Las fibras de una misma unidad motora no suelen estar unas junto a otras, están distribuidas por todo el ancho del músculo de modo que cada unidad motora comparte áreas del músculo con otras.
- Las diferentes tipologías de unidades motoras están representadas en cada área muscular.

- El número de fibras por cada unidad motora es variable.
- Las diferencias entre unidades motoras viene determinada principalmente por sus cualidades contráctiles.

En el momento en el que una motoneurona ejecuta una orden de activación, la totalidad de las fibras musculares pertenecientes a esa unidad motora se contraen permaneciendo el resto en reposo.

La respuesta de la unidad motora depende en gran medida de la intensidad del flujo nervioso, y puede ser de dos modos, permaneciendo inactivas cuando la intensidad está por debajo del umbral de excitabilidad de las fibras, o contrayéndose si el impulso nervioso es igual o superior al citado umbral. De modo que el músculo es capaz de manifestar diferentes grados de tensión, sin estar motivado por la contracción parcial de todas sus fibras, estando esto debido a la contracción completa de un determinado número de fibras que puede variar. Este fenómeno ha sido definido como la ley del todo o nada [26].

Existen varios tipos de unidades motoras o fibras musculares, las unidades de contracción rápida fatigables (FF), que proporcionan una contracción muy rápida pero son muy fatigables. Por otra parte, las fibras de contracción lenta resistentes a la fatiga (SR), que generan una contracción lenta pero pueden reproducir esa contracción durante largos periodos de tiempo sin fatigarse entre ambas. Por características existen otras llamadas resistentes a la fatiga (FR), ya que generan una contracción relativamente rápida pero también son relativamente resistentes a la fatiga.

Estas unidades tienen diferentes umbrales de sensibilidad o excitabilidad para su activación siendo mayor la frecuencia de estimulación requerida por las (FF).

El tipo de motoneurona alfa determina el perfil histológico y el rendimiento bioquímico de las fibras musculares individuales de la unidad motora. Consecuentemente, todas las fibras de la misma unidad tienen un perfil químico similar. Los músculos difieren en la composición de sus fibras y puede haber grandes diferencias entre atletas en lo que respecta a la estructura de su musculatura. Por ejemplo, el vasto lateral de los corredores de velocidad puede tener una composición de la unidad motora en la que prevalezcan las unidades de contracción rápida (FF), siendo capaces de producir picos de fuerza muy elevados pero fatigándose en breve espacio de tiempo, en el otro extremo los corredores de fondo poseen principalmente unidades de contracción lenta (SR) en el mismo

músculo, produciendo en el mismo tiempo menores picos de fuerza que los corredores de velocidad. Este fenómeno se ha estudiado en gemelos monocigóticos en los que los factores genéticos tienen mucha influencia [27]. Esto genera la duda de si la composición de las fibras de los atletas es adquirida, o por lo contrario está determinada en su código genético.

b) Transmisión neuromuscular del impulso nervioso

El mecanismo que desencadena la transmisión neuromuscular del impulso nervioso, también llamado potencial de acción, es transmitido por el axón de la motoneurona, éste cuando llega al final del mismo provoca que se vierta dentro del espacio sináptico la acetilcolina que contienen las vesículas sinápticas. Esta acetilcolina está depositada sobre las sustancias del espacio sináptico y llega hasta el sarcolema de la fibra, en donde existen unos receptores que al unirse a la acetilcolina despolarizan la membrana y se transmite hasta el sarcoplasma a través del retículo sarcoplásmico [26].

En el momento que se realiza la transmisión a través del espacio sináptico, son unas enzimas las encargadas de hidrolizar la acetilcolina y dejar libres los receptores, estando de nuevo preparados para recibir otro impulso.

c) Mecanismo de la contracción muscular

El estado en el que el músculo está relajado la troponina permanece unida a la tropomiosina por la denominada zona T, y a la actina por la zona I, de modo que tampona las zonas de unión de actina y miosina. Cuando un estímulo llega a la fibra muscular a través de la motoneurona, se produce la despolarización del sarcolema, transmitiéndose hasta las miofibrillas a través del sistema de túbulos llamado sistema T, del retículo sarcoplásmico, cuando éste se despolariza, el Ca^{2+} que contienen en sus cisternas terminales es vertido en el citoplasma, en donde se unirá con la troponina en la zona C, esta unión provoca el debilitamiento del enlace entre la troponina y la actina, permitiendo que la tropomiosina se desplace lateralmente y descubra la zona activa donde la actina se unirá a la miosina. Por cada Ca^{2+} que se une a la troponina se destapan 7 zonas de enlace para la miosina.[23-25].

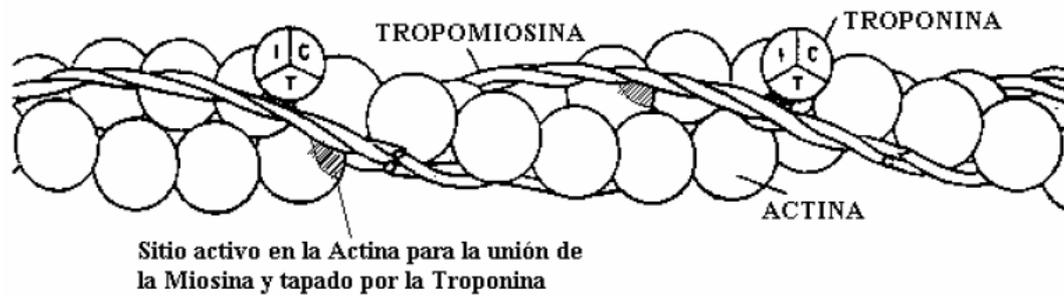


Figura 1. Mecanismo de la actina y la miosina en la contracción muscular. Adaptado de Wilmore y Costill [26].

Cuando esto ocurre las cabezas de las moléculas de miosina se unen a las zonas de enlace de la actina y una vez unidas a las cabezas de la miosina actúan de bisagras desplazándose y arrastrando consigo a la cadena de actina, esta acción consume ATP, tras ello se rompe espontáneamente este enlace y salta hasta la zona de unión siguiente.

De este modo se produce el desplazamiento de los filamentos de actina sobre los de miosina. La anchura de las bandas A permanece constante mientras que las líneas Z se juntan, produciéndose así la contracción muscular, debido a la suma del acortamiento individual de cada sarcómero.

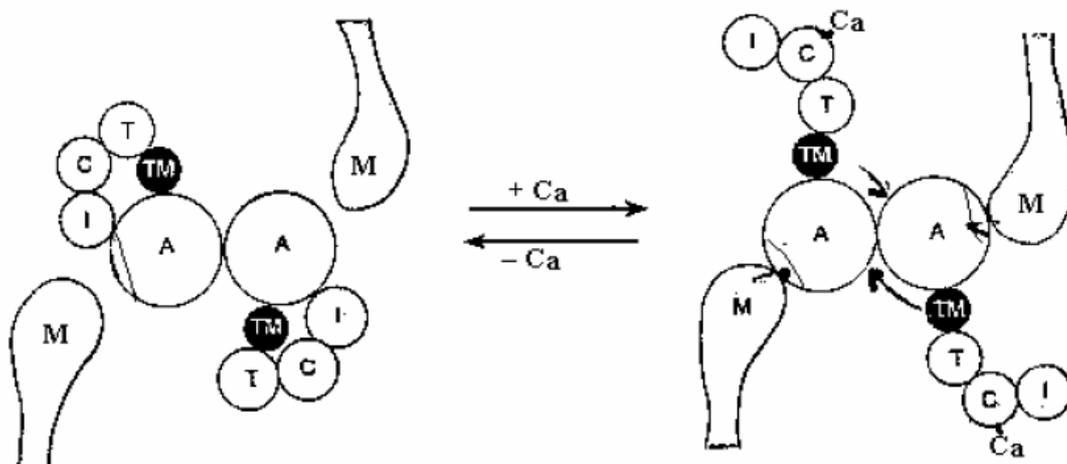


Figura 2. Función del calcio en la contracción muscular. Adaptado de Wilmore y Costill [26].

d) Relajación muscular

Tras la contracción, de no haber más impulsos nerviosos, el retículo sarcoplásmico comienza a reaccumular Ca^{2+} que pasa desde el sarcoplasma, contra gradiente y consumiendo ATP, de este modo tanto la contracción muscular que mantiene los enlaces actina-miosina, como la relajación que acumula Ca^{2+} en las cisternas del retículo necesitan energía.

En el momento en que la concentración de Ca^{2+} en el sarcoplasma es lo suficientemente baja, la troponina queda libre de su unión con el Ca^{2+} y se une fuertemente con la actina, la tropomiosina recupera su posición inicial bloqueando los sitios activos de la actina, se rompen los enlaces actina-miosina y el sarcómero recupera su longitud inicial.

De ser inhibida la entrada de Ca^{2+} al retículo sarcoplásmico, por no existir nuevos impulsos nerviosos, la relajación no se produce. Esta situación se puede producir por un agotamiento muscular inducido por la escasez de ATP, permaneciendo el Ca^{2+} en el sarcoplasma y se producirá una contracción mantenida de forma involuntaria, vulgarmente conocidos por calambres musculares.

e) Intensidad de la contracción

La intensidad de la contracción muscular se regula dependiendo de la demanda del movimiento o carga a vencer, esta adaptación se consigue mediante dos tipos de mecanismos, reclutamiento de unidades motoras, o sumación de temporal, también llamado tétanos fisiológico.

El reclutamiento de unidades motoras consiste en estimular un número de unidades motoras creciente, de acuerdo con la demanda de la carga. Al ser estimuladas al unísono diferentes unidades motoras, la fuerza de cada una de ellas se suma y como resultado se produce un aumento gradual de la fuerza generada. Cuando el trabajo es poco intenso se reclutan primero las unidades de contracción lenta resistentes a la fatiga (SR), y a medida que aumenta la intensidad del trabajo, son activadas sucesivamente las unidades de contracción rápida fatigables (FF).

En cuanto al mecanismo de sumación de temporal o tétanos fisiológico, la duración del estímulo nervioso es de unos 5 milisegundos, mientras que la contracción muscular tarda entre decenas y centenas de milisegundos, es en este desfase en donde se apoya el

fenómeno de la sumación de ondas o sumación temporal. Cuando el primer estímulo nervioso lleva activa a la unidad motora y esta se contrae, si llega un segundo estímulo con la intensidad suficiente, a pesar de que la unidad motora no esté relajada por completo, se produce un nuevo proceso contráctil que se superpone al anterior.

Para que se alcancen los niveles requeridos de intensidad y duración de la contracción, es necesario que se produzca un efecto de sumación temporal de los estímulos que llegan, esto se logra gracias a la emisión de potenciales de acción sucesivos a una elevada frecuencia, desde la motoneurona a las fibras inervadas. De este modo, cada nuevo estímulo llega antes de que se produzca la relajación de la fibra (completa o parcial) y, consecuentemente, se adiciona el efecto contráctil al inmediato precedente. Cuando la frecuencia de los estímulos es alta y no permite entre ellos la relajación muscular, las contracciones se unen unas con otras llegando a una contracción mantenida conocida como tétanos, este efecto que se denomina tétanos fisiológico, característico del músculo estriado, permite alcanzar niveles altos de tensión proporcionales a la frecuencia de la descarga y permite realizar contracciones sostenidas durante largos periodos de tiempo.

f) Tipos de contracción muscular.

La fuerza física se manifiesta a través de la contracción muscular entendida como el desarrollo de la tensión dentro del músculo y no necesariamente en claro acortamiento del mismo.

En función de la relación existente entre, la tensión desarrollada y la resistencia a vencer, se establecen varios tipos de contracción muscular.

Una vez entendido como se produce la contracción muscular siendo esta el estado de activación del músculo a través de las motoneuronas alfa, que genera tensión a lo largo de un número determinado de filamentos de actina y miosina, hay que diferenciar los tres tipos básicos de contracción muscular: concéntrico, excéntrico e isométrico. Además existen variantes de estas, como son la contracción auxotónica e isocinética.

La contracción isotónica concéntrica ocurre cuando el músculo desarrolla la tensión suficiente para superar una resistencia, de forma tal que éste se acorta, y moviliza una parte del cuerpo venciendo dicha resistencia.

La contracción isotónica excéntrica ocurre cuando la resistencia dada es mayor que la tensión ejercida por el músculo, de forma tal que éste se alarga, de este modo el músculo desarrolla tensión alargándose, es decir, extendiendo su longitud.

La contracción isométrica ocurre cuando el músculo permanece estático, sin acortarse ni alargarse, aunque permanece estático si se genera tensión.

La contracción auxotónica ocurre cuando se combinan contracciones isotónicas con contracciones isométricas, ya que al iniciarse la contracción, se acentúa más la parte isotónica, mientras que al final de la contracción se acentúa más la isométrica.

Las contracciones isocinéticas ocurren cuando se realiza una contracción máxima a velocidad constante durante todo el recorrido de movimiento.

2.2. ANÁLISIS DEL RENDIMIENTO NEUROMUSCULAR

El conocimiento exacto del nivel momentáneo de la fuerza muscular de un individuo es importante tanto para la evaluación de su capacidad funcional de trabajo, como para la prescripción adecuada de ejercicios de entrenamiento y rehabilitación. La evaluación de la fuerza y la potencia muscular es fundamental para el rendimiento deportivo y humano, de ello depende en muchas ocasiones el conocimiento de la adecuación de los diferentes sistemas de entrenamiento a los objetivos de éste. Por otra parte, otra de las utilidades de la evaluación de la fuerza y de la potencia muscular es la de acercarse lo más posible al patrón motor de fuerza más adecuado para cada una de las disciplinas deportivas, en las que estas expresiones de la condición física tienen alguna relevancia. La evaluación de las expresiones de la fuerza forma parte del control del entrenamiento, y este control tiene como pretensión principal proporcionar información constante acerca de efectos del entrenamiento realizado y del estado físico y técnico del deportista. De este modo, se racionaliza el proceso de entrenamiento debido a la información que proporcionan las evaluaciones y su utilidad para realizar los ajustes oportunos [28].

Como objetivos de la evaluación de la fuerza podemos describir los siguientes [28]:

- Determinar la importancia relativa de la fuerza para el rendimiento de una especialidad concreta.
- Conocer la naturaleza o tipo de manifestación de la fuerza requerida.
- Desarrollar el perfil del deportista, resaltando los puntos fuertes y débiles del mismo.
- Recondicionar el proceso de entrenamiento.

Como factores que influyen en la evaluación podemos enumerar los siguientes [28]:

a) Factores generales

- Longitud o ángulo de la articulación del músculo medido.
- Posición en la que se realiza el test.
- Tipo de contracción con que se mide (concéntrica, excéntrica, isométrica).
- Velocidad de contracción en contracciones concéntricas y excéntricas.
- Tiempo de contracción en contracciones isométricas.

b) Factores específicos

- Grupos musculares que intervienen.
- Movimientos con los que se realiza el test.
- Velocidad de ejecución.
- Duración del test.

Tradicionalmente se han evaluado las expresiones de la fuerza a través del ejercicio en contracciones de tipo isométrico, isotónico e isocinético. Inherentes a estas expresiones son las acciones musculares tanto concéntricas y excéntricas, así como las actividades cinéticas abiertas y las de cadena cerrada. La *Sociedad americana de fisiólogos del ejercicio*, elaboró unas recomendaciones entorno a los procedimientos más adecuados para la evaluación de la fuerza y la potencia muscular [29].

Independientemente de la expresión de la fuerza y la potencia muscular que se pretende evaluar existen ciertos aspectos a tener en cuenta de manera común a todos ellos.

Por una parte, es necesario planificar qué datos de las manifestaciones de la fuerza y la potencia muscular analizados van a ser relevantes; por ejemplo, en una prueba isocinética se puede elegir entre analizar el par máximo, el pico o potencia media, o el trabajo realizado por el/los grupos de músculos con un interés específico.

Por otra parte, habrá que analizar las medidas de seguridad más adecuadas antes de iniciar cualquier batería de pruebas. Esto incluye, la inspección se de los equipos utilizados, iluminación adecuada y temperatura, así como la eliminación de todos los peligros de accidente que se encuentren alrededor de la prueba. También deben estar protocolizados y conocidos por todo el personal de la prueba los procedimientos de actuación ante una posible emergencia. El personal de la prueba debe contar con todos los expertos necesarios que supervisen su desarrollo y dirijan al personal de apoyo. La atención a estas sencillas medidas de seguridad ayudará a garantizar la protección tanto del evaluador como del evaluado. El calentamiento, a pesar de que no existen pruebas científicas irrefutables, es otro elemento que previene los accidentes. Lo que si parece cierto, es que fisiológicamente la temperatura creciente del músculo produce un aumento de la elasticidad muscular y esto aminora la posibilidad de producir las lesiones asociadas al tipo de prueba. Este calentamiento debería incluir ejercicios tanto

de carácter general como específicos de la prueba. El calentamiento general debe consistir en actividades de intensidad ligera, diseñadas para elevar la temperatura muscular. El calentamiento específico debe incluir estiramientos estáticos de la musculatura que se someterá a la prueba, así como otras actividades similares o iguales a los movimientos reales de la prueba.

Estudios previos demuestran que la familiarización con los ejercicios de la prueba mejora el rendimiento obtenido en ella, este fenómeno se hace más evidente con sujetos que no habían tenido ninguna experiencia previa con los ejercicios de la prueba [30-31]. Esto es especialmente cierto para pruebas que requieren niveles relativamente más altos de habilidades motoras, tales como las pruebas isotónicas con pesos libres. Si es posible, los sujetos novatos deben disponer de un período de sesiones de familiarización antes de la prueba real.

La especificidad de la prueba es otra de las características que debe cumplir las pruebas de evaluación de la fuerza muscular, como por ejemplo realizar ejercicios de cadena cinética abierta o cerrada.

2.2.1. Pruebas isométricas

La principal ventaja de las pruebas de fuerza isométrica es que, con el equipo adecuado, es relativamente fácil y rápido realizar ensayos de grandes grupos de sujetos. Existe gran variedad de dispositivos para medir la fuerza isométrica. Estos incluyen tensiómetros por cable, calibradores de tensión, y dinamómetros isocinéticos. Con la excepción de aparatos isocinéticos, estos equipos son relativamente baratos. Además, los equipos con interfaz de grabación permiten el cálculo de variables adicionales, además de la fuerza, como la tasa de desarrollo de la fuerza. Las pruebas con múltiples ángulos de articulación permiten la determinación de la fuerza en toda la gama del movimiento.

La principal desventaja de las pruebas isométricas es que los valores de fuerza registrados son específicos del punto/s en el rango del movimiento en el que se produce la contracción isométrica, y por ello los valores obtenidos pueden estar poco correlacionados con los valores obtenidos en otras posiciones [32-33]. Además, dado que la mayoría de las actividades físicas son dinámicas, se ha cuestionado si las medidas de fuerza estática proporcionan datos de fuerza que sean específicos de las actividades

físicas más habituales, y hay resultados contradictorios en la literatura en cuanto a si las pruebas isométricas son predictivas del rendimiento dinámico [34]. Sin embargo, las pruebas de fuerza isométrica se han revelado como útiles para proporcionar información predictiva de las causas que conducen a varias de las lesiones profesionales asociadas a patrones dinámicos de levantamiento [35]. Además, los resultados contradictorios respecto a las relaciones entre estático y dinámico, pueden ser un reflejo del ángulo articular utilizado durante la prueba isométrica [32].

En general, las pruebas de fuerza isométrica han demostrado ser altamente fiables, obteniendo altos coeficientes de fiabilidad entre 0.85 y 0.99 [30].

Existe una serie de factores que deben tenerse en cuenta a la hora de realizar las pruebas isométricas. Estos incluyen el ángulo articular al que se realiza la prueba, el intervalo de recuperación entre repeticiones consecutivas, el número de repeticiones a realizar, la duración de la contracción, y el intervalo de tiempo durante el cual se calcula la fuerza o el par.

2.2.2. Pruebas isotónicas

La contracción isotónica se refiere a la contracción en la que se levanta un objeto de una masa fija contra la gravedad. La mayoría de los sistemas de entrenamiento con pesas, ya sea con máquinas o pesos libres, se denominan isotónicos. La etimología del término isotónico significa tensión constante (iso-), y es técnicamente inexacto ya que la fuerza necesaria para levantar un peso varía durante todo el rango del movimiento. Sin embargo, como el término isotónico está tan arraigado en el lenguaje de la fisiología del ejercicio, su uso es aceptado, siempre que se defina operacionalmente como se describe anteriormente y se utilice constantemente en ese contexto.

Las pruebas isotónicas se realizan típicamente en máquinas, que incorporan conjuntos de piezas de peso con los que ajustar el peso a vencer, o con el uso de pesos libres. El valor máximo de peso que puede levantar un sujeto en una repetición se denomina una repetición máxima (1 RM), y es la medida más comúnmente utilizada para la fuerza isotónica. También se utilizan otras medidas, como los 3 RM, 5 RM, de 10 RM [26]. Las ventajas de las pruebas isotónicas típicas son que el equipo necesario, a menudo, es fácilmente disponible y, al menos para los pesos libres, es relativamente barato. Además, dado que la mayoría de programas de entrenamiento de la fuerza hacen

hincapié en el trabajo isotónico, estas pruebas son específicas del entrenamiento que se realiza normalmente. Por otra parte, las pruebas isotónicas, en general, han sido validadas como fiables [30].

La crítica principal a las pruebas isotónicas es que la puntuación de la fuerza de 1 RM está limitada por el punto más débil del rango de movimiento, termino anglosajón conocido como “*sticking point*”. Por lo tanto, los músculos que se usan están trabajando de modo sub-máximo en las posiciones del rango de movimiento que no sean ese punto. Además, el resultado de 1 RM no proporciona información sobre la tasa de desarrollo de la fuerza o la fuerza generada durante el movimiento. Las pruebas típicas de 1 RM proporcionan una medida del rendimiento concéntrico y ninguna información sobre la capacidad excéntrica. Además, el levantamiento de 1 RM no puede ser específico, en términos de patrón de movimiento, del desempeño deportivo en cuanto a la velocidad de contracción y a la aceleración [30].

Existe el peligro de que los sucesivos intentos realizados hasta encontrar el peso máximo produzca una fatiga suficiente como para desvirtuar el resultado final [36], de modo que hay que tomar una serie de precauciones para evitarlo, estas incluyen la elección del peso inicial, los intervalos de descanso entre intentos, y los incrementos en el peso entre los intentos.

2.2.3. Pruebas isocinéticas

La contracción isocinética es la que se realiza manteniendo constante la velocidad angular o de giro de la palanca muscular que está trabajando. La fiabilidad de la evaluación isocinética se ha medido en repetidas ocasiones, y siempre con índices de fiabilidad altos [37-39]. Encontrándose resultados mejores en hombres jóvenes que en mujeres jóvenes [40]. Sin embargo, una gran variedad de factores deben ser controlados, o los datos no serán fiables ni válidos. Cuando se realizan pruebas de este tipo, deben ser considerados factores como el par máximo, el trabajo y la potencia. Existe una extensa gama de variables de rendimiento que se pueden extraer del análisis de los datos isocinéticos. Tres son particularmente importantes para la medición de la fuerza y de la potencia. El par máximo se define como el producto de la masa, aceleración y la longitud del brazo de palanca, es el par máximo producido en cualquier

parte del ROM¹, y es fácilmente identificado como la parte superior de la curva de par. Como tal, el par máximo es análogo a 1 RM isotónica expuesta anteriormente, y muestra una relación inversa con la velocidad. Este par máximo es un excelente indicador del nivel de fuerza máxima del sujeto sin tener que tener en cuenta el ROM. El trabajo de rotación se define como el producto del esfuerzo de torsión y la distancia recorrida y es más fácil de calcular como el área bajo la curva de par. Dado que el trabajo es contabilizado por la distancia recorrida y revela la capacidad del sujeto para producir par a lo largo del ROM, al igual que el par, el trabajo es inversamente proporcional a la velocidad. La potencia puede ser la variable que más datos abarque, ya que representa el esfuerzo de torsión, la distancia y el tiempo. La potencia se define como el cociente entre el trabajo y el tiempo, y muestra la relación parabólica con la velocidad. Estrictamente hablando, el par máximo es una medida de la fuerza máxima de un individuo mientras que el trabajo evalúa su capacidad para mantener el par de fuerza a lo largo del ROM de un miembro. La potencia, ya que utiliza el tiempo en su ecuación, puede ser un buen descriptor para expresar la fuerza explosiva. A continuación se presentan los principales factores que puede condicionar una prueba isocinética.

a) El aislamiento y la estabilización

Aislamiento en su forma más simple, se refiere a realizar pruebas de un único grupo muscular excluyendo cualquier otro grupo que pueda influenciar en los resultados de la prueba. Esto se logra mejor a través de la colocación apropiada y robusta, es decir, la estabilización del segmento corporal a analizar por la máquina isocinética mediante correas. Usando la extensión de la rodilla a modo de ejemplo, se debería asegurar la estabilización de la cintura al asiento de la máquina y al mismo tiempo del muslo, para de este modo, aislar en todo lo posible el movimiento producido en la articulación de la rodilla. El propósito es restringir el movimiento de extensión y flexión de la rodilla sin movimientos parásitos de la articulación de la cadera. Esto asegurará que sólo los cuádriceps y los isquiotibiales sean los grupos musculares que produzcan par de fuerza. Esta posible influencia externa de otros grupos musculares contaminaría los resultados de la prueba, y por consiguiente, hay que tratar de limitarla en todo lo posible [41].

¹ ROM= “*Range of Motion*”, rango de movimiento.



Figura 3. Estabilización del tronco, la cadera y el muslo durante una prueba isocinética.

b) Eje de movimiento

Todas las máquinas isocinéticas del mercado están formadas por un brazo de palanca conectada a la cabeza del dinamómetro. El par generado por el grupo muscular se registra a través de la rotación de la palanca. Es fundamental que el eje de rotación de la máquina y la articulación a prueba estén alineados. Si el eje de la palanca y el eje de la articulación no están alineados, las medidas de par no serán válidas [42].

c) Compensación de la gravedad

Dado que el ejercicio en un dispositivo isocinético se realiza normalmente en un ambiente de gravedad, hay que tener una consideración especial para tener en cuenta sus efectos. Utilizando como ejemplo una flexo-extensión de la rodilla en posición de sentado, para realizar el movimiento de extensión de la rodilla el sujeto debe levantar el peso de su extremidad y la del brazo de palanca del dinamómetro contra la gravedad. Sin embargo, durante la flexión, la gravedad ayuda al movimiento voluntario al tirar hacia abajo de la extremidad y de la palanca. En este escenario, el par de flexión puede estar artificialmente aumentado debido a la gravedad mientras que se produce el efecto contrario durante la extensión. De modo que este efecto debe verse compensado [4].

d) El rango de movimiento

Tanto el rango fisiológico como el total del movimiento ROM, deben ser considerados. Se definen de la siguiente manera: ROM fisiológico es el comienzo y el final anatómico del movimiento, mientras que el ROM total es el arco que se realiza durante la prueba dentro del ROM fisiológico. Por ejemplo, el movimiento del hombro va de 0 a 90 grados y de 90 a 180 grados de flexión. Ambos casos tienen el mismo ROM total (90 grados), pero muy diferente ROM fisiológico. Debido a que el ROM fisiológico está condicionado por la longitud del músculo y el grado de movimiento de la articulación de los brazos, son pertinentes y válidas las comparaciones entre la producción de esfuerzo con respecto al ROM fisiológico. Del mismo modo, los errores asociados a las mediciones del ROM pueden ampliarse a la hora de interpretar las variables de trabajo y potencia. Puesto que el trabajo es el producto de par de potencia por la distancia ($W=T \cdot D$), y la potencia está en función del trabajo y el tiempo ($P=W/T$), la distancia recorrida debe ser medida de manera muy precisa si se quiere utilizar con fines comparativos. Mediante el establecimiento de topes a cada extremo del ROM, el evaluador puede asegurar que todas las comparaciones inter e intra-sujetos tendrán el mismo ROM fisiológico y total.

e) Procedimiento estandarizado para las instrucciones y el ejercicio.

Las instrucciones dadas a los sujetos deben ser iguales de una prueba a otra y de un ejercicio a otro. No todos los individuos responden de la misma forma al estímulo verbal; por lo tanto, las instrucciones deben ser claras y sosegadas. Además, debido a que no es una máquina común, el sujeto puede tener problemas para familiarizarse con ella. Este desconocimiento puede provocar ansiedad en algunos sujetos, y dar lugar a malentendidos sobre los procedimientos de prueba. Por lo tanto, las órdenes verbales deben ser muy claras y precisas en cuanto a todas las facetas del procedimiento. Esto incluye, cómo sujetarse, cómo respirar, qué hacer con la extremidad contralateral, la manera de impulsar en ambas direcciones, cómo conseguir un esfuerzo máximo, cómo debe ser una repetición completa, el número de repeticiones a realizar, así como otras que se estimen de interés.

Dado que la máquina, principalmente, y el ejercicio son nuevos para la mayoría de los sujetos, es posible que necesiten realizar varios ensayos de la prueba con el fin de lograr

sensaciones fiables del máximo esfuerzo de torsión. Se recomienda realizar tantas repeticiones como sea necesario para entender completamente lo que se requiere durante el proceso de evaluación.

En cuanto al número de repeticiones que debe incluir cada prueba, se determinará dependiendo del tipo de información que se desee obtener de la prueba. Para analizar la fuerza máxima no hay necesidad de realizar más de cinco repeticiones, pero para analizar la resistencia a la fuerza se deben realizar muchas más repeticiones.

Un estado neuronal de pre-activación de la musculatura de la extremidad a evaluar se ha demostrado que afecta a las variables de fuerza de una manera significativa, produciendo un par superior [43-44].

Además, la primera repetición (a partir de un punto muerto sin una acción de los músculos antagonistas previa) se ha demostrado que da lugar a sub-fases más grandes de aceleración con anterioridad a la fase de velocidad constante. Por lo tanto, la primera repetición (de cinco) durante la prueba de la fuerza puede ser descartada del análisis de datos, y del resto de las repeticiones posteriores que cuentan ya con un estado de pre-activación.

f) La velocidad

Muchos de los dinamómetros del mercado tienen un rango de velocidad entre 0 y 500 grados por segundo ($^{\circ}/s$). El evaluador debe decidir qué velocidad desea utilizar para la prueba o el entrenamiento que se va realizar en función del resultado deseado. Ensayar a varias velocidades puede ser beneficioso para aleatorizar la secuencia con el fin de controlar los efectos de cada una de las velocidades [45].

g) Desequilibrios bilaterales

Algunos dinamómetros pueden evaluar ambas extremidades al mismo tiempo. Cuando las pruebas o el entrenamiento se realiza de esta manera, el evaluador debe ser consciente del fenómeno del desequilibrio o déficit bilateral, es decir, cuando las dos partes están realizando la acción máxima del músculo al mismo tiempo y el par resultante es inferior a la suma de los miembros individuales probado de manera aislada [46-48].

h) Rango de carga

Se ha demostrado varias veces, que los dinamómetros isocinéticos, a pesar de sus presuntos requerimientos de movimiento isocinético, no son estrictamente isocinéticos [49-54]. El ejercicio en un dispositivo isocinético consta de tres fases principales de movimiento: aceleración, velocidad constante y desaceleración. Inherente a estas fases existen acontecimientos únicos que pueden confundir los datos de prueba y por lo tanto la interpretación de los resultados [55-56]. Sin embargo, la fase de aceleración, durante la cual se capturan lecturas de datos de velocidad isocinética, se lleva a cabo sin resistencia en el dinamómetro. En otras palabras, hay una parte del ROM disponible durante la cual no hay carga externa cuantificable. El ROM con carga externa o el ROM en que existe una coincidencia entre la velocidad isocinética y la del movimiento de las extremidades se conoce como índice de carga, este se vuelve cada vez más pequeño a medida que se incrementa la velocidad [49-54].

En la práctica, esto significa que a medida que la velocidad pre-seleccionada de un dispositivo isocinético se incrementa el individuo recibe una sobrecarga externa a través de una porción cada vez menor de la amplitud completa. Uniendo este efecto, con el hecho de que el par es inversamente proporcional a la velocidad, y que el resultado es un ejercicio de baja resistencia durante un corto arco del movimiento a altas velocidades durante el ROM restante, como la aceleración o desaceleración. En otras palabras, el ejercicio en un dispositivo isocinético a altas velocidades es sobre todo un intento de alcanzar la velocidad pre-seleccionada (aceleración) o reducir la velocidad antes de llegar al contacto con el tope (desaceleración).

i) Velocidad y par

Antes de que la extremidad reciba la resistencia de la máquina, esta debe pasar por una fase de aceleración en vacío [57]. Una vez que se alcanza la velocidad preseleccionada el dispositivo frena el movimiento. Durante esa fase de aceleración se produce una velocidad superior a la pre-seleccionada y también un par superior al obtenido posteriormente [57-58]. El efecto de este freno es suave a bajas velocidades, como 60°/s., pero aumenta en magnitud con el incremento de velocidad. Este efecto debe tenerse en cuenta por el evaluador para eliminar esos datos de los cálculos finales.

j) Oscilación del brazo de palanca

Otro aspecto inherente en la evolución del par es la oscilación del brazo de palanca. Esto ocurre inmediatamente después del sobrepasar el par. Justo después de la fase de aceleración, hay un período de oscilación del brazo de palanca que está en función de la longitud de la palanca y el proceso de frenado para contrarrestar el exceso de velocidad que ocurre en la fase previa [57]. La extremidad implicada está unida al eje del brazo de palanca del dinamómetro distalmente, pero produce par proximal con un efecto parecido al de una caña de pescar al oscilar de atrás a delante. A mayor longitud de brazo de palanca mayor oscilación se produce, y mayor velocidad del extremo distal después de desacelerar hasta la velocidad del extremo proximal [57, 59]. La probabilidad de error se incrementa con la utilización de máquinas con brazos de palanca de este tipo, ya que puede ser imposible determinar las medidas reales de par, además de arrojar datos extraños.

k) Punto de frenado del brazo y picos isométricos.

En el otro extremo de la repetición, la aceleración inicial se convierte en desaceleración para terminar con la interrupción del movimiento del brazo de palanca. Muchos de los elementos de confusión que se generan durante la fase de aceleración se producen en orden inverso durante la desaceleración. La máquina comienza a disminuir el brazo de palanca en previsión de su detención previa a la vuelta en sentido contrario en ese punto. Esto hace que el brazo de palanca oscile un poco y como resultante se genere un gran pico de par isométrico y, al final de la repetición, el brazo de palanca se vea afectado por el tope mecánico [60]. Este pico aumenta con el aumento de la velocidad ya que la extremidad y la palanca se mueven mucho más rápido tras el impacto. En estos puntos puede llegarse a generar un par que doble el par generado durante el rango de carga y no debe confundirse con el par real producido por el músculo [39, 42, 61].

l) Procedimientos Estandarizados de las pruebas isocinéticas

En primer lugar, se debe ajustar la posición del eje del banco para que esté alineado con el eje supuesto de rotación de la articulación que se prueba. El sujeto debe estar, ya sea en la posición de sentado o acostado, con la inclinación posterior regulada por una escala de medida. La extremidad contralateral estará asegurada con correas en la cintura

y el torso. Los brazos y las piernas, que no se usen, estarán bien asegurados o agarrados con correas. El rango de movimiento para que se detenga mecánicamente se fijará tanto en el inicio como en el final del ROM deseado para la prueba. El cojín del brazo de palanca se colocará para que la cara inferior esté justo encima del punto más distal de la extremidad. El calentamiento en el dispositivo isocinético se compondrá de tres extensiones y flexiones concéntricas submáximas a intensidad creciente (25%, 50% y 75%), a un porcentaje menor al de la más lenta utilizada en la prueba [62]. Además cada sujeto completará dos repeticiones a la intensidad máxima de cada velocidad, seguido de un descanso de un minuto antes de la prueba. Se podrán realizar las repeticiones que el sujeto necesite para encontrarse cómodo con la prueba.

La prueba de fuerza y potencia comienza en un punto muerto de la extremidad del sujeto, en un extremo del ROM, y consistirá en cinco flexiones y extensiones concéntricas con la corrección de la gravedad compensada, y un descanso de 30 s. entre cada velocidad [63]. Se animará verbalmente al sujeto a que llegue hasta los topes mecánicos en cada movimiento de extensión y de flexión. Durante la ejecución se proporcionarán estímulos verbales iguales a todos los sujetos, pero no visuales de los resultados obtenidos. Las repeticiones primera y última se descartarán, utilizando sólo las otras tres para su análisis, y se eliminarán todos los datos anteriormente comentados que puedan contaminar los resultados obtenidos.

La repetición de datos se reduce entonces a las variables de fuerza, par máximo (valor máximo), par medio (media de todas las repeticiones), trabajo total (producto del esfuerzo de torsión máximo y la distancia) o de trabajo promedio (media producto del esfuerzo de torsión y la distancia) y se expresa en libras-pie (pies/libra) o Newton-metro (Nm), potencia media (Par/tiempo transcurrido) y potencia instantánea (producto del esfuerzo de torsión y la velocidad) y se expresan en vatios.

m) Pruebas de repetición múltiple

Cualquier discusión en torno a las adaptaciones asociadas a los estímulos de entrenamiento, debe incluir las diferencias individuales entre la musculatura de ambas extremidades y el tipo de fibra que predispone a algunos sujetos para alcanzar mayores ganancias de fuerza relativa a las características inherentes de fuerza/velocidad o potencia/velocidad, Thorstensson et al. [64], partiendo de la hipótesis de que la calidad

muscular juega un papel importante en la expresión de la fuerza, tomó muestras de biopsia muscular para detectar el porcentaje de fibras de contracción lenta (ST) y de contracción rápida (FT), en relación con la velocidad máxima de los movimientos de extensión de la rodilla en un estado de descarga, registró el par máximo isométrico e isocinético a 180°/s. Los resultados del test de fuerza evidenciaron que no existían diferencias entre los individuos con bajos y altos porcentajes de fibras musculares (FT) cuando eran comparados isométricamente. Sin embargo, cuando la velocidad máxima fue medida, se encontraron diferencias significativas. Es decir, los sujetos con un mayor porcentaje de fibras (FT) mostraron una mayor velocidad máxima y fuerza, con una correlación positiva de $r= 0.75$ entre el par máximo a 180°/s., y el porcentaje de fibras (FT). Se concluyó que una alta proporción de fibras musculares (FT) es ventajoso para la producción de fuerza a velocidades altas, siendo éstas necesarias para obtener éxito en actividades deportivas específicas.

Otros estudios, estudiaron la relación entre la arquitectura muscular y la curva de velocidad y fuerza isocinética [65]. Los resultados mostraron que el mayor par a altas velocidades está relacionado con las fibras de contracción rápida (FT) y el número de fibras en serie. En concreto, los individuos con más sarcómeros obtuvieron menor reducción del par a velocidades rápidas, mientras que los sujetos con mayor área de sección transversal de músculo mostraron los resultados de par mayores a velocidades bajas.

Por otra parte, examinó la relación entre la composición de la fibra muscular, la aceleración máxima y el par de los extensores de la rodilla, y obtuvo correlaciones positivas entre la velocidad punta y la aceleración ($r= 0.69$), así como entre la aceleración y el porcentaje de fibras de contracción rápida ($r= 0.4$) con una tendencia hacia una correlación positiva entre la aceleración y las fibras de contracción rápida [66].

2.2.4. Pruebas para analizar la capacidad de salto

El salto vertical VJ², es una prueba muy utilizada para evaluar la potencia muscular en las piernas. Hay una gran variedad de procedimientos y tipos de VJ recogidos en diferentes estudios [67]. Hay dos formas primarias de VJ: el salto desde posición de sentadilla SJ³, y el salto con contra movimiento CMJ⁴. En el SJ, los sujetos bajan hasta una posición de sentadilla y tras una breve pausa, saltan lo más rápido y tan alto como sea posible. En este salto no está permitido ir hacia abajo (contra movimiento) inmediatamente antes de saltar hacia arriba. En cambio, en el CMJ, desde la posición de pie y erguido, el sujeto se deja caer hasta la posición de sentadilla, y sin pausa salta hacia arriba lo más alto posible. Además, tanto el SJ como el CMJ, se pueden realizar con o sin el uso del movimiento de los brazos. Cuando se emplea el movimiento de los brazos, el sujeto es instruido para lanzar los brazos hacia delante y hacia arriba durante el salto [68]. Cuando no se permite el movimiento de los brazos, los sujetos pueden ser obligados a colocar las manos en las caderas [69], o sujetas a la espalda [70].

Los resultados que se obtienen con el CMJ son más altos en altura y potencia que con el SJ [71], como los encontrados por Sayers, et al [68], donde las alturas obtenidas con el CMJ fueron un 7% mayores que con el SJ, y las diferencias de potencia pico fueron del 2.6% a favor de CMJ. Asimismo, el uso de los brazos se ha demostrado que aumenta significativamente los resultados obtenidos tanto con el SJ (10 cm.) como con el CMJ (11 cm.) [72]. En la actualidad, no existe un consenso con respecto a si el empuje de los brazos debe, o no debe, ser utilizado durante el VJ. Sin embargo, algunos autores han argumentado que en el SJ es preferible el uso del CMJ por las siguientes razones [68]. En primer lugar, la ejecución técnica utilizada por los sujetos en el CMJ es más variable que la utilizada en el SJ. En segundo lugar, las ecuaciones de regresión para predecir el pico de potencia, calculadas sobre la base de la altura del salto y la masa corporal, son más precisas cuando se utilizan datos de SJ. Independientemente de si se permite el empuje de los brazos, o si se utiliza el SJ o el CMJ, cuando se utiliza el SJ se ha demostrado que el ángulo de flexión de la rodilla, y la posición del pie, afectan al rendimiento [73], obteniéndose resultados que demuestran que la altura optima de salto se produce con un ángulo óptimo de la rodilla de aproximadamente 115°, con los pies

² VJ=Vertical Jump

³ SJ=Squat Jump

⁴ CMJ=Counter Movement Jump

separados por unos 50-10 cm. lateralmente y 5 pulgadas en su parte antero-posterior. Sin embargo, otros estudios han empleado diferentes ángulos de la articulación de la rodilla, y algunos estudios han permitido determinar a los sujetos su propio ángulo idóneo de la rodilla en la posición inicial. Al igual que con la posición de los brazos, ya que el uso de diferentes posiciones de partida puede afectar al rendimiento del VJ, por lo que esta posición de partida debe ser igual en las diferentes repeticiones del salto que se efectúen, y deben tenerse en cuenta cuando la evaluación de los datos de la prueba sean publicados.

Existe una gran variabilidad en la literatura sobre el calentamiento más adecuado para este tipo de pruebas de salto vertical. Algunos autores que analizaron sujetos no entrenados, utilizaron tres saltos de práctica submáxima antes de la prueba real y se encontró un ICC⁵ de 0.96 al repetir la prueba de salto vertical [74]. El cambio de posición del centro de gravedad corporal fue la variable dependiente. Estos resultados sugieren que tres ensayos de práctica son suficientes para generar resultados fiables de salto vertical. Otros estudios concluyen que, de tres a cinco saltos submáximos de práctica, son suficientes para que sujetos no entrenados logren la máxima técnica de salto, aunque no se presentan suficientes datos que apoyen esta afirmación [72].

Existe un conjunto de variables que se pueden derivar de los VJ, aunque la medición directa de la producción de energía requiere el uso de una plataforma de fuerza, las estimaciones de la potencia muscular se puede hacer usando las ecuaciones de predicción que incorporan la altura vertical obtenida con el salto y la masa corporal[68]. La fórmula de Lewis ha sido la más comúnmente usada para estimar la potencia de salida durante la prueba de VJ; sin embargo, la validez de esta fórmula ha sido cuestionada por Sayers et al [68], que presentaba otra ecuación, basada en el SJ, que predice de manera más precisa la potencia muscular: El pico de potencia (vatios) = $60.7 \times (\text{salto [cm.] de altura}) + 45.3 \times (\text{de masa corporal [kg.]}) - 2055$.

Para las pruebas de campo, el uso de la ecuación de Sayers et al, es sencilla, y sólo requiere la capacidad de registrar la masa corporal y la altura del VJ. Para grabar la altura de VJ se utilizan principalmente dos acciones: En primer lugar, los sujetos simplemente marcan con tiza en los dedos en una pared en posición lateral de pie y con el brazo extendido y pegado a la pared, en segundo lugar vuelven a marcar, con los

⁵ ICC=Intraclass correlation coefficients

dedos en el punto más alto de un salto, la diferencia entre ambas marcas es la distancia obtenida en el salto.

a) Test de triple salto monopodal

Las pruebas de salto longitudinal son capaces de evidenciar la fuerza y la potencia muscular así como la estabilidad postural. El triple salto monopodal es un buen ejemplo de ello.

El test de triple salto monopodal se diseñó para evaluar la fuerza muscular, la coordinación neuromuscular y la estabilidad articular de las piernas [75-76], y se considera de utilidad, ya que requiere un sencillo equipo y un tiempo mínimo, además de permitir que se use una sola de las extremidades (contralateral), cuando existe una lesión, como referencia para comparar con la otra extremidad [75-77]. Diseñadas para reproducir las demandas del deporte y el ejercicio, estas pruebas son utilizadas por recuperadores físicos para determinar la preparación de un individuo para volver a entrenar o competir después de una lesión o enfermedad. Los investigadores utilizaron inicialmente estas pruebas en la evaluación de los pacientes posquirúrgicos de rodilla, especialmente aquellas con las reconstrucciones del ligamento cruzado anterior, y se determinó la validez de esta prueba de salto como una medida clínica objetiva en poblaciones sanas [75]. Esta prueba se puede utilizar para detectar las asimetrías anormales de las extremidades [78]. Además, con las pruebas de salto a una sola pierna se pueden evaluar estas asimetrías de manera objetiva y han demostrado ser fiables [75-77, 79]. Sin embargo, las consecuencias clínicas del déficit de rendimiento de una pierna a otra no están aún bien comprendidas. Otras pruebas de salto a una sola pierna con sujetos cuyo ligamento cruzado anterior estaba dañado encontraron que en el 52% de los sujetos existían asimetrías anormales en sus extremidades [76]. No obstante, no fueron capaces de detectar la causa principal de esas limitaciones funcionales [76]. Otros estudios [80], encontraron correlaciones entre el triple salto monopodal y la fuerza isocinética del cuádriceps a 60°/s. y 180°/s. ($p < 0.001$). Otros estudios analizaron también la influencia de diferentes características cinemáticas en el resultado del salto, y las diferencias entre sexos, en triple salto bajo la especialidad reglamentaria de atletismo, para atletas de edades escolares, encontrándose que los hombres saltaban un 10.4% más que las mujeres ($p < 0.01$), y que entre otras la velocidad horizontal tenía una correlación positiva con la distancia de salto ($r > 0.70$) [81].

Procedimiento:

La prueba consiste en colocar la prolongación de la zapatilla, a la altura del dedo pulgar del pie de batida, tras una línea marcada en el suelo y realizar tres saltos consecutivos máximos con el apoyo de la misma pierna de batida, iniciando la serie con la pierna dominante y permitiéndose el balanceo de los brazos. Se mide la distancia de saltó desde la línea de salida hasta el punto en el que la parte más posterior del talón contacta con el suelo en el tercer apoyo [79]. Se permiten hasta tres ensayos de práctica con cada pierna, para evitar los efectos de la fatiga, y luego se ejecutan las tres series de salto con cada pierna, repitiéndose en caso de que el sujeto pierda el equilibrio. Se anota la distancia máxima alcanzada en los tres ensayos. La fiabilidad de este protocolo estandarizado ha sido validada ($p < 0.05$) [79].

2.3. ANÁLISIS DEL EQUILIBRIO FUNCIONAL

Un equilibrio o un control postural pobre, se asocia con lesiones o caídas en muchas tipologías de poblaciones y, en consecuencia, se considera que es un componente fundamental de las habilidades motoras básicas [82-83]. El equilibrio es en general definido como la capacidad de mantener el centro de gravedad del cuerpo dentro de su base de apoyo y se puede dividir en equilibrio estático y dinámico. El equilibrio estático es la capacidad de mantener el cuerpo en equilibrio estático o dentro de su base de apoyo [84-85]. El equilibrio dinámico entraña más dificultad porque requiere la habilidad de mantener el equilibrio durante la transición de una posición dinámica a una estática [86]. Tanto el equilibrio estático como el dinámico requieren una efectiva integración de registros visuales, vestibulares y propioceptivos para producir una respuesta eferente a controlar el cuerpo dentro de su base de apoyo [87-88]. Mejorar el equilibrio con el entrenamiento en una población sana tiene efectos positivos en la reducción de lesiones [89]. Los ejercicios de equilibrio disminuyen la posibilidad de sufrir esguinces de tobillo [89], así como en general menores tasas de lesión en las extremidades inferiores de atletas [90]. A pesar de esta evidencia que sugiere que el entrenamiento del equilibrio disminuye lesiones, no se sabe si las mejoras en las tasas de lesiones se correlacionan con las mejoras en la capacidad de equilibrio. Hay varios estudios que han evaluado los efectos del entrenamiento del equilibrio en las habilidades de control del equilibrio estático y dinámico [91-96].

Entre las diferentes pruebas que existen para la evaluación del equilibrio dinámico, el test funcional de equilibrio dinámico “*Star Excursion Balance Test*” (SEBT) es uno de los más utilizados y validados dentro del ámbito deportivo [97-105]. Esta prueba consiste en trazar sobre el suelo ocho líneas rectas en forma de asterisco, de 1.9 cm de ancho y 120 cm. de largo cada una, con un ángulo de intersección entre ellas de 45°. La superficie no debe ser demasiado deslizante ni demasiado adherente. El objetivo es alcanzar, con el pie que se encuentra sin apoyo, la mayor distancia posible en cada una de las líneas, manteniendo la postura durante un segundo para realizar la medición y luego volver al centro y quedarse durante diez a quince segundos antes de realizar el siguiente movimiento. Para iniciar la prueba se ubica la extremidad a evaluar en el centro de la figura, movilizándola en sentido anterior para continuar hacia el sentido medial (Figura 4). Al realizar la prueba en el sentido lateral y posterolateral la

pierna en movimiento debe pasar por detrás de la que se encuentra en apoyo. Se permite a los sujetos realizar tres ensayos de la prueba en cada uno de los ocho sentidos, para reducir el factor aprendizaje. Una vez terminado el tiempo de práctica, se da un tiempo de descanso de 5 minutos y se procede a evaluar la primera extremidad. Una vez finalizada, se dan nuevamente 5 minutos de descanso para luego continuar con la extremidad contraria. Se registra la distancia máxima, con una marca sobre la línea, en cada intento. Al concluir los tres intentos se procede a registrar las distancias obtenidas, yendo desde el centro del asterisco hasta la marca. Los resultados obtenidos se corrigen con la longitud de la extremidad (sujeto en posición de decúbito supino, se mide longitud desde la espina iliaca antero superior hasta el centro del maléolo tibial) a fin de normalizar la muestra dividiendo la longitud lograda en centímetros entre la longitud de la extremidad y multiplicando por 100. Las mediciones en las que el sujeto no toque la línea con el pie mientras mantiene el peso en la pierna de apoyo, levante el pie de apoyo del centro de la estrella, pierda el equilibrio en cualquier momento del ensayo, o no se mantenga en las posiciones del comienzo y de término, son desechadas y deben repetirse [97-101, 103-107].

Plisky et al [107] han descrito, tras analizar a 235 jugadores de baloncesto, que una diferencia mayor de 4 cm. (valores normalizados según la longitud de la pierna) entre la pierna derecha e izquierda, en el eje anterior, aumenta significativamente ($P < 0.05$) hasta 2.5 veces la probabilidad de tener una lesión del tren inferior [85]. Además, los mismos autores describen que las jugadoras con una distancia alcanzada global, menor al 95% de la longitud de las piernas, aumenta 6.5 veces más la probabilidad de tener una lesión del tren inferior [107].



Figura 4. Simulación de un sujeto realizando el “Star Excursion Balance Test” sobre el límite posterior y el límite anterior.

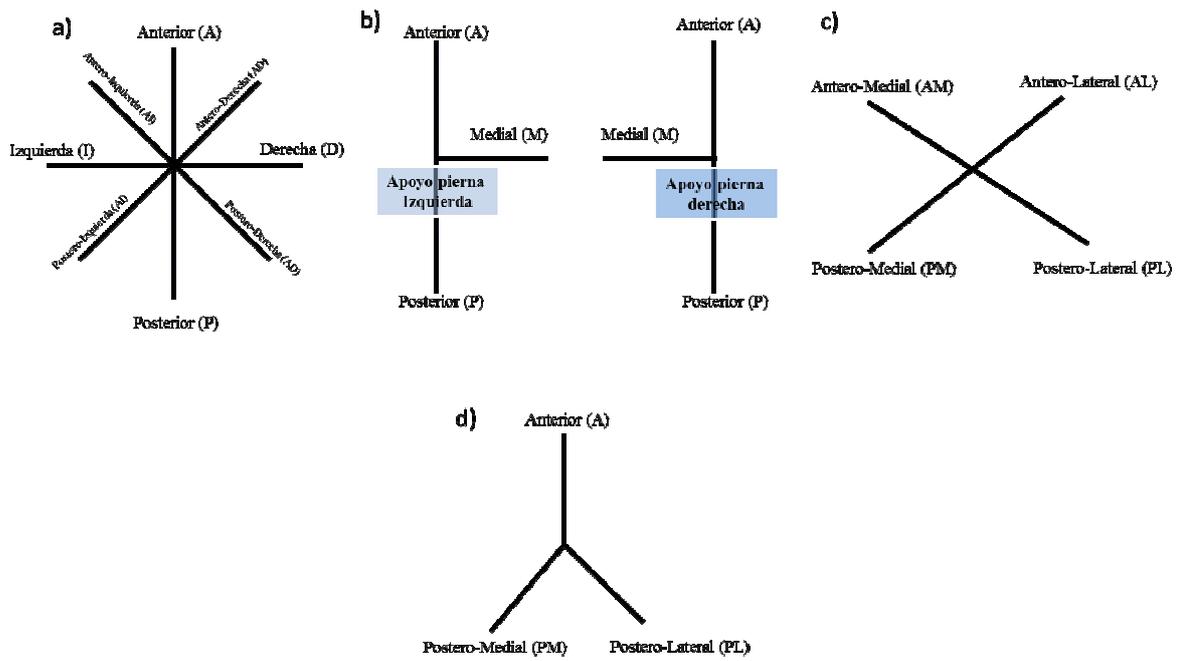


Figura 5. Representación gráfica de los sistemas de coordenadas más utilizados para el “Star Excursion Balance Test”.

2.4. ADAPTACIONES MUSCULARES, ARQUITECTURA MUSCULAR Y SUS FACTORES

2.4.1. Tipos de adaptaciones

Según González et. al [28], la capacidad de un sujeto para desarrollar adaptaciones al entrenamiento de la fuerza depende de diferentes factores, que pueden ser de cuatro tipos:

- a) Estructurales, o relacionados con la arquitectura muscular.
- b) Nerviosos, relacionados con las unidades motoras.
- c) Los relacionados con el ciclo estiramiento-acortamiento.
- d) Hormonales.

Por la temática del presente estudio, a continuación profundizaremos en las adaptaciones a nivel estructural.

2.4.2. Arquitectura muscular

La arquitectura muscular es “*la disposición de las fibras musculares dentro de un músculo relativa al eje de generación de fuerza*” [108]. Muchos, sino todos, los músculos esqueléticos del ser humano están caracterizados por una disposición peniforme⁶ de sus fibras en relación a los puntos de origen e inserción sobre la aponeurosis o el tendón [109]. Los músculos peniformes pueden tener disposiciones de sus fascículos bastante diferentes entre sí (Figura 6). La disposición de estos fascículos es probablemente el mayor determinante de la capacidad de fuerza que es capaz de generar un músculo, siendo este parámetro más importante que el tipo de fibras [110]. Por norma general, los músculos con mayor ángulo de inserción de los fascículos y, por tanto, con fascículos más cortos, son capaces de producir contracciones de mayor fuerza [111], y/o producir fuerzas sobre un menor rango relativo de movimiento [108]. Algunos ejemplos de este tipo de músculos son los proximales de la pierna (ej. vasto

⁶ En el argot también se usa el término *peneado* (del inglés *pennate*), que alude a *angulado*.

externo), los músculos pequeños como aquéllos involucrados en la masticación [111], y aquéllos responsables del control postural como el soleo o el tibial posterior. Amplios ángulos de los fascículos pueden ser observados igualmente en músculos que se amarran en largos tendones, como el gastrocnemio lateral. Por el contrario, los músculos que participan comúnmente en movimientos que requieren cambios de longitud significativos o velocidades de contracción elevadas tienden a caracterizarse por la presencia de fascículos largos con ángulos de inserción relativamente pequeños [110, 112]. Ejemplos de estos músculos son el aductor mayor y menor, cuyos fascículos largos con reducidos ángulos de inserción permiten generar fuerzas sobre un amplio rango de movimiento durante la flexión y aducción de la cadera, así como la porción larga del bíceps femoral, que es ampliamente reclutada durante las carreras de velocidad [113].

Son tres los métodos más utilizados en la bibliografía para el estudio de la arquitectura muscular. El primero de ellos fue la *dissección de cadáveres*, siendo el único método directo para dicho propósito [114-117]. Su principal desventaja es la dificultad para extrapolar los datos obtenidos a seres vivos, especialmente cuando los músculos se encuentran activados, pues los procedimientos de fijación y los tratamientos aplicados a los músculos disecados pueden producir cambios morfológicos en los tejidos. Debido a estos problemas, y al hecho de trabajar con cadáveres, se utiliza habitualmente la modelización biomecánica mediante mediciones *in vivo*. El segundo método es la *resonancia magnética nuclear*, método no invasivo e inocuo de referencia para el cálculo del área de sección transversal (CSA) y volumen de un grupo muscular [118-120]. Su principal desventaja es el coste de los equipos. En último lugar, las imágenes obtenidas por *ecografía*, descrita posteriormente con mayor detalle, constituyen el método más utilizado para el análisis de la arquitectura muscular *in vivo*. Es un método relativamente barato, no invasivo e inocuo que ha mostrado ser válido [121-123] y fiable para dicho propósito [124-126]. La principal desventaja es la necesidad de utilizar protocolos de medición estrictos para asegurar su reproducibilidad.

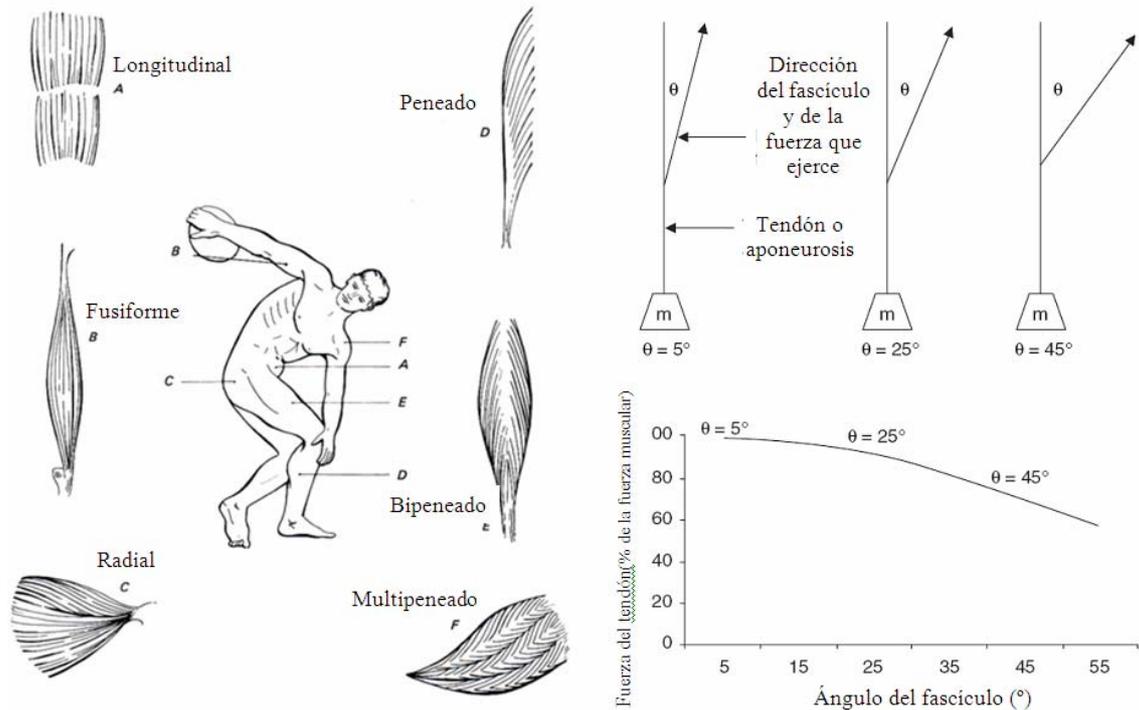


Figura 6. Izquierda: Diferentes tipos de músculos en función de la orientación de sus fibras. Derecha: Efecto del ángulo del fascículo en la cantidad de fuerza dirigida a lo largo del eje del tendón. Al incrementar el ángulo del fascículo (θ), disminuye la proporción de fuerza transmitida al tendón (fuerza del tendón = suma de la fuerza de las fibras / \cos [ángulo de las fibras]), en donde la fuerza de las fibras se representa por la flecha unida al tendón o aponeurosis. El tendón se une a una masa (m) que representa la inercia del sistema sobre el que el complejo músculo-tendón funciona. El efecto del ángulo del fascículo en la proporción de fuerza generada directamente sobre el tendón es mínimo cuando el ángulo es moderado (ej. $<25^\circ$), pero incrementa de forma no lineal según va aumentando el ángulo, tal y como muestra el gráfico. Figuras de la derecha adaptadas de Blazevich [127].

a) Variables a estudiar en arquitectura muscular

Las principales variables que se estudian sobre la arquitectura muscular, y que se describirán a continuación, son: la *longitud de los fascículos*, el *ángulo de peneación*⁷, el *grosor muscular*, el *área de sección transversal anatómica* y el *área de sección transversal fisiológica*.

Longitud de los fascículos

Los fascículos musculares son fibras (células musculares) agrupadas y envueltas por una membrana denominada perimysio. Cada fibra muscular está formada por

⁷ También se denomina así al ángulo de inserción de los fascículos en los tendones o aponeurosis.

sarcómeros⁸ en serie de una longitud constante. Dado que el cálculo el número de sarcómeros *in vivo* es complicado debido a su reducido tamaño, los estudios sobre arquitectura muscular miden la longitud de los fascículos musculares, que sí son visibles en las imágenes obtenidas por ecografía. En principio, podría ser un problema asimilar la longitud de los fascículos a la longitud de las fibras y, por tanto, al número de sarcómeros en serie; sin embargo, las fibras están conectadas en serie y el comportamiento real de un fascículo es equivalente al de una única fibra de su misma longitud [108]. Esta distinción es importante, pues la longitud de las fibras musculares y, por tanto, de los fascículos, se relaciona proporcionalmente con la velocidad de acortamiento del músculo al que pertenecen [108, 117, 128]. Tener un mayor número de sarcómeros en serie posibilita un mayor acortamiento por unidad de tiempo [3, 128, 129] y, por tanto, una mayor velocidad de acortamiento del músculo (Figura 7).

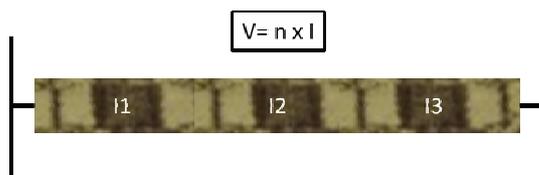


Figura 7. Modelo mecánico del músculo en donde se muestra que al tener más sarcómeros activados en serie se consigue una mayor velocidad de acortamiento durante la contracción muscular. V = velocidad desarrollada por la fibra; n = número de sarcómeros en serie; l = velocidad de acortamiento por cada sarcómero; F = fuerza total producida.

El incremento en el número de sarcómeros incrementa el coste energético de la producción de fuerza, dado que esta no mejora con el incremento en el consumo de energía de los sarcómeros. Es más, desde un punto de vista teórico es posible que el consumo de energía por sarcómero se incremente debido a la absorción de energía de los sarcómeros vecinos en estructuras proteicas como la tinina [130, 131], los puentes cruzados [132] y los filamentos de actina y miosina [133], así como por la re-disposición del entramado de bandas Z [134]. De este modo, los músculos que contienen fascículos largos producen fuerza en un amplio rango de movimiento y a elevadas velocidades de contracción, pero el coste energético de producción de fuerza es elevado [127].

⁸ Unidad anatómica y funcional del músculo formada por las proteínas actina y miosina.

Ángulo de peneación

En la bibliografía el ángulo de peneación se ha definido de dos formas distintas. Algunos autores lo definen como el ángulo entre los fascículos musculares y el eje mecánico del músculo [108, 118, 135]. Otros lo definen como el ángulo de inserción de los fascículos musculares en las aponeurosis del músculo [122, 126, 136-140]. La segunda definición presentaría un problema para aquellos músculos donde el tendón tiene una línea de acción distinta a la del eje mecánico del músculo. Sin embargo, se ha señalado que la influencia del ángulo de la aponeurosis en la transmisión de la fuerza de los fascículos al tendón es despreciable y, por ello, el ángulo fascículos-aponeurosis puede ser considerado como ángulo de peneación [141]. Por este motivo, en el presente trabajo utilizaremos el término *ángulo de peneación* como el ángulo de los fascículos con la aponeurosis del músculo.

Al incrementar el ángulo de peneación se reduce la proporción de fuerza transmitida por las fibras directamente sobre el tendón, siendo este efecto mínimo cuando el ángulo es moderado ($<25^\circ$), (Figura 7). Sin embargo, este ángulo incrementa la capacidad de generación de fuerza por tres motivos. Primero, para un mismo volumen muscular, un mayor ángulo de peneación permitirá tener una mayor área de sección fisiológica y, en consecuencia, una mayor capacidad de generar fuerza [142]. Segundo, el ángulo de peneación probablemente incremente la fuerza generada al permitir a las fibras trabajar cercanas a su estado de acortamiento óptimo. Las fibras en los músculos peneados rotan a la vez que se contraen [143], por lo que el recorrido del tendón es mayor que el acortamiento individual de una fibra. De acuerdo a la relación longitud-tensión, hay una longitud óptima del sarcómero en la que la fibra produce la mayor cantidad de fuerza. Dado que la longitud óptima del sarcómero parece estar en longitudes en las que se genera la mayor fuerza, las fibras con menor capacidad de acortamiento para un determinado recorrido del tendón están, probablemente, más cerca de su capacidad óptima de generación de fuerza. Tercero, en los músculos peneados se producirá una contracción más fuerte por la relación de las curvas fuerza-velocidad y fuerza-longitud, ya que éstos tienen una menor distancia de acortamiento al contar con fascículos de menor longitud.

Grosor muscular

El grosor muscular se define como la distancia perpendicular entre la aponeurosis superficial y la profunda [116, 136, 144, 145]. Es una medida lineal, obtenida generalmente de un corte obtenido por ecografía. Esta variable se correlaciona significativamente con el área de sección transversal (CSA) [146, 147], y ha sido ampliamente utilizada para registrar variaciones producidas por diferentes tipos de entrenamiento [18, 142, 148, 149], ya que se han observado las variaciones producidas en el grosor muscular inducidas por fases agudas de entrenamiento de la fuerza [150], constatándose aumentos del grosor del cuádriceps de un 3.9% ($p < 0.01$) [151]. La combinación de esta variable con medidas antropométricas ha sido empleada para el cálculo de volúmenes musculares [123, 142, 152-154]. La disminución del grosor muscular ha sido determinada como una de los responsables en la paulatina disminución de la velocidad de carrera en atletas a medida que avanza su edad [155].

Área de sección transversal anatómica (CSA ó ACSA)

El área de sección transversal anatómica es un corte perpendicular al eje mecánico de un músculo. Debido a la relativa facilidad con la que se obtiene y a ser un buen indicador del tamaño del músculo ha sido ampliamente utilizado en la literatura [18], especialmente midiéndose en varios lugares del músculo [156], o si se busca el corte en el que el músculo presente un mayor CSA [157]. También ha sido utilizado como indicador de la máxima fuerza que puede generar un músculo, así como para medir su tensión específica [142, 156, 157]. Este uso ha sido criticado, pues el CSA puede infravalorar el área total de las fibras que componen el músculo y, por tanto, no correlacionar bien con la fuerza máxima [142, 158]. Sin embargo, es más fácil calcular el CSA que el área de sección transversal fisiológica (PCSA) y, por ello, se utiliza más en la literatura. La utilización del CSA medido por RMN es más práctica que el PCSA, pues el tiempo de escaneo y de posterior análisis de las imágenes es menor, además de ser similar ambas correlaciones con la fuerza máxima [157]. No obstante, en los casos en los que se utilice el CSA se buscará el punto del músculo donde éste sea máximo, e incluso, se valorará en varios lugares para reducir al mínimo los posibles errores asociados al uso de esta variable (Figura 8). En otros casos es el volumen muscular el que resulta tener una correlación altamente significativa con la fuerza de los flexores y

los extensores, en este caso del codo, de deportistas ($r = 0.95$ y 0.96 , respectivamente) [142].

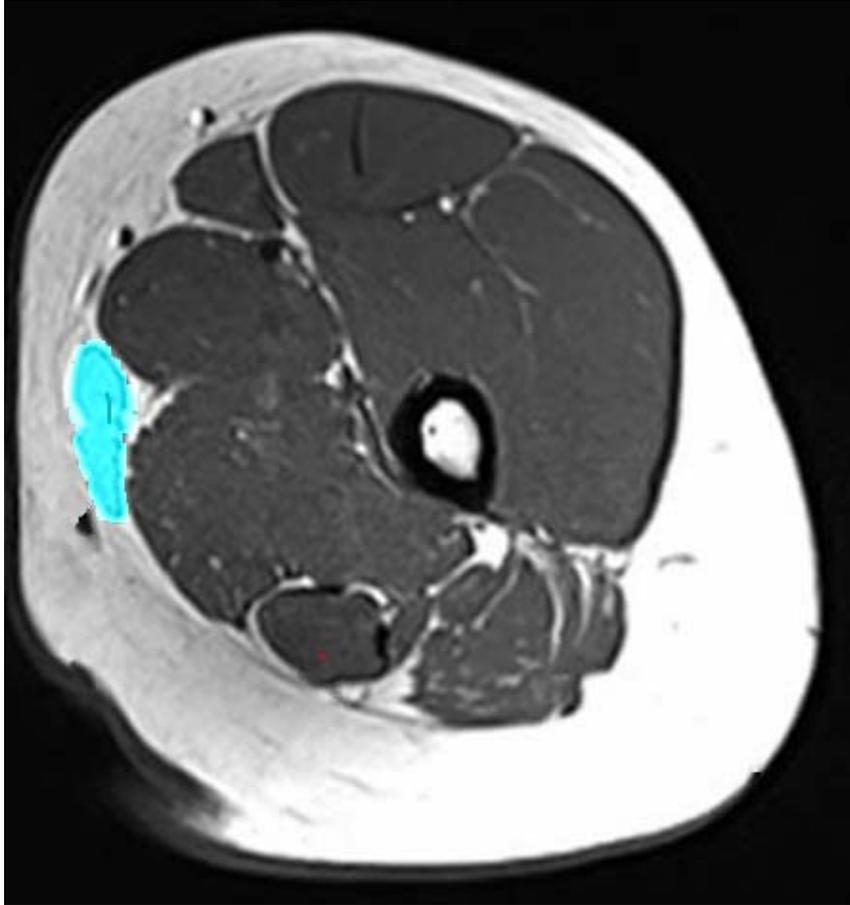


Figura 8. Delimitación del perímetro en el músculo grácil, sobre el que se ha calculado el área de sección transversal anatómica en una imagen obtenida por resonancia magnética nuclear.

Área de sección transversal fisiológica (PCSA)

El PCSA es el área resultante de un corte perpendicular a la dirección de todas las fibras en paralelo que forman un músculo. El PCSA es igual al CSA en los músculos rectos, pero no coinciden en los músculos con un ángulo de peneación diferente de cero. Esta variable arquitectónica muscular es directamente proporcional a la fuerza máxima generada por el músculo [108, 109, 117], aunque tiene el inconveniente de que no puede ser medido directamente *in vivo* [157] y debe ser calculada a partir de otros parámetros [158-160]. El PCSA es usado por varios autores para determinar la tensión específica de un músculo [18, 109, 115, 142, 157, 158, 160], siendo la opción a escoger cuando se quiera hacer cálculos exactos de fuerza por unidad de tejido contráctil.

$$PCSA = \frac{V \cdot \cos \alpha}{L_f}, \text{ donde } V = \text{volumen muscular}, \alpha = \text{ángulo de peneación}$$

y L_f = longitud del fascículo

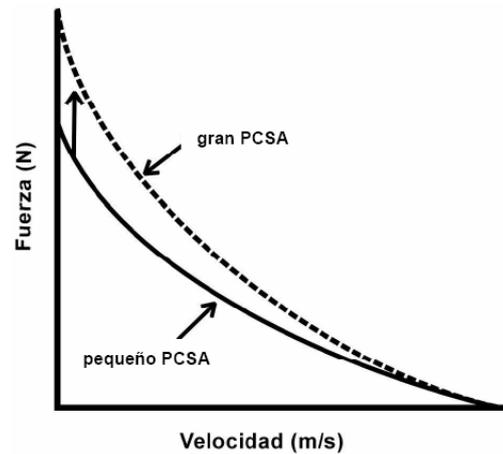
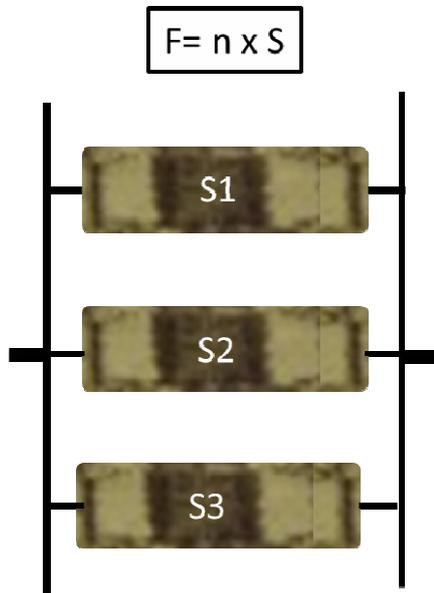


Figura 10. Efecto que tiene sobre la curva fuerza-velocidad la hipertrofia muscular. Los músculos con mayor área de sección transversal fisiológica (PCSA) desplazan esta curva hacia arriba, por lo que principalmente se gana fuerza.

Figura 9. Modelo mecánico que explica la proporción que existe entre la fuerza y el número de sarcómeros activados en paralelo. Al hipertrofiarse un músculo aumenta el número de sarcómeros en paralelo. F es la fuerza total producida, n es el número de sarcómeros en paralelo y S es la fuerza producida por cada uno de ellos.

b) Diferencias en la arquitectura muscular

Existen estudios que han analizado si las variables descritas para la arquitectura muscular están influenciadas por la edad, sexo, raza y modalidad deportiva. A continuación se exponen los principales resultados de estos estudios.

Arquitectura muscular en función de la edad

La fuerza aumenta desde la niñez hasta la edad adulta y vuelve a disminuir según se envejece. Estas modificaciones están relacionadas con varios factores, entre otros, con la arquitectura muscular. En el gastrocnemio medial el ángulo de peneación y el grosor aumentan desde el nacimiento hasta el final de la adolescencia, donde alcanzan un valor estable [161]. Los primeros ángulos de peneación que aparecen en las primeras etapas

cumplirían la función de proteger los tendones y las inserciones en las aponeurosis de una excesiva tensión. Se ha sugerido que la menor rigidez del tejido tendinoso en niños, comparada con adultos jóvenes, actuaría evitando lesiones asociadas con un sistema músculo-esquelético inmaduro [162].

Respecto al envejecimiento, no todos los músculos siguen la misma dinámica. Se ha observado que con la edad se produce una mayor disminución del grosor muscular y ángulo de peneación en el vasto lateral que en el gemelo medial o tríceps braquial [163, 164]. La menor atrofia del gastrocnemio medial respecto al vasto lateral puede ser debida a la mayor activación del primero en tareas cotidianas como la marcha respecto al segundo. En cuanto a la comparación con el tríceps braquial, debe tenerse en cuenta que la musculatura del miembro inferior sufre antes las pérdidas de fuerza, y su posterior atrofia, que las del miembro superior [165], lo que hace que los cambios arquitectónicos sigan la misma dinámica.

Arquitectura muscular en función del sexo

Se ha observado que el ángulo de peneación es mayor en hombres que en mujeres para un mismo músculo [136, 140, 144]. Existen dos hipótesis que explican estas diferencias. Por una parte el mayor CSA que presentan los hombres correlaciona significativamente con mayores ángulos de peneación y, por tanto, sería el responsable de estas diferencias [136, 140]. Por otra parte se ha indicado que la tensión específica del cuádriceps experimenta diferente evolución en hombres que en mujeres con la edad, disminuyendo en los hombres y manteniéndose en las mujeres [166].

Arquitectura muscular en función de la raza

Los mejores rendimientos en sujetos de raza negra en pruebas anaeróbicas de velocidad podrían llevar a pensar en diferencias arquitectónicas respecto a la raza blanca. En un estudio que analizó jugadores de fútbol americano de raza negra y blanca, no se encontraron diferencias significativas en la arquitectura muscular [137]. Posteriormente se observó que la forma del músculo tiene relación con el rendimiento en la carrera de velocidad [167], observándose que el centro de masas del segmento estudiado está más cerca del eje de giro articular, lo que reduce la inercia y permite que los segmentos se muevan a una mayor velocidad. El único estudio que hemos encontrado que justifica la

razón de que los atletas de raza negra tienen mejor rendimiento en pruebas de velocidad, observó un comportamiento viscoelástico diferente entre ambas razas, teniendo una mayor rigidez el componente contráctil del tríceps sural en la raza negra [168].

Arquitectura muscular en función de la modalidad deportiva

La arquitectura muscular del vasto lateral en deportistas de resistencia (fondistas de élite), presentó diferencias significativas respecto a un grupo de sujetos sedentarios en el ángulo de peneación (mayores) y en la longitud de los fascículos (menores) [13]. Los fondistas también mostraron diferencias en el complejo músculo-tendinoso respecto de un grupo de sujetos sedentarios, siendo más rígido en los primeros, lo que les permite tener una mayor eficacia en sus acciones musculares [169].

Respecto a los deportes de fuerza, los atletas con grandes masas musculares tienen mayores grosores que los sedentarios, sin embargo, los ángulos de peneación no siguen siempre esta misma tendencia, pues en algunos deportistas de fuerza son mayores y en otros son similares a poblaciones sedentarias. En el tríceps braquial se han observado mayores ángulos de peneación en culturistas respecto a sujetos sedentarios [122]. Se ha observado que a mayor grosor de los músculos del cuádriceps mayor fuerza isométrica se genera [45].

Algunos estudios han observado una correlación entre el grosor muscular y el ángulo de peneación del tríceps braquial en deportistas olímpicos de diferentes modalidades [139]. No obstante, en un grupo de *powerlifters*⁹ se constató que el grosor muscular y el peso libre de grasa no correlacionaban con el ángulo de peneación, pero sí con la longitud de los fascículos del tríceps braquial y del vasto lateral [146]. La mayor longitud de los fascículos actuaría limitando los cambios en el ángulo de peneación que provoca el aumento del tamaño del músculo y, en consecuencia, manteniendo la eficacia en la transmisión de fuerza. El alargamiento de los fascículos asociado a grandes grosores musculares, sólo se produciría a partir de un determinado nivel de entrenamiento [146, 170, 171] en sujetos que hubiesen sufrido aumentos extremos de tamaño muscular, y sería un paso posterior al aumento de los ángulos de peneación asociado a una mayor curva de los fascículos musculares [170, 172]. Este alargamiento podría estar provocado

⁹ Practicantes de la modalidad deportiva denominada powerlifting, que consiste en el levantamiento de potencia de un peso libre, en los ejercicios de press de banca, sentadilla y el peso muerto.

por el aumento de la longitud de los sarcómeros, o por un mayor número de ellos en serie [173]. Al alcanzar un ángulo de peneación crítico, el músculo podría seguir aumentando de tamaño sin que el ángulo aumentase. Al limitarse la pérdida de fuerza por el ángulo de peneación, mejoraría la tensión específica [170].

En último lugar, en los deportes en los que prima la fuerza explosiva se han observado menores ángulos de peneación y mayores longitudes de los fascículos. Se han observado correlaciones entre la longitud de los fascículos en el miembro inferior y el rendimiento en la carrera de 100 m. [3, 174]. Al comparar velocistas con fondistas se observó una mayor longitud de los fascículos en los primeros [13], lo que posibilitaría una mayor velocidad de acortamiento de los músculos.

2.5. LA CARRERA Y LAS PRUEBAS DE VELOCIDAD MEDIO FONDO Y FONDO EN EL ATLETISMO

2.5.1. Biomecánica de la carrera

La biomecánica se puede descomponer en dos ramas que se describen en función del objetivo que persiguen: Por una parte la *cinemática*, cuyo fin es describir la geometría del movimiento en el espacio y en el tiempo. Por otra parte la *cinética*, que pretende encontrar las causas que lo producen identificando y cuantificando las cargas mecánicas que participan en el movimiento y su acción sobre el deportista.

La biomecánica de la carrera se centra en el estudio de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y los movimientos de éste durante la carrera, y ayuda a averiguar la forma en la que ciertos cambios en la ejecución técnica de carrera pueden llegar a influir en el rendimiento del corredor, y como una serie de parámetros biomecánicos pueden predisponer a un corredor a las lesiones. La biomecánica de la carrera se centra en el movimiento de las extremidades inferiores y las fuerzas que se enfrentan en cada contacto de los pies con el suelo.

a) Cinemática de la carrera

La carrera está compuesta por una fase de apoyo unipodal y otra fase de vuelo, durante la cual los dos pies no tienen contacto con el suelo. La unidad básica para el estudio de la carrera es la zancada. Cuando se habla de ciclo completo de carrera se refiere a dos zancadas, desde el instante en el que un pie toma contacto con el suelo hasta que ese mismo pie vuelve a contactar [175]. A su vez las fases de la carrera se pueden subdividir de la siguiente forma [176]:

Fase de apoyo:

Instantes característicos:

- **Contacto:** Instante de inicio del movimiento, en el que cualquier parte del pie apoya en el suelo, generalmente el talón (retropié), mediopié o antepié.
- **Apoyo plantar:** Instante en el que se produce el apoyo de toda la planta del pie.

- Apoyo del CDG¹⁰: Instante en el que la proyección del centro de gravedad pasa sobre la articulación metatarsiana.
- Despegue del talón: Instante en el que el talón o retropié despegue del suelo.
- Despegue de la punta del pie: Instante en el que abandona el suelo.

Subfases:

- Fase de recepción o frenado: Incremento de tiempo comprendido entre el contacto y el apoyo plantar.
- Fase de transición: Incremento de tiempo comprendido entre el apoyo plantar y el despegue del talón.
- Fase de impulso o propulsiva: Incremento de tiempo comprendido entre el despegue del talón y despegue de la punta del pie.

Fase de vuelo:

Instantes característicos:

- Altura máxima del CDG: Instante en el que el centro de gravedad alcanza su máxima altura.
- Velocidad máxima del muslo: Instante en el que el segmento del muslo alcanza su máxima velocidad anteroposterior.
- Contacto del pie contrario: Instante en el que el pie contrario toma contacto con el suelo.

Subfases:

- Fase de recobro: Incremento de tiempo comprendido desde que el pie despegue del suelo hasta que el CDG alcanza la altura máxima.
- Fase de avance: Incremento de tiempo comprendido entre el instante en el que el CDG llega a su altura máxima hasta que el pie contrario contacta de nuevo con el suelo.

La zancada tiene como variables de mayor importancia, desde el punto de vista biomecánico, la frecuencia y la longitud. De ellas depende la velocidad que puede llegar

¹⁰ CDG=Centro de gravedad corporal.

a desarrollar un ser humano en carrera. A su vez, la longitud de zancada se puede descomponer en tres distancias, cuyo estudio es de importancia para analizar como se produce el avance del centro de gravedad del corredor [176]:

- *Distancia de impulso o propulsiva*: Longitud en sentido anteroposterior comprendida entre el último punto de contacto del pie con el suelo hasta la proyección vertical del centro de gravedad.
- *Distancia de vuelo*: Longitud recorrida por el centro de gravedad en el aire.
- *Distancia de recepción o frenado*: Longitud comprendida entre la distancia de la proyección vertical del centro de gravedad en el suelo hasta el mismo punto de contacto del pie contrario al de despegue.

La cinemática de las extremidades inferiores en el plano sagital durante la carrera implica flexión y extensión de la cadera, la rodilla, el tobillo y las articulaciones metatarsofalángicas. En una revisión de Abe, et al [175], sobre la cinemática en el plano sagital en la carrera en función de la velocidad de carrera, se centró principalmente en las relaciones entre la longitud de zancada, el ritmo de zancada, y los desplazamientos del centro de gravedad. Más adelante, Williams [177] presentó un extensa revisión de la cinemática de las extremidades inferiores durante la carrera y, en particular, documentó los efectos de la velocidad de carrera en la cinemática. En estos estudios se describe la cinemática del plano sagital durante la carrera.

Articulación de la cadera

Con el pie en apoyo la cadera se flexiona entre 25° y 30° y se modifica levemente durante el tiempo inmediatamente después de contacto con el suelo. La (Figura 11a) muestra que el muslo del sujeto está en 26° de flexión en el apoyo de talón. El muslo permanece en esa posición durante al menos 65 ms. antes de empezar a extenderse. Hacia la mitad de la fase de apoyo de la zancada, la cadera comienza a extenderse desde la rodilla y la articulación del tobillo. El muslo está a 22° de extensión cuando el pie deja de tener contacto con el suelo (Figura 11b). La extensión de este movimiento continúa hasta que el pie despegue del suelo, y en este punto la cadera se encuentra a

unos 20° de extensión. A velocidades de carreras mayores, cuando la fuerza propulsiva también es mayor la extensión de la cadera, puede aumentar alrededor de 5°.

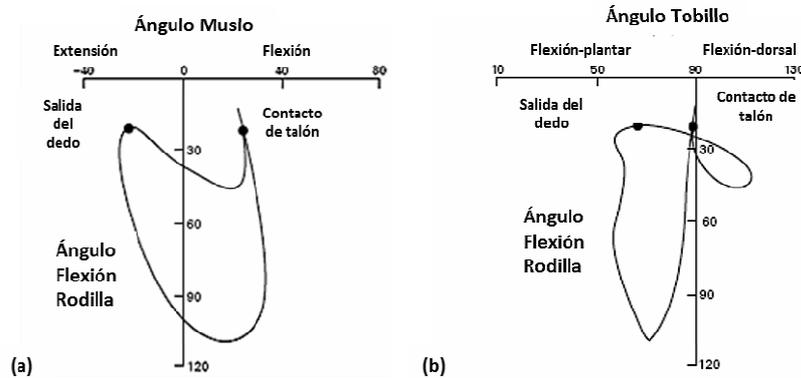


Figura 11. *Ángulo de flexión de la rodilla como una función de (a) el ángulo del muslo y (b) el ángulo del tobillo de una zancada completa a una velocidad de $3,8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Ángulo del muslo se expresa en relación con la vertical. Adaptada de Cavanagh [178]*

Articulación de la rodilla

La rodilla no está completamente extendida en el apoyo del pie, si no levemente flexionada en torno a 10°. Otros 20-30 ° de flexión se suman al movimiento en cuanto comienza la fase de apoyo de la zancada cuando la velocidad vertical del pie del corredor disminuye y la fuerza del impacto con el suelo se amortigua [179].

Como la cadera, la rodilla y el tobillo comienzan a extenderse durante la segunda mitad de la fase de apoyo, el pie empuja contra la superficie de apoyo y el centro de gravedad corporal se acelera hacia arriba y hacia adelante. La rodilla no entra en extensión completa durante la última parte de la fase de apoyo, ya que se mantiene entre 15-20° de flexión (Figura 11a).

La flexión de la rodilla durante la primera parte de la fase de apoyo es un mecanismo natural que protege parte de la fuerza del impacto. Aunque el pico de fuerzas de impacto con el suelo aumenta con el aumento de la velocidad de carrera, existe una clara relación entre la flexión de rodilla y la velocidad de carrera, pero aún no se ha establecido con exactitud. De hecho, la máxima flexión de rodilla durante la fase de apoyo sólo aumenta en unos pocos grados con el aumento de la velocidad de carrera.

Articulación del tobillo

Los diferentes patrones de apoyo de los pies pueden llegar a tener gran influencia en los patrones de movimiento de los tobillos, observándose tanto flexión dorsal como flexión plantar.

La mayoría de los corredores realizan el primer momento del contacto con la superficie de carrera con su retropié y, estos corredores, inicialmente hacen un contacto con el tobillo en flexión plantar aproximadamente 5°. La (Figura 11a y 11b) muestra la relación entre el movimiento del tobillo y el de la rodilla durante la carga del peso corporal. Inmediatamente después del apoyo de talón hay unos grados iniciales de flexión plantar a los que les siguen unos 15-20° de flexión dorsal. En la segunda mitad de la fase de apoyo, como se extiende la rodilla, el tobillo realiza una flexión plantar de hasta 30° antes de que el dedo se levante del suelo. Investigaciones acerca de las características de los flexores plantares, como la longitud de los músculos y las características de la actividad muscular han demostrado que los músculos flexores plantares actúan excéntricamente para controlar la flexión dorsal del tobillo durante el apoyo [178]. La contracción muscular concéntrica se produce sólo en el primer 15 a 20% del período de apoyo [178].

Articulación metatarsofalángica

Cuando se corre descalzo la articulación metatarsofalángica experimenta una flexión dorsal de alrededor de 30° durante la última mitad de la fase de apoyo. Sin embargo, cuando se corre calzado el rango de movimiento de las articulaciones metatarsofalángicas se ve influenciado en gran medida por el diseño de calzado. Las zapatillas deportivas para correr están diseñadas con un rebaje en la puntera para facilitar el despegue del pie.

El uso de zapatillas deportivas para correr con rebaje en la puntera causa una ligera flexión dorsal de las articulaciones metatarsofalángicas, lo que reduce dicha flexión durante el empuje de la fase de despegue.

Cinemática de la parte posterior del pie en el plano frontal

La carrera es a menudo considerada como una actividad en línea recta, con el movimiento de los segmentos de la extremidad inferior ocurriendo sólo en el plano de

progresión (plano sagital). Sin embargo, los movimientos de las extremidades inferiores que se producen de manera perpendicular a este plano (plano frontal) también deben ser considerados. De hecho, el movimiento del retropié en relación con el segmento tibial o la parte delantera del pie, tiene una gran influencia en muchas de las lesiones.

El aumento de la velocidad al caminar, se logra mediante el aumento tanto del ritmo de zancada como de la longitud de esta. Sin embargo, el aumento de ritmo de zancada es el contribuyente más importante al aumento de la velocidad.

Con la longitud de zancada mayor que se alcanza cuando se corre, que puede llegar a ser dos veces superior que cuando se camina a grandes pasos, la cadera se rota hacia delante para alinear la pierna con la línea medial del cuerpo en el momento del apoyo del pie en el suelo. Como no hay fuerza en el pie durante la fase de impulsión, la rotación pronunciada de la cadera hace que el retropié se oriente hacia una supinación para el momento de apoyo. Esto hace que el pie haga el primer contacto con el suelo a lo largo de su borde exterior. Inmediatamente después, el pie realiza un rápido movimiento de pronación provocado por la fuerza del apoyo. Está comúnmente admitido que la pronación excesiva es un factor de riesgo asociado a muchas de las lesiones más frecuentes producidas por correr [180].

Eversión bidimensional del retropié

A pesar de que la pronación de la articulación subastragalina implica un movimiento en los planos frontal y horizontal, y está asociada a la flexión dorsal del tobillo (movimiento tridimensional), el análisis bidimensional de la eversión del retropié en relación con el segmento tibial (en el plano frontal) puede proporcionar información valiosa sobre la biomecánica de la carrera. La figura 12 muestra cómo la parte posterior del pie se traslada de una inversión inicial a una eversión mayor durante la fase de apoyo de la carrera. Si el eje de eversión del retropié coincide con la línea media del calcáneo y el astrágalo (Figura 13a), el punto inicial de contacto entre el talón y la superficie de apoyo crea un momento de inflexión, que tiende a dar la vuelta al retropié. Para un corredor, el espesor del material de la suela, debajo de la parte posterior del pie, aumenta la longitud del brazo del momento en que la fuerza del impacto actúa sobre el eje de la inversión-eversión (Figura 13b).

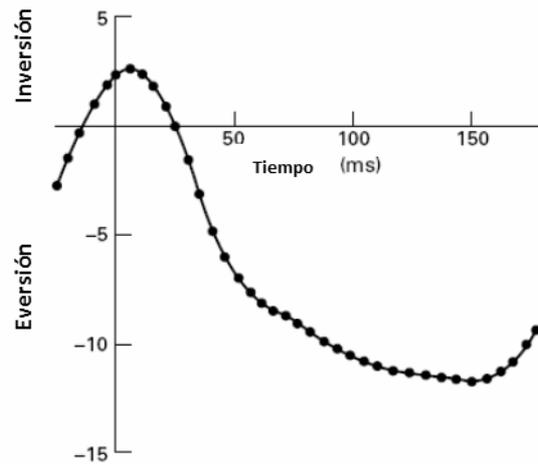


Figura 12. : Orientación de la parte posterior del pie en un plano frontal en relación al eje longitudinal del segmento tibial durante la fase de apoyo de la carrera. El ángulo hace referencia a la orientación de los dos segmentos del pie. El apoyo del talón se produce en el momento 0. Adaptada de Hawley [179]

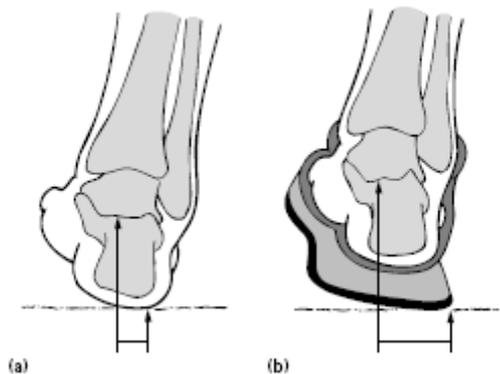


Figura 13. Brazo de fuerza en el momento de eversión en el plano frontal en carrera (a) descalzo y (b) con zapatillas deportivas con amortiguación en la media suela. Adaptada de Hawley [179]

Esto explica que correr con zapatillas deportivas normales (sin sistema de control de pronación), por lo general, produce mayor pronación que correr descalzo.

Desarrollo Tridimensional de la pronación de la articulación subastragalina

El eje de la pronación de la articulación subastragalina no está en ninguno de los planos anatómicos convencionalmente utilizados. La acción de pronación de la articulación subastragalina es un movimiento en tres dimensiones que involucra una eversión del retropié en el plano frontal y una rotación externa relativa a la tibia en el plano horizontal. Estos movimientos se asocian con la flexión dorsal del tobillo en el plano sagital. En general, se acepta que la medición cinemática de las extremidades inferiores en tres dimensiones proporciona una descripción más precisa, además de proporcionar

otros dos componentes del movimiento. El análisis tridimensional de la pronación subastragalina durante la carrera experimenta tres tipos o fases del movimiento [181]. Durante el 10-11% inicial del apoyo se define por la flexión plantar de la eversión combinada y conjunta de la articulación astragalocalcáneo-talocrural y una mínima rotación tibial interna. En el siguiente 37% del apoyo se produce una eversión combinada y conjunta de la articulación astragalocalcáneo-talocrural, junto con la rotación tibial interna. La mayoría, pero no todos, de los corredores estudiados muestran una eversión durante la última mitad del período de apoyo, en relativa contradicción con el pensamiento convencional de que la supinación, o por lo menos la inversión, se produce en la etapa posterior a esta posición. Comparando las mediciones entre la visión tridimensional y la bidimensional se observan diferencias de hasta el 20% para el componente de inversión-eversión. Tales diferencias dependen en gran medida del estilo de carrera así como los componentes del movimiento sobre los demás ejes.

Rotaciones del fémur y la tibia alrededor de sus ejes longitudinales

La estructura de la articulación subastragalina entre la tibia y el astrágalo es tal que, cualquier eversión del retropié que se produce durante la pronación, se acompaña de rotación interna de la tibia (Figura 14). También hay rotación externa del fémur de la cadera debido a la rotación externa durante la fase de apoyo de la carrera. Debido a la rotación de estos huesos largos en direcciones opuestas, el potencial existente de pares de fuerzas que se genera en la rodilla puede exponer a estas estructuras y tejidos blandos de la articulación de la rodilla a una lesión [182]. Sin embargo, existe una gran variabilidad de propensión a esta lesión de rodilla dependiendo de cada individuo [182]. Las diferencias individuales en la posición del tobillo y la carga del pie durante el contacto pie en el suelo, así como la integridad de los ligamentos del tobillo, determinan la cantidad de rotación interna de la tibia. Sin embargo, la combinación de eversión excesiva del retropié y la transferencia del movimiento de rotación interna de la tibia, es un buen predictor de lesiones por sobrecarga de la rodilla [180].

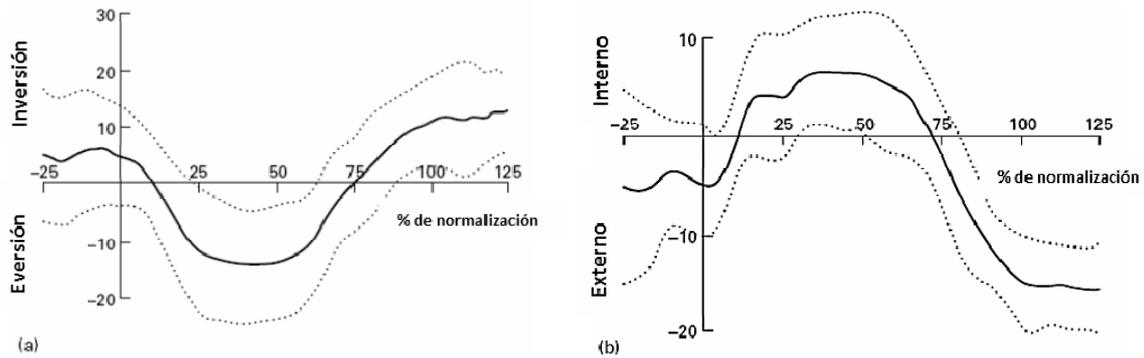


Figura 14. Media de movimiento (líneas continuas), desviación estándar (línea punteada) de la parte posterior del pie en relación con el segmento tibial en el plano frontal (a), y media de movimiento del segmento tibial en relación con el retropié en el plano horizontal (b), durante la fase de apoyo en zapatillas de correr con una cuña varo insertada para regular la pronación. Adaptada de Hawley [179]

Cinética de la carrera

La medición de las fuerzas (cinética) que subyacen a los movimientos del cuerpo durante la carrera proporciona información directa de las cargas a las que el cuerpo se somete en cada contacto con el pie en el suelo. Las características de las Fuerzas de Reacción del Suelo (FRS), la distribución de la presión en la superficie plantar del pie y los perfiles de aceleración de los segmentos de la extremidad inferior son de uso general en la biomecánica deportiva para medir estas cargas. Cada uno de estos parámetros está estrechamente relacionado en el contacto del pie y genera una fuerza de reacción del suelo que se aplica a los pies. Esta fuerza de reacción se distribuye bajo la superficie plantar del pie y su efecto es acelerar distintos segmentos del cuerpo y transmitir la fuerza hacia los segmentos adyacentes.

Fuerza de reacción del suelo (FRS)

La fuerza generada entre el pie y el suelo suele dividirse en tres componentes que actúan en ángulo recto (Figura 15). La componente vertical de la FRS (F_z) se opone al movimiento hacia abajo del cuerpo, y está causada por la gravedad antes de la propulsión hacia arriba durante las próximas fases de vuelo. La componente anteroposterior (AP), de la FRS actúa en la dirección de la progresión: puede reducir o aumentar la velocidad de carrera. El componente mediolateral (ML), de la FRS actúa en ángulo recto a la dirección de la progresión, por lo tanto es responsable de los cambios de dirección. El componente vertical (F_z) (Figura 16a) es, con mucho, el componente

más importante seguido, por el AP (Figura 16b) y el ML (Figura 16c). En atletas aficionados corriendo a una velocidad de $3.75 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, los picos F_z , AP y ML llegan a ser aproximadamente de 2.2, 0.5 y 0.2 del peso corporal (PC), respectivamente.

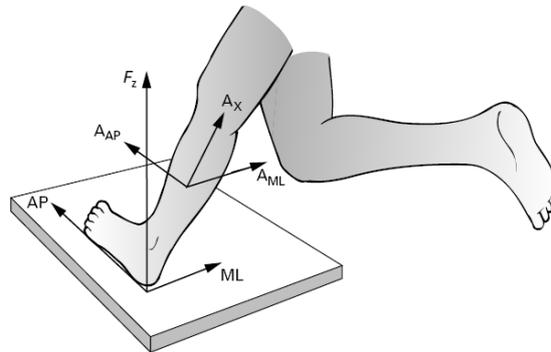


Figura 15. Componentes de la fuerza de reacción del suelo que actúan en el pie, y componentes de la aceleración segmentaria experimentada por el segmento tibial durante la carrera. AAP, aceleración anteroposterior; AML, mediolateral de la aceleración; AX, aceleración axial; AP, fuerza anteroposterior; F_z , fuerza vertical, ML, fuerza mediolateral. Adaptada de Hawley [179]

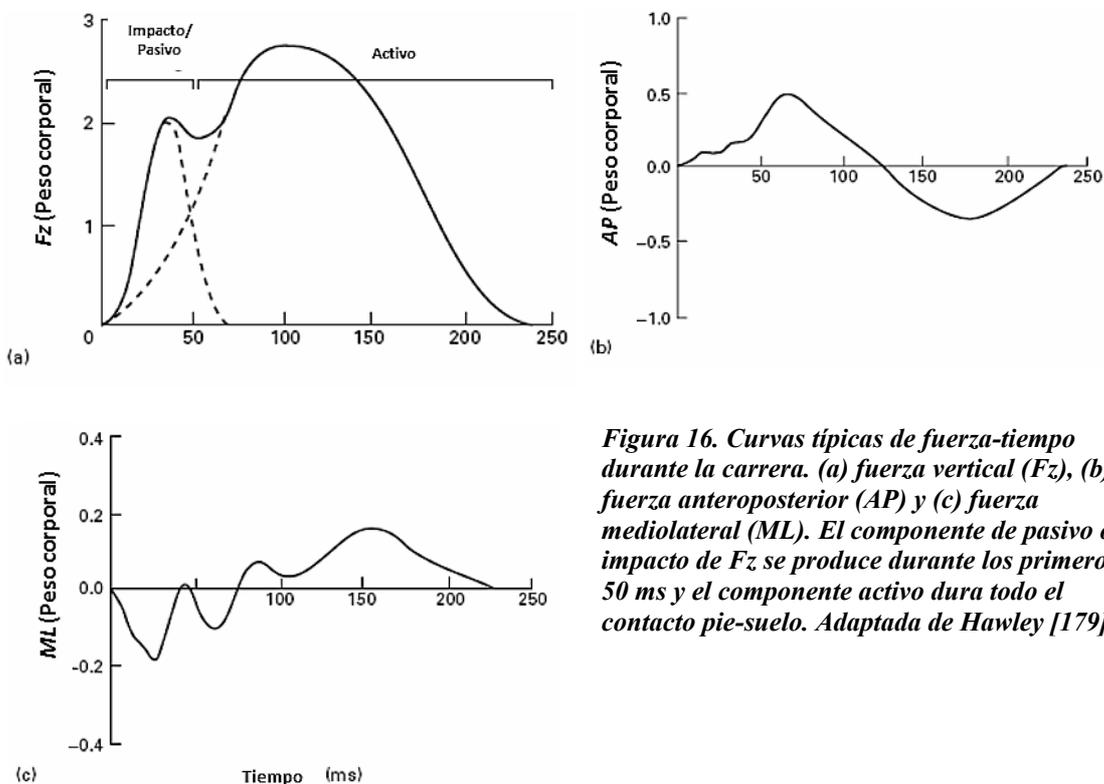


Figura 16. Curvas típicas de fuerza-tiempo durante la carrera. (a) fuerza vertical (F_z), (b) fuerza anteroposterior (AP) y (c) fuerza mediolateral (ML). El componente de pasivo o el impacto de F_z se produce durante los primeros 50 ms y el componente activo dura todo el contacto pie-suelo. Adaptada de Hawley [179]

Efectos de la velocidad de carrera

A medida que se aumenta la velocidad durante la carrera, el máximo impacto, y la tasa de carga de la vertical, aumentan las FRS. El pico de incidencia aumenta casi linealmente al correr a velocidades de entre 3 y 6 m · s⁻¹. En carreras de velocidad se han registrado picos de impacto de hasta 5.2 el PC. Aunque los investigadores han utilizado muchas técnicas biomecánicas diferentes para determinar el tipo de carga de Fz, todos los métodos muestran que la tasa de carga aumenta de forma exponencial con el aumento de la velocidad. Así, a las máximas velocidades de carrera, la exposición a la que se somete al sistema músculo-esquelético provoca un mayor riesgo de lesiones. Más concretamente, las estructuras mediotarsiana y metatarsiano están en mayor riesgo debido a que el centro de presiones (CdP) sufre picos de incidencia de Fz que se mueve hacia delante con el aumento de la velocidad de carrera. Estos riesgos se ven agravados por el hecho de que estas estructuras son también responsables de la transmisión del componente activo de Fz en el suelo. Este último puede llegar a 3.25 PC y 5.2 PC respectivamente, corriendo a la velocidad de 6 m · s⁻¹ [179].

2.5.2. Influencia del sexo y la edad

El rendimiento físico humano se reduce notablemente con la edad, y consecuentemente el rendimiento en carrera sobre las diferentes distancias también se ve afectado negativamente [183]. Parece ser que estos efectos del envejecimiento se ven agravados por la habitual y general disminución de actividad física a medida que el ser humano avanza en edad, y en los atletas veteranos con la disminución en la carga de entrenamiento. Por otra parte, el notable desarrollo de la práctica del atletismo, sobre todo en carreras de fondo, que se está experimentando en los últimos años, permite obtener más datos sobre esta circunstancia.

A menudo se sostiene que las carreras de velocidad se ven más afectadas que las de fondo. De acuerdo con los primeros estudios realizados, el rendimiento en carreras de velocidad disminuye con la edad de una manera más notoria que en las de carreras de fondo. Sin embargo, esta tendencia está empezando a atenuarse tal y como denotan los records mundiales de atletas veteranos [184].

En cuanto a las diferencias entre sexos, la tendencia porcentual entre los records mundiales de hombres y mujeres en las diferentes distancias del programa olímpico de

carreras, es relativamente constante alrededor del 90% a favor de los hombres [185]. Algunos de los factores que pueden explicar estas diferencias de rendimiento entre hombres y mujeres son:

Tabla 1. Factores que influyen en las diferencias de rendimiento entre hombres y mujeres. Adaptada de Hawley [179].

Variable	Parámetros de rendimiento
Masa muscular	Producción de fuerza
	Pico de potencia generada
Composición corporal	Gasto de oxígeno en carrera
Tamaño del corazón	Máximo consumo de oxígeno
Concentración de hemoglobina	Máximo consumo de oxígeno
Actividad de las enzimas musculares	Capacidad de uso de grasas e hidratos de carbono como combustibles
Biomecánica	Economía de carrera

El pico de potencia generada por las mujeres es generalmente menor que el de los hombres, lo que refleja en parte, una masa muscular inferior, ya que la fuerza muscular por unidad de masa muscular es generalmente similar en hombres y mujeres. Las mujeres generalmente presentan valores de VO_2 máx. menores que el de los hombres en las misma distancia de carrera. Parte de esta diferencia es consecuencia de la mayor acumulación de contenido en grasa corporal de la mujer, pero las diferencias persisten incluso después de la corrección de la masa corporal y del contenido de grasa corporal [26].

Algunos otros factores contribuyen al menor VO_2 máx. de las mujeres; por ejemplo, un gasto cardíaco máximo más bajo, a pesar de que la frecuencia cardíaca máxima es similar, lo que refleja un menor volumen sistólico [26].

Las diferencias en el tamaño cardíaco entre los hombres entrenados y las mujeres producen una diferencia aproximada del 70% en el VO_2 máx. La concentración sanguínea de hemoglobina es generalmente menor en mujeres que en hombres, lo que supone una diferencia importante para el transporte de oxígeno. Esta menor concentración sanguínea de hemoglobina también deriva, tras programas de

entrenamiento de mucha intensidad, en una propensión mayor a adquirir anemias por parte de las mujeres [26]. Los efectos potencialmente adversos de una concentración de hemoglobina baja pueden ser compensados, al menos en parte, por el elevado contenido de glóbulos rojos en las mujeres entrenadas en resistencia [26]. La distribución de las fibras musculares muestra una distribución normal tanto en los corredores masculinos como femeninos. Tampoco existen diferencias en las proporciones relativas de los principales tipos de fibras presentes en los músculos. Otros estudios han sugerido la existencia de una mayor dependencia de la grasa como combustible metabólico durante el ejercicio en las mujeres, lo que lleva a una preservación de glucógeno, pero hay informes contradictorios en el literatura [186].

Existen estudios entorno a la influencia del sexo en el resultado medio en pruebas de fondo que arrojan datos acerca de que los tiempos de los hombres son entorno a un 13% mejores que los de las mujeres [187]. Más concretamente, los tiempos de carrera en maratón de los hombres son 18.8% más rápidos en comparación con los de las mujeres [188].

El efecto que produce el envejecimiento sobre el rendimiento de carrera, definido éste como tiempo o la velocidad de carrera, no está muy estudiado. La necesidad de realizar estudios longitudinales y la dificultad que ello entraña, es una de las posibles causas de la escasez de datos científicos. La mayoría de las investigaciones son sobre carreras de fondo, como los maratones [189, 190], existiendo muy pocos datos sobre carreras de velocidad y medio fondo, debido a que es poco corriente que se sigan practicando con intensidad más allá de los 35 años. Hasta ahora, la literatura sugiere que existe una correlación positiva entre el tiempo de carrera y la edad, a partir de los 30-35 años [191-195], que se acelera aún más a partir de los 60 a 70 años (Figura 17) [183]. La disminución de rendimiento con la edad parece ser mayor para las mujeres que para los hombres debido a las influencias biológicas [183, 192, 194].

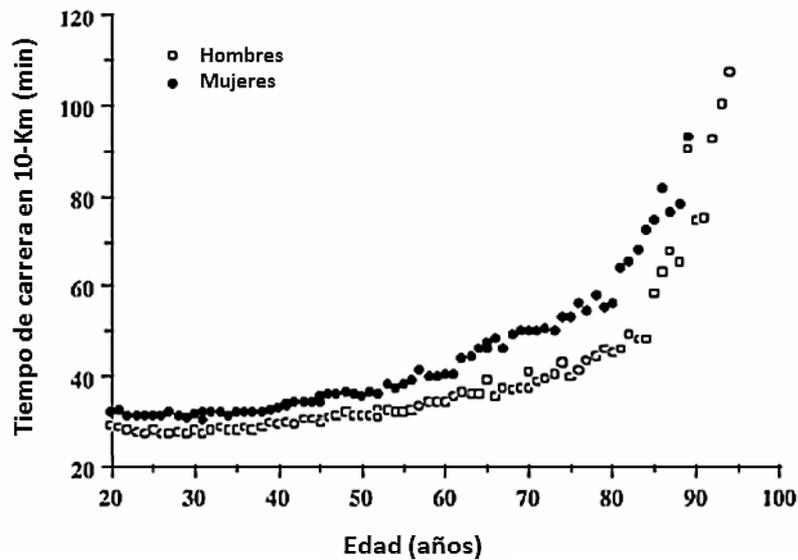


Figura 17. Tiempo de carrera en 10km con el avance de la edad. Adaptada de Tanaka [183].

La tendencia normal hasta el momento, es que la edad media de los corredores de medio fondo y fondo sea mayor que la de los velocistas, y también que a medida que un atleta de élite avanza en edad aumenta la distancia de las carreras en las que obtiene mejores resultados comparativamente [196]. Un examen de los mejores del mundo de categorías de edad superiores a 35 años, en diferentes distancias, sugiere que el rendimiento se deteriora tanto en carreras de velocidad como en carreras de medio fondo y fondo, pero que la tasa de disminución de rendimiento de carreras de velocidad es mayor que el de medio fondo y fondo [196].

Sin embargo, es también posible que los factores independientes del envejecimiento fisiológico (por ejemplo, influencias sociológicas), puedan contribuir a estas diferencias. Por ejemplo, la ampliación de las diferencias de sexo con la edad puede estar causada, en parte, por el menor número total de mujeres corredoras en los grupos de mayor edad [192].

Existen ideas preconcebidas sobre la disminución de rendimiento deportivo con el aumento de edad, pero están influidas por la baja tasa de actividad física de los sujetos habituales de estudio [197].

También se han observado mayores diferencias, en contra de las mujeres, en la pérdida de rendimiento por la edad en las carreras de velocidad que en las de medio fondo y fondo respectivamente, atribuyéndose esta mayor pérdida a los factores fisiológicos que determinan el rendimiento, ya que en las pruebas de velocidad la magnitud de la fuerza

muscular y la tolerancia al lactato es determinante, y su pérdida es mayor en las mujeres, y en las pruebas de medio fondo y fondo lo es el VO_2 máx. y la economía de carrera, siendo en este caso, su pérdida, similar entre ambos sexos [183].

Varios estudios constatan que existe una estrecha relación inversa entre el VO_2 máx. y la edad, en poblaciones de corredores de fondo experimentados [192, 198]. Aunque estas observaciones son consistentes con la idea de que la disminución del VO_2 máx. contribuye a la reducción del rendimiento en carreras de fondo con la edad, el descenso en el rendimiento parece ser ligeramente menor que la caída del VO_2 máx. Esto podría explicarse por una menor tasa de disminución relacionada con la edad en los demás factores determinantes del rendimiento: el umbral de lactato y la economía de carrera.

El umbral de lactato, definido como la intensidad del ejercicio en la cual las concentraciones de lactato en sangre aumentan significativamente por encima de su nivel habitual. Por ejemplo, el rendimiento en la prueba de 5000 m.l., está estrechamente relacionado no sólo con el VO_2 máx., sino también con el umbral de lactato a la velocidad de carrera, tal y como denota un estudio en corredores de entre 21 a 69 años [199], y en la prueba de 10000 m.l. (Figura 18), se ha detectado una reducción en el umbral de lactato que parece contribuir a la disminución del rendimiento en carreras de fondo [183].

En cuanto a la economía de carrera, definida como el coste de oxígeno a una determinada velocidad de carrera, es un factor determinante del rendimiento en carreras de fondo [200, 201]. Se sabe relativamente poco sobre la influencia de la economía de carrera y su relación con la pérdida en el rendimiento de carrera con la edad. En un estudio de hombres corredores de resistencia y otro de mujeres, no hubo diferencias en la expresión de la economía de carrera entre los corredores jóvenes y los veteranos [202, 203]. De modo que estos estudios sugieren que las reducciones en la economía de carrera no contribuyen de manera significativa a la reducción en el rendimiento de carreras de fondo por el avance de la edad.

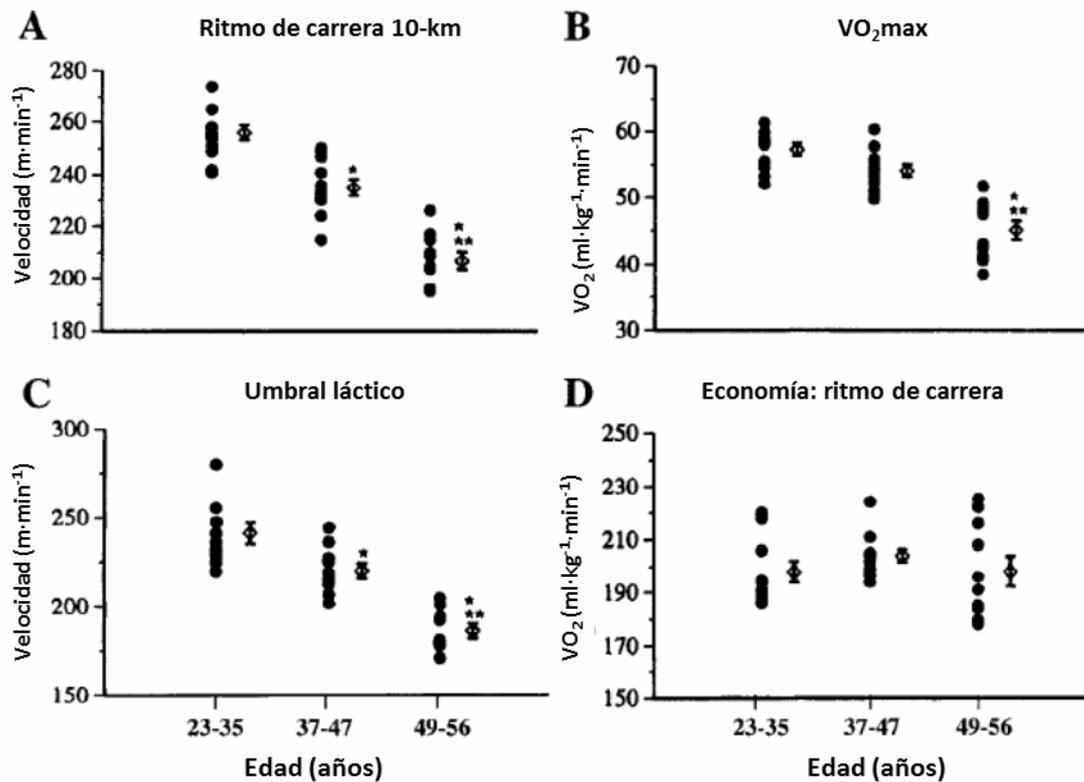


Figura 18. Ritmo de carrera (A) en 10000 m.l. y sus determinantes fisiológicos. B: VO₂ máx. C: velocidad de ejercicio en el umbral de lactato. D: economía de carrera durante el avance de la edad. Adaptada de Evans [191].

Otros estudios entorno a la influencia de la edad, a partir de la edad adulta, en el resultado medio en pruebas de fondo arrojan datos acerca de que los tiempos obtenidos en carreras sobre 15 km aumentan un 0.20% por año de edad, y estas pérdidas son mayores en un 5.9% en los hombres que en las mujeres [187].

En cuanto a la diferencia entre corredores de velocidad y fondo de edades avanzadas (>40 años) se ha constatado que permanecen las diferencias fundamentales en las variables fisiológicas que existen en los jóvenes (<40 años) [204].

Los cambios en la economía de carrera (demanda de oxígeno a una misma velocidad de carrera) que se producen con la edad durante la infancia, la adolescencia y la edad adulta, han sido estudiados, observándose que a medida que se acerca la edad adulta mejora la economía de carrera. Esto es debido principalmente a que durante la niñez y la adolescencia existe una mayor tasa metabólica en reposo, mayor equivalente ventilatorio de oxígeno, y menor frecuencia y longitud de zancada [205].

2.5.3. Actividad muscular del miembro inferior durante la carrera

El estudio de la actividad muscular durante la carrera es fundamental para la mejora del rendimiento a través del entrenamiento específico y para el análisis de las posibles causas y soluciones a las lesiones musculares y articulares. Los primeros estudios ya introdujeron el concepto de acortamiento-estiramiento [206]. Se analizó el recto femoral, el vasto medio, el bíceps femoral y el glúteo mediano, concluyendo que eran los responsables de acelerar y retardar el movimiento del cuerpo en fases de activación y desactivación, coincidentes con las fases de la zancada de apoyo y vuelo anteriormente analizadas. Existe una actividad fásica en el músculo, referida al periodo en el que se registra actividad eléctrica en este.

El fenómeno de acortamiento-estiramiento se explica por el proceso que ocurre durante el ciclo de carrera en el que se producen, a nivel muscular, numerosas acciones concéntricas precedidas de otras excéntricas. Esto ocurre en el tobillo y el tríceps sural, que permanecen activos durante la fase de elongación, a lo largo de la fase inicial del apoyo, hasta el acortamiento durante la flexión plantar activa. El glúteo mayor actúa de un modo excéntrico para participar en la deceleración del muslo antes de la extensión de la cadera. La secuencia natural estiramiento-acortamiento permite realizar una precarga del músculo que amplifica la fuerza ejercida por una inervación neural dada [207].

La actividad muscular durante la carrera ha sido estudiada ampliamente en la literatura. El patrón locomotor de carrera se ha estudiado mediante la informatización para sincronizar la electromiografía (EMG) y la cinematografía (CMG), con electrodos que controlan los potenciales de acción muscular del recto anterior, vasto externo, vasto interno, el bíceps femoral, semitendinoso, semimembranoso, tríceps sural y el músculo tibial anterior, de 10 sujetos de sexo femenino corriendo sobre un tapiz rodante a velocidades de 2.5 m/s., y de 3.5 m/s.. Integrando el promedio de los electromiogramas, se formularon los niveles del potencial de acción de varias sub-secciones del ciclo de carrera. Comenzando con el contacto del pie, el ciclo en curso es dominado inicialmente por la actividad muscular de estabilización. La co-contracción del músculo vasto medial, vasto lateral, semimembranoso, tibial anterior, bíceps femoral y el tríceps sural, se asocia con la rotación en el sentido de las agujas del reloj del muslo, pierna y el pie en la consecución de una base estable durante la fase de apoyo temprano. La estabilización de los miembros inferiores luego da paso a una fuerza impulsora de gran magnitud y posteriormente a las fases finales de apoyo. Este período se caracteriza por

el aumento de los niveles de actividad del tríceps sural y el bíceps femoral. La coordinación de los efectos de la inercia y la actividad muscular secundaria se relaciona con la flexión de la pierna, con el cambio de dirección del muslo y con la extensión de la pierna durante la fase de impulsión de la carrera. Esta conclusión fue apoyada por la EMG del músculo y el momento de fuerza muscular resultante de ese momento. El aumento de la actividad de los músculos semimembranoso y semitendinoso, ocurre con el cese de la flexión de cadera y extensión de la rodilla, antes del golpe de talón. El tibial anterior, también en contracción excéntrica, es reclutado para apoyar el pie en el suelo bajo control. El aumento de la velocidad de carrera se relaciona con un incremento del potencial de acción muscular (en las partes del ciclo), donde el músculo implicado está activo. Este incremento se acompaña de un aumento cinético en el momento resultante del nivel de fuerza muscular [113].

Los factores mecánicos, neural y el propio músculo influyen en la producción de fuerza muscular. Algunos estudios comparan las posibles diferencias en la función del sistema neuromuscular entre los sujetos adaptados al entrenamiento de carrera y otros que no lo están [208]. Tomando un grupo de corredores de velocidad y otros de medio fondo y fondo, se analizó la fuerza máxima isométrica voluntaria y la tasa de producción de fuerza de los extensores de la rodilla y de los músculos flexores plantares. Además, la función de actividad refleja se midió en las dos condiciones experimentales. Los corredores de velocidad producían fuerzas superiores voluntarias ($P < 0.01$ a 0.001), con mayores tasas de producción de fuerza ($P < 0.001$) en los dos grupos musculares medidos. Inesperadamente, no se apreciaron diferencias en las curvas de tiempo de la EMG entre los grupos. Durante la actividad refleja, el grupo de corredores de fondo experimentó una mayor sensibilidad a los estímulos mecánicos; es decir, la mayor amplitud del reflejo provocó una mayor tasa de desarrollo de la fuerza refleja, y la amplitud del reflejo tuvo correlación con el promedio de velocidad angular. Las diferencias en las condiciones isométricas podrían explicarse por la diferencia obvia en la distribución de las fibras musculares, por diferentes cantidades de masa muscular, por posibles diferencias en la transmisión de la fuerza de las miofibrillas individuales al músculo esquelético y por la especificidad del entrenamiento. Además, las diferencias en la estructura del sistema nervioso y las propiedades de los husos musculares podrían explicar las diferencias observadas en la actividad refleja entre los dos grupos.

Otro estudio analiza por EMG la actividad de los músculos de las piernas y las fuerzas de reacción del suelo, en 17 corredores de élite masculinos de medio fondo, que realizaron contracciones isométricas voluntarias máximas (MVC), así como carrera a diferentes velocidades. La EMG se registró en el glúteo mayor, vasto externo, bíceps femoral, gemelos y tibial anterior. Los resultados indicaron que el promedio de EMG (Δ EMG) de las actividades de todos los músculos estudiados se incrementó ($P < 0.05$), al aumentar la velocidad de carrera, especialmente en el pre-contacto y las fases de frenado. A velocidades más altas, las actividades Δ EMG de los gemelos, vasto externo, bíceps femoral y glúteo mayor fueron superiores al 100% MVC en estas mismas fases. Estos resultados sugieren que la máxima contracción voluntaria no se puede utilizar como un indicador del potencial de la activación completa del músculo esquelético humano. Además, los resultados sugieren que el aumento del pre-contacto de EMG, potencia el papel funcional de los reflejos de estiramiento, que posteriormente aumenta la rigidez tendo-muscular y aumenta la producción de fuerza en el frenado y/o etapas de propulsión en la carrera. Por otra parte, una producción de fuerza más poderosa en la dirección óptima para aumentar la velocidad efectiva de carrera, requiere un aumento de la actividad EMG de los músculos de dos conjuntos (bíceps femoral, recto femoral y gemelos) durante todo el ciclo de zancada [209].

2.5.4. Importancia de la fuerza del miembro inferior en la carrera

Una vez analizada la implicación músculo-esquelética en la dinámica de la carrera parece oportuno analizar el grado de implicación del desarrollo de la fuerza y de los factores neuromusculares en el logro del rendimiento en el ejercicio de carrera [210].

Hoy en día, está generalmente aceptado que tanto el rendimiento de las carreras de velocidad, como el de las de medio fondo y fondo, puede mejorarse considerablemente con el entrenamiento. La fuerza y su entrenamiento, sobre todo, juegan un papel clave en este proceso, que concretamente en las carreras de velocidad se puede dividir en una fase de aceleración inicial, una fase de velocidad máxima de desplazamiento y una fase de transición en el medio de ambas. Inmediatamente después de la acción de inicio, las extensiones de gran alcance de la cadera, rodilla y tobillo son los principales aceleradores de la masa corporal. Sin embargo, los isquiotibiales, el aductor mayor y el glúteo mayor son considerados como los que más contribuyen a la producción de los niveles más altos de energía en post de la velocidad [210]. Se conocen diferentes

métodos de entrenamiento para mejorar la potencia de los músculos. Algunos de ellos como objetivo de la hipertrofia y otros para adaptaciones específicas del sistema nervioso. Esto incluye en general la hipertrofia y la activación neuronal, específicas de la velocidad segmentaria y específicas del desplazamiento [210].

Multitud de estudios analizan la relación entre los parámetros de fuerza y potencia con el rendimiento en las pruebas de velocidad. Entre otros, Smirniotou et al. [211], realizaron un estudio cuyo objetivo fue determinar la relación entre los parámetros fuerza y potencia y el rendimiento de sprint, así como la utilidad de los parámetros de fuerza y potencia como instrumento para predecir los tiempos de sprint. Analizando a 25 velocistas, y su rendimiento en SJ, CMJ, salto de altura de caída (DJH), saltos repetidos (RJ) y el tiempo en la prueba de 100 m.l., incluyendo el tiempo de reacción (TR) y los tiempos en los 10 m., 30 m. y 60 m., el índice de fuerza reactiva (RSI), la diferencia entre el salto con contra movimiento y saltar en cuclillas (CMJ-SJ), y las velocidades medias de las secciones intermedias 0-10 m., 10-30 m., 30-60 m., 60-100 m. (V0-10, V10-30, V30-60 y V60-100). Se obtuvieron correlaciones positivas entre los parámetros de fuerza y potencia como predictores del tiempo de reacción ($r= 0.840$) y la media de velocidad ($r= 0.707$). Concluyendo que el rendimiento en el sprint de 100 m. está fuertemente asociado con los parámetros de potencia y fuerza, siendo el mejor predictor del rendimiento global el SJ (o CMJ).

Otros estudios analizaron algunas de las variables cinemáticas de 23 velocistas de élite, que incluyen la longitud de zancada, la frecuencia de zancada, la velocidad horizontal y vertical de la CDG, y la cinemática angular de las extremidades, con su mejor tiempo en la prueba de 100 m.l., y varias variables de fuerza analizadas con un dinamómetro isocinético para determinar los valores pico y promedio de par. Los coeficientes de correlación se calcularon entre cada una de las variables cinemáticas y cada una de las variables de fuerza. Se llevó a cabo un análisis de regresión múltiple para cada conjunto de variables cinemáticas y fuerza, y así determinar los mejores predictores de la velocidad de sprint. Se observaron relaciones significativas entre los tiempos de sprint de 100 m.l. y las puntuaciones de par máximo (Nm/kg) para los hombres en la extensión concéntrica rápida de la rodilla y la dorsiflexión excéntrica lenta, y para las mujeres en la flexión dorsal concéntrica rápida, como la dorsiflexión excéntrica lenta [212].

Un estudio que investigó las relaciones entre la capacidad de sprint en 10, 30 y 40 m. y la variables cinéticas y cinemáticas (fuerza, velocidad, potencia, y el impulso) de un

salto SJ, arrojó correlaciones entre el tiempo de sprint en 10 m. con las variables cinéticas y cinemáticas (fuerza, velocidad, potencia, e impulso), siendo, en general, positivas y de magnitud de moderada a fuerte ($r= 0.32$ a 0.53), y las correlaciones con los tiempos de sprint de 30 y 40 m. fueron similares a las de tiempos de 10 m., ($r= 0.35$ a 0.40). Aunque las correlaciones no implican causa y efecto, parece acertado concluir que una mayor aptitud en las variables cinéticas y cinemáticas (fuerza, velocidad, potencia, e impulso) favorece la obtención de mejores rendimientos en carreras de velocidad de hasta 40 m. [213, 214]. En la misma dirección otros estudios han demostrado que la fuerza muscular de los extensores de la rodilla está relacionada con la velocidad que un atleta puede producir tanto en una sola carrera de velocidad como en repeticiones de estas, comparando los resultados obtenidos en los diferentes sprint y los resultados de par obtenidos en una prueba de flexo extensión isocinética. El rendimiento de un solo sprint mostró correlaciones positivas con el par máximo obtenido en todas las velocidades (60 °/s., 150 °/s. y 240 °/s.) pero la correlación más fuerte se observó entre el par relativo a la extensión de la rodilla a 240 °/s. y la fase de aceleración inicial (0-10 m.) de ($r = -0.714$, $p < 0.01$) [215].

El objetivo de otro estudio fue examinar la relación en los atletas de elite de la fuerza muscular isocinética en tres articulaciones del miembro inferior y el rendimiento de sprints de 15 y 35 m. y el par isocinético de la rodilla, la cadera y el tobillo en acciones musculares concéntricas y excéntricas. La relación más fuerte fue entre la extensión concéntrica de la rodilla y el rendimiento de velocidad de (0-15 m., $r= -0.518$, $P < 0.01$; y de 30 a 35 m., $r= -0.688$, $P < 0.01$). También se describió que la relación entre la fuerza muscular isocinética y el rendimiento de sprint en 0-15 m. (durante la fase de aceleración) se mejora al tener en cuenta la longitud del miembro inferior y la masa corporal del sujeto [216].

En cuanto a la relación entre los parámetros de fuerza, potencia y del rendimiento en las carreras de medio fondo y fondo, algunos estudios sugieren que la capacidad de resistencia puede estar limitada por factores como la potencia muscular, la velocidad y la fuerza de la actividad de los puentes cruzados causantes de la contracción muscular [217]. En este sentido, Esteve-Lanao et al [218] analizaron a 18 atletas de 1500 y 5000 m.l., y registró mejoras significativas en la pérdida de la longitud de zancada generada por la fatiga, tras un protocolo de entrenamiento de fuerza periodizado de 8 semanas de duración.

Un estudio, en corredores de fondo entrenados determinó una correlación entre la potencia de las piernas y el tiempo de carrera de 10000 m.l., lo que sugiere que la contractilidad del músculo esquelético diferencia entre corredores rápidos y lentos [217]. Del mismo modo, se han encontrado diferencias en ciertas características neuromusculares entre los corredores de alto nivel y los aficionados a pesar de que ambos presentaran valores similares de VO_2 máx. Los corredores de alto nivel poseen una mayor nivel de pre-activación relativa, menor actividad electromiográfica integrada relativa, y menor tiempo de contacto en comparación con los corredores aficionados en una carrera de 1000 m.l. [219]. Estos estudios sugieren que estos factores pueden influir en el rendimiento neuromuscular de las carreras de fondo a través de una mayor producción de fuerza o de un uso más eficaz de la energía elástica. Además, se ha encontrado que el rendimiento en una carrera de 5000 m.l. está parcialmente determinado por las características neuromusculares y la potencia muscular [220, 221].

La velocidad máxima durante un test anaeróbico máximo de carrera (VMART)¹¹ se ha revelado como un buen predictor del rendimiento de resistencia en carreras de fondo [220-222]. Los autores sugieren que el VMART se relaciona con las características neuromusculares y que esta prueba se puede utilizar como una medida de la potencia muscular [220-223]. Además, el VMART ha demostrado estar altamente correlacionado con el rendimiento en carreras de 5000 m.l., lo que sugiere que las características neuromusculares están relacionadas con el rendimiento en carreras de fondo. Por último, una batería de pruebas para determinar los factores neuromusculares y anaerobios reveló que las mejoras en estos factores inducidas por el entrenamiento de resistencia explosiva, generaron mejoras en la economía de carrera y en la potencia muscular [221].

De modo que las evidencias disponibles sugieren que los factores neuromusculares y anaeróbicos juegan un papel importante en el rendimiento de las carreras de fondo, sobre todo cuando factores como el VO_2 máx., la economía de carrera, y el umbral de lactato se mantienen constantes [217, 220, 221, 224, 225]. El entrenamiento de resistencia podría mejorar la fuerza muscular y las características neuromusculares, así que si estos factores juegan un papel importante en la determinación del rendimiento de carreras de fondo, sólo podemos suponer que el entrenamiento de resistencia beneficia a

¹¹ VMART=Velocity Maximal Anaerobic Running Test

los corredores de fondo. Sin embargo, esta mejora en el rendimiento de las carreras de fondo debido a la mejora de los factores neuromusculares y la potencia muscular que resulta del entrenamiento de la resistencia es, en gran parte, una conclusión teórica, con la excepción de los resultados obtenidos por Paavolainen et al [221]. En otras palabras, la mayoría de los estudios analizados sugieren la importancia de las características de los factores anaeróbicos y neuromusculares en el rendimiento de la resistencia, pero aún no está muy claro que el entrenamiento de resistencia beneficie a estos factores. Lo que falta es una fundamentación sólida de los estudios que proporcionan datos que sugieren que el entrenamiento de la resistencia en corredores de fondo altera las características neuromusculares, cardiovasculares y anaeróbicas, y estas influyen en la mejora del rendimiento de la resistencia en carrera.

La evidencia más fuerte en esta área se presentó por Paavolainen et al [221], quienes demostraron que el entrenamiento de la resistencia explosiva mejora las características neuromusculares. Esta mejora se produjo en la fuerza muscular y en la economía de carrera, lo que llevó a una mejora en el tiempo de ejecución de 5000 m.l. en corredores de fondo entrenados. Estas mejoras en los factores neuromusculares y en la potencia, fueron en parte debidas a la disminución del tiempo de contacto con el suelo y la mejora de la VMART. No se encontraron cambios en VO_2 máx., lo que sugiere que los factores aeróbicos no causaron el mayor rendimiento.

Contrariamente a los estudios anteriormente mencionados [226, 227], se observó que la mejora de la fuerza del miembro inferior como resultado del entrenamiento de resistencia, no tuvo impacto en el rendimiento de la resistencia en ciclistas entrenados y no entrenados [221]. Estos autores proponen que los diferentes mecanismos para la obtención de las ganancias de fuerza, en ciclismo frente a la carrera, fueron los responsables de la mejora de la resistencia visto en los estudios sobre corredores. Estas evidencias sugieren que para los corredores de fondo el entrenamiento de la resistencia es potencialmente útil para la mejora de la potencia y de las características neuromusculares. De los factores que se sabe afectan al rendimiento de las carreras de fondo (es decir, VO_2 máx., umbral de lactato [LT^{12}], la economía de carrera, y factores anaeróbicos, las características neuromusculares parecen ser las más afectadas por el entrenamiento de resistencia realizado por los corredores de elite en fondo [18, 19, 228].

¹² LT= Lactate Threshold

Es probable que las mejoras en las características neuromusculares y/o la potencia que afectan al rendimiento en carreras de fondo se deban a la mejora de la economía de carrera. Sin embargo, son necesarias más investigaciones para definir claramente las mejoras encontradas, y así determinar si mejorarán el rendimiento en carreras de fondo.

Otros autores analizaron la relación existente entre la fuerza muscular, la potencia, la “*stiffness*” muscular y la economía de carrera en corredores altamente entrenados, realizando una comparación entre la fuerza muscular, la potencia muscular y la rigidez del grupo muscular del tríceps sural a nivel muscular y tendinoso, y la economía de carrera, en doce corredores masculinos altamente entrenados (edad = 21 \pm 2.7 y, altura = 178.1 \pm 7.1 cm., masa corporal = 66.7 \pm 3.2 kg, VO₂ máx. = 68.3 \pm 4.3 ml. x kg⁻¹ x min.⁻¹, el tiempo de 5000 m.l. = 15:04 min.:s.) que fueron sometidos a pruebas de rigidez pasiva utilizando un método de oscilación libre [229]. La fuerza muscular se determinó a través de una prueba isométrica máxima, y la potencia a través de un salto en posición de cuclillas con contra-movimiento máximo (CMJ). En otro día, los sujetos realizaron una prueba de esfuerzo progresivo en la que se determinó su economía de carrera, umbral de lactato, y el VO₂ máx. El nivel de lactato en la sangre se determinó al final de cada etapa de 3 minutos. El umbral de lactato se definió como el incremento no lineal en la acumulación de lactato. Se observó una correlación estadísticamente significativa entre el VO₂ máx. y la rigidez muscular en la fase 6 ($r = -0.69$, $p = 0.01$), además, de correlaciones estadísticamente significativas entre la producción de fuerza máxima en el CMJ y el VO₂ máx. en la etapa 2 ($r = 0.66$, $P = 0.02$), la etapa 3 ($r = 0.70$, $p = 0.01$), y la etapa 4 ($r = 0.58$, $p = 0.04$). Estos datos sugieren que una mayor rigidez muscular y un menor nivel de potencia muscular se asocian con una mayor economía de carrera, y consecuentemente, como demuestran otros estudios, un mayor rendimiento de carrera [201].

Otro factor a tener en cuenta para determinar la importancia de la fuerza y su entrenamiento son los desequilibrios o déficits musculares entre ambas piernas que según algunos estudios son fuente de lesiones, e incluso de recaídas en la lesión por una prematura reincorporación a la práctica [230]. Desequilibrios mayores al 10% en la extremidad inferior producen problemas asociados con los desequilibrios o déficits de fuerza entre los cuádriceps y los isquiotibiales del miembro contralateral, y requieren de un reequilibrio por debajo de ese porcentaje [231, 232].

Por ejemplo, se ha encontrado que jugadores profesionales de fútbol con desequilibrios musculares sin tratamiento fueron 5.4 veces más propensos a lesionarse en la musculatura desequilibrada que en la contraria [233].

2.5.5. Pruebas de velocidad en el atletismo. Aspectos fisiológicos y biomecánicos.

El atletismo en pista es un deporte compuesto por diferentes pruebas que se pueden dividir en tres grandes grupos, los saltos, los lanzamientos y las carreras. Estas últimas, las carreras, a su vez, se pueden clasificar por la distancia a recorrer, de modo que siguiendo el programa olímpico del atletismo tanto femenino como masculino, las pruebas de 100 m.l.¹³, 100 m.v.¹⁴, 110 m.v., 200 m.l., 400 m.l. y 400 m.v., se las denomina de velocidad o “sprint”, por realizarse a la máxima velocidad, o muy próxima a ella, que cada atleta es capaz de desarrollar. Por otra parte las pruebas de 800 m.l., 1500 m.l., 3000 m. obstáculos y 3000 m.l., se las denomina de medio fondo y 5000 m.l., 10000 m.l., maratón (42195 m.) y las pruebas de marcha atlética, se las denomina de fondo por ser distancias más pronunciadas.

Muchos fisiólogos definen las pruebas de velocidad como aquellas cuya duración no exceda de 1 minuto y son realizadas a la máxima intensidad posible. El término máximo no debe confundirse con ejercicios que requieran de una intensidad máxima de VO_2 máx. La energía necesaria durante un sprint supera los umbrales de los que son capaces de aportar los metabolismos oxidativos del músculo [26]. Las variaciones de velocidad que se pueden llegar a producir durante las carreras de media y larga distancia son diferentes a las que se producen en un sprint, en las que tras una aceleración máxima inicial se sucede un periodo de deceleración debido al proceso de fatiga muscular. La máxima velocidad que un corredor puede desarrollar solo es posible mantener un breve espacio de tiempo debido al rápido agotamiento de los mecanismos de producción de la energía necesaria para desarrollar esas velocidades.

¹³m.l. es la abreviatura de metros lisos y hace referencia a la ausencia de vallas ni obstáculos durante la carrera.

¹⁴m.v. es la abreviatura de metros vallas y hace referencia a la presencia de obstáculos en forma de vallas durante la carrera.

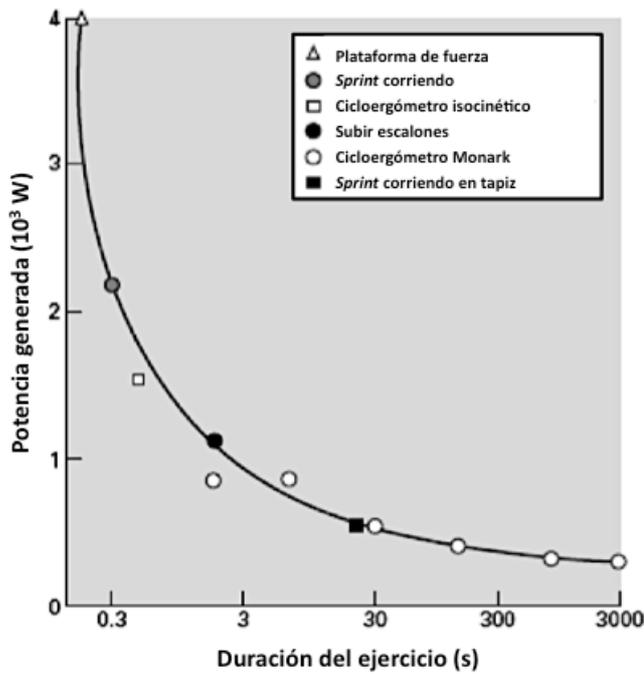


Figura 19. Relación entre la potencia máxima generada y la duración de varias actividades deportivas [179].

En competición, las carreras de velocidad son ejecutadas sin recuperación alguna; sin embargo, durante los entrenamientos un factor determinante para soportar las cargas repetidas es la capacidad de recuperación [179].

a) Arquitectura músculo esquelética de los velocistas

Numerosos estudios han analizado las posibles influencias de la tipología muscular y esquelética como factor determinante en el rendimiento en carreras de velocidad, la mayoría de ellas encaminadas a tratar de trazar un perfil predictivo de detección de talentos precoces para esta especialidad atlética. La mayoría de ellos ha tratado de determinar la relación entre la longitud del miembro inferior y otros muchos entorno a la frecuencia de zancada [216]. Estos estudios han evidenciado que mientras la longitud del miembro inferior no es un factor determinante, si lo es la fuerza muscular del citado miembro. Incluso aunque estudios recientes evidencian que esa relación entre la fuerza muscular y la velocidad de carrera existe pero es pobre, otros estudios que han utilizado test más específicos si que han obtenido correlaciones más elevadas [216].

La influencia de la fuerza en el rendimiento del sprint es el resultado del impulso, entendido como el producto de la fuerza por el tiempo de contacto, que el corredor aplica sobre la superficie durante la fase propulsiva de la zancada.

Existen varios factores que pueden influir en la fuerza dinámica muscular. La fuerza máxima que es capaz de generar un músculo es proporcional al área de sección transversal del músculo, y cuanto mayor es esta área mayor será la producción de fuerza máxima. Si tomamos esta relación se podría afirmar que, consecuentemente, cuanto mayor sea el área de sección transversal del músculo, mayor será la velocidad de carrera de ese sujeto. De modo que la mayoría de los grades sprinters poseen grandes masas musculares, y por lo tanto son más pesados que los fondistas [234-237].

Otro factor que influye en la máxima fuerza dinámica muscular es la composición de fibras de los músculos que participan en el ejercicio de carrera. Los sarcómeros de la fibra muscular están compuestos por proteínas, estas pueden ser de diferentes isoformas moleculares o estructuras. Estas diferentes isoformas crean fibras con diferentes capacidades funcionales, tales como velocidades de reacción diferente, tipologías ya descritas anteriormente como de contracción rápida (FF) o lenta (SR) [25]. Otros estudios, basados en biopsias musculares, encontraron una morfología muy dispar entre las fibras de corredores de maratón y las de los velocistas [238].

El predominio de un tipo de fibra u otro en el área de una sección transversal del músculo puede entenderse como un carácter predictivo de la velocidad de contracción muscular de ese sujeto. Diferentes estudios no llegan a ser determinantes en cuanto a la diferencia de fuerza isométrica que son capaces de generar los dos tipos de fibras, sin embargo en lo que si coinciden es en que la fuerza generada por unidad de área de sección transversal muscular es mayor en las de contracción rápida (FF) cuando el movimiento de fuerza es dinámico, y que durante los movimientos lentos, ambos tipos de fibras contribuyen del mismo modo [25].

Sin embargo, cuando la velocidad del movimiento es muy alta las fibras de contracción lenta (SR) están limitadas por su VO_2 máx., y contribuyen poco al desarrollo de la tensión necesaria. Consecuentemente, durante las carreras de velocidad es la proporción del área de sección transversal muscular de fibras contracción rápida (FF), la que contribuye más a la generación de la tensión necesaria tal y como describe Esbjornsson et al [25, 239], que examinaron la relación entre la potencia máxima generada por un músculo y la composición de las fibras musculares de atletas masculino y femeninos.

De modo que, tal y como se ha estudiado, los corredores de velocidad pueden llegar a tener hasta un 80% de sus fibras musculares del vasto lateral de contracción rápida (FF),

mientras que los corredores de fondo pueden tener el mismo 80% pero de contracción lenta (SR) en el mismo músculo [240].

La composición de las fibras musculares viene determinada en gran medida genéticamente, y solo puede modificarse con el entrenamiento de una manera muy sutil, tal y como describe [241].

Pero no solo la velocidad máxima de la contracción muscular es un factor determinante en el rendimiento de las carreras de velocidad, también lo es la cantidad de fuerza generada en cada apoyo del pie en el suelo y el tiempo de este apoyo. A mayor fuerza generada mayor impulso, y a menor tiempo de apoyo mayor velocidad. El tiempo necesario para alcanzar la tensión máxima en la contracción de las fibras rápidas está entre 40 y 90 ms., a diferencia de las fibras de contracción lenta que necesitan entre 90 y 140 ms. para alcanzar su máxima tensión [179]. De modo que las fibras de contracción rápida son de dos a tres veces más rápidas en tiempo que las fibras de contracción lenta y, en consecuencia, los músculos que tienen una mayor proporción de fibras de contracción rápida llegarán a la tensión máxima con mayor rapidez, y por lo tanto serán mucho más eficaces en el impulso [179].

b) Dinámica de la carrera de velocidad

A menudo, los términos fuerza, potencia y velocidad se utilizan indistintamente para describir diferentes aspectos del rendimiento en la carrera, presuponiendo que estos parámetros discurren de un mismo modo; sin embargo, durante un sprint el corredor está en constante aceleración y desaceleración. Al inicio de la carrera la magnitud de fuerza de propulsión es muy alta, y las de potencia y velocidad, aun siendo relativamente bajas, aumentan progresivamente. A medida que el corredor gana velocidad la fuerza de propulsión disminuye, a pesar de que la potencia es cada vez mayor. De hecho, a una velocidad submáxima, la producción de energía ya alcanza su punto máximo. En el momento de velocidad máxima, la potencia y la fuerza han disminuido de manera significativa. Durante la fase de aceleración, el pico la fuerza se produce antes del de potencia máxima y, a su vez, la producción pico de potencia se produce antes del de velocidad. El gráfico de la figura 20 muestra claramente el patrón temporal de carrera de velocidad.

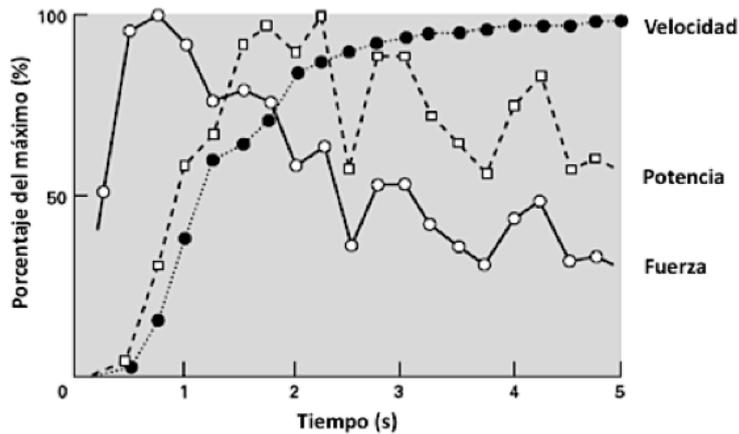


Figura 20. Relación entre la velocidad la potencia y la fuerza durante los primeros 5 s. de carrera. Adaptada de Hawley, J.A. [179].

Los picos máximos de potencia generados durante un sprint se generan durante la fase de propulsión de la zancada, con valores superiores a 3 kW [242]. De esta potencia instantánea, aproximadamente el 80% impulsa el corredor hacia delante, con el restante 20% de la potencia empleado en levantar el cuerpo del suelo contra la gravedad. Durante la fase de aceleración puede llegar a generarse hasta 1000 W. por zancada disminuyendo rápidamente hasta los 500 W. después de 30 s.

c) Fuentes de energía muscular durante la carrera de velocidad

El conocimiento del metabolismo energético muscular durante la carrera de velocidad, ha avanzado enormemente desde que se realizan biopsias musculares y desde que el análisis ergométrico de laboratorio es fiable para la medición de la potencia generada por el corredor.

La técnica de análisis mediante biopsia muscular consiste en congelar la porción muscular extraída apenas pasados 3-4 s. desde que finaliza una carrera de velocidad. Esta porción muscular es analizada y muestra las variaciones sufridas en las concentraciones de los diferentes sustratos energéticos del músculo.

Los datos obtenidos en una carrera de velocidad sobre ergómetro evidencian que los mayores cambios ocurren durante los 10 primeros segundos de carrera (Tabla 2) [243-247].

Tabla 2. Concentración de metabolitos musculares durante la carrera de velocidad. Adaptada de [243-247].

Metabolitos	Reposo	6 s	10 s	20 s	30 s
Glucógeno	404	-	357	330	281
Fosfocreatina	81	53	36	21	14
ATP	25.6	23.2	20.2	19.8	19.6
Fosfatos	2.9	-	14.8	17.4	16.2
Lactato	5	28	51	81	108

Se observa que la mayor parte de la fosfocreatina, 75-85% se consume en los primeros 10 s., así como las reservas de ATP que disminuyen con el mismo patrón. El lactato por otra parte aumenta paulatinamente durante los 30 s. Esto evidencia la preponderancia del metabolismo anaeróbico láctico como medio de obtención de la energía requerida para este tipo de ejercicio muscular.

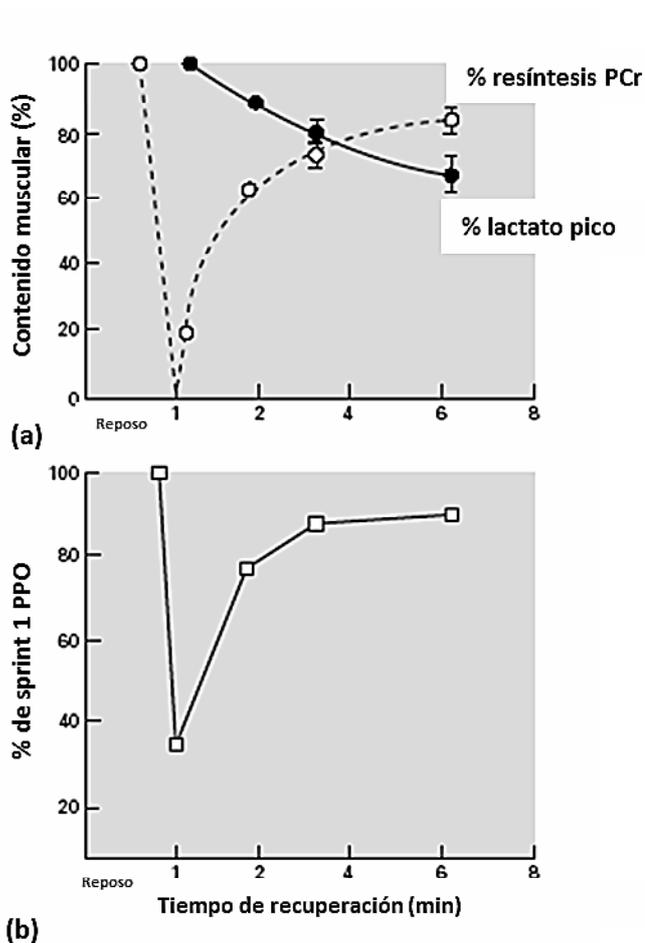
Estos análisis han servido también para descubrir que las fibras musculares de contracción rápida (FF) contribuyen en mayor medida a la producción de la energía requerida en este tipo de ejercicio, al contar con depósitos de glucógeno y fosfocreatina mayores que las de contracción lenta (SR), al observarse que tras 30 s. de carrera de velocidad sus depósitos se habían vaciado en un 94%, frente a un 27 % de los de las de contracción lenta (SR).

De modo que es muy importante, en este proceso de producción de energía, el papel de la fosfocreatina y del lactato, ya que aunque exista producción de energía mediante el metabolismo aeróbico, la mayoría proviene del metabolismo anaeróbico. Las dos principales fuentes son la descomposición anaeróbica de la fosfocreatina y la glucólisis anaeróbica. En un sprint de 30 s., por ejemplo, la distribución de los suministros de fosfocreatina son en torno al 25-30% de la energía total necesaria para la resíntesis anaeróbica de ATP, mientras que el metabolismo glucolítico anaeróbico proporciona el 65-70% restante de la energía producida. Esto hace que los corredores que poseen un metabolismo anaeróbico más eficiente generen más potencia en la carrera y consecuentemente sean más rápidos, pero también se fatiguen antes.

Este fenómeno se explica porque la glucólisis es la degradación del glucógeno muscular formando piruvato y finalmente ácido láctico. El ácido láctico se disocia inmediatamente en lactato e iones de hidrógeno. Estos iones inhiben la producción de la actividad de un enzima clave en la ruta metabólica, la fosfofructoquinasa. Al inhibir la actividad de fosfofructoquinasa, la velocidad de las reacciones en el músculo es

sustancialmente más lenta y reducida, disminuyendo así la tasa global de energía producida por la resíntesis del ATP y fatigándose antes [26].

Por otra parte, los depósitos de fosfocreatina se recuperan muy rápidamente tras un carrera de velocidad llegando aproximadamente hasta un 90% después de 200 s., de modo que el músculo estaría preparado para sucesivas repeticiones de ese ejercicio, pero la presencia de los iones de hidrógeno no lo permite ya que muestra un proceso de recuperación mucho más prolongado en el tiempo[245].



Esto demuestra que la recuperación tras una carrera de velocidad de 30 s. (Figura 21) se produce en paralelo con la resíntesis de la fosfocreatina, a pesar de la bajada del pH muscular, en consecuencia, parece ser que tal resíntesis es el factor determinante en la realización de series repetidas de carreras de velocidad [179, 245].

d) La recuperación entre series repetidas de sprints

El análisis anterior, muestra claramente que la duración de la recuperación entre un ejercicio máximo de corta duración, influye en gran medida sobre la capacidad de un corredor para llevar a cabo repeticiones posteriores. El entrenamiento de los corredores de velocidad, requiere realizar repeticiones de carreras a máxima intensidad con intervalos de recuperación. Aunque estos episodios de máxima intensidad por lo general duran sólo unos segundos, la recuperación va desde 60 s. hasta varios minutos. Por ese motivo, es de gran importancia práctica para los entrenadores de velocistas, la manera en la que influyen en el corredor estas repeticiones y sus correspondientes recuperaciones.

Varios estudios describen los efectos en la recuperación de la fatiga y en los depósitos de metabolitos que los tiempos de recuperación producen, determinando que por debajo de los 60 s., la pérdida de velocidad es considerable, situándose la disminución media entre la primera y la décima repetición en un 21% [244, 246, 248-251]. Alguno de estos estudios determinaron que la producción de ácido láctico entre la primera repetición y las sucesivas se mantenía prácticamente idéntica, lo que denotaba una baja contribución del metabolismo de la glucólisis anaeróbica; sin embargo, los depósitos de fosfocreatina disminuían paulatinamente con las repeticiones, al ser este metabolismo el más implicado en la producción de la energía necesaria [244]. Este tiempo no es una constante, sino que está influenciado por el pH muscular, la disponibilidad de creatina y la capacidad aeróbica del corredor.

Los efectos de la recuperación activa durante sprints repetidos han sido investigados. Se examinó a sujetos que efectuaron dos sprints de 30 s. con recuperación de 4 minutos, y se analizó la diferencia en hacer la recuperación de forma activa o pasiva [245]. La recuperación de forma activa produjo un aumento significativo de la producción de potencia media en el segundo sprint, en comparación con la recuperación pasiva, lo que sugiere los efectos beneficiosos de la recuperación de forma activa, inducidos por un aumento del flujo sanguíneo a los músculos con respecto a la primera repetición. Este flujo de sangre mayor, se espera que facilite la restauración de los grandes cambios en los metabolitos musculares, a través de un aumento del suministro de oxígeno y una mayor tasa de eliminación de productos de desecho, como el lactato en sangre [245]. Es importante, sin embargo, que la intensidad de la recuperación activa no sea tan elevada como para causar una mayor acumulación de lactato en el músculo. Por lo tanto, esto

sugiere, que los atletas deben caminar o correr suavemente entre las repeticiones de carreras de velocidad.

A modo de resumen, podemos decir que parece demostrado que un mayor porcentaje de fibras de contracción rápida (FF) favorece la fuerza propulsiva necesaria en las carreras de velocidad, al tiempo que esta composición viene determinada en gran medida por la herencia genética y que puede ser modificada con el entrenamiento, pero de una forma muy leve. El rendimiento de un único sprint parece ser que está directamente influenciado por la tasa máxima de producción de energía, que pueda ser suministrada por el metabolismo anaeróbico. Una vez que la fosfocreatina almacenada en el músculo se ha agotado, que es aproximadamente 10 s., la tensión muscular se reduce por la inhibición del ciclo de puentes cruzados por el H^+ en prevención del uso de ATP disponible, al mismo tiempo que la reducción de la tasa de la glucólisis. Tanto la tasa de suministro como la utilización de estos sustratos se ven afectados por la composición de muscular. Las fibras de contracción rápida (FF) parece que favorecen la actividad anaeróbica de la enzima que facilita la optimización de la tasa de la glucólisis, al mismo tiempo que tiene la capacidad de hidrolizar ATP a un ritmo muy alto, alimentando una actividad muy rápida de los puentes cruzados en el sarcómero. Por consiguiente, estas fibras son más capaces de generar grandes fuerzas, en fases de gran acortamiento muscular, para crear la mayor parte de la potencia necesaria para correr.

Durante varios sprints repetidos, el mantenimiento de la velocidad está influenciada principalmente por la concentración inicial y la posterior restauración de los depósitos de creatina muscular. Estos depósitos se ven afectados por la duración del período de recuperación, siendo el tiempo medio necesario para la resíntesis de la fosfocreatina de aproximadamente 50 a 60 s. Este tiempo medio no es una constante, sino que está influenciado por el pH muscular, la disponibilidad de creatina y la capacidad aeróbica del atleta. Si el período de recuperación es demasiado corto entonces el rendimiento de la velocidad disminuye rápidamente. Esto tiene implicaciones directas para el entrenamiento de velocidad. Si lo que se pretende es que se mantenga la velocidad en una serie de sprints, entonces habrá de darse el tiempo suficiente entre los sprints para la correcta resíntesis de las reservas de fosfocreatina. Después de un sprint en el que los depósitos de fosfocreatina se agotan, es decir, de más de 10 s., son necesarios aproximadamente 3 minutos para reponer los citados depósitos. La recuperación activa de baja intensidad entre los sprints parece mejorar la tasa de recuperación, lo que

permite mantener la velocidad de los sprints repetidos. El sistema de recuperación debe activar la musculatura implicada pero la intensidad no debe ser alta, ya que puede producir una acumulación de lactato mayor. A pesar de que la energía necesaria para los sprints es predominantemente producida por la actuación del metabolismo anaeróbico, una contribución significativa a la energía necesaria para la resíntesis de ATP se deriva de los sistemas de energía aeróbica, en particular cuando la duración del ejercicio y el número de repeticiones aumenta. Los corredores con mayor resistencia aeróbica son más capaces de compensar la disminución en el rendimiento de sprint, mediante el aumento de la contribución a la energía requerida de los sistemas aeróbicos durante posteriores sprints.

2.5.6. Pruebas de medio fondo y fondo en el atletismo. Aspectos fisiológicos y biomecánicos.

En cuanto al metabolismo energético activado durante las pruebas de medio fondo y fondo, la energía necesaria para la contracción muscular proviene de la descomposición del trifosfato de adenosina (ATP). Ese trabajo muscular sólo puede sostenerse si la concentración de ATP en la célula se mantiene, y esto significa que la tasa de resíntesis de ATP debe ser igual a la tasa de hidrólisis de ATP. En todas las distancias de las carreras de medio fondo y fondo, la energía necesaria para la resíntesis de ATP es una combinación de fuentes aeróbicas y anaeróbicas. En las carreras de medio fondo, la contribución del metabolismo anaeróbico, será muy importante, mientras que en las carreras de fondo este metabolismo es menos preponderante. El metabolismo anaeróbico de energía permite generar grandes tasas de potencia necesarias en un esfuerzo máximo. Sin embargo, la capacidad del sistema de energía anaeróbica (la cantidad total de energía que se puede producir) es relativamente pequeña. El porcentaje máximo de la energía suministrada por el metabolismo aeróbico es mucho menor que el sistema anaeróbico, y está limitado por la tasa máxima de metabolismo oxidativo (normalmente se expresa como el máximo consumo de oxígeno, VO_2 máx.). En carreras de medio fondo, la tasa de gasto energético es mucho mayor que la tasa de energía que puede suministrar de metabolismo oxidativo, de modo que una alta capacidad del metabolismo anaeróbico es esencial para la obtención de grandes resultados [252-256].

En cuanto a la capacidad anaeróbica, a medida que aumenta la distancia de la carrera es más importante la capacidad del metabolismo oxidativo aeróbico. El metabolismo

anaeróbico del ATP es necesario para complementar al metabolismo oxidativo en los primeros minutos de ejercicio, hasta que aumenta el aporte de oxígeno para satisfacer las demandas, y también cuando la necesidad energética de una forma puntual, una aceleración, cambio de ritmo o final de carrera, provoca que las necesidades de consumo energético aumenten de manera significativa [257].

A partir de mediciones del gasto energético total del ejercicio y la cantidad de oxígeno consumido (VO_2), es posible calcular la contribución relativa del metabolismo anaeróbico frente a la demanda de energía total, y se acerca al 20% en un esfuerzo máximo de duración de 4 minutos, disminuyendo a menos del 1% en un ejercicio máximo de 2 horas de duración (Tabla 3).

Tabla 3. Contribución aproximada de los metabolismos aeróbico y anaeróbico al consumo total de energía en los récords mundiales masculinos de las diferentes distancias. Tiempos de 1999. Adaptada de Hawley, J.A. [179].

Distancia	Tiempo	% Aeróbico	% Anaeróbico
100 m.l.	0:09.79	10	90
400 m.l.	0:43.29	30	70
800 m.l.	1:41.11	60	40
1500 m.l.	3:26.00	80	20
5000 m.l.	12:39.36	95	5
10000 m.l.	26:22.75	97	3
42.2 km	2:05.42	> 99	< 1

La energía suministrada por el metabolismo anaeróbico puede ser correctamente expresada en términos del equivalente del consumo de oxígeno. Los rangos de capacidad anaeróbica van desde 52 ml/kg^{-1} en individuos no entrenados hasta 90 ml/kg^{-1} en los velocistas, cifras que corresponden al momento, tras 1 minuto a una intensidad máxima de producción de energía a través del metabolismo aeróbico [258]. De modo que para correr una milla (1609 m.) en 4 minutos, es decir a 6.67 m/s. , se consumen unos $84 \text{ ml/kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, lo que equivale a un total de coste de oxígeno de 23.5 l para un corredor de 70 kg. Usando estos valores, un corredor de 70 kg con un VO_2 máx. de $70 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, podría incurrir en un déficit de oxígeno de 4.9 l. Para romper el actual récord mundial de 3:44.39 se requeriría un coste de oxígeno de $105 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, lo que exige claramente que tanto los sistemas aeróbico y anaeróbico se encuentren en los límites superiores de su capacidad [259].

En las carreras de mayor duración, la contribución de metabolismo anaeróbico, y la necesidad de una alta capacidad anaeróbica es menos importante. Corredores de élite pueden competir 5000 m.l., con una intensidad cercana a su VO_2 máx., con un alto déficit de oxígeno en los primeros minutos, que se mantiene o incluso aumenta a medida que avanza la carrera. Incluso en distancias más largas, la producción de energía anaeróbica se producirá en puntos intermedios de la carrera si el ritmo se incrementa o durante tramos cuesta arriba y durante un sprint final. La mayoría de corredores masculinos de clase mundial de 10000 m.l. son capaces de ejecutar 1609 m. (1 milla) en algo menos de 4 minutos.

En cuanto a la capacidad aeróbica a medida que aumenta la distancia, y consecuentemente la duración, también lo hace la proporción de la demanda total de energía que se obtiene por el metabolismo oxidativo.

Corredores masculinos de nivel mundial han registrado valores de VO_2 máx. de al menos $70 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$, en comparación con valores de $40\text{-}45 \text{ ml}/\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ en personas sedentarias. Los mayores valores de VO_2 máx., que se han llegado a obtener han sido de 80 a $85 \text{ ml}/\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$, siendo más comunes entre corredores de medio fondo frente a los fondistas. Los valores femeninos son solo ligeramente inferiores, de hecho en un grupo grande de mujeres corredoras estadounidenses de élite, incluidas las de medio fondo y las de fondo los valores de VO_2 máx., estuvieron entre 61 a $73 \text{ ml}/\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ (con un valor medio de $68.0 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ para las corredores de medio fondo y $66.4 \text{ ml}/\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ para las especialistas de fondo) [260].

Cuando se hacen comparaciones dentro de grupos de corredores de niveles muy diferentes de rendimiento, se evidencia que existe una relación entre el VO_2 máx. y el rendimiento [261, 262].

a) Economía de la carrera de medio fondo y fondo

Como era de esperar, la economía de carrera es un importante factor de rendimiento que cobra mayor importancia a medida que aumentan las distancias de carrera. Algunos estudios muestran que corredores de elite de fondo usan entre el 50% y el 10% menos de oxígeno que cualquiera de los corredores no elite o de medio fondo [200, 201] [261, 263].

Incluso entre los corredores de elite, puede haber grandes diferencias en el coste de oxígeno de la carrera. Algunos de estos estudios han demostrado que el coste de oxígeno de correr a una velocidad fija es un buen predictor de rendimiento, pero hay otros estudios que no han encontrado tanta evidencia de esta relación [264]. A pesar de este conflicto, una revisión de datos publicados muestra que los mejores corredores de medio fondo y fondo del mundo tienen los menores consumos de oxígeno a valores de velocidad de carrera iguales, lo que sugiere que la economía de carrera es uno de los principales factores de rendimiento en las carreras de fondo [264].

Es importante para el corredor de medio fondo ser capaz de correr rápido, ya que se ha demostrado que la velocidad más rápida que se puede mantener durante 5 s. en una cinta está estrechamente relacionada ($r=0.89$) con el mejor tiempo en 5000 m.l. [265]. Ha habido varios intentos de identificar los factores que pudieran explicar las diferencias en el funcionamiento de la economía de carrera que existe entre los corredores. Parece ser que hay varios factores diferentes que incluyen, la longitud y frecuencia de zancada, así como la oscilación vertical con cada paso. Estos factores parece que contribuyen en pequeña medida a las diferencias que existen entre los individuos [179].

Es bien sabido que el coste de oxígeno al correr a una velocidad constante aumenta a medida que lo hace el tiempo de carrera, lo que indica una disminución en la economía de carrera. Parte del aumento de VO_2 es el resultado de un cambio gradual en la utilización de sustratos por los músculos. La oxidación de grasas proporciona sólo $20.2 \text{ kJ}\cdot\text{l}^{-1}$ ($4.8 \text{ kcal}\cdot\text{l}^{-1}$) de oxígeno en comparación con la producción de energía a través de la oxidación de los hidratos de carbono ($21.059 \text{ kJ}\cdot\text{l}^{-1}$ o $5.014 \text{ kcal}\cdot\text{l}^{-1}$). Esto no puede ser la única razón, sin embargo, como la economía de carrera se deteriora en la misma medida en la que disminuye el suministro de hidratos de carbono durante el ejercicio, el corredor al fatigarse generalmente se vuelve menos coordinado, y consecuentemente disminuye la economía de su correr. [255, 266-268].

b) Composición corporal

Hay diferencias sustanciales en muchos de las características físicas de los velocistas y de los corredores de medio fondo y fondo, pero los corredores de fondo de elite tienen gran variedad de somatotipos, y hay, tal vez, demasiadas excepciones para hacer

generalizaciones, además de no estar demostrado que exista una relación directa entre la morfología corporal y el rendimiento en carreras de fondo [269].

Una de las características antropométricas más generalizadas de los corredores de élite en todas las distancias, es un contenido bajo de grasa corporal con respecto a otros deportistas y personas sedentarias. Las estimaciones de la composición corporal en los corredores varones de maratón en las Olimpiadas de México 1968, dio un promedio de grasa del 7.5% de la masa corporal, menos de la mitad de una persona activa, pero no altamente entrenada [270]. La grasa es un importante combustible para los músculos que trabajan en carreras de fondo, y tiene otras funciones importantes metabólicas y hormonales, pero el exceso de grasa corporal no tiene ninguna función útil y aumenta la masa que un corredor debe desplazar, lo que aumenta el costo de energía para mantener una determinada velocidad de carrera. Un corredor de 60 kg con 5% de grasa corporal tiene alrededor de 3 kg de grasa, mientras que una corredora de 55 kg con 15% de grasa corporal tiene más de 8 kg de grasa corporal, de modo que un bajo contenido en grasa corporal parece ser el rasgo más determinante de la composición corporal de los corredores de medio fondo y fondo [269, 271-276]. También se han observado relaciones negativas entre la cantidad de grasa subcutánea y el rendimiento en las carreras de fondo, así como relaciones positivas entre el grosor muscular y el mismo rendimiento ($p < 0.05$) [277].

c) Composición y adaptaciones musculares.

Los músculos de los individuos entrenados en resistencia, tienen una alta capacidad para el metabolismo oxidativo, y una densidad alta de mitocondrias y gran actividad de las enzimas involucradas en la oxidación de hidratos de carbono, y grasas. Estos músculos tienen también una densa red de capilares, lo que permite un aumento del flujo sanguíneo al músculo y un aumento de tiempo de tránsito capilar. Una de las adaptaciones locales en el músculo que tienen más importancia, es el aumento de su capacidad para el uso de las grasas como combustible, lo que provoca una menor tasa de agotamiento de las reservas de glucógeno muscular: a la misma velocidad de carrera, los corredores altamente entrenados tienen una mayor tasa de oxidación de las grasas. Esto es en parte por el aumento de la capacidad de captación en sangre de los ácidos grasos libres, debido a la mayor capilarización del músculo, y en parte por el aumento de la capacidad del músculo para oxidar grasas.

La intensidad del ejercicio es un factor importante que influye en la respuesta adaptativa del músculo y de los diferentes tipos de fibra muscular. Esto se refleja en el uso de las diferentes fibras durante la carrera. A intensidades bajas, sólo las fibras tipo (SR) están activas; las fibras tipo (FR) sólo se utilizará en la última porción de carrera cuando las tipo (SR) se fatigan. Cuando el corredor aumenta la velocidad, las fibras tipo (FR) comienzan a ser reclutadas, y a velocidades muy altas todas las fibras están activas (SR), (FR) y (FF). Las sesiones de entrenamiento de mucha duración pero a baja intensidad no producen adaptaciones en las fibras que no son reclutadas, pero la repetición de intervalos a intensidades altas si producen adaptaciones, al reclutar a todas las tipologías de fibras. El volumen de entrenamiento es generalmente proporcional a la distancia de las carreras , y la intensidad es inversamente proporcional al volumen, por lo que una mayor intensidad de entrenamiento de los corredores que compiten en distancias de 800 m.l. hasta 5000 m.l., se traducirá en una mayor adaptación de fibras tipo (FR) [274, 275].

La alta capacidad oxidativa de los músculos de los atletas de elite de fondo es, en parte, un reflejo de la alta proporción de fibras tipo (SR) en su musculatura. Debido a que la proporción de los diferentes tipos de fibras en el músculo está determinada genéticamente, hay un gran componente genético en el éxito al más alto nivel. La actividad de las enzimas implicadas en el metabolismo oxidativo es, sin embargo, generalmente alta en los dos tipos principales de fibra muscular en los corredores elite de medio fondo y fondo, y refleja una adaptación a los programas de entrenamiento. Los músculos tienen una gran capacidad de adaptación a estímulos específicos de entrenamiento, y la capacidad oxidativa de las fibras tipo (FR) de atletas de medio fondo y fondo altamente entrenados puede llegar a ser superior a las del tipo (SR) de personas sedentarias, pero nunca dentro del mismo individuo [278].

Las limitaciones potenciales al rendimiento son otro de los objetos de estudios más recurrentes. Por una parte, los corredores de medio fondo precisan de mantener velocidades submáximas, para lo cual un gran VO_2 máx. es fundamental, mientras que los corredores de fondo pueden compensar en cierto modo un menor VO_2 máx. con la capacidad de mantener una potencia aeróbica alta durante más tiempo.

Los diversos factores que podrían limitar el VO_2 máx. han sido revisados, y se han encontrado evidencias de que durante la carrera, al estar involucrada una gran masa

muscular, la capacidad de captación de oxígeno de esta musculatura es la que realmente limita el VO_2 máx [257].

Hasta hace poco se consideraba, en general, que no había limitación a la captación de oxígeno por los pulmones. Sin embargo, algunos informes sugieren que el atleta de élite puede estar limitado por su ventilación.

Varios estudios [279] [280], concluyen que corredores masculinos de élite en fondo alcanzan tasas de ventilación durante el ejercicio que se acercarán a su límite ventilatorio voluntario, y una serie de informes más recientes han proporcionado evidencias más convincentes, al demostrar la saturación arterial durante el ejercicio de alta intensidad en sujetos entrenados en fondo. La implicación que estos hallazgos sugieren que puede haber una limitación pulmonar para el transporte de oxígeno. En corredores masculinos de élite en fondo, la saturación arterial de oxígeno puede caer a nivel del mar durante el ejercicio de carrera a intensidades cercanas al VO_2 máx. y el contenido de oxígeno de la sangre también puede caer a intensidades cercanas al máximo, debido a un desajuste entre la perfusión de la vasos sanguíneos y la capacidad de difusión local, en hasta un 50%. Cuando el gasto cardíaco es muy alto, el tiempo de tránsito capilar pulmonar puede ser demasiado corto para permitir que se produzca un equilibrio completo. El hecho de que esta saturación se produzca en los atletas entrenados y no en los individuos sedentarios, puede ser una consecuencia de los pequeños cambios en la función pulmonar que ocurren con la mayoría de los sistemas de entrenamiento. Los corredores de élite en fondo pueden alcanzar un gasto cardíaco 2-3 veces mayor que los individuos sedentarios, pero las diferencias en la función respiratoria y la capacidad pulmonar máxima de perfusión son pequeñas. Hay, sin embargo, estudios que sugieren que el entrenamiento específico de los pulmones puede mejorar el rendimiento de resistencia, tanto en entrenados como en individuos no entrenados. Los corredores de fondo deben reflexionar entonces, sobre los posibles beneficios que se pueden obtener de los sistemas de entrenamiento para mejorar la funcionalidad y capacidad pulmonar. El VO_2 máx. de un individuo está estrechamente relacionado con el gasto cardíaco máximo que puede lograr. La frecuencia cardíaca máxima está muy poco influenciada por el estado de entrenamiento y tiende, en todo caso, a disminuir, por lo que está claro que el volumen sistólico es un factor determinante importante del VO_2 máx. y por lo tanto del rendimiento en carreras de fondo. El volumen de sangre y la concentración de hemoglobina circulante también

tienen influencia en el VO_2 máx., y la práctica de transfusiones sanguíneas, con retirada y posterior transfusión de sangre con glóbulos rojos, ha sido empleada por muchos atletas para mejorar el rendimiento, con aparente éxito hasta que fue declarada una práctica prohibida en competición.

d) Limitaciones metabólicas.

En torno a las contribuciones relativas de los metabolismos aeróbico y anaeróbico a la producción de energía requerida en las carreras de medio fondo y fondo, se ha discutido largamente en la literatura científica. Parece que el principal factor que influye en la respuesta metabólica al correr es la intensidad, a mayor intensidad, mayor será la demanda de energía, y mayor será la proporción del volumen de contribución total de energía obtenida por el metabolismo de hidratos de carbono. Cuando el requerimiento de intensidad provoca acercarse al 95% del VO_2 máx. de un atleta, la contribución de la oxidación de las grasas en el metabolismo energético es insignificante. Usando una estimación de coste de oxígeno de $5.9 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ de un corredor de 70 kg que corre a un ritmo de 4 minutos la milla, y suponiendo que la demanda total de energía podría alcanzarse por la oxidación de glucógeno muscular [281], se puede calcular que la tasa de oxidación de hidratos de carbono necesaria para cumplir con este tipo de gasto energético sería de $7.5 \text{ g}\cdot\text{min}^{-1}$, suponiendo; sin embargo, que el suministro de energía puede ser atendido en su totalidad por glucólisis anaeróbica, la velocidad de degradación de hidratos de carbono sería de aproximadamente $100 \text{ g}\cdot\text{min}^{-1}$. Para un corredor con un VO_2 máx. de $70 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$, que puede utilizar el 75% de ese valor en el primer minuto de una carrera al 100%, a partir de entonces, y haciendo caso omiso de la contribución de la hidrólisis del fosfato de creatina, el total de la degradación de carbohidratos durante la una carrera de 1609 m. (1 milla) estará alrededor de los 110 g. De esta cantidad aproximadamente 85g. se convierten en lactato que, si se distribuye por igual a lo largo de 85% del espacio de agua corporal, alcanzaría una concentración de poco más de $26 \text{ mmol}\cdot\text{l}^{-1}$. Este último valor es muy cercano a lo observado en condiciones de experimentación, y está cerca de los valores más altos jamás registrados. Estos cálculos aproximados muestran que la cantidad de glucógeno muscular utilizado es pequeña en relación a la capacidad total de almacenar glucógeno en el cuerpo humano, y que la disponibilidad de este sustrato en carreras sobre esta distancia puede que sea ilimitada.

Sin embargo, hay otros estudios acerca de que la disponibilidad de glucógeno muscular puede limitar el rendimiento en carreras de esta duración, quizá debido al agotamiento de los depósitos específicos de las fibras musculares [282-284].

A intensidades de ejercicio submáxima, la contribución de la oxidación de las grasas a la producción de energía aumenta con el tiempo, pero esta contribución es probable que sea insignificante en una distancia de menos de 10 km de carrera a ritmo de competición. Incluso en la distancia del maratón, donde la demanda de energía se pueden satisfacer casi en su totalidad por el metabolismo aeróbico, la cantidad total de oxidación de grasas es pequeña. Si la grasa es el combustible utilizado, la cantidad total oxidada en una carrera no sería mayor de 300 g.; por el contrario, si los hidratos de carbono son el combustible utilizado, el total sería de unos 700 g., una cantidad que es superior a la cantidad que normalmente se almacena en los músculos activos y el hígado. La disponibilidad de hidratos de carbono es un factor que está ampliamente reconocido como una limitación potencial del rendimiento en carreras de medio fondo y fondo, y la ingestión de carbohidratos durante estas carreras se ha mostrado eficaz para mejorar el rendimiento.

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1. HIPÓTESIS

A la vista del estado actual del conocimiento sobre la arquitectura y fuerza muscular planteamos las siguientes hipótesis:

Hipótesis 1^a. Existen diferencias entre especialidades del atletismo y sexo, respecto a la arquitectura muscular y la fuerza isocinética extensora y flexora de la articulación de la rodilla a diferentes velocidades.

Hipótesis 2^a. Existen diferencias entre especialidades del atletismo y sexo, respecto a la capacidad de triple salto monopodal y el equilibrio dinámico.

3.2. OBJETIVO GENERAL

El objetivo general de este proyecto es analizar la arquitectura muscular, la fuerza isocinética, la capacidad de salto y el equilibrio dinámico en función de la disciplina atlética y del sexo.

3.3. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar el grosor muscular, ángulo de peneación y longitud de los fascículos de los principales músculos del tren inferior, en atletas masculinos y femeninos de velocidad y fondo.
- Conocer la fuerza isocinética extensora y flexora de la articulación de la rodilla a diferentes velocidades, en atletas masculinos y femeninos de velocidad y fondo.
- Analizar la capacidad de triple salto monopodal en atletas masculinos y femeninos de velocidad y fondo.
- Analizar el equilibrio dinámico mediante la prueba “*Star Excursion Balance Test*” en atletas masculinos y femeninos de velocidad y fondo.
- Buscar correlaciones entre las variables dependientes citadas anteriormente.

4. METODOLOGÍA

4.1. SUJETOS

En el presente trabajo participaron de forma voluntaria 38 atletas de categoría nacional (todos poseían marca mínima para asistir a los Campeonatos de España de su disciplina y categoría) (edad: 16.4 ± 2.04 años; talla: 169.4 ± 6.93 cm.; peso: 61.03 ± 7.95 kg), con una experiencia en años de entrenamiento específico de su disciplina de 5.61 ± 2.21 años, con una frecuencia de entrenamiento semanal de 4.53 ± 1.35 días, además de la competición del fin de semana, si existe, y 1.03 ± 0.37 días de media semanal de entrenamiento específico de fuerza, estando todos federados por la Federación Castellano Leonesa de Atletismo y entrenando todos a las órdenes de un entrenador titulado. Tras ser informados del proceso experimental de que iban a formar parte (Anexo I), y antes de someterse a él, cada sujeto dio su consentimiento por escrito aceptando los riesgos y beneficios del estudio. En el caso de los menores de edad, dicho consentimiento fue firmado por sus padres (Anexo II). El estudio se llevó a cabo de acuerdo a la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de ética de la Universidad Europea Miguel de Cervantes de Valladolid (España). Ninguno de los sujetos padecía alguna enfermedad o lesión física que pudiera comprometer los resultados obtenidos en las valoraciones.

4.2. DISEÑO EXPERIMENTAL

Se trata de un estudio observacional descriptivo y transversal. Todos los sujetos fueron evaluados durante la temporada, en los meses de diciembre y enero. Al tratarse de un estudio observacional, las variables independientes son categóricas, y específicamente son el *sexo* (hombre vs. mujer), *especialidad* (velocistas vs. fondistas) y *lateralidad* (pierna dominante vs. pierna no dominante).

Respecto a la variable categórica *especialidad*, se incluyeron en la categoría de velocistas ($n=21$) a los sujetos que realizaban pruebas de 100 m.l., 100 m.v., 110 m.v., 200 m.l. y 400 m.l.. En la categoría de fondistas se incluyeron a todos los sujetos que

realizaban pruebas de más de 800 m.l. (n=17). En la tabla 4 se muestra la distribución de frecuencias absolutas de *sexo* y *especialidad*.

Tabla 4. Tabla de contingencia que enfrenta las variables independientes sexo y especialidad en los 38 sujetos que participaron en el estudio. Se muestran las frecuencias absolutas.

		<i>Especialidad</i>		
		Velocidad	Fondo	Total
<i>Sexo</i>	Hombre	11	11	22
	Mujer	10	6	16
Total		21	17	38

Para definir la lateralidad, se consideró como pierna dominante, aquélla con la que se golpea un balón de forma natural. Por descarte, la otra pierna no dominante. De los 38 sujetos, 33 tenían como pierna dominante la derecha, y 5 la izquierda. Como se verá más adelante, en las pruebas de valoración de la fuerza muscular de los extensores de la rodilla con dinamómetro isocinético, también se consideran como variables independientes la *acción muscular* (flexión vs. extensión) y la *velocidad de ejecución* ($60^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs. $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs. $180^{\circ}\cdot s^{-1}$).

4.3. PROCEDIMIENTOS

Todos los sujetos fueron valorados en dos ocasiones. La primera de ellas en las instalaciones del módulo cubierto de atletismo de Río Esgueva (Valladolid), realizándose allí las pruebas de ecografía y saltos horizontales. La segunda sesión de valoración se llevó a cabo en las instalaciones del Centro de Investigación en Discapacidad Física de ASPAYM Castilla y León en la misma ciudad, realizándose allí las pruebas de equilibrio y fuerza muscular. Ambos días de valoración se llevaron a cabo a lo largo de dos semanas consecutivas, detallándose a continuación los procedimientos seguidos en cada una de estas sesiones:

4.3.1. Primer día de valoración

a) *Ecografías: arquitectura muscular.*

El análisis *in vivo* de la arquitectura muscular se llevó a cabo con la utilización de un ecógrafo (MyLab25, Esaote, Genua, Italia) con una sonda lineal (LA 523, 7.5-12 MHz; longitud, 50 mm; Esaote, Genua, Italia). Los ajustes del ecógrafo fueron: modo B; ganancia de 58%; un punto focal ubicado en la zona de medición; frecuencia de 7.5 MHz; persistencia de 5; y rango dinámico de 4. Se utilizó el algoritmo *X-view* para tener una mayor nitidez durante la adquisición de las imágenes. Una solución de gel acuoso se aplicó entre la sonda y la zona a examinar para permitir el contacto acústico y evitar la necesidad de deformar la piel con la presión ejercida. La presión ejercida por la sonda sobre la piel no producía una deformación visible de las estructuras anatómicas evaluadas [285]. Las imágenes eran almacenadas en el ecógrafo para su posterior análisis en un ordenador con el software MyLabdesk (MyLabDesk, Esaote, Genua, Italia). Este programa permite medir distancias con una sensibilidad de 0.01 cm. y ángulos con 0.1°.

Los músculos cuya arquitectura se analizó fueron el recto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) y gemelo interno (GI). Se escogieron estos músculos como representativos de la extremidad inferior por ser fácilmente medibles con ecografía. Se tomaron cinco imágenes de cada grupo muscular, analizándose las siguientes variables dependientes.

a.1. *Grosor muscular*

El grosor muscular del RF, VL y BF se midió al 50% de su distancia del muslo, medida entre el cóndilo lateral del fémur y el trocánter mayor. El grosor muscular del GI se midió al 30% proximal de la distancia entre el pliegue poplíteo y el centro del maléolo interno. Para la medición del RF y VL el sujeto estaba tumbado en una camilla en decúbito supino con las rodillas en posición anatómica. Para la medición del BF y GI el sujeto se tumbaba en decúbito prono con la articulación de la rodilla y del tobillo en posición anatómica, estando los pies fuera de la camilla. El mismo examinador realizó registró de todas las imágenes. El RF se registró mediante un corte transversal y el VL, BF y GI se registraron mediante cortes longitudinales en los que la sonda se alineaba

con la dirección de los fascículos. El registro de las imágenes de los grupos musculares de ambas piernas llevaba unos 25 minutos por sujeto.

Una vez registradas las imágenes, el grosor se midió posteriormente como la distancia entre la aponeurosis superficial y la profunda del músculo. En los cortes transversales (i.e. para el RF) esta distancia se medía en la zona de máximo grosor [286] (Figura 22). En los cortes longitudinales (i.e. para el VL, BF y GI) esta distancia se medía en los extremos de cada imagen de 4.65 cm., tomando la media de ambas distancias como valor representativo del grosor muscular (Figura 23).

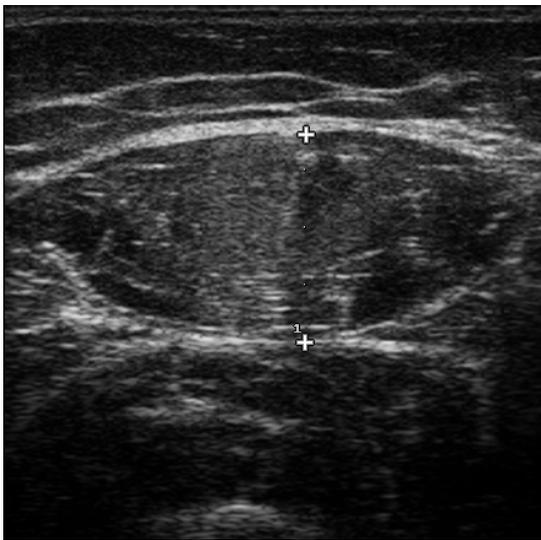


Figura 22. Corte transversal del recto femoral en el que se analiza su grosor en la zona de máximo valor (grosor = 1.80 cm).

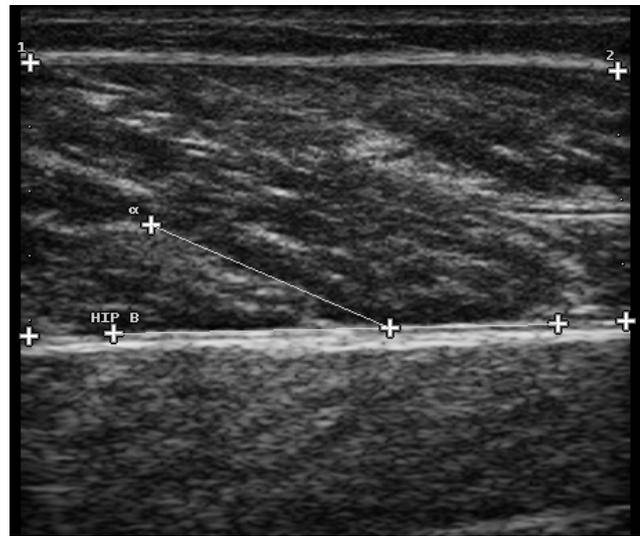


Figura 23. Corte longitudinal del gemelo interno analizándose en la imagen el grosor en ambos extremos (grosor1 = 2.11 cm; grosor2 = 1.93 cm; grosor medio = 2.02 cm). También se observa la medición del ángulo de peneación ($\alpha = 24.8^\circ$).

a.2. Ángulo de peneación y longitud de los fascículos

Los ángulos de peneación se midieron como el ángulo de inserción de los fascículos en la aponeurosis profunda [287] (Figura 23). Con el objetivo de tener una medición precisa, la sonda se alineó con la dirección de los fascículos. La longitud de los fascículos se determinó mediante la siguiente ecuación, donde α es el ángulo de peneación [19]:

$$\text{Longitud del fascículo} = \frac{\text{grosor muscular}}{\text{sen } \alpha}$$

Se registraron 5 imágenes de cada grupo muscular. En el RF se descartaron las imágenes con los grosores mayor y menor, tomando como valor a analizar la media del grosor de las tres imágenes restantes. En el VL, BF y GI se calculó la longitud del fascículo para cada imagen, descartándose aquéllas con la longitud mayor y menor, y tomando como valor a analizar la media del grosor, ángulo de peneación y longitud de los fascículos de las tres imágenes restantes.

Algunas de las premisas respetadas por el examinador en el análisis de la arquitectura muscular fueron:

- El sujeto debía mantener la musculatura a analizar completamente relajada durante la adquisición de la imagen.
- La presión ejercida con la sonda sobre la piel no producía una deformación del tejido muscular subyacente.
- Para una mejor visualización de los fascículos en el VL, BF y GI la sonda se orientaba en el mismo plano que los propios fascículos.
- En los cortes longitudinales se registraban imágenes en las que se apreciaba claramente la disposición de los fascículos para posibilitar posteriormente la medición de los ángulos de peneación.
- Siempre que fuese posible, en los cortes longitudinales se registrarían imágenes en las que la aponeurosis superficial y profunda estuviesen paralelas.
- Las 5 imágenes obtenidas se tomaban en el mismo punto anatómico, y entre cada dos adquisiciones la sonda se desplazaba del punto de medición y volvía a ser colocada en él por el examinador.

b) Calentamiento

Todos los sujetos realizaron un calentamiento que consistía en 10 minutos de carrera continua a una intensidad controlada por pulsómetro (POLAR® RS 400. FINLAD) en un rango de 120 a 140 p.p.m. Después de este ejercicio los sujetos realizaban 5 repeticiones de 50 m. de carrera en progresión con la recuperación de los 50 m. de vuelta caminando. Posteriormente los sujetos realizaron 5 repeticiones de 10 “segundos de triple”¹⁵ a una intensidad submáxima.

c) Triple salto en apoyo monopodal

La capacidad de salto monopodal se analizó mediante el “Triple-Hop Distance Test” descrito por [79, 80]. La línea de partida se delimitó mediante una cinta adhesiva en el suelo, indicando a los sujetos que debían colocar la prolongación de la zapatilla, a la altura del dedo pulgar del pie de batida, tras la línea marcada en el suelo y realizar tres saltos consecutivos máximos con el apoyo de la misma pierna de batida, iniciando la serie con la pierna dominante y permitiéndose el balanceo de los brazos. El examinador midió la distancia comprendida entre la línea de salida (primer dedo del pie) hasta el punto en el que la parte más posterior del talón contactaba con el suelo en el tercer apoyo. Cada sujeto ejecutó tres triples saltos con cada pierna, de manera alternativa, repitiéndose en caso de que el sujeto perdía el equilibrio. Se registró el mejor de los 3 intentos, para cada pierna. Todos los sujetos realizaron dos ensayos antes del registro.

4.3.2. Segundo día de valoración

a) Calentamiento

Todos los sujetos realizaron un calentamiento que consistía en 10 minutos de carrera continua a una intensidad controlada por pulsómetro (POLAR® RS 400. FINLAD) en un rango de 120 a 140 p.p.m. Después de este ejercicio los sujetos realizaron ejercicios de flexibilidad activa y movilidad articular de la musculatura y articulaciones principalmente implicadas en el ejercicio de equilibrio dinámico.

¹⁵ “Segundo de triple” salto semejante al segundo en ejecución de un triple salto de atletismo que hace referencia a que se alterna el apoyo derecha/izquierda.

b) Prueba de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT.)

El equilibrio dinámico de ambas piernas se valoró realizando un apoyo unipodal en el centro de un asterisco y un alcance máximo con la pierna opuesta hacia cada una de las ocho líneas que presenta el asterisco. Estas líneas están a 45° del centro del asterisco y se nombran en relación a la dirección de la excursión concerniente a la pierna de apoyo (Figura 24).

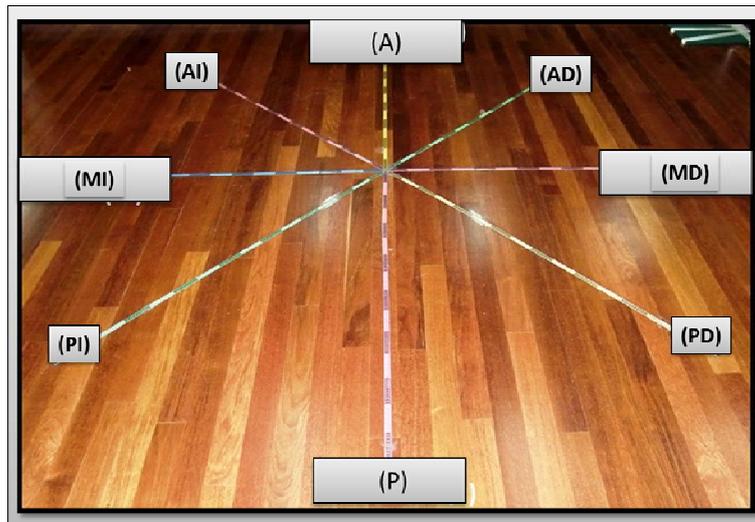


Figura 24. Dispositivo de medición para la realización del SEBT.

Atendiendo a las recomendaciones de Kinzey [100], fueron realizadas, antes de comenzar la prueba, una demostración verbal y visual del procedimiento del test por el examinador, permitiendo 6 ensayos de práctica en cada una de las 8 direcciones para que cada pierna llegue a familiarizarse con la tarea.

El descanso entre intentos fue de 15 s., para evitar un menor resultado por causa de fatiga muscular. Se registró el mejor de 3 intentos para cada pierna en cada una de las 8 direcciones. Todos los ensayos fueron realizados en orden secuencial en cualquiera de las dos direcciones, en el sentido de las agujas del reloj con la extremidad inferior derecha (como pierna de alcance) y en el sentido contrario con la izquierda, aleatorizando la pierna que iniciaba el test [100].

Los datos fueron desechados, y repetidos los intentos, si el sujeto realizaba alguna de las siguientes acciones:

- No toca la línea con el pie de alcance mientras mantiene el peso con la pierna de apoyo.
- Levanta el pie de apoyo del centro del asterisco.
- Pierde el equilibrio en cualquier punto de la prueba.
- No mantiene las posiciones inicial y final para un siguiente alcance.
- Si el sujeto al realizar el movimiento carga peso sobre el pie de alcance, es decir, si el pie de alcance es utilizado para agrandar la base de sustentación. La base de sustentación será siempre el pie de apoyo para toda la prueba, a excepción de la fracción de segundo en la que el pie de alcance toca muy ligeramente el suelo durante el alcance (pero no se apoya en él).

c) Calentamiento

A continuación del test funcional de equilibrio dinámico, los sujetos realizaron como calentamiento específico del test de fuerza máxima isocinética, 3 series de 10 repeticiones de curl de piernas en máquina acostado con una resistencia de 15 Kg, con pausas entre series de 3 minutos como descanso. A continuación los sujetos realizaron 3 series de 10 repeticiones de prensa de piernas en máquina sentado con una resistencia de 15 Kg, con pausas entre series de 3 minutos como descanso.

d) Fuerza máxima isocinética

La fuerza muscular de los extensores y flexores de ambas rodillas se valoró de forma unilateral en un dinamómetro isocinético (Biodex[®] 4, Shirley, NY, EEUU). Los sujetos se sentaban en un asiento con la cadera y la rodilla evaluada flexionadas a 90°. Cada sujeto estaba fijado al asiento por medio de dos cinturones cruzados desde sus hombros hasta sus caderas, y un tercer cinturón por encima de la parte más proximal de sus muslos. El eje del dinamómetro se alineó con el eje anatómico de la rodilla, y el brazo de palanca se ató 2-3 cm. por encima del maléolo lateral por medio de unas correas. Se pidió al sujeto que cruzara sus brazos durante la realización de la prueba. La corrección de la gravedad fue aplicada para tener en cuenta el peso de la extremidad.

Una vez el sujeto estaba sentado en la máquina y tras haber realizado el calentamiento genérico, se fijaban los límites de extensión y flexión de la articulación de la rodilla. Ambos límites se fijaban respectivamente en 30° y 100°, considerando 0° la posición anatómica. Posteriormente, se le pedía al sujeto realizar 5 contracciones submáximas a una velocidad de 60°·s⁻¹ para completar el calentamiento. Un minuto después de este calentamiento comenzaba la prueba, la cual consistía en realizar 5 extensiones y 5 flexiones a 60°·s⁻¹, seguidas de 1 minuto de reposo, seguidas de 10 extensiones y 10 flexiones a 120°·s⁻¹, seguidas de 1 minuto de reposo, seguidas finalmente de 15 extensiones y 15 flexiones a 180°·s⁻¹. El tiempo de pausa entre el final de cada acción y la siguiente (extensión-flexión ó flexión-extensión) era prácticamente nulo. Todas las contracciones se realizaban con la máxima fuerza posible y el sujeto era animado verbalmente en cada repetición. La prueba, compuesta por un total de 15 contracciones, era realizada una vez con cada pierna, escogiendo aleatoriamente la pierna con la que se realizaba en primer lugar. De todas las variables que el dinamómetro isocinético proporciona, las que se consideraron más importantes y son expuestas en la sección de resultados fueron:

- *Pico del par* (PP): Fuerza máxima desarrollada durante una repetición. Se expresa en Newton por metro (N·m).
- *Tiempo del pico par* (TPP): Tiempo desde que comienza la repetición hasta que se alcanza el pico del par de esa repetición. Se expresa en milisegundos (ms.).
- *Ángulo del pico par* (APP): Ángulo durante el movimiento de extensión o flexión en el que se alcanza el pico del par. Se expresa en grados (°).
- *Trabajo total* (TT): El trabajo, en física, es el producto de la fuerza por el desplazamiento. En un movimiento angular como este, es el sumatorio del producto de la fuerza por el ángulo en cada instante de una repetición. El trabajo total es la suma del trabajo de todas las repeticiones realizadas. Se expresa en Julios (J).
- *Trabajo total repetición máxima* (TTRM): Igual que la definición anterior, pero relativo únicamente a la repetición en la que se genera el máximo trabajo. Se expresa en Julios (J).

- *Potencia media* (PM): La potencia de una repetición es igual al trabajo total dividido entre el tiempo de ejecución de la repetición. La potencia media es la media de la potencia de todas las repeticiones realizadas. Se expresa en vatios (Watts).
- *Pico par promedio máximos* (PPPM): Media de los picos pares de cada una de las repeticiones realizadas. Se expresa en Newton por metro (N·m).
- *Índice agonista/antagonista* (IAA): Pico par de los flexores (isquiotibiales en este caso), dividido entre pico par de los extensores (cuádriceps en este caso). Se expresa en porcentaje (%).

4.4. ANÁLISIS DE LOS DATOS

El registro de los datos y su tratamiento gráfico fue realizado con el programa Microsoft Excel 2007. El tratamiento estadístico de los datos se llevó a cabo con el programa SPSS v.15.0 para Windows.

La normalidad de los datos fue contrastada y confirmada mediante la utilización de la prueba *Kolmogorov-Smirnov*. Las comparaciones de cada variable dependiente en función de las variables *sexo* y *especialidad* se realizaron mediante la prueba *t de student* para muestras independientes. La comparación de las variables dependientes en función de la variable *lateralidad*, se realizó mediante la prueba *t de student para muestras relacionadas*.

Para el análisis de las variables obtenidas en la valoración de la fuerza muscular con isocinético se aplicó un análisis de la varianza (ANOVA) con medidas repetidas de tres factores: *lateralidad* (pierna dominante vs. pierna no dominante), *acción muscular* (flexión vs. extensión) y *velocidad de ejecución* ($60^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs. $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs. $180^{\circ}\cdot s^{-1}$). Cuando el estadístico F del ANOVA resultaba significativo, se aplicaba el tratamiento de *Bonferroni* a posteriori.

El análisis de las relaciones entre variables se realizó con la aplicación del coeficiente de correlación de *Pearson*.

La variabilidad y fiabilidad de las variables dependientes fue cuantificada mediante la aplicación del coeficiente de variación ($CV = \text{desviación estándar} * 100 / \text{media}$) y del coeficiente de correlación intraclase (ICC) respectivamente. El nivel de significación se fijó en 0.05. Con el fin de aislar la dependencia del tamaño de la muestra respecto a la significación estadística y no incurrir en el error *tipo II* (β), se procedió a calcular el tamaño del efecto (η^2). Los valores se expresan como media \pm desviación estándar (DE).

5. RESULTADOS

5.1. VARIABILIDAD Y FIABILIDAD

En la tabla 5 se incluyen los CV de todas las variables dependientes, los cuales oscilan entre 0.73 y 10.37. Igualmente se muestran en la tabla 5 los ICC, los cuales oscilan entre 0.718 y 0.994, excepto en el caso de la fiabilidad global de las pruebas de equilibrio, que tienen valores de 0.337 y 0.339.

Los CV e ICC en las ecografías se obtuvieron de las tres imágenes que se analizaban una vez descartadas las que tenían un valor mayor y menor. Los CV e ICC en los saltos y en las pruebas de equilibrio se obtuvieron de los tres intentos realizados en cada prueba. En la prueba de fuerza sólo se dan los CV de los picos pares del conjunto de repeticiones realizadas a cada velocidad, independientemente de si la acción es flexión o extensión, ya que es un dato dado automáticamente al realizar el test.

Tabla 5. Coeficiente de variación (CV) y coeficiente de correlación intraclass (ICC) de cada una de las variables dependientes analizadas en la muestra (n=38).

Variable	CV (%)	ICC
Ecografía		
Grosor RF	0.73	0.990
Grosor VL	1.32	0.982
Grosor BF	0.88	0.994
Grosor GI	1.24	0.987
Ángulo peneación VL	5.67	0.890
Ángulo peneación GI	4.41	0.909
Triple salto en apoyo monopodal		
Pierna dominante	2.84	0.937
Pierna no dominante	2.45	0.946
Prueba de equilibrio		
<i>Pierna dominante</i>		
Límite anterior	4.09	0.842
Límite anterior-derecho	4.17	0.818
Límite derecho	4.10	0.884
Límite posterior-derecho	3.61	0.880
Límite posterior	3.48	0.864
Límite posterior-izquierdo	4.35	0.780
Límite izquierdo	4.25	0.870
Límite anterior-izquierdo	3.95	0.885
<i>Pierna no dominante</i>		
Límite anterior	3.30	0.839
Límite anterior-derecho	3.36	0.851
Límite derecho	5.67	0.817
Límite posterior-derecho	4.04	0.718
Límite posterior	2.71	0.923
Límite posterior-izquierdo	2.84	0.924
Límite izquierdo	3.90	0.907
Límite anterior-izquierdo	3.42	0.902
Fuerza máxima isocinética		
<i>Pierna dominante</i>		
60°·s ⁻¹	6.45	
120°·s ⁻¹	7.64	
180°·s ⁻¹	10.37	
<i>Pierna no dominante</i>		
60°·s ⁻¹	6.88	
120°·s ⁻¹	8.09	
180°·s ⁻¹	9.33	

5.2. ARQUITECTURA MUSCULAR

5.2.1. Grosor muscular

En la tabla 6 se muestran los datos del grosor de los diferentes grupos musculares analizados.

Tabla 6. Grosor muscular, expresado en centímetros, de los diferentes músculos analizados en función de la lateralidad, del sexo y de la especialidad practicada.

	HOMBRES			MUJERES			TOTAL		
	Velocidad	Fondo	Total	Velocidad	Fondo	Total	Velocidad	Fondo	Total
RFD	2.08±0.33	1.71±0.21	1.89±0.33	1.89±0.19	1.55±.26	1.76±0.27	1.99±0.28	1.65±0.24	1.84±0.31
RFND	2.05±0.27	1.64±0.22	1.84±0.32	1.82±0.22	1.49±0.29	1.69±0.29	1.94±0.27	1.58±0.25	1.78±0.31
VLD	2.01±0.25	1.76±0.21	1.88±0.26	1.86±0.26	1.75±0.22	1.82±0.24	1.94±0.26	1.76±0.21	1.86±0.25
VLND	2.03±0.21	1.79±0.14	1.91±0.22	1.78±0.25	1.87±0.26	1.81±0.25	1.91±0.26	1.82±0.19	1.87±0.23
BFD	2.22±0.29	2.12±0.35	2.17±0.32	2.06±0.33	1.85±0.23	1.98±0.31	2.14±0.31	2.02±0.33	2.09±0.32
BFND	2.01±0.25	1.76±0.21	1.88±0.26	1.86±0.26	1.75±0.22	1.82±0.24	1.94±0.26	1.76±0.21	1.86±0.25
GID	1.83±0.16	1.55±0.17	1.69±0.22	1.76±0.21	1.65±0.32	1.72±0.26	1.80±0.19	1.58±0.23	1.70±0.23
GIND	1.72±0.19	1.54±0.26	1.63±0.24	1.66±0.19	1.62±0.30	1.65±0.23	1.69±0.19	1.57±0.27	1.64±0.23

RFD = recto femoral de la pierna dominante; RFND = recto femoral de la pierna no dominante; VLD = vasto lateral de la pierna dominante; VLND = vasto lateral de la pierna no dominante; BFD = bíceps femoral de la pierna dominante; BFND = bíceps femoral de la pierna no dominante; GID = gemelo interno de la pierna dominante; GIND = gemelo interno de la pierna no dominante.

Contrastes intra-sujeto

En el RF se observó un efecto *lateralidad* ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.110$). El análisis a posteriori mostró que el grosor del RFD fue mayor que el del RFND (3.4%, $p < 0.05$). En el RF no se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p = 0.730$; $\eta^2 = 0.004$), ni *lateralidad*especialidad* ($p = 0.846$; $\eta^2 = 0.001$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p = 0.638$; $\eta^2 = 0.007$).

En el VL no se observó un efecto *lateralidad* ($p = 0.448$; $\eta^2 = 0.017$), ni *lateralidad*sexo* ($p = 0.978$; $\eta^2 = 0.000$), ni *lateralidad*especialidad* ($p = 0.088$; $\eta^2 = 0.083$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p = 0.132$; $\eta^2 = 0.065$).

En el BF no se observó un efecto *lateralidad* ($p=0.073$; $\eta^2=0.091$), ni *lateralidad*sexo* ($p=0.406$; $\eta^2=0.020$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.645$; $\eta^2=0.006$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p=0.385$; $\eta^2=0.022$).

Finalmente, en el GI se observó un efecto *lateralidad* ($p<0.05$; $\eta^2=0.166$) y un efecto *lateralidad*especialidad* ($p<0.05$; $\eta^2=0.112$). El análisis a posteriori de estos efectos mostró que el grosor del GID fue mayor que el del GIND (3.7%, $p<0.05$). Además, en el GIND no existen diferencias en función de la especialidad, mientras que los velocistas tienen un GID de mayor grosor que los fondistas (1.80 ± 0.21 cm. respecto a 1.60 ± 0.22 cm., $p<0.01$). Por el contrario, no se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p=0.921$; $\eta^2=0.000$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p=0.756$; $\eta^2=0.003$).

Contrastes inter-sujeto

En el RF se observó un efecto *sexo* ($p<0.05$; $\eta^2=0.137$) y *especialidad* ($p<0.001$; $\eta^2=0.386$), no observándose un efecto *sexo*especialidad* ($p=0.714$; $\eta^2=0.004$). El análisis a posteriori de estos efectos muestra que los hombres tienen un mayor grosor que las mujeres (1.87 ± 0.23 cm. respecto a 1.69 ± 0.24 cm., $p<0.05$), así como que los velocistas tienen un mayor grosor muscular que los fondistas (1.96 ± 0.24 cm. respecto a 1.60 ± 0.25 cm., $p<0.001$).

En el VL no se observó un efecto *sexo* ($p=0.250$; $\eta^2=0.039$), ni *especialidad* ($p=0.079$; $\eta^2=0.088$), ni *sexo*especialidad* ($p=0.091$; $\eta^2=0.081$). Tampoco se observó en el BF un efecto *sexo* ($p=0.057$; $\eta^2=0.103$), ni *especialidad* ($p=0.091$; $\eta^2=0.082$), ni *sexo*especialidad* ($p=0.766$; $\eta^2=0.003$).

En el GI no se observó un efecto *sexo* ($p=0.874$; $\eta^2=0.001$), ni *sexo*especialidad* ($p=0.268$; $\eta^2=0.036$). No obstante, sí se encontró un efecto *especialidad* ($p<0.05$; $\eta^2=0.127$). El análisis a posteriori de este efecto mostró que los velocistas tienen un mayor grosor en el GI que los fondistas (10%, $p<0.05$).

5.2.2. Ángulo de peneación

En la tabla 7 se muestran los datos del ángulo de peneación de los diferentes grupos musculares analizados.

Tabla 7. Ángulo de peneación, expresado en grados, de los diferentes músculos analizados en función de la lateralidad, del sexo y de la especialidad practicada.

	HOMBRES			MUJERES			TOTAL		
	Velocidad	Fondo	Total	Velocidad	Fondo	Total	Velocidad	Fondo	Total
VLD	12.2±2.7	10.9±2.5	11.6±2.6	11.5±2.3	12.7±2.3	12.0±2.3	11.9±2.5	11.5±2.5	11.7±2.5
VLND	13.0±2.3	11.6±2.0	12.3±2.2	12.7±1.6	12.6±1.7	12.6±1.6	12.8±2.0	12.0±1.9	12.4±2.0
GID	21.3±2.6	20.3±2.9	20.8±2.7	21.0±3.9	23.2±1.8	21.8±3.4	21.2±3.2	21.3±2.9	21.3±3.0
GIND	20.1±3.6	21.1±3.4	20.6±3.5	20.6±4.4	22.5±3.5	21.3±4.1	20.3±3.9	21.6±3.4	20.9±3.7

VLD = vasto lateral de la pierna dominante; VLND = vasto lateral de la pierna no dominante; GID = gemelo interno de la pierna dominante; GIND = gemelo interno de la pierna no dominante.

Contrastes intra-sujeto

En el VL no se observó un efecto *lateralidad* ($p=0.121$; $\eta^2=0.069$), ni *lateralidad*sexo* ($p=0.747$; $\eta^2=0.003$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.393$; $\eta^2=0.022$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p=0.408$; $\eta^2=0.020$).

En el GI tampoco se observó un efecto *lateralidad* ($p=0.249$; $\eta^2=0.026$), ni *lateralidad*sexo* ($p=0.677$; $\eta^2=0.005$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.276$; $\eta^2=0.035$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p=0.193$; $\eta^2=0.049$).

Contrastes inter-sujeto

En el VL no se observó un efecto *sexo* ($p=0.500$; $\eta^2=0.014$), ni *especialidad* ($p=0.536$; $\eta^2=0.011$), ni *sexo*especialidad* ($p=0.151$; $\eta^2=0.060$). Tampoco se observó en el GI un efecto *sexo* ($p=0.302$; $\eta^2=0.031$), ni *especialidad* ($p=0.344$; $\eta^2=0.026$), ni *sexo*especialidad* ($p=0.332$; $\eta^2=0.028$).

5.2.3. Longitud de los fascículos

En la tabla 8 se muestran los datos de la longitud de los fascículos de los diferentes grupos musculares analizados en los que se midió también el ángulo de peneación.

Tabla 8. Longitud de los fascículos, expresada en centímetros, de los diferentes músculos analizados en función de la lateralidad, del sexo y de la especialidad practicada.

	HOMBRES			MUJERES			TOTAL		
	Velocidad	Fondo	Total	Velocidad	Fondo	Total	Velocidad	Fondo	Total
VLD	9.86±2.21	9.77±2.59	9.82±2.35	9.63±2.35	8.08±1.21	9.05±2.10	9.75±2.22	9.18±2.31	9.49±2.25
VLND	9.21±1.25	9.10±1.62	9.15±1.41	8.19±1.27	8.64±0.90	8.36±1.14	8.72±1.33	8.94±1.39	8.82±1.35
GID	5.11±0.74	4.51±0.62	4.81±0.73	5.00±0.78	4.17±0.71	4.69±0.84	5.06±0.74	4.39±0.65	4.76±0.77
GIND	5.14±1.2	4.33±0.71	4.74±0.95	4.85±0.83	4.40±1.50	4.68±1.10	5.00±0.92	4.36±1.01	4.71±1.00

VLD = vasto lateral de la pierna dominante; VLND = vasto lateral de la pierna no dominante; GID = gemelo interno de la pierna dominante; GIND = gemelo interno de la pierna no dominante.

Contrastes intra-sujeto

En el VL no se observó un efecto *lateralidad* ($p=0.109$; $\eta^2=0.074$), ni *lateralidad*sexo* ($p=0.740$; $\eta^2=0.003$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.149$; $\eta^2=0.060$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p=0.142$; $\eta^2=0.062$).

En el GI tampoco se observó un efecto *lateralidad* ($p=0.902$; $\eta^2=0.000$), ni *lateralidad*sexo* ($p=0.685$; $\eta^2=0.005$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.752$; $\eta^2=0.003$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p=0.265$; $\eta^2=0.036$).

Contrastes inter-sujeto

En el VL no se observó un efecto *sexo* ($p=0.112$; $\eta^2=0.073$), ni *especialidad* ($p=0.538$; $\eta^2=0.011$), ni *sexo*especialidad* ($p=0.671$; $\eta^2=0.005$). Tampoco se observó en el GI un efecto *sexo* ($p=0.516$; $\eta^2=0.013$), ni *sexo*especialidad* ($p=0.894$; $\eta^2=0.001$). No obstante, sí se observó en el GI un efecto *especialidad* ($p<0.05$; $\eta^2=0.168$). El análisis a posteriori de este efecto mostró que los velocistas tienen una mayor longitud de los fascículos del GI que los fondistas (15.4%, $p<0.05$).

5.3. TRIPLE SALTO EN APOYO MONOPODAL

En la tabla 9 se muestran la media y desviación estándar en función de la *lateralidad* (pierna dominante vs. pierna no dominante), sexo (hombre vs. mujer) y especialidad (velocidad vs. fondo).

Tabla 9. Triple salto en apoyo monopodal con la pierna dominante (TSD) y con la pierna no dominante (TSND) en función de las variables sexo y especialidad.

Sexo	Especialidad	TSD (m)	TSND (m)
<i>Hombre</i>	Velocidad	7.30±0.48	7.21±0.52
	Fondo	6.55±0.47	6.80±0.49
	Total	6.93±0.60	7.01±0.53
<i>Mujer</i>	Velocidad	5.70±0.43	5.86±0.35
	Fondo	5.32±0.61	5.43±0.61
	Total	5.58±0.51	5.71±0.48
<i>Total</i>	Velocidad	6.54±0.93	6.57±0.82
	Fondo	6.17±0.77	6.37±0.83
	Total	6.38±0.87	6.48±0.82

Contrastes intra-sujeto

No se observó un efecto *lateralidad* ($p=0.115$; $\eta^2=0.073$), ni *lateralidad*sexo* ($p=0.714$; $\eta^2=0.004$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.293$; $\eta^2=0.033$), ni *lateralidad*especialidad*sexo* ($p=0.146$; $\eta^2=0.063$).

Contrastes inter-sujeto

Se observó un efecto *sexo* ($p<0.001$; $\eta^2=0.712$) y *especialidad* ($p<0.01$; $\eta^2=0.237$). El análisis a posteriori del efecto *sexo* muestra que los hombres saltan más que las mujeres (6.97 ± 0.44 m. respecto a 5.58 ± 0.47 m., $p<0.001$). El análisis a posteriori del efecto *especialidad* muestra que los velocistas saltan más que los fondistas (6.52 ± 0.44 m. respecto a 6.03 ± 0.48 m., $p<0.01$). No se observó un efecto *sexo*especialidad* ($p=0.573$; $\eta^2=0.010$).

5.4. PRUEBA DE EQUILIBRIO DINÁMICO

Contrastes intra-sujeto

En las tablas 10 y 11 se muestran los resultados de los diferentes límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en función de la lateralidad, sexo y especialidad practicada.

Tabla 10. Límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en función de la lateralidad, sexo y especialidad practicada.

		Hombres Velocidad	Hombres Fondo	Mujeres Velocidad	Mujeres Fondo
A	PD	91.3 ± 8.0	89.6 ± 7.4	91.7 ± 7.1	92.5 ± 9.9
	PND	92.3 ± 8.6	91.1 ± 7.4	92.5 ± 6.1	90.2 ± 9.3
AD	PD	98.5 ± 6.6	96.6 ± 6.3	91.6 ± 7.6	96.9 ± 10.3
	PND	83.8 ± 12.4	84.1 ± 13.7	90.6 ± 10.2	85.5 ± 6.7
MD	PD	106.2 ± 6.0	105.0 ± 4.9	99.3 ± 9.7	101.2 ± 12.5
	PND	92.4 ± 15.6	93.8 ± 11.6	90.5 ± 10.8	98.6 ± 5.4
PD	PD	115.8 ± 6.1	115.5 ± 6.4	109.0 ± 8.6	110.2 ± 7.4
	PND	107.1 ± 7.6	108.0 ± 5.4	109.8 ± 4.5	108.6 ± 6.6
P	PD	117.2 ± 7.4	116.8 ± 8.9	115.0 ± 9.0	113.0 ± 6.1
	PND	116.1 ± 13.1	114.1 ± 15.4	117.6 ± 10.1	111.5 ± 10.3
PI	PD	107.2 ± 7.7	108.1 ± 7.1	108.1 ± 6.8	106.1 ± 4.7
	PND	113.1 ± 10.1	112.2 ± 11.6	109.9 ± 10.1	113.1 ± 11.4
MI	PD	86.5 ± 12.4	87.7 ± 10.4	91.0 ± 8.2	91.6 ± 8.3
	PND	102.8 ± 5.9	101.5 ± 3.5	97.9 ± 10.7	104.9 ± 14.6
AI	PD	81.6 ± 7.7	82.3 ± 9.3	91.0 ± 7.8	85.7 ± 9.6
	PND	96.9 ± 7.3	96.1 ± 5.0	92.4 ± 6.1	96.2 ± 10.4
sum	PD	804.2 ± 28.9	801.8 ± 35.0	796.7 ± 34.8	797.1 ± 46.3
	PND	804.3 ± 25.4	800.9 ± 2.5	801.1 ± 29.5	808.7 ± 61.7
med	PD	100.5 ± 3.6	100.2 ± 4.4	99.6 ± 4.4	99.7 ± 5.8
	PND	100.5 ± 3.2	100.1 ± 20.3	100.1 ± 3.7	101.1 ± 7.7

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética; PD= pierna dominante; PND=Pierna no dominante.

Tabla 11. Diferencias entre pierna dominante y no dominante, en los límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en función de la lateralidad, sexo y especialidad practicada.

	DIFERENCIA PIERNA DOMINANTE – PIERNA NO DOMINANTE							
	Hombres Velocidad		Hombres Fondo		Mujeres Velocidad		Mujeres Fondo	
	Dif.	P.	Dif.	P.	Dif.	P.	Dif.	P.
A	-1.04	0.70	0.85	0.74	-0.80	0.60	2.23	0.42
AD	14.74	0.00	0.16	0.97	1.07	0.83	11.44	0.00
MD	13.83	0.04	-4.25	0.51	8.81	0.20	2.56	0.63
PD	8.72	0.04	-8.25	0.03	-0.74	0.76	1.51	0.41
P	1.03	0.65	-5.45	0.06	-2.59	0.22	1.47	0.64
PI	-5.73	0.09	-1.75	0.62	-1.79	0.58	-7.01	0.19
MI	-16.33	0.01	-0.78	0.89	-6.98	0.28	-13.33	0.13
AI	-15.33	0.00	0.27	0.95	-1.30	0.71	-10.48	0.05
sum	-0.10	0.99	-19.19	0.03	-4.42	0.41	-11.61	0.45
med	-0.01	0.99	-2.40	0.03	-0.55	0.41	-1.45	0.45

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética; Dif = diferencia; P = probabilidad de error.

Contrastes inter-sujeto

En las comparaciones inter-sujeto no se obtuvieron efectos significativos.

5.5. PRUEBA DE FUERZA ISOCINÉTICA

Se recuerda que la valoración de la fuerza se hizo en función de las variables *lateralidad* (pierna dominante vs. pierna no dominante), *acción muscular* (extensión vs. flexión) y *velocidad de ejecución* ($60^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs. $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ vs. $180^{\circ}\cdot s^{-1}$). Si a estas variables independientes se unen la *especialidad* (velocistas vs. fondistas) y el *sexo* (hombres vs. mujeres), se obtiene un tratamiento estadístico complicado, ya que en un ANOVA de 5 factores se llegan a contrastar 31 efectos diferentes. Por este motivo, sólo se han indicado los efectos más relevantes en cada una de las variables dependientes analizadas en las pruebas de fuerza. En los siguientes apartados se presentan los datos en porcentajes y figuras, incluyéndose las tablas con los datos completos en el Anexo III.

5.5.1. Pico del par (PP)

Contrastes intra-sujeto

No se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p=0.782$; $\eta^2=0.003$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.352$; $\eta^2=0.029$), ni *acción*sexo* ($p=0.080$; $\eta^2=0.099$), ni *acción*especialidad* ($p=0.064$; $\eta^2=0.110$). Por el contrario, sí se observó un efecto *velocidad*sexo* ($p<0.05$; $\eta^2=0.121$) y *velocidad*especialidad* ($p<0.05$; $\eta^2=0.142$). El análisis a posteriori del efecto *velocidad*sexo* mostró resultados evidentes como que los hombres generan más PP que las mujeres para cada velocidad de ejecución ($p<0.001$), y que el PP es mayor cuanto menor es la velocidad de ejecución tanto en hombres como en mujeres (Figura 25).

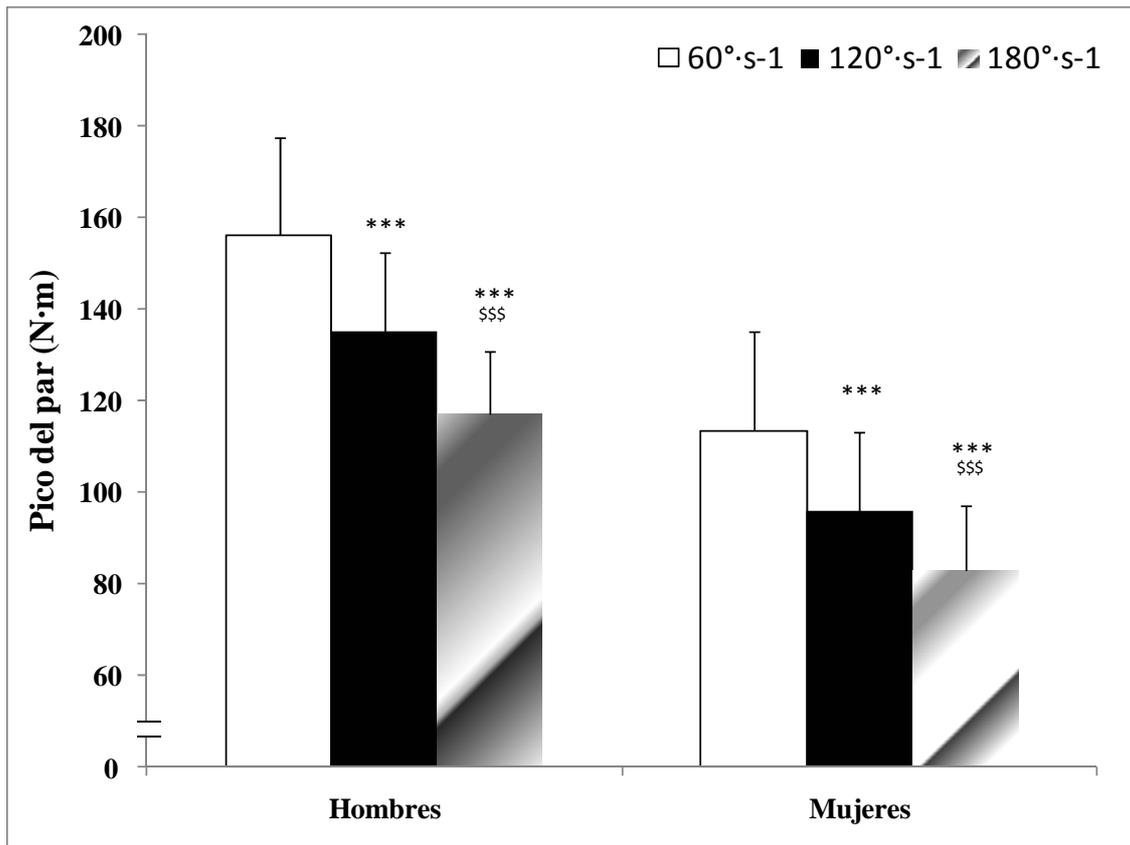


Figura 25. Pico del par en función del sexo y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a 60°·s⁻¹ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a 120°·s⁻¹ con $p < 0.001$.

Contrastes inter-sujeto

Se observó un efecto *sexo* ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.590$), *especialidad* ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.341$) y *sexo*especialidad* ($p = 0.053$; $\eta^2 = 0.119$). El análisis a posteriori de estos efectos muestra que los hombres generan mayor PP que las mujeres (136.3 ± 16.9 N·m respecto a 97.5 ± 17.2 N·m, $p < 0.001$). Igualmente, los velocistas generan mayor PP que los fondistas (128.5 ± 16.7 N·m respecto a 105.2 ± 17.4 N·m, $p < 0.001$). Finalmente, se observó que los hombres velocistas generan mayor PP que los hombres fondistas (153.8 ± 16.9 N·m respecto a 118.7 ± 16.9 N·m, $p < 0.001$), sin embargo estas diferencias entre velocistas y fondistas no se encontraron en las mujeres ($p > 0.05$).

5.5.2. Tiempo del pico par (TPP)

Contrastes intra-sujeto

No se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p = 0.290$; $\eta^2 = 0.037$), ni *lateralidad*especialidad* ($p = 0.368$; $\eta^2 = 0.027$). Por el contrario, sí se observó un efecto *acción*sexo* ($p < 0.01$; $\eta^2 = 0.229$), *acción*especialidad* ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.377$),

*velocidad*sexo* ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.116$), *velocidad*especialidad* ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.261$). El análisis a posteriori del efecto *acción*sexo* mostró que no existe diferencias entre hombres y mujeres en el TPP, en el movimiento de extensión, sin embargo, en el movimiento de flexión las mujeres tienen un mayor TPP que los hombres (figura 26). Además, no se observó diferencia en el TPP en los hombres al comparar la extensión y la flexión, mientras que las mujeres tenían un menor TPP en la extensión que en la flexión (figura 26).

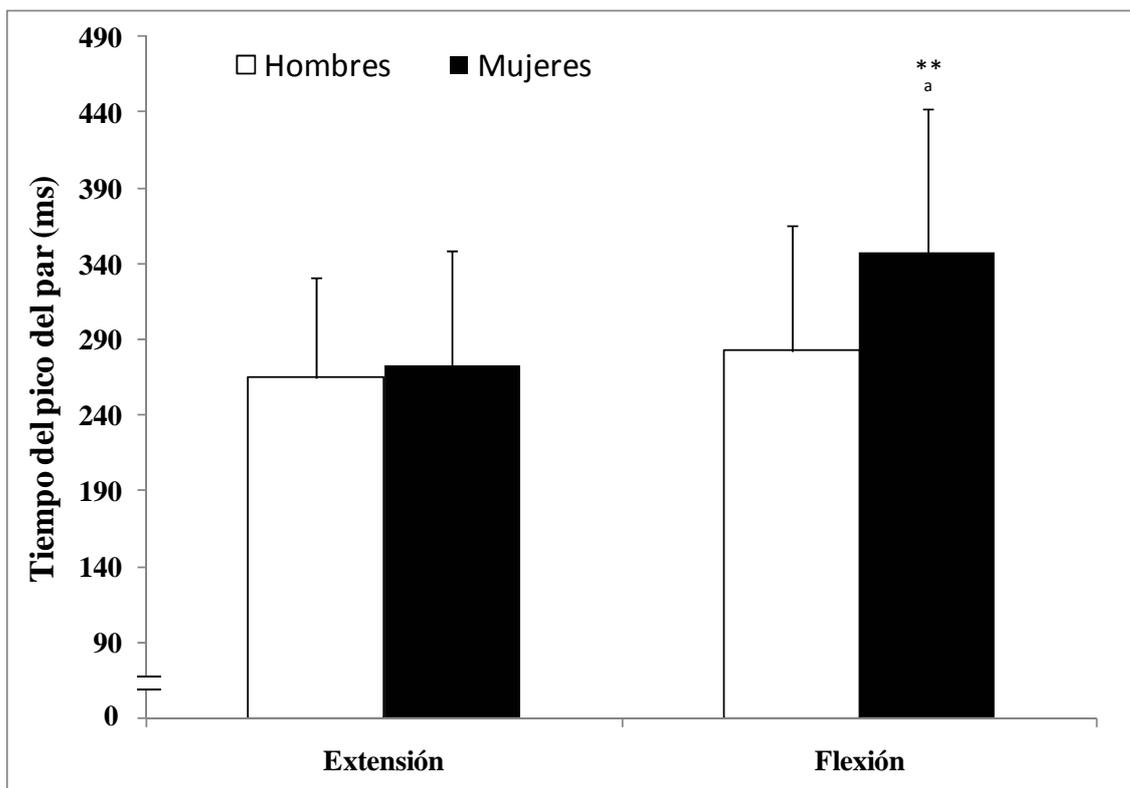


Figura 26. Tiempo del pico del par en función del sexo y de la acción muscular en la articulación de la rodilla durante las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. ** = diferencias respecto a hombres con $p < 0.01$. a = diferencias respecto a extensión con $p < 0.001$.

El análisis a posteriori del efecto *acción*especialidad* mostró que no existen diferencias entre el TPP durante la extensión entre velocistas y fondistas. Sin embargo, el TPP durante la flexión es menor en velocistas que en fondistas (Figura 27). Igualmente se observó que los fondistas tenían un menor TPP en la extensión que en la flexión (Figura 27), no así los velocistas.

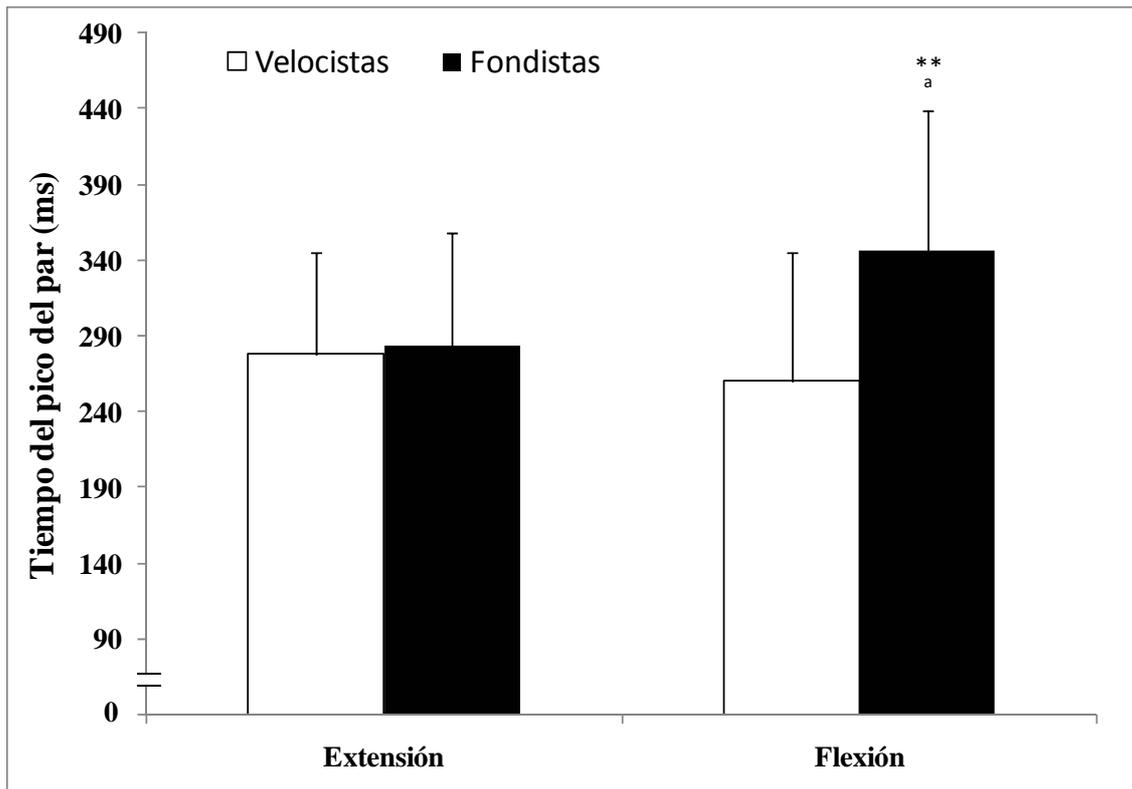


Figura 27. Tiempo del pico del par en función de la especialidad y de la acción muscular en la articulación de la rodilla durante las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. ** = diferencias respecto a velocistas con $p < 0.01$. a = diferencias respecto a extensión con $p < 0.001$.

El análisis a posteriori del efecto *velocidad*sexo* mostró que cuanto mayor es la velocidad de ejecución, menor es el TPP, tanto en hombres como en mujeres (figura 28). Además, el TPP fue menor en hombres respecto a mujeres únicamente a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p < 0.05$, figura 28).

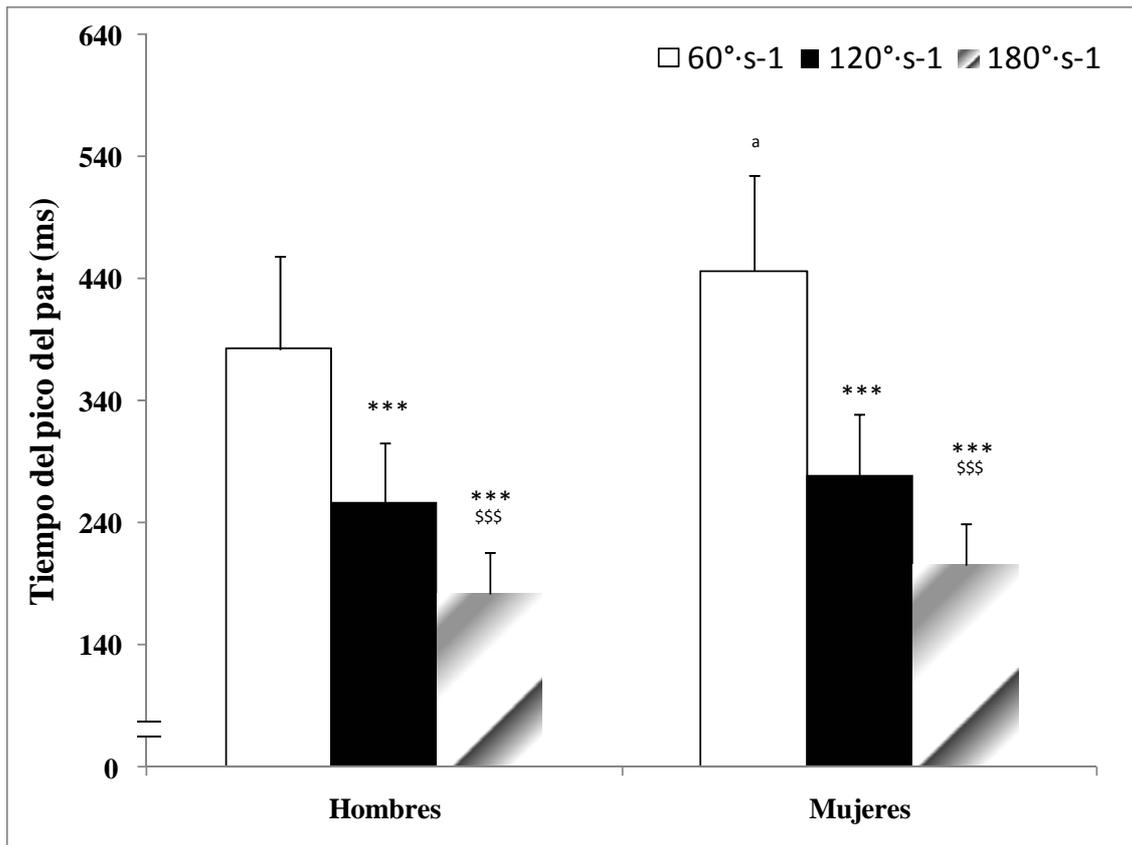


Figura 28. Tiempo del pico del par en función del sexo y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a 60°·s⁻¹ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a 120°·s⁻¹ con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a hombres con $p < 0.05$.

El análisis a posteriori del efecto *velocidad***especialidad* mostró que cuanto mayor es la velocidad de ejecución, menor es el TPP, tanto en velocistas como en fondistas (Figura 29). Además, el TPP fue menor en velocistas respecto a fondistas únicamente a 60°·s⁻¹ ($p < 0.05$, figura 29).

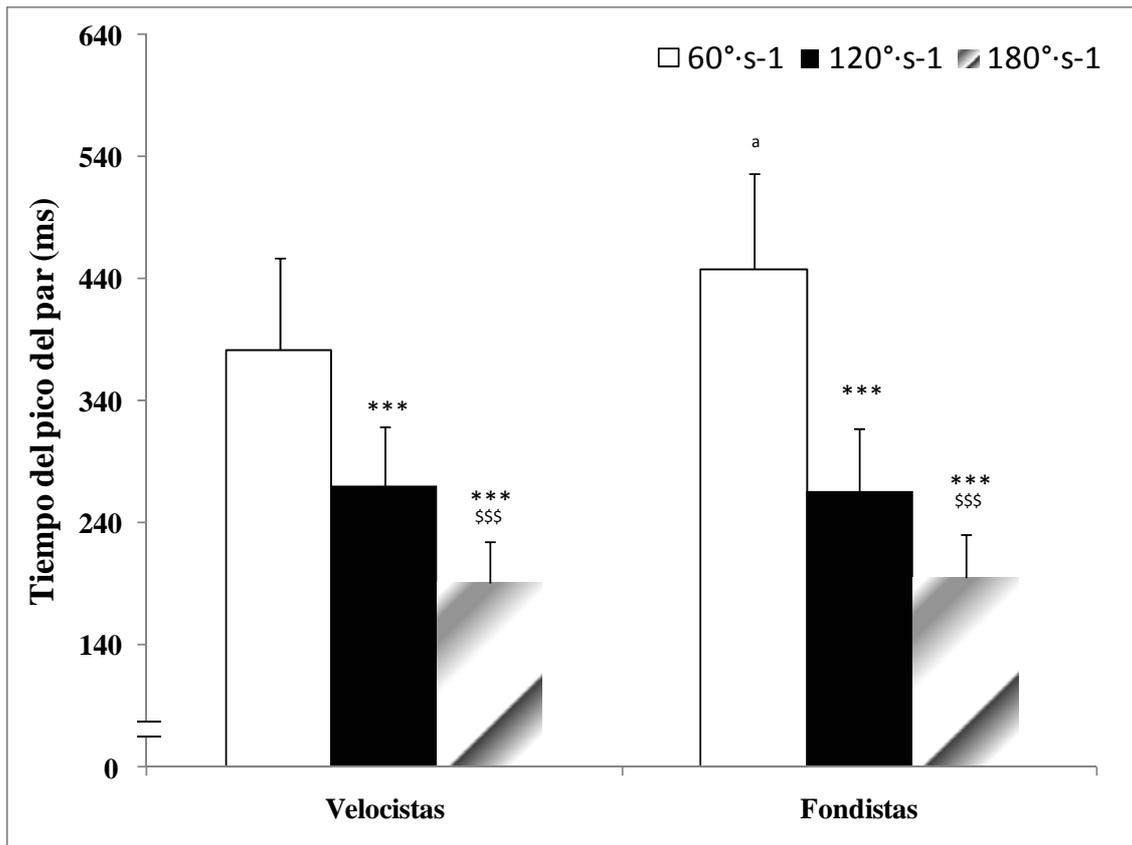


Figura 29. Tiempo del pico del par en función de la especialidad y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a 60°·s⁻¹ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a 120°·s⁻¹ con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a velocistas con $p < 0.05$.

Contrastes inter-sujeto

Se observó un efecto *sexo* ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.134$). No se observó un efecto *especialidad* ($p = 0.199$; $\eta^2 = 0.054$) ni *sexo*especialidad* ($p = 0.407$; $\eta^2 = 0.023$). El análisis a posteriori del efecto *sexo* mostró que los hombres alcanzan antes el pico par que las mujeres (273.7 ± 48.8 ms. respecto a 310.4 ± 49.6 ms., $p < 0.05$).

5.5.3. Ángulo del pico par (APP)

Contrastes intra-sujeto

No se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p = 0.296$; $\eta^2 = 0.040$), ni *lateralidad*especialidad* ($p = 0.270$; $\eta^2 = 0.040$), ni *acción*sexo* ($p = 0.621$; $\eta^2 = 0.008$), ni *acción*especialidad* ($p = 0.928$; $\eta^2 = 0.000$), ni *velocidad*sexo* ($p = 0.504$; $\eta^2 = 0.023$), ni *velocidad*especialidad* ($p = 0.141$; $\eta^2 = 0.063$).

Contrastes inter-sujeto

No se observó un efecto *sexo* ($p=0.738$; $\eta^2=0.004$), ni *especialidad* ($p=0.248$; $\eta^2=0.044$) ni *sexo*especialidad* ($p=0.712$; $\eta^2=0.005$).

5.5.4. Trabajo total (TT)Contrastes intra-sujeto

No se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p=0.238$; $\eta^2=0.046$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.636$; $\eta^2=0.008$), ni *acción*sexo* ($p=0.076$; $\eta^2=0.101$), ni *acción*especialidad* ($p=0.483$; $\eta^2=0.017$), ni *velocidad*especialidad* ($p=0.259$; $\eta^2=0.044$). Por el contrario sí se observó un efecto *velocidad*sexo* ($p<0.001$; $\eta^2=0.434$). El análisis a posteriori de este efecto mostró que los hombres desarrollan más trabajo que las mujeres para cada velocidad, y que a mayor velocidad el trabajo desarrollado también es mayor (Figura 30).

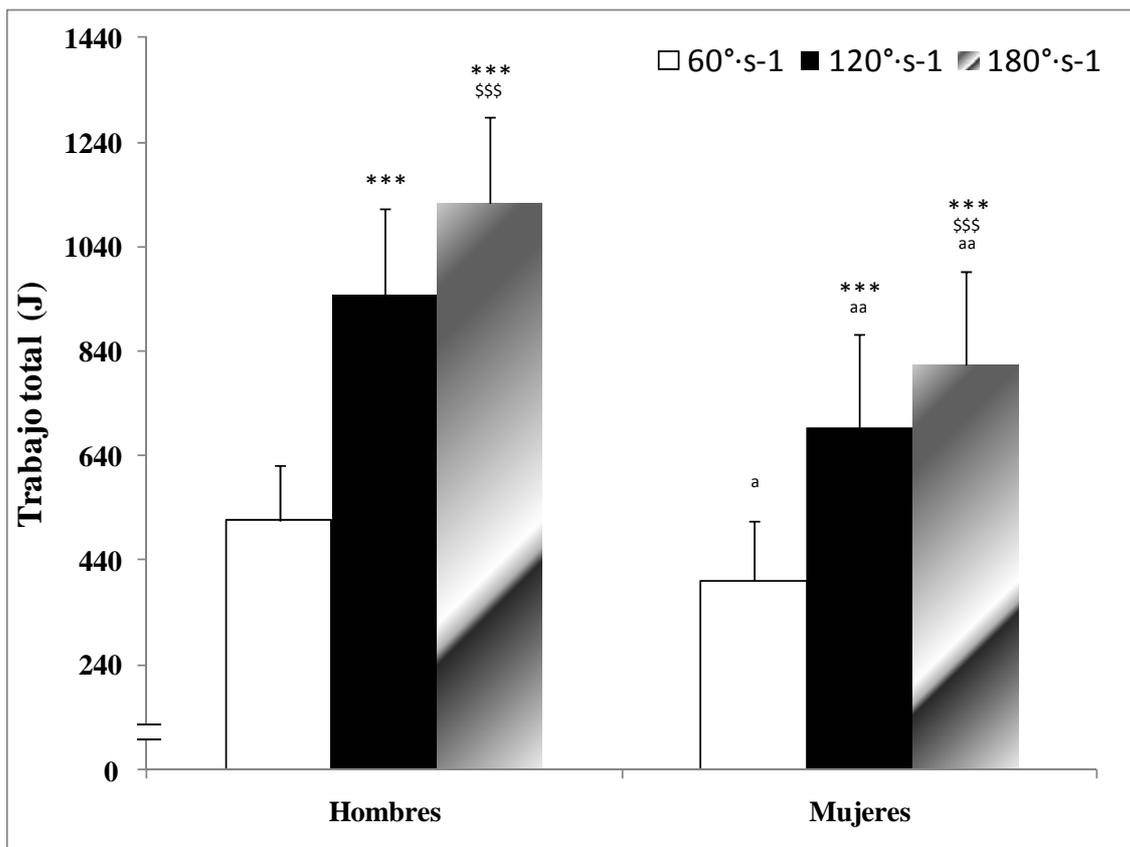


Figura 30. Trabajo total en función del sexo y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a 60°·s⁻¹ con $p<0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a 120°·s⁻¹ con $p<0.001$. a, aa = diferencias respecto a hombres con $p<0.01$ y 0.001 , respectivamente.

Contrastes inter-sujeto

Se observó un efecto *sexo* ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.403$), no constatándose un efecto *especialidad* ($p = 0.070$; $\eta^2 = 0.105$) ni *sexo*especialidad* ($p = 0.520$; $\eta^2 = 0.014$). El análisis a posteriori del efecto *sexo* mostró que los hombres desarrollan más TT que las mujeres (863.2 ± 143.8 J respecto a 637.2 ± 146.9 J, $p < 0.001$).

5.5.5. Trabajo total repetición máxima (TTRM)

Contrastes intra-sujeto

No se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p = 0.485$; $\eta^2 = 0.016$), ni *lateralidad*especialidad* ($p = 0.144$; $\eta^2 = 0.070$), ni *acción*sexo* ($p = 0.097$; $\eta^2 = 0.089$), ni *acción*especialidad* ($p = 0.077$; $\eta^2 = 0.101$), ni *velocidad*sexo* ($p = 0.174$; $\eta^2 = 0.057$), ni *velocidad*especialidad* ($p = 0.188$; $\eta^2 = 0.054$).

Contrastes inter-sujeto

Se observó un efecto *sexo* ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.380$) y un efecto *especialidad* ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.137$). No se observó un efecto *sexo*especialidad* ($p = 0.372$; $\eta^2 = 0.027$). El análisis a posteriori del efecto *sexo* mostró que los hombres desarrollan un mayor TTRM que las mujeres (103.5 ± 17.7 J respecto a 76.9 ± 18.1 J, $p < 0.001$). El análisis a posteriori del efecto *especialidad* mostró que los velocistas desarrollan un mayor TTRM que los fondistas (97.0 ± 17.7 J respecto a 83.4 ± 18.3 J, $p < 0.05$).

5.5.6. Potencia media (PM)

Contrastes intra-sujeto

No se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p = 0.862$; $\eta^2 = 0.001$), ni *lateralidad*especialidad* ($p = 0.776$; $\eta^2 = 0.003$), ni *acción*especialidad* ($p = 0.278$; $\eta^2 = 0.039$), ni *velocidad*especialidad* ($p = 0.584$; $\eta^2 = 0.018$). Por el contrario, sí se observó un efecto *acción*sexo* ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.190$) y *velocidad*sexo* ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.329$). El análisis a posteriori del efecto *acción*sexo* mostró que tanto en los hombres como en las mujeres se tiene una mayor PM en la extensión que en la flexión (Figura 31), y que tanto en la extensión como en la flexión, los hombres tienen una mayor potencia media que las mujeres (Figura 31).

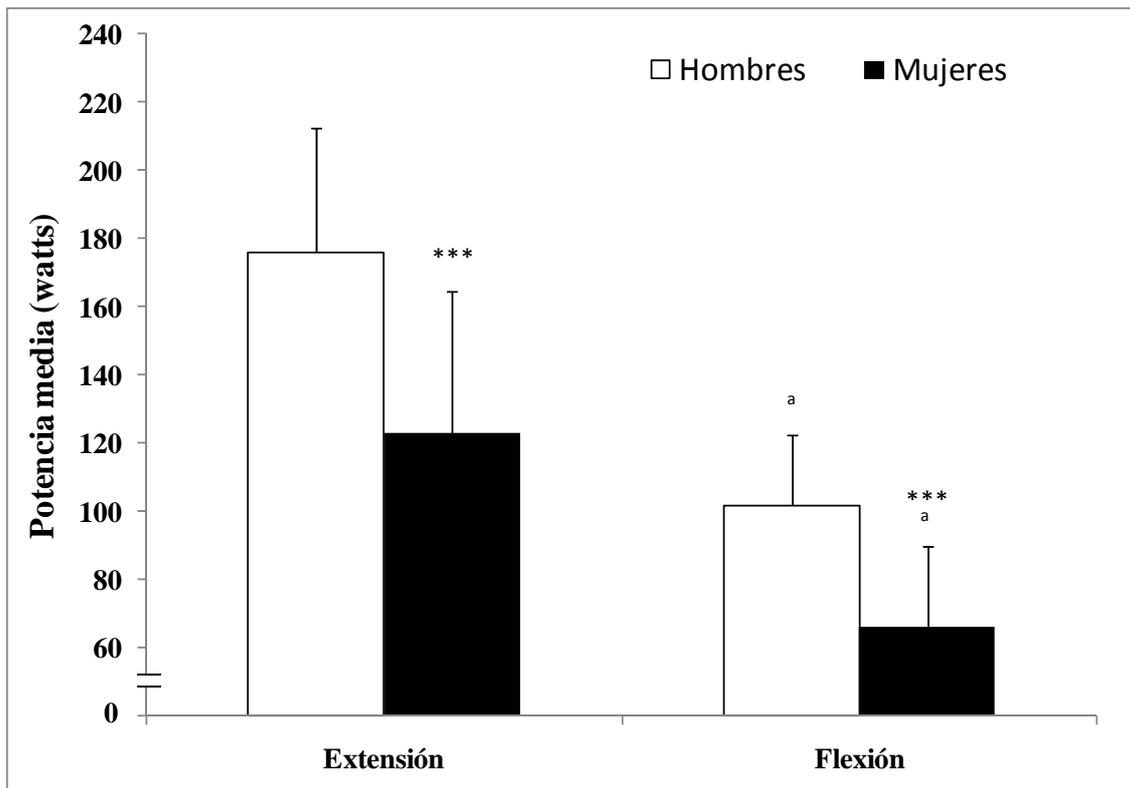


Figura 31. Potencia media en función del sexo y de la acción muscular en la articulación de la rodilla durante las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. *** = diferencias respecto a hombres con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a extensión con $p < 0.001$.

Contrastes inter-sujeto

Se observó un efecto *sexo* ($p < 0.001$; $\eta^2 = 0.573$) y un efecto *especialidad* ($p < 0.05$; $\eta^2 = 0.183$). No se observó un efecto *sexo*especialidad* ($p = 0.290$; $\eta^2 = 0.037$). El análisis a posteriori del efecto *sexo* mostró que los hombres tienen una mayor PM que las mujeres (138.9 ± 20.0 watts respecto a 94.4 ± 20.4 watts, $p < 0.001$). El análisis a posteriori del efecto *especialidad* mostró que los velocistas tienen una mayor PM que los fondistas (125.7 ± 19.9 watts respecto a 107.6 ± 20.8 watts, $p < 0.05$).

5.5.7. Pico par promedio máximos (PPPM)

Contrastes intra-sujeto

No se observó un efecto *lateralidad*sexo* ($p=0.985$; $\eta^2=0.000$), ni *lateralidad*especialidad* ($p=0.473$; $\eta^2=0.017$), ni *acción*especialidad* ($p=0.110$; $\eta^2=0.083$). Por el contrario, sí que se observó un efecto *acción*sexo* ($p<0.05$; $\eta^2=0.136$), *velocidad*sexo* ($p<0.01$; $\eta^2=0.174$) y *velocidad*especialidad* ($p<0.01$; $\eta^2=0.156$). El análisis a posteriori del efecto *acción*sexo* mostró que los hombres tienen un mayor PPPM que las mujeres tanto en extensión como en flexión (Figura 32), y que en extensión el PPPM es mayor que en flexión, tanto en hombres como en mujeres (Figura 32).

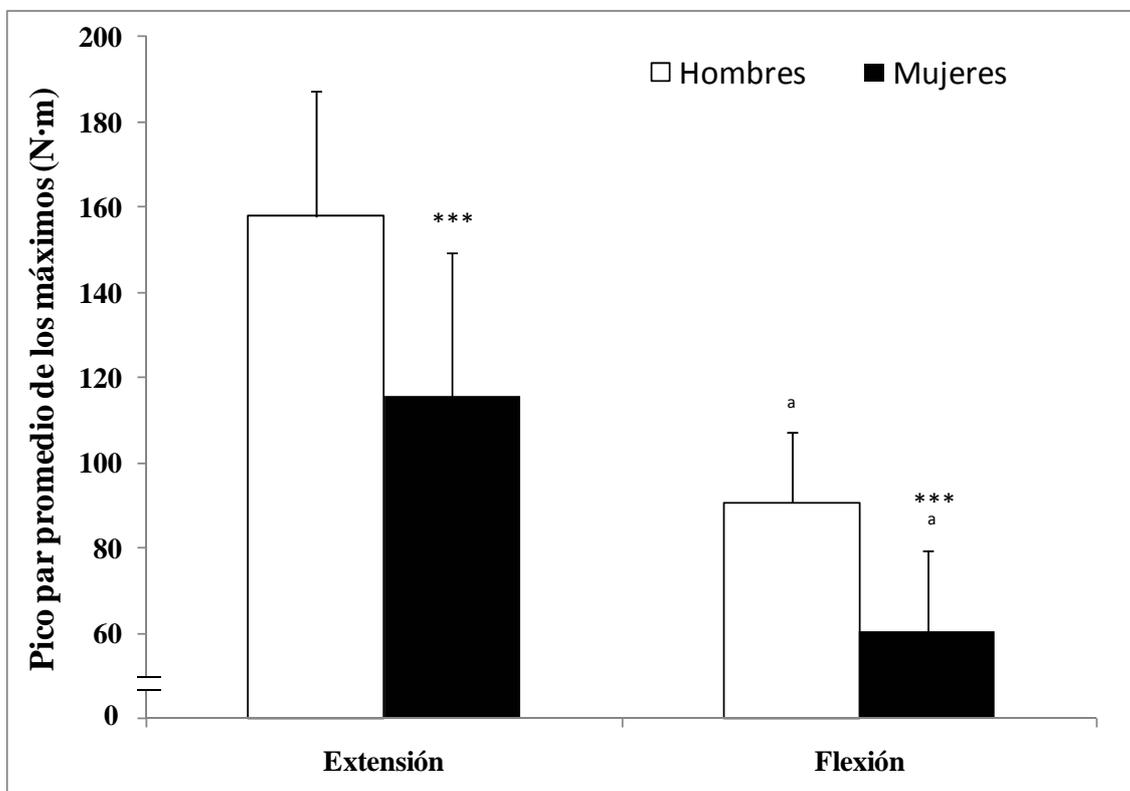


Figura 32. Pico par promedio de los picos máximos de todas las repeticiones realizadas durante una valoración de la articulación de la rodilla en dinamómetro isocinético, en función del sexo y de la acción muscular. *** = diferencias respecto a hombres con $p<0.001$. a = diferencias respecto a extensión con $p<0.001$.

El análisis a posteriori del efecto *velocidad*sexo* mostró que los hombres tenían mayor PPPM que las mujeres en cualquier velocidad de ejecución (Figura 32), y que según incrementaba la velocidad de ejecución, la PPPM disminuía tanto en hombres como en mujeres (Figura 33).

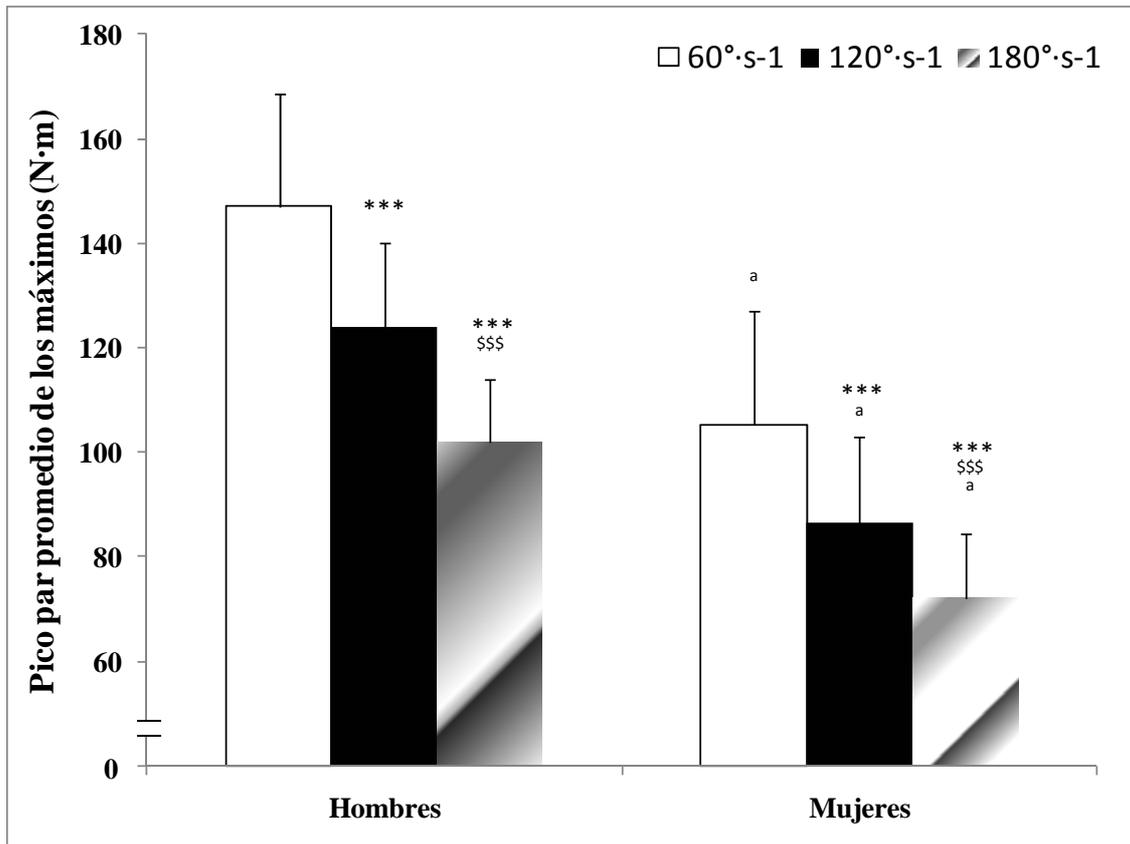


Figura 33. Pico par promedio de los picos máximos de todas las repeticiones realizadas durante una valoración de la articulación de la rodilla en dinamómetro isocinético, en función del sexo y de la velocidad de ejecución. *** = diferencias respecto a 60°·s⁻¹ con $p < 0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a 120°·s⁻¹ con $p < 0.001$. a = diferencias respecto a hombres con $p < 0.001$.

Finalmente, el análisis a posteriori del efecto *velocidad*especialidad* mostró que para todas las velocidades de ejecución, los velocistas tienen un mayor PPPM que los fondistas (Figura 34). Además, según se incrementó la velocidad de ejecución, la PPPM disminuía tanto en velocistas como en fondistas (Figura 34).

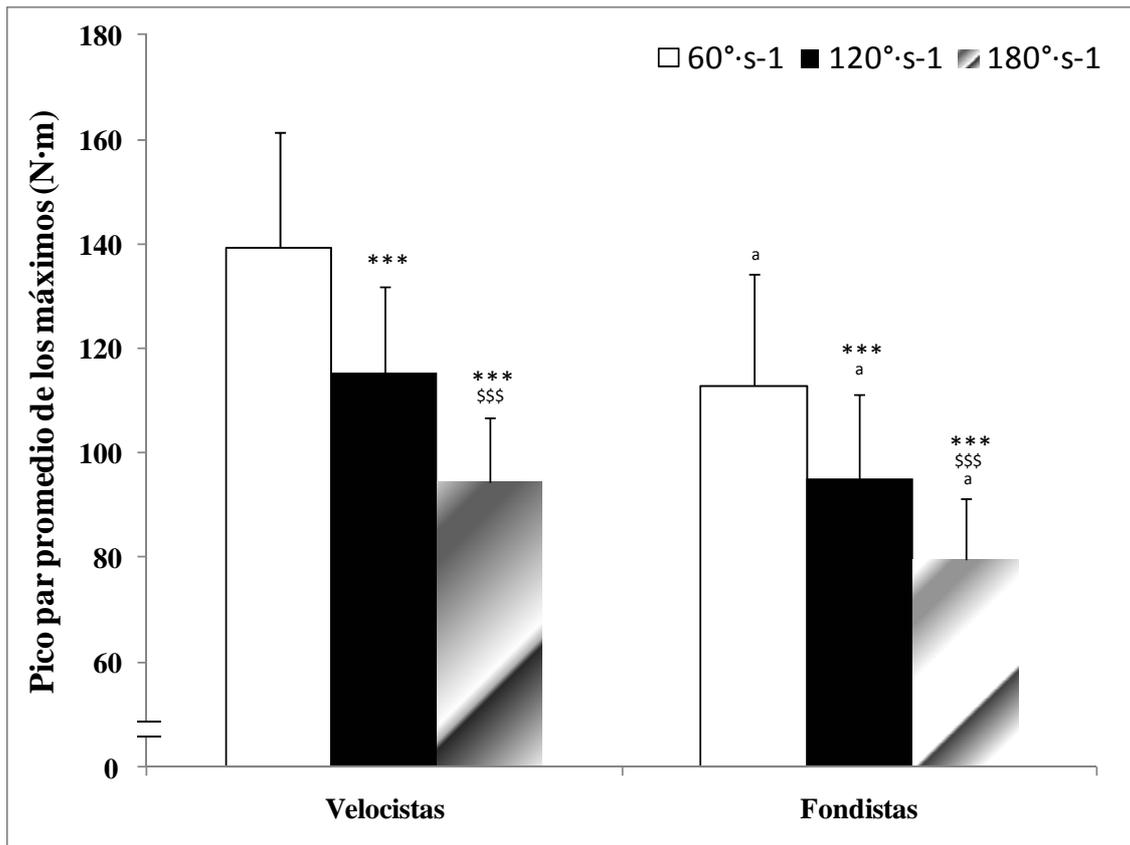


Figura 34. Pico par promedio de los picos máximos de todas las repeticiones realizadas durante una valoración de la articulación de la rodilla en dinamómetro isocinético, en función de la especialidad y de la velocidad de ejecución. ***= diferencias respecto a 60 °·s⁻¹ con $p<0.001$; \$\$\$ = diferencias respecto a 120°·s⁻¹ con $p<0.001$. a = diferencias respecto a velocistas con $p<0.001$.

Contrastes inter-sujeto

Se observó un efecto *sexo* ($p<0.001$; $\eta^2=0.585$) y un efecto *especialidad* ($p<0.001$; $\eta^2=0.310$). No se observó un efecto *sexo*especialidad* ($p=0.070$; $\eta^2=0.105$). El análisis a posteriori del efecto *sexo* mostró que los hombres tienen un mayor PPM que las mujeres (124.3 ± 16.0 N·m respecto a 88.0 ± 16.3 N·m, $p<0.001$). El análisis a posteriori del efecto *especialidad* mostró que los velocistas tienen un mayor PPM que los fondistas (116.4 ± 16.0 N·m respecto a 95.9 ± 16.5 N·m, $p<0.001$).

5.5.8. Índice agonista/antagonista (IAA)

Contrastes intra-sujeto

Se observó un efecto *velocidad* ($p<0.001$; $\eta^2=0.570$) y un efecto *velocidad*especialidad* ($p<0.05$; $\eta^2=0.117$). El análisis a posteriori del efecto *velocidad* mostró que cuanto mayor es la velocidad de ejecución (60°·s⁻¹, 120°·s⁻¹ y 180°·s⁻¹) mayor es el IAA ($52.3\pm 5.7\%$, $56.8\pm 6.8\%$ y $58.1\pm 7.8\%$, respectivamente). El análisis a posteriori del

efecto *velocidad*especialidad* mostró que en los velocistas, según incrementa la velocidad de ejecución, incrementan igualmente su IAA (figura 35). Sin embargo, en los fondistas el IAA es igual en las dos velocidades superiores ($120^{\circ}\cdot s^{-1}$ y $180^{\circ}\cdot s^{-1}$), y en ambas mayor que a la menor velocidad $60^{\circ}\cdot s^{-1}$, (Figura 35).

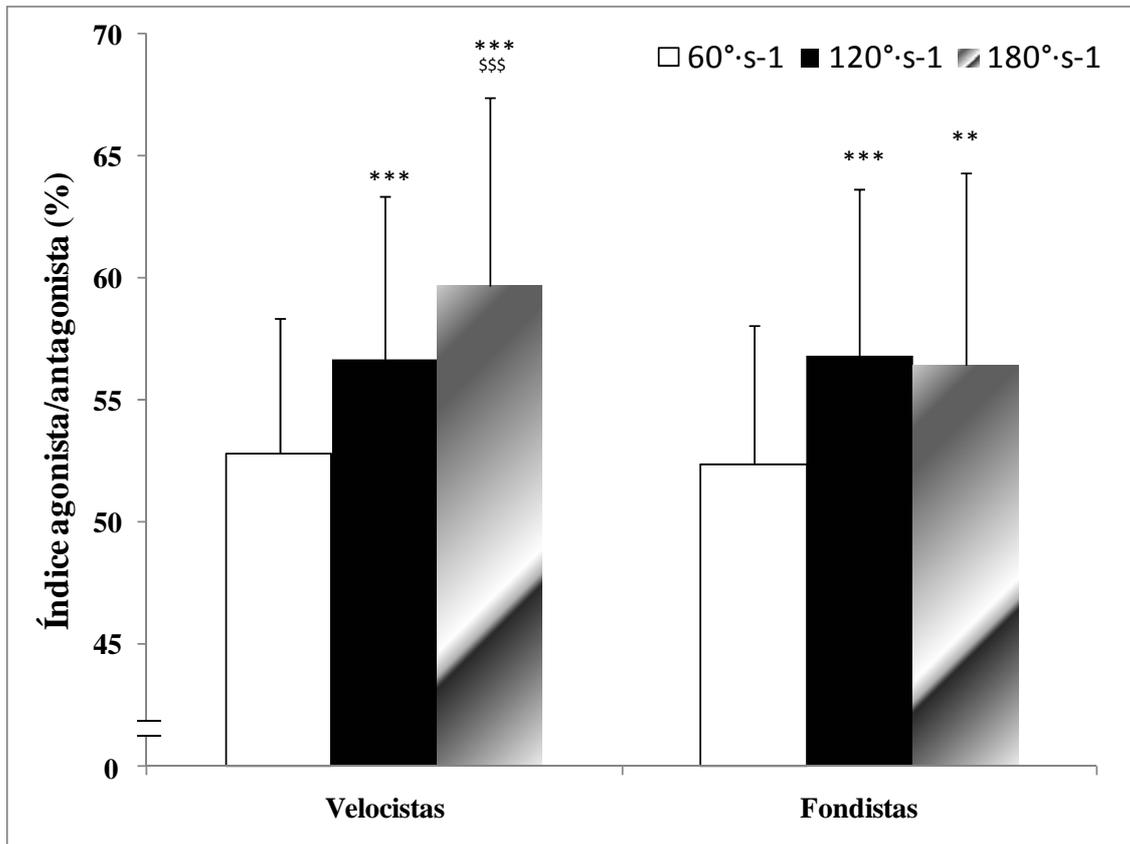


Figura 35. Índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) en función de la especialidad y de la velocidad de ejecución de las pruebas de fuerza en dinamómetro isocinético. **,*** = diferencias respecto a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ con $p<0.01$ y 0.001 , respectivamente. \$\$\$ = diferencias respecto a $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ con $p<0.001$.

Contrastes inter-sujeto

Se observó un efecto *sexo* ($p<0.05$; $\eta^2=0.200$), no observándose un efecto *especialidad* ($p=0.600$; $\eta^2=0.010$) ni *sexo*especialidad* ($p=0.885$; $\eta^2=0.001$). El análisis a posteriori del efecto *sexo* mostró que los hombres tienen un mayor IAA que las mujeres ($58.8\pm 6.4\%$ respecto a $52.8\pm 6.5\%$).

5.6. CORRELACIONES

5.6.1. Correlaciones fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test”

En las tablas 12 a 19 se muestran los coeficientes de correlación de fuerza isocinética y SEBT, de los diferentes grupos.

Tabla 12. Correlaciones entre fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres velocistas.

		PIERNA DOMINANTE										
		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	sum	Med	
Pico Par 60°·s ⁻¹	Ext	r	0.123	0.083	0.155	0.422	0.183	-0.170	-0.617	-0.635	-0.266	-0.269
		P	0.754	0.831	0.691	0.258	0.638	0.663	0.077	0.066	0.490	0.484
	Flex	r	0.214	0.327	0.143	0.299	0.238	-0.016	-0.321	-0.477	0.006	0.004
		p	0.580	0.390	0.713	0.435	0.537	0.967	0.399	0.194	0.988	0.992
Pico Par 120°·s ⁻¹	Ext	r	0.111	0.026	-0.126	0.253	0.182	0.086	-0.365	-0.543	-0.180	-0.182
		P	0.776	0.947	0.746	0.512	0.639	0.825	0.334	0.131	0.643	0.638
	Flex	r	-0.018	0.237	-0.126	0.007	0.100	0.202	-0.017	-0.424	-0.024	-0.025
		p	0.963	0.538	0.748	0.986	0.798	0.602	0.964	0.256	0.951	0.948
Pico Par 180°·s ⁻¹	Ext	r	0.131	-0.048	-0.437	0.076	0.270	0.454	0.040	-0.148	0.098	0.095
		P	0.738	0.901	0.240	0.845	0.482	0.219	0.919	0.705	0.802	0.808
	Flex	r	0.077	0.292	-0.254	-0.138	0.036	0.268	0.136	-0.266	0.067	0.066
		p	0.843	0.447	0.510	0.723	0.927	0.486	0.727	0.490	0.865	0.867
		PIERNA NO DOMINANTE										
		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	sum	Med	
Pico Par 60°·s ⁻¹	Ext	r	-0.065	-0.220	-0.477	-0.510	0.331	0.317	0.252	-0.025	-0.228	-0.226
		P	0.868	0.570	0.194	0.161	0.384	0.407	0.512	0.950	0.556	0.559
	Flex	r	-0.308	-0.547	0.062	0.137	0.457	0.293	0.014	-0.335	-0.012	-0.009
		p	0.420	0.127	0.874	0.726	0.216	0.444	0.972	0.378	0.976	0.982
Pico Par 120°·s ⁻¹	Ext	r	-0.002	-0.151	-0.463	-0.536	0.246	0.244	0.273	0.049	-0.221	-0.219
		P	0.996	0.699	0.209	0.137	0.523	0.527	0.478	0.901	0.568	0.571
	Flex	r	-0.114	-0.507	0.107	0.254	0.493	0.427	0.184	-0.067	0.313	0.317
		p	0.769	0.164	0.785	0.510	0.178	0.251	0.636	0.865	0.412	0.406
Pico Par 180°·s ⁻¹	Ext	r	0.056	-0.106	-0.388	-0.484	0.195	0.188	0.280	0.124	-0.145	-0.144
		P	0.887	0.787	0.303	0.186	0.615	0.629	0.466	0.751	0.709	0.712
	Flex	r	-0.100	-0.460	0.303	0.463	0.407	0.365	0.078	-0.075	0.429	0.434
		p	0.797	0.213	0.427	0.210	0.277	0.333	0.842	0.848	0.249	0.243

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 13. Correlaciones entre fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres fondistas.

		PIERNA DOMINANTE										
		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	sum	med	
Pico Par 60°s ⁻¹	Ext	r	0.009	0.019	0.214	-0.355	-0.657	-0.720	-0.114	0.001	-0.300	-0.301
		P	0.978	0.956	0.527	0.284	0.028	0.013	0.738	0.998	0.371	0.368
	Flex	r	-0.462	-0.252	-0.027	0.246	-0.033	-0.398	-0.305	-0.423	-0.335	-0.336
		p	0.152	0.455	0.938	0.466	0.922	0.226	0.361	0.195	0.315	0.313
Pico Par 120°s ⁻¹	Ext	r	-0.026	0.071	0.236	-0.269	-0.521	-0.735	-0.250	-0.092	-0.305	-0.306
		P	0.939	0.836	0.484	0.424	0.101	0.010	0.458	0.788	0.362	0.360
	Flex	r	-0.355	-0.175	-0.017	0.136	-0.177	-0.425	-0.231	-0.310	-0.310	-0.311
		p	0.285	0.606	0.960	0.691	0.603	0.192	0.494	0.354	0.354	0.351
Pico Par 180°s ⁻¹	Ext	r	-0.151	0.037	0.226	-0.176	-0.413	-0.732	-0.485	-0.258	-0.371	-0.372
		P	0.678	0.919	0.529	0.626	0.235	0.016	0.155	0.472	0.291	0.289
	Flex	r	-0.241	-0.071	0.186	0.143	-0.279	-0.372	-0.093	-0.174	-0.160	-0.162
		p	0.502	0.845	0.608	0.695	0.435	0.290	0.798	0.632	0.658	0.655
		PIERNA NO DOMINANTE										
		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	sum	med	
Pico Par 60°s ⁻¹	Ext	r	-0.313	-0.376	-0.477	-0.769	-0.539	-0.179	-0.083	-0.073	-0.535	-0.533
		P	0.349	0.255	0.138	0.006	0.087	0.598	0.809	0.831	0.090	0.091
	Flex	r	-0.076	-0.153	-0.229	-0.437	-0.299	-0.075	0.041	0.027	-0.218	-0.217
		p	0.823	0.653	0.498	0.178	0.372	0.826	0.904	0.936	0.520	0.522
Pico Par 120°s ⁻¹	Ext	r	-0.195	-0.340	-0.545	-0.762	-0.475	-0.161	-0.043	-0.017	-0.516	-0.513
		P	0.590	0.337	0.103	0.010	0.166	0.657	0.906	0.962	0.127	0.129
	Flex	r	-0.104	0.020	-0.021	-0.353	-0.369	-0.112	-0.066	-0.031	-0.196	-0.195
		p	0.774	0.956	0.955	0.317	0.293	0.758	0.856	0.932	0.587	0.589
Pico Par 180°s ⁻¹	Ext	r	-0.211	-0.171	-0.344	-0.730	-0.621	-0.300	-0.262	-0.170	-0.568	-0.566
		P	0.559	0.636	0.330	0.017	0.055	0.399	0.464	0.639	0.087	0.088
	Flex	r	-0.108	0.033	-0.003	-0.361	-0.416	-0.124	-0.180	-0.102	-0.246	-0.244
		p	0.765	0.928	0.993	0.305	0.231	0.733	0.618	0.778	0.494	0.496

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 14. Correlaciones entre fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres velocistas.

		PIERNA DOMINANTE										
		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	sum	Med	
Pico Par 60°·s ⁻¹	Ext	r	0.128	0.334	0.106	-0.063	-0.143	-0.242	-0.437	-0.400	-0.149	-0.147
		P	0.725	0.346	0.770	0.863	0.694	0.500	0.207	0.252	0.681	0.684
	Flex	r	-0.200	0.212	0.244	0.139	0.163	-0.070	-0.394	-0.397	-0.028	-0.026
		p	0.580	0.557	0.497	0.702	0.653	0.848	0.260	0.256	0.939	0.944
Pico Par 120°·s ⁻¹	Ext	r	0.174	0.454	0.178	-0.049	-0.116	-0.371	-0.552	-0.490	-0.149	-0.148
		P	0.631	0.187	0.623	0.893	0.751	0.291	0.098	0.151	0.680	0.683
	Flex	r	-0.330	0.121	0.491	0.300	0.515	0.049	-0.369	-0.471	0.146	0.146
		p	0.352	0.740	0.150	0.401	0.127	0.892	0.294	0.170	0.687	0.688
Pico Par 180°·s ⁻¹	Ext	r	0.206	0.483	0.186	-0.089	-0.168	-0.448	-0.523	-0.498	-0.167	-0.166
		P	0.568	0.157	0.608	0.806	0.643	0.194	0.121	0.143	0.645	0.647
	Flex	r	-0.144	0.232	0.407	0.180	0.291	-0.099	-0.468	-0.479	0.040	0.041
		p	0.692	0.519	0.243	0.619	0.415	0.786	0.172	0.162	0.912	0.911
		PIERNA NO DOMINANTE										
		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	sum	Med	
Pico Par 60°·s ⁻¹	Ext	r	0.547	-0.235	-0.715	-0.228	0.692	0.415	0.525	0.597	0.411	0.409
		P	0.101	0.514	0.020	0.527	0.027	0.232	0.120	0.068	0.238	0.241
	Flex	r	-0.252	-0.400	0.050	-0.599	-0.164	-0.469	-0.295	-0.323	-0.528	-0.531
		p	0.483	0.252	0.890	0.067	0.651	0.172	0.408	0.363	0.116	0.114
Pico Par 120°·s ⁻¹	Ext	r	0.326	-0.435	-0.564	-0.371	0.507	0.178	0.415	0.470	0.176	0.175
		P	0.358	0.209	0.089	0.291	0.135	0.623	0.233	0.171	0.626	0.629
	Flex	r	-0.422	-0.509	0.031	-0.484	-0.064	-0.411	-0.263	-0.376	-0.527	-0.530
		p	0.225	0.133	0.933	0.156	0.861	0.238	0.464	0.285	0.117	0.115
Pico Par 180°·s ⁻¹	Ext	r	0.273	-0.552	-0.368	-0.524	0.382	0.205	0.519	0.539	0.193	0.194
		P	0.445	0.098	0.296	0.120	0.277	0.571	0.124	0.108	0.593	0.592
	Flex	r	-0.403	-0.402	0.113	-0.485	-0.213	-0.637	-0.437	-0.479	-0.657	-0.659
		p	0.248	0.250	0.756	0.156	0.554	0.048	0.207	0.161	0.039	0.038

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 15. Correlaciones entre fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres fondistas.

		PIERNA DOMINANTE										
		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	sum	med	
Pico Par 60°·s ⁻¹	Ext	r	0.376	-0.297	0.703	0.495	0.202	-0.121	-0.261	-0.279	0.185	0.189
		P	0.533	0.628	0.185	0.396	0.744	0.847	0.672	0.650	0.765	0.761
	Flex	r	-0.073	-0.556	0.504	0.221	-0.225	-0.583	-0.629	-0.418	-0.243	-0.240
		p	0.907	0.331	0.387	0.722	0.716	0.302	0.256	0.484	0.693	0.698
Pico Par 120°·s ⁻¹	Ext	r	0.199	-0.380	0.790	0.575	0.117	-0.413	-0.568	-0.280	0.074	0.077
		P	0.749	0.529	0.112	0.311	0.852	0.489	0.318	0.649	0.906	0.902
	Flex	r	0.289	-0.355	0.805	0.592	0.181	-0.298	-0.457	-0.288	0.141	0.144
		p	0.637	0.558	0.100	0.293	0.771	0.626	0.439	0.639	0.821	0.817
Pico Par 180°·s ⁻¹	Ext	r	0.299	-0.125	0.803	0.650	0.207	-0.429	-0.664	0.002	0.217	0.220
		P	0.625	0.841	0.102	0.235	0.738	0.471	0.222	0.997	0.726	0.723
	Flex	r	0.062	-0.439	0.752	0.550	0.056	-0.501	-0.626	-0.319	-0.015	-0.013
		p	0.921	0.460	0.143	0.336	0.929	0.390	0.258	0.601	0.980	0.984
		PIERNA NO DOMINANTE										
		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	sum	med	
Pico Par 60°·s ⁻¹	Ext	r	0.360	0.172	-0.150	-0.197	-0.262	-0.085	0.103	0.423	0.078	0.077
		P	0.552	0.782	0.810	0.750	0.671	0.891	0.869	0.478	0.901	0.901
	Flex	r	0.544	0.000	0.415	0.824	0.876	0.823	0.719	0.422	0.739	0.740
		p	0.344	1.000	0.487	0.087	0.051	0.087	0.171	0.479	0.154	0.153
Pico Par 120°·s ⁻¹	Ext	r	0.841	0.204	0.617	0.911	0.852	0.932	0.929	0.794	0.963	0.964
		P	0.075	0.742	0.267	0.031	0.067	0.021	0.023	0.109	0.008	0.008
	Flex	r	0.574	-0.180	0.006	0.478	0.534	0.612	0.703	0.568	0.576	0.578
		p	0.312	0.773	0.993	0.415	0.354	0.272	0.185	0.318	0.309	0.307
Pico Par 180°·s ⁻¹	Ext	r	0.876	0.211	0.605	0.875	0.792	0.913	0.954	0.865	0.969	0.970
		P	0.051	0.733	0.280	0.052	0.110	0.030	0.012	0.059	0.006	0.006
	Flex	r	0.384	-0.431	-0.046	0.551	0.655	0.677	0.733	0.398	0.530	0.533
		p	0.523	0.468	0.941	0.336	0.230	0.209	0.159	0.507	0.358	0.355

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 16. Correlaciones entre el índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres velocistas.

		PIERNA DOMINANTE			PIERNA NO DOMINANTE		
		Pico Par 60°·s ⁻¹	Pico Par 120°·s ⁻¹	Pico Par 180°·s ⁻¹	Pico Par 60°·s ⁻¹	Pico Par 120°·s ⁻¹	Pico Par 180°·s ⁻¹
A	R	-0.06	0.01	-0.17	-0.24	-0.10	-0.13
	P	0.87	0.98	0.66	0.53	0.80	0.73
AD	R	0.43	0.56	0.40	-0.35	-0.31	-0.28
	P	0.24	0.11	0.29	0.35	0.42	0.47
MD	R	0.12	0.53	0.12	0.53	0.54	0.45
	P	0.77	0.15	0.75	0.14	0.13	0.22
PD	R	-0.16	-0.04	-0.24	0.73	0.80	0.70
	P	0.69	0.92	0.53	0.03	0.01	0.04
P	R	0.04	-0.08	-0.29	0.22	0.25	0.24
	P	0.92	0.84	0.45	0.57	0.52	0.54
PI	R	0.14	-0.31	-0.16	0.05	0.19	0.20
	P	0.72	0.41	0.68	0.91	0.62	0.60
MI	R	0.35	0.04	0.00	-0.14	-0.07	-0.10
	P	0.36	0.91	1.00	0.73	0.86	0.80
AI	R	-0.15	-0.03	-0.50	-0.24	-0.08	-0.13
	P	0.71	0.94	0.17	0.54	0.83	0.73
sum	R	0.23	0.15	-0.22	0.35	0.56	0.46
	P	0.55	0.70	0.57	0.36	0.11	0.21
med	R	0.23	0.15	-0.22	0.34	0.57	0.46
	P	0.55	0.70	0.58	0.36	0.11	0.21

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 17. Correlaciones entre el índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres fondistas.

		PIERNA DOMINANTE			PIERNA NO DOMINANTE		
		Pico Par 60°·s ⁻¹	Pico Par 120°·s ⁻¹	Pico Par 180°·s ⁻¹	Pico Par 60°·s ⁻¹	Pico Par 120°·s ⁻¹	Pico Par 180°·s ⁻¹
A	r	-0.45	-0.35	-0.11	0.22	0.14	0.14
	P	0.17	0.30	0.76	0.55	0.69	0.70
AD	r	-0.26	-0.27	-0.14	0.26	0.46	0.24
	P	0.44	0.41	0.70	0.47	0.18	0.50
MD	r	-0.24	-0.33	-0.08	0.35	0.63	0.37
	P	0.47	0.33	0.83	0.32	0.05	0.30
PD	r	0.62	0.47	0.37	0.32	0.52	0.38
	P	0.04	0.15	0.29	0.37	0.12	0.27
P	r	0.66	0.47	0.22	0.25	0.17	0.23
	P	0.03	0.15	0.55	0.49	0.63	0.53
PI	r	0.36	0.41	0.41	0.30	0.09	0.24
	P	0.28	0.21	0.24	0.40	0.80	0.51
MI	r	-0.15	0.05	0.45	0.48	0.01	0.14
	P	0.65	0.87	0.19	0.16	0.98	0.70
AI	r	-0.38	-0.20	0.11	0.38	0.02	0.12
	P	0.25	0.55	0.76	0.28	0.96	0.73
sum	r	0.01	0.04	0.25	0.55	0.43	0.39
	P	0.98	0.91	0.49	0.10	0.21	0.27
med	r	0.01	0.04	0.25	0.55	0.43	0.39
	P	0.98	0.91	0.49	0.10	0.21	0.27

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 18. Correlaciones entre el índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres velocistas.

		PIERNA DOMINANTE			PIERNA NO DOMINANTE		
		Pico Par 60°·s ⁻¹	Pico Par 120°·s ⁻¹	Pico Par 180°·s ⁻¹	Pico Par 60°·s ⁻¹	Pico Par 120°·s ⁻¹	Pico Par 180°·s ⁻¹
A	r	-0.34	-0.37	-0.37	-0.65	-0.69	-0.63
	P	0.34	0.30	0.30	0.04	0.03	0.05
AD	r	-0.37	-0.50	-0.55	-0.18	-0.18	0.06
	P	0.30	0.14	0.10	0.61	0.63	0.87
MD	r	0.00	-0.04	-0.10	0.58	0.46	0.37
	P	1.00	0.90	0.78	0.08	0.18	0.29
PD	r	0.12	0.09	0.09	-0.39	-0.24	-0.07
	P	0.75	0.81	0.81	0.26	0.51	0.84
P	r	0.29	0.29	0.27	-0.67	-0.46	-0.53
	P	0.41	0.41	0.45	0.03	0.18	0.11
PI	r	0.25	0.37	0.44	-0.78	-0.60	-0.79
	P	0.49	0.30	0.20	0.01	0.07	0.01
MI	r	0.33	0.46	0.47	-0.70	-0.64	-0.86
	P	0.35	0.18	0.17	0.02	0.05	0.00
AI	r	0.26	0.32	0.36	-0.79	-0.80	-0.93
	P	0.47	0.37	0.31	0.01	0.01	0.00
sum	r	0.12	0.13	0.12	-0.83	-0.72	-0.83
	P	0.73	0.72	0.74	0.00	0.02	0.00
med	r	0.12	0.13	0.12	-0.83	-0.72	-0.83
	P	0.74	0.72	0.74	0.00	0.02	0.00

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 19. Correlaciones entre el índice agonista/antagonista (isquiotibiales/cuádriceps) y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres fondistas.

		PIERNA DOMINANTE			PIERNA NO DOMINANTE		
		Pico Par 60°·s ⁻¹	Pico Par 120°·s ⁻¹	Pico Par 180°·s ⁻¹	Pico Par 60°·s ⁻¹	Pico Par 120°·s ⁻¹	Pico Par 180°·s ⁻¹
A	R	-0.78	-0.03	-0.69	0.36	0.36	-0.68
	P	0.12	0.97	0.20	0.55	0.55	0.21
AD	R	-0.09	0.42	-0.82	0.17	0.17	-0.80
	P	0.89	0.48	0.09	0.78	0.78	0.10
MD	R	-0.73	-0.72	-0.29	-0.15	-0.15	-0.85
	P	0.16	0.17	0.63	0.81	0.81	0.07
PD	R	-0.70	-0.53	-0.39	-0.20	-0.20	-0.47
	P	0.19	0.36	0.52	0.75	0.75	0.42
P	R	-0.69	-0.03	-0.43	-0.26	-0.26	-0.23
	P	0.20	0.97	0.47	0.67	0.67	0.70
PI	R	-0.51	0.54	-0.08	-0.09	-0.09	-0.37
	P	0.38	0.34	0.89	0.89	0.89	0.54
MI	R	-0.31	0.67	0.26	0.10	0.10	-0.35
	P	0.61	0.22	0.67	0.87	0.87	0.56
AI	R	0.06	0.28	-0.88	0.42	0.42	-0.65
	P	0.93	0.64	0.05	0.48	0.48	0.24
sum	R	-0.65	0.04	-0.66	0.08	0.08	-0.62
	P	0.23	0.95	0.23	0.90	0.90	0.26
med	R	-0.65	0.03	-0.66	0.08	0.08	-0.62
	P	0.23	0.96	0.23	0.90	0.90	0.27

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

5.6.2. Correlaciones entre fuerza isocinética y arquitectura muscular

Tabla 20. Correlaciones entre fuerza isocinética y arquitectura muscular, para todos los grupos.

		D_RF	ND_RF	D_VL	ND_VL	D_BF	ND_BF	D_VLA	ND_VLA
Ext 60°·s ⁻¹	r	0.578	0.638	0.632	0.602			0.210	0.279
	p	0.000	0.000	0.000	0.000			0.226	0.105
Ext 120°·s ⁻¹	r	0.620	0.634	0.613	0.564			0.158	0.220
	p	0.000	0.000	0.000	0.000			0.364	0.204
Ext 180°·s ⁻¹	r	0.632	0.578	0.582	0.518			0.108	0.174
	p	0.000	0.000	0.000	0.002			0.542	0.325
Flex 60°·s ⁻¹	r					0.327	0.430		
	p					0.055	0.010		
Flex 120°·s ⁻¹	r					0.378	0.437		
	p					0.025	0.009		
Flex 180°·s ⁻¹	r					0.372	0.438		
	p					0.030	0.010		

Nota: Los datos son presentados en global, puesto que no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos.

5.6.3. Correlaciones entre triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test”

Tabla 21. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres velocistas.

		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	Psum	Pmed
TSD	r	-0.282	-0.087	-0.358	-0.45	-0.221	0.258	0.374	-0.372	-0.194	-0.191
	p	0.429	0.811	0.31	0.192	0.539	0.472	0.286	0.29	0.591	0.597
TSND	r	-0.124	-0.203	0.645	0.739	-0.149	-0.155	-0.314	-0.304	0.177	0.18
	p	0.733	0.573	0.044	0.015	0.681	0.668	0.377	0.394	0.625	0.619

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética; TSD = triple salto con la pierna dominante; TSND = triple salto con la pierna no dominante.

Tabla 22. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para hombres fondistas.

		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	Psum	Pmed
TSD	r	0.157	0.325	0.483	0.02	-0.222	-0.364	-0.024	0.153	0.129	0.128
	p	0.644	0.329	0.132	0.952	0.512	0.272	0.944	0.653	0.706	0.708
TSND	r	0.71	0.62	0.392	0.13	-0.019	-0.109	0.494	0.684	0.64	0.642
	p	0.014	0.042	0.233	0.704	0.956	0.751	0.123	0.02	0.034	0.033

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética; TSD = triple salto con la pierna dominante; TSND = triple salto con la pierna no dominante.

Tabla 23. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres velocistas.

		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	Psum	Pmed
TSD	R	0.192	0.577	0.384	0.167	0.048	-0.303	-0.358	-0.373	0.126	0.126
	P	0.621	0.104	0.308	0.667	0.902	0.428	0.345	0.322	0.746	0.748
TSND	R	-0.213	0.069	0.479	0.027	-0.092	0.147	-0.050	-0.235	0.075	0.076
	P	0.582	0.861	0.192	0.945	0.813	0.706	0.899	0.542	0.848	0.845

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética; TSD = triple salto con la pierna dominante; TSND = triple salto con la pierna no dominante.

Tabla 24. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test” (SEBT), para mujeres fondistas.

		A	AD	MD	PD	P	PI	MI	AI	Psum	Pmed
TSD	r	0.787	0.46	0.98	0.968	0.839	0.168	-0.381	0.152	0.773	0.776
	p	0.114	0.435	0.003	0.007	0.076	0.787	0.526	0.808	0.125	0.123
TSND	r	0.77	0.813	0.337	0.659	0.633	0.747	0.698	0.839	0.801	0.8
	p	0.128	0.094	0.579	0.226	0.252	0.147	0.19	0.075	0.103	0.104

Abreviaturas: A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética; TSD = triple salto con la pierna dominante; TSND = triple salto con la pierna no dominante.

5.6.4. Correlaciones entre triple salto monopodal y arquitectura muscular

Tabla 25. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y arquitectura muscular, para hombres velocistas.

		RF	VL	BF	VLA
TSD	r	-0.215	-0.380	-0.569	-0.295
	p	0.525	0.249	0.068	0.379
TSND	r	-0.380	-0.252	-0.305	-0.155
	p	0.248	0.456	0.361	0.649

Abreviaturas: RF = recto femoral; VL = vasto lateral; BF = bíceps femoral; VLA = ángulo de peneación del vasto lateral; TSD = triple salto con la pierna dominante; TSND = triple salto con la pierna no dominante.

Tabla 26. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y arquitectura muscular, para hombres fondistas.

		RF	VL	BF	VLA
TSD	r	-0.059	0.209	0.504	-0.398
	p	0.863	0.537	0.114	0.225
TSND	r	0.233	0.105	0.398	0.312
	p	0.491	0.758	0.226	0.350

Abreviaturas: RF = recto femoral; VL = vasto lateral; BF = bíceps femoral; VLA = ángulo de peneación del vasto lateral; TSD = triple salto con la pierna dominante; TSND = triple salto con la pierna no dominante.

Tabla 27. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y arquitectura muscular, para mujeres velocistas.

		RF	VL	BF	VLA
TSD	r	0.432	0.169	-0.407	0.371
	p	0.246	0.665	0.277	0.326
TSND	r	0.261	0.488	-0.317	-0.248
	p	0.498	0.182	0.406	0.520

Abreviaturas: RF = recto femoral; VL = vasto lateral; BF = bíceps femoral; VLA = ángulo de peneación del vasto lateral; TSD = triple salto con la pierna dominante; TSND = triple salto con la pierna no dominante.

Tabla 28. Correlaciones entre los valores de triple salto monopodal y arquitectura muscular, para mujeres fondistas.

		RF	VL	BF	VLA
TSD	r	0.232	0.762	0.661	0.740
	p	0.707	0.134	0.225	0.153
TSND	r	0.096	0.772	0.141	-0.123
	p	0.878	0.126	0.821	0.844

Abreviaturas: RF = recto femoral; VL = vasto lateral; BF = bíceps femoral; VLA = ángulo de peneación del vasto lateral; TSD = triple salto con la pierna dominante; TSND = triple salto con la pierna no dominante.

5.6.5. Correlaciones entre equilibrio dinámico y arquitectura muscular

Tabla 29. Correlaciones entre los valores de equilibrio dinámico y arquitectura muscular, para hombres velocistas.

		PIERNA DOMINANTE				PIERNA NO DOMINANTE			
		RF	VL	BF	VLA	RF	VL	BF	VLA
A	r	-0.254	0.103	-0.250	-0.256	-0.204	-0.085	0.034	0.301
	p	0.479	0.778	0.487	0.475	0.573	0.815	0.925	0.398
AD	r	-0.382	-0.089	-0.319	-0.423	-0.429	-0.219	-0.114	0.034
	p	0.276	0.806	0.369	0.224	0.216	0.544	0.755	0.925
MD	r	-0.273	0.030	0.112	-0.366	-0.209	0.167	0.054	-0.052
	p	0.445	0.934	0.759	0.299	0.562	0.645	0.883	0.887
PD	r	0.441	0.588	0.397	0.373	0.484	0.560	0.639	0.570
	p	0.202	0.074	0.255	0.289	0.157	0.092	0.047	0.085
P	r	0.488	0.419	0.256	0.240	0.402	0.215	0.686	0.511
	p	0.152	0.229	0.475	0.503	0.250	0.551	0.028	0.131
PI	r	0.564	0.080	0.064	0.271	0.366	-0.162	0.390	0.121
	p	0.090	0.826	0.861	0.449	0.299	0.654	0.265	0.739
MI	r	0.039	-0.513	-0.182	-0.356	-0.264	-0.774	-0.042	-0.498
	p	0.914	0.129	0.614	0.313	0.461	0.009	0.907	0.143
AI	r	-0.335	-0.320	-0.301	-0.492	-0.432	-0.704	-0.350	-0.249
	p	0.344	0.368	0.398	0.149	0.212	0.023	0.321	0.489
sum	r	0.082	-0.039	-0.111	-0.316	-0.124	-0.429	0.298	0.084
	p	0.822	0.915	0.761	0.374	0.732	0.216	0.403	0.818
med	r	0.077	-0.044	-0.111	-0.320	-0.130	-0.433	0.297	0.079
	p	0.832	0.903	0.761	0.367	0.721	0.211	0.404	0.828

Abreviaturas: RF = recto femoral; VL = vasto lateral; BF = bíceps femoral; VLA = ángulo de peneación del vasto lateral; A = anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 30. Correlaciones entre los valores de equilibrio dinámico y arquitectura muscular, para hombres fondistas.

		PIERNA DOMINANTE				PIERNA NO DOMINANTE			
		RF	VL	BF	VLA	RF	VL	BF	VLA
A	r	-0.334	0.025	-0.008	0.458	-0.247	0.133	0.203	0.439
	P	0.316	0.941	0.981	0.157	0.464	0.698	0.549	0.177
AD	r	-0.090	-0.250	0.075	0.076	-0.132	0.437	0.132	0.634
	P	0.793	0.458	0.826	0.823	0.699	0.179	0.698	0.036
MD	r	-0.107	-0.343	-0.005	-0.440	-0.066	0.293	-0.006	0.663
	P	0.754	0.302	0.988	0.176	0.847	0.381	0.986	0.026
PD	r	0.141	-0.722	0.037	-0.661	-0.374	-0.328	-0.369	0.389
	P	0.679	0.012	0.913	0.027	0.257	0.325	0.264	0.237
P	r	0.188	-0.713	-0.108	-0.395	-0.405	-0.710	-0.423	-0.167
	P	0.580	0.014	0.752	0.230	0.216	0.014	0.195	0.623
PI	r	-0.134	-0.528	-0.285	0.131	-0.203	-0.613	-0.285	-0.292
	P	0.694	0.095	0.396	0.702	0.549	0.045	0.396	0.384
MI	r	-0.328	0.290	0.031	0.436	-0.086	-0.464	0.089	-0.200
	P	0.325	0.386	0.929	0.180	0.800	0.150	0.794	0.555
AI	r	-0.344	0.249	0.125	0.548	-0.142	-0.208	0.209	0.047
	P	0.300	0.460	0.715	0.081	0.678	0.540	0.538	0.891
sum	r	-0.221	-0.367	-0.010	0.042	-0.312	-0.287	-0.051	0.300
	P	0.514	0.267	0.978	0.903	0.350	0.393	0.882	0.370
med	r	-0.222	-0.366	-0.011	0.045	-0.313	-0.286	-0.050	0.300
	P	0.513	0.268	0.975	0.896	0.349	0.394	0.884	0.370

Abreviaturas: RF = recto femoral; VL = vasto lateral; BF = biceps femoral; VLA = ángulo de peneación del vasto lateral; A = anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 31. Correlaciones entre los valores de equilibrio dinámico y arquitectura muscular, para mujeres velocistas.

		PIERNA DOMINANTE				PIERNA NO DOMINANTE			
		RF	VL	BF	VLA	RF	VL	BF	VLA
A	r	-0.356	-0.459	0.234	-0.023	-0.680	-0.130	0.396	-0.082
	p	0.347	0.214	0.545	0.954	0.044	0.739	0.292	0.833
AD	r	0.368	0.015	-0.045	0.430	-0.461	-0.492	-0.034	-0.329
	p	0.330	0.970	0.909	0.248	0.212	0.178	0.930	0.388
MD	r	0.309	0.072	-0.077	0.536	0.468	-0.101	-0.544	-0.564
	p	0.418	0.854	0.845	0.137	0.204	0.795	0.130	0.114
PD	r	-0.169	-0.144	-0.165	0.037	-0.481	-0.276	-0.184	0.338
	p	0.664	0.712	0.671	0.925	0.190	0.472	0.636	0.374
P	r	-0.106	-0.101	-0.095	0.160	-0.613	0.215	0.556	0.428
	p	0.786	0.796	0.808	0.682	0.079	0.579	0.120	0.250
PI	r	-0.573	-0.177	-0.032	-0.396	-0.487	0.381	0.301	0.272
	p	0.107	0.649	0.935	0.291	0.184	0.311	0.431	0.479
MI	r	-0.435	0.051	0.082	-0.391	-0.365	0.585	0.471	0.518
	p	0.242	0.897	0.835	0.298	0.335	0.098	0.201	0.153
AI	r	-0.944	-0.572	-0.052	-0.717	-0.537	0.349	0.380	0.395
	p	0.000	0.108	0.895	0.030	0.136	0.357	0.314	0.292
sum	r	-0.403	-0.281	-0.048	-0.023	-0.751	0.203	0.357	0.241
	p	0.283	0.463	0.902	0.954	0.020	0.601	0.346	0.533
med	r	-0.402	-0.281	-0.048	-0.025	-0.750	0.206	0.357	0.242
	p	0.283	0.464	0.902	0.948	0.020	0.594	0.346	0.530

Abreviaturas: RF = recto femoral; VL = vasto lateral; BF = bíceps femoral; VLA = ángulo de peneación del vasto lateral; A =anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

Tabla 32. Correlaciones entre los valores de equilibrio dinámico y arquitectura muscular, para mujeres fondistas.

		PIERNA DOMINANTE				PIERNA NO DOMINANTE			
		RF	VL	BF	VLA	RF	VL	BF	VLA
A	<i>r</i>	-0.396	0.263	0.127	0.815	0.294	0.983	0.015	0.614
	<i>p</i>	0.437	0.615	0.811	0.048	0.571	0.000	0.977	0.195
AD	<i>r</i>	-0.135	0.122	0.282	0.085	-0.203	0.634	-0.166	0.271
	<i>p</i>	0.799	0.818	0.588	0.872	0.699	0.176	0.753	0.604
MD	<i>r</i>	0.315	0.771	0.727	0.680	-0.689	0.462	-0.741	0.383
	<i>p</i>	0.543	0.073	0.102	0.138	0.130	0.357	0.092	0.453
PD	<i>r</i>	0.175	0.649	0.686	0.650	0.180	0.700	-0.135	0.233
	<i>p</i>	0.740	0.163	0.133	0.162	0.732	0.122	0.798	0.657
P	<i>r</i>	-0.073	0.313	0.478	0.538	0.544	0.576	0.216	0.004
	<i>p</i>	0.891	0.546	0.337	0.271	0.264	0.232	0.682	0.994
PI	<i>r</i>	-0.805	-0.543	-0.485	0.472	0.509	0.736	0.241	0.111
	<i>p</i>	0.053	0.266	0.330	0.345	0.303	0.095	0.645	0.835
MI	<i>r</i>	-0.863	-0.793	-0.820	0.252	0.442	0.818	0.186	0.301
	<i>p</i>	0.027	0.060	0.046	0.630	0.381	0.047	0.724	0.562
AI	<i>r</i>	-0.402	0.030	-0.094	0.149	0.286	0.987	0.146	0.499
	<i>p</i>	0.430	0.955	0.860	0.778	0.583	0.000	0.783	0.313
sum	<i>r</i>	-0.331	0.249	0.248	0.680	0.318	0.924	0.054	0.357
	<i>p</i>	0.522	0.635	0.636	0.137	0.538	0.008	0.920	0.488
med	<i>r</i>	-0.329	0.251	0.250	0.681	0.320	0.923	0.054	0.356
	<i>p</i>	0.525	0.631	0.633	0.136	0.537	0.009	0.919	0.488

Abreviaturas: RF = recto femoral; VL = vasto lateral; BF = bíceps femoral; VLA = ángulo de peneación del vasto lateral; A = anterior; AD = anterior derecho; MD = medial derecho; PD = posterior derecho; P = posterior; PI = posterior izquierdo; MI = medial izquierdo; AI = anterior izquierdo; sum = sumatorio; med = media aritmética.

5.7. SÍNTESIS DE RESULTADOS

Atendiendo al gran número de variables dependientes analizadas en el presente estudio, se ha realizado una síntesis de los datos más relevantes.

5.7.1. Arquitectura muscular

a) Grosor muscular

Contrastes inter-sujeto

- Los hombres tuvieron de promedio un 4.5% más de grosor muscular que las mujeres ($p < 0.05$). (Tabla 6)
- Los velocistas tuvieron un 22.5% más de grosor muscular que los fondistas ($p < 0.001$). (Tabla 6)
- Los velocistas tuvieron un 10% más de grosor en el GI que los fondistas ($p < 0.05$). (Tabla 6)
- Los hombres tuvieron un 10.6% más de grosor en el RF que las mujeres ($p < 0.05$). (Tabla 6)
- Los velocistas tuvieron un 22.5% más de grosor en el RF que los fondistas ($p < 0.001$). (Tabla 6)

b) Ángulo de peneación

- De todos los contrastes realizados para cada uno de los pares de variables, ninguno resultó significativo. (Tabla 7)

c) Longitud de los fascículos

Contrastes inter-sujeto

- Los velocistas tuvieron un 15.4% más de longitud de los fascículos del GI que los fondistas ($p < 0.05$). (Tabla 8)

5.7.2. Triple salto en apoyo monopodal

Contrastes inter-sujeto

- Los hombres saltaron un 24.9% más que las mujeres ($p<0.001$). (Tabla 9)
- Los velocistas saltaron un 8.1% más que los fondistas ($p<0.01$). (Tabla 9)

5.7.3. Prueba de equilibrio dinámico “*Star Excursion Balance Test*”

- En hombres velocistas, la diferencia de límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en AD, MD y PD fue un 11.7% mayor de promedio en la pierna dominante ($p<0.01$, $p<0.05$ y $p<0.05$), mientras que en MI y AI fue un 17.1% mayor de promedio en la pierna no dominante ($p<0.01$, $p<0.01$). (Tabla 10)
- En hombres fondistas, la diferencia de límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en PD fue un 7.3% mayor en la pierna no dominante ($p<0.05$). (Tabla 10)
- En hombres fondistas, la diferencia de límites de estabilidad promedio de la prueba de equilibrio fue un 2.6% mayor en la pierna no dominante ($p<0.05$). (Tabla 10)
- En mujeres fondistas, la diferencia de límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en AD fue un 12.5% mayor en la pierna dominante ($p<0.01$). (Tabla 10)
- En mujeres fondistas, la diferencia de límites de estabilidad de la prueba de equilibrio en AI fue un 11.4% mayor en la pierna no dominante ($p<0.05$). (Tabla 10)

5.7.4 Fuerza máxima isocinética

a) Pico del par (PP)

Contrastes intra-sujeto

- Los hombres generaron un 37.9% más PP que las mujeres, para cada una de las velocidades de ejecución ($p < 0.001$), y el PP fue mayor cuanto menor era la velocidad de ejecución tanto en hombres como en mujeres. (Figura 25)

Contrastes inter-sujeto

- Los hombres generaron un 39.7% más PP que las mujeres ($p < 0.001$). (Figura 25)
- Los velocistas generaron un 22.1% más PP que los fondistas ($p < 0.001$). (Tabla 33 y 34)
- Los hombres velocistas generaron un 29.5% más PP que los hombres fondistas ($p < 0.001$); sin embargo, estas diferencias entre velocistas y fondistas no se encontraron en las mujeres ($p > 0.05$). (Tabla 33 y 34)

b) Tiempo del pico par (TPP)

Contrastes intra-sujeto

- No existieron diferencias entre hombres y mujeres en el TPP en el movimiento de extensión; sin embargo, en el movimiento de flexión las mujeres tuvieron un 22.8% más TPP que los hombres ($p < 0.01$). (Figura 26)
- No se observó diferencia en el TPP en los hombres al comparar la extensión y la flexión, mientras que las mujeres tuvieron un TPP 14.8% menor en la extensión que en la flexión ($p < 0.01$). (Figura 26)
- No existieron diferencias entre el TPP durante la extensión entre velocistas y fondistas. Sin embargo, el TPP durante la flexión fue un 34.6% menor en velocistas que en fondistas ($p < 0.001$). (Figura 27)
- Los fondistas tuvieron el TPP un 25.6% menor en la extensión que en la flexión ($p < 0.001$), no así los velocistas. (Figura 27)

- Cuanto mayor era la velocidad de ejecución, menor fue el TPP, tanto en hombres como en mujeres. (Figura 28)
- El TPP fue un 15.4 % menor en hombres respecto a las mujeres únicamente a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p<0.001$). (Figura 28)
- Cuanto mayor era la velocidad de ejecución, menor fue el TPP, tanto en velocistas como en fondistas. (Figura 29)
- El TPP fue un 15.3% menor en velocistas respecto a fondistas únicamente a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$ ($p<0.001$). (Figura 29)

Contrastes inter-sujeto

- Los hombres alcanzaron un 13.4% antes el pico par que las mujeres ($p<0.05$). (Figura 26)

c) Ángulo del pico par (APP)

- De todos los contrastes realizados para cada uno de los pares de variables, ninguno resultó significativo.

d) Trabajo total (TT)

Contrastes intra-sujeto

- Los hombres desarrollaron un 35.6% más de trabajo que las mujeres para cada velocidad, y a mayor velocidad el trabajo desarrollado también fue mayor ($p<0.001$). (Figura 30)

Contrastes inter-sujeto

- Los hombres desarrollaron un 35.4% más de TT que las mujeres ($p<0.001$). (Figura 30)

e) Trabajo total repetición máxima (TTRM)

Contrastes inter-sujeto

- Los hombres desarrollaron un 34.5% más de TTRM que las mujeres ($p < 0.001$). (Tabla 35 y 36)
- Los velocistas desarrollaron un 16.3% más de TTRM que los fondistas ($p < 0.05$). (Tabla 35 y 36)

f) Potencia media (PM)

Contrastes intra-sujeto

- Tanto los hombres con un 71.5% más, como las mujeres con un 83.5% más, tuvieron una mayor PM en la extensión que en la flexión, y tanto en la extensión con un 44.7% más, como en la flexión con un 57.8% más, tuvieron una mayor PM los hombres que las mujeres ($p < 0.001$). (Figura 31)

Contrastes inter-sujeto

- Los hombres tuvieron un 47.1% más de PM que las mujeres ($p < 0.001$). (Figura 31)
- Los velocistas tuvieron un 16.8% más de PM que los fondistas ($p < 0.05$). (Figura 31)

g) Pico par promedio máximos (PPPM)

Contrastes intra-sujeto

- Los hombres tuvieron un mayor PPPM que las mujeres tanto en extensión con un 35.3% más, como en flexión con un 51.6% más ($p < 0.001$). Además, en extensión el PPPM fue mayor que en flexión, tanto en hombres como en mujeres. (Figura 32)
- Los hombres tuvieron un 40.9%, de promedio, más de PPPM que las mujeres para cualquier velocidad de ejecución ($p < 0.001$). Además, según se incrementó la velocidad de ejecución la PPPM disminuyó, tanto en hombres como en mujeres. (Figura 33)

- Para todas las velocidades de ejecución, los velocistas tuvieron un 21.1%, de promedio, más de PPPM que los fondistas ($p < 0.001$). Además, según se incrementó la velocidad de ejecución, la PPPM disminuyó tanto en velocistas como en fondistas. (Figura 34)

Contrastes inter-sujeto

- Los velocistas tuvieron un 21.3% más de PPPM que los fondistas ($p < 0.001$). (Figura 34)

h) Índice agonista/antagonista (IAA)

Contrastes intra-sujeto

- Los velocistas, según se incrementó la velocidad de ejecución, incrementaron igualmente su IAA. Sin embargo, en los fondistas el IAA fue igual en las dos velocidades superiores ($120^\circ \cdot s^{-1}$ y $180^\circ \cdot s^{-1}$), y en ambas mayor que a la menor velocidad ($60^\circ \cdot s^{-1}$) ($p < 0.001$). (Figura 35)

Contrastes inter-sujeto

- Los hombres tuvieron un 11.3% más de IAA que las mujeres ($p < 0.05$).

5.7.5. Correlaciones

a) Correlaciones fuerza isocinética y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test”.

- En hombres fondistas, el resultado PD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna dominante tuvo una correlación negativa con la fuerza extensora de la rodilla, a velocidades de $60^\circ \cdot s^{-1}$, $120^\circ \cdot s^{-1}$ y $180^\circ \cdot s^{-1}$ (r : -0,73 a -0,77; $p < 0.01$). (Tabla 13)
- En mujeres velocistas, la fuerza isocinética promedio de la musculatura flexora, a una velocidad de $180^\circ \cdot s^{-1}$, tuvo una correlación negativa con el resultado total promedio del equilibrio dinámico con apoyo de la pierna no dominante (r : -0.63 a -0.65; $p < 0.01$). (Tabla 14)

- En mujeres fondistas, la fuerza isocinética promedio tuvo una correlación positiva con el resultado total promedio del equilibrio dinámico con apoyo de la pierna no dominante (r : 0.96 a 0.97; $p < 0.01$). (Tabla 15)
- En hombres fondistas, los resultados P y PD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna dominante, tuvieron una correlación positiva con el índice agonista/antagonista de la musculatura flexo-extensora de la rodilla, a velocidades de $60^\circ \cdot s^{-1}$, $120^\circ \cdot s^{-1}$ y $180^\circ \cdot s^{-1}$ (r : 0.62 a 0.66, $p < 0.05$). (Tabla 17)
- En hombres fondistas, el resultado MD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna no dominante, tuvo una correlación positiva con el índice agonista/antagonista de la musculatura flexo-extensora de la rodilla, a velocidades de $60^\circ \cdot s^{-1}$, $120^\circ \cdot s^{-1}$ y $180^\circ \cdot s^{-1}$ (r : 0.63; $p < 0.05$). (Tabla 17)
- En hombres fondistas, los resultados P y PD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna dominante, tuvieron una correlación positiva con el índice agonista/antagonista de la musculatura flexo extensora de la rodilla, a velocidades de $60^\circ \cdot s^{-1}$, $120^\circ \cdot s^{-1}$ y $180^\circ \cdot s^{-1}$ (r : 0.62 a 0.66; $p < 0.05$). (Tabla 17)
- En hombres velocistas, el resultado PD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna no dominante, tuvo una correlación positiva con el índice agonista/antagonista de la musculatura flexo extensora de la rodilla, a velocidades de $60^\circ \cdot s^{-1}$, $120^\circ \cdot s^{-1}$ y $180^\circ \cdot s^{-1}$ (r : 0.70 a 0.80; $p < 0.05$). (Tabla 17)
- En mujeres velocistas, el resultado total promedio del equilibrio dinámico con apoyo de la pierna no dominante, tuvo una correlación negativa con el índice agonista/antagonista de la musculatura flexo extensora de la rodilla, a velocidades de $60^\circ \cdot s^{-1}$, $120^\circ \cdot s^{-1}$ y $180^\circ \cdot s^{-1}$ (r : -0,72 a -0.83; $p < 0.01$). (Tabla 18)
- En mujeres fondistas, el índice agonista/antagonista tuvo una correlación negativa con el resultado AI del equilibrio dinámico con apoyo de la pierna dominante (r : -0.88, $p < 0.05$). (Tabla 19)

b) Correlaciones entre fuerza isocinética y arquitectura muscular.

- El grosor muscular evaluado tuvo una correlación positiva con los resultados de PP promedio de fuerza obtenidos en el test isocinético (r : 0.37 a -0.64; $p < 0.05$). (Tabla 20)

c) Correlaciones entre triple salto monopodal y test de equilibrio dinámico “Star Excursion Balance Test”

- En hombres velocistas, los resultados MD y PD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna no dominante, tuvieron una correlación positiva con el resultado total promedio del triple salto monopodal (r : 0.64 a 0.73; $p < 0.05$). (Tabla 21)
- En hombres fondistas, el resultado del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna no dominante promedio, y en mayor medida los AI, A y AD, tuvieron una correlación positiva con el resultado promedio del triple salto monopodal (r : 0.64 $p < 0.05$). (Tabla 22)
- En mujeres fondistas, los resultados MD y PD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna dominante, tuvieron una correlación positiva con el resultado del triple salto monopodal (r : 0.97 a 0.98 $p < 0.01$). (Tabla 24)

d) Correlaciones entre triple salto monopodal y arquitectura muscular

- De todos los contrastes realizados para cada uno de los pares de variables, ninguno resultó significativo.

e) Correlaciones entre equilibrio dinámico y arquitectura muscular

- En hombres velocistas, el resultado AI del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna no dominante, tuvo una correlación negativa con el grosor muscular del VL (r : -0.70; $p < 0.05$). (Tabla 29)
- En hombres velocistas, los resultados P y PD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna no dominante, tuvieron una correlación positiva con el grosor muscular del RF (r : 0.64 a 0.68; $p < 0.05$). (Tabla 29)
- En hombres fondistas, los resultados P y PD del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna dominante, tuvieron una correlación negativa con el grosor muscular del VL (r : -0.71 a -0.72; $p < 0.01$). (Tabla 30)

- En hombres fondistas, los resultados P y PI del equilibrio dinámico, con apoyo de la pierna no dominante, tuvieron una correlación negativa con el grosor muscular del VL (r : -0.61 a -0.71; $p < 0.01$). (Tabla 30)
- En mujeres velocistas, el grosor muscular del RF tuvo una correlación negativa con el resultado del equilibrio dinámico con apoyo de la pierna dominante AI (r : -0.94; $p < 0.01$). (Tabla 31)
- En mujeres velocistas, el grosor muscular del RF tuvo una correlación negativa con el resultado total promedio del equilibrio dinámico con apoyo de la pierna no dominante (r : -0.94; $p < 0.01$). (Tabla 31)
- En mujeres fondistas, los grosores musculares del BF y RF, tuvieron una correlación negativa con el resultado MI y PI del equilibrio dinámico (r : -0.80 a -0.86; $p < 0.05$). (Tabla 32)
- En mujeres fondistas, el grosor muscular del VL tuvo una correlación positiva con el resultado total promedio del equilibrio dinámico y mayor aún con los resultados MI, AI y A (r : 0.92; $p < 0.01$). (Tabla 32)

6. DISCUSIÓN

6.1. Arquitectura muscular

Grosor muscular

En la literatura científica el grosor muscular se ha correlacionado significativamente con el área de sección transversal (CSA), además de con la fuerza generada por el mismo grupo muscular [146, 147]. El área de CSA también ha sido correlacionado significativamente y utilizada como indicador de la máxima fuerza que puede generar un músculo, así como para medir su fuerza específica [45, 142, 156, 157]. Además, se ha constatado que los hombres tienen mayor CSA que las mujeres [136, 140], y esta última relación también se ha mostrado en nuestro estudio, ya que en el contraste inter sujeto los hombres tuvieron un 4.5% más de grosor muscular promedio que las mujeres, y más concretamente los hombres tuvieron un 10.6% más de grosor en el RF que las mujeres ($p < 0.05$).

Los velocistas, tal y como otros estudios han constatado [3, 13, 174, 237], presentan mayores grosores musculares que los fondistas, y esto puede ser debido a la necesidad de generar mayor cantidad de fuerza para alcanzar y mantener la máxima velocidad de carrera. De hecho, un autor encontró correlaciones entre el grosor muscular del vasto lateral y del gastronemio lateral con el rendimiento en la prueba de 100 m.l. de 26 mujeres velocistas [4]. En concreto, en el presente estudio se ha constatado este efecto de los velocistas sobre los fondistas, ya que tuvieron un 10% más de grosor muscular en el GI que los fondistas, y también en el RF, ya que tuvieron un 22.5% más de grosor muscular que los fondistas. Estos grupos musculares tienen una alta implicación en la generación del impulso necesario para la zancada durante la carrera a velocidades elevadas [209].

Ángulo de peneación

De todos los contrastes realizados para cada uno de los pares de variables, ninguno resultó significativo. Abe et al. [4] tampoco encontró correlaciones entre el ángulo de peneación del vasto lateral y del gastronemio lateral con el rendimiento en la prueba de 100 m.l. de 26 mujeres velocistas. Sin embargo, este estudio sí encontró menores ángulos de peneación en el grupo de mujeres velocistas que en el grupo de control [4],

lo cual no ha podido analizarse en el presente estudio al no existir grupo de control, circunstancia debida a que desde un principio uno de los objetivos era analizar las posibles diferencias en la arquitectura muscular entre los velocistas y los fondistas, pero sin llegar a querer compararlos con sujetos sedentarios.

Tal y como se describe en anteriores estudios [136, 140, 144], el ángulo de peneación es mayor en hombres que en mujeres para un mismo músculo. Este efecto sexo, no ha sido constatado en el presente estudio; tal vez, la edad media de los sujetos analizados era mayor que los del presente estudio (22 vs. 16.4 años) [136].

Longitud de los fascículos

Los velocistas tuvieron un 15.4% más de longitud de los fascículos del GI que los fondistas, lo cual se corresponde con estudios que han correlacionado la longitud de los fascículos con la velocidad de acortamiento del músculo al que pertenecen [108, 117, 128]. Esta velocidad de acortamiento es uno de los factores que determinan el rendimiento en las pruebas de velocidad de atletismo, y también tiene relación con otros estudios en los que se han observado correlaciones entre la longitud de los fascículos en el miembro inferior y el rendimiento en la carrera de 100 m.l. del vasto lateral y del gastronemio lateral ($r = -0.51$ y $r = -0.44$, respectivamente) [3, 174]. Al comparar velocistas con fondistas, se observó una mayor longitud de los fascículos en los primeros [13], lo que posibilitaría una mayor velocidad de acortamiento de las fibras musculares.

Según estudios anteriores, la fuerza máxima que es capaz de generar un músculo es proporcional al CSA. Cuanto mayor sea este área mayor será la producción de fuerza máxima [234-236]. Si tomamos esta relación se podría afirmar que, consecuentemente, cuanto mayor sea el área de sección transversal del músculo, mayor será la velocidad de carrera de ese sujeto. De modo que la mayoría de los mejores sprinters poseen grandes masas musculares [234-236]. A su vez el Área de sección transversal fisiológica (PCSA), que es el área resultante de un corte perpendicular a la dirección de todas las fibras en paralelo que forman un músculo, es igual al área de sección anatómica (CSA) en los músculos rectos, pero no coinciden en los músculos con un ángulo de peneación diferente de cero. Esta variable arquitectónica es directamente proporcional a la fuerza máxima generada por el músculo [108, 109, 117], aunque tiene el inconveniente de que no puede ser medida directamente *in vivo* [157] y debe

ser calculada a partir de otros parámetros [158-160]. El PCSA es usado por varios autores para determinar la tensión específica de un músculo, siendo la opción a escoger cuando se quiera hacer cálculos exactos de fuerza por unidad de tejido contráctil [18, 109, 115, 142, 157, 158, 160].

6.2. Triple salto en apoyo monopodal

Los hombres saltaron un 24.9% más que las mujeres, y este dato sólo se puede comparar en la literatura científica con estudios que analizan las diferencias entre sexos, en triple salto, bajo la modalidad de atletismo para atletas de edades similares a las analizadas en el presente estudio, encontrándose también que los hombres saltaban un 10.4% más que las mujeres [81], lo cual puede compararse, ya que el efecto en nuestro estudio hace referencia al promedio de diferencias de ambas piernas, con lo cual cobra sentido el compararlo con el triple salto bajo la modalidad de atletismo.

Los velocistas saltaron un 8.1% más que los fondistas, lo cual constata lo analizado en el anterior estudio [81], en el que también se encontró correlaciones positivas ($r > 0.70$), entre la velocidad horizontal y la distancia alcanzada en el triple salto bajo la modalidad de atletismo, entendiendo que los velocistas de nuestro estudio son capaces de generar velocidades máximas de carrera superiores a las de los fondistas.

6.3. Fuerza máxima isocinética

Los hombres generaron un 37.9% más PP que las mujeres, para cada una de las velocidades de ejecución. El PP fue mayor cuanto menor era la velocidad de ejecución, tanto en hombres como en mujeres, tal y como se observó en el estudio de Lue et al. [40].

Los velocistas generaron un 22.1% más PP que los fondistas, que tiene relación con el efecto que describe Smirniotou et al. [211], que obtuvieron correlaciones positivas entre los parámetros de fuerza isocinética como predictores del tiempo de reacción ($r = 0.84$) y la media de velocidad ($r = 0.70$), tanto en una sola carrera como en repeticiones de estas, tal y como observó Newman et al. [215], que en el rendimiento de un solo sprint encontró correlaciones positivas con el par máximo obtenido en todas las velocidades ($60^\circ \cdot s^{-1}$, $150^\circ \cdot s^{-1}$ y $240^\circ \cdot s^{-1}$), siendo la correlación más fuerte la que resultó

entre el par relativo a la extensión de la rodilla a $240^{\circ}\cdot s^{-1}$ y la fase de aceleración inicial (0-10 m.) de ($r = -0.71$, $p < 0.01$).

Por otra parte, otro estudio examinó la relación, en atletas de elite, entre la fuerza muscular isocinética en tres articulaciones del miembro inferior, y el rendimiento de sprints de 15 y 35 m., y el par isocinético de la rodilla, la cadera y el tobillo en acciones musculares concéntricas y excéntricas. La relación más fuerte fue entre la extensión concéntrica de la rodilla y el rendimiento de velocidad de (0-15 m., $r = -0.518$, $p < 0.01$; y de 30 a 35 m., $r = -0.69$, $p < 0.01$). También se describió que la relación entre la fuerza muscular isocinética y el rendimiento de sprint en 0-15 m. (durante la fase de aceleración) se mejora al tener en cuenta la longitud del miembro inferior y la masa corporal del sujeto [216].

Los hombres velocistas generaron un 29.5% más PP que los hombres fondistas; sin embargo, estas diferencias entre velocistas y fondistas no se encontraron en las mujeres, tal y como observó [212], que obtuvo correlaciones significativas entre los tiempos de sprint de 100 m. y las puntuaciones de pico par (Nm/kg) para los hombres en la extensión concéntrica isocinética rápida de la rodilla y la dorsiflexión excéntrica lenta, no habiéndose encontrado en la literatura científica datos referentes a este efecto específico de las mujeres.

Por otra parte, los velocistas tuvieron un 16.8% más de PM que los fondistas, y este efecto puede tener relación con la mayor necesidad de potencia que precisan las fases de aceleración y mantenimiento de velocidades máximas, durante las cuales se producen picos máximos de potencia durante la fase de propulsión de la zancada, con valores superiores a 3 kW [242]. De esta potencia instantánea, aproximadamente el 80% impulsa el corredor hacia delante, mientras que el restante 20% de la potencia es empleado en levantar el cuerpo del suelo contra la gravedad [242]. Durante la fase de aceleración puede llegar a generarse hasta 1000 W por zancada, disminuyendo rápidamente hasta los 500 W después de 30 s., ya que estas velocidades no son necesarias ni posibles de alcanzar en la pruebas de fondo [242].

Correlaciones entre fuerza isocinética y arquitectura muscular

En el presente trabajo el grosor muscular evaluado tuvo una correlación positiva con los resultados de PP promedio de fuerza obtenidos en el test isocinético (r : 0.37 a -0.64; $p < 0.05$), tal y como también encontró Smirniotou, et al. [142], que obtuvieron también una correlación significativa entre el volumen y la fuerza de los flexores y los extensores, en este caso del codo, de deportistas ($r = 0.95$ y 0.96 , respectivamente), que aun siendo un grupo muscular diferente a los analizados en el presente estudio, es útil para constatar el efecto entre este par de datos.

Un estudio muestra que un menor ángulo de peneación provoca la posibilidad de generar mayores cantidades de fuerza, y esto es debido a que para un mismo volumen muscular, se posee mayor área de sección fisiológica y, en consecuencia, una mayor capacidad de generar fuerza [142]. A su vez, el ángulo de peneación probablemente incrementa la fuerza generada al permitir a las fibras trabajar cercanas a su estado de acortamiento óptimo, y que las fibras en los músculos peneados rotan a la vez que se contraen [143]. Esta relación se ha visto confirmada en el presente estudio al comparar los contrastes inter-sujeto del RF en el que se observó un efecto *especialidad*, a favor de los velocistas.

6.4. Star Excursion Balance Test

En relación con la prueba SEBT, Breseel et al. [288] no registraron diferencias significativas entre mujeres gimnastas y mujeres futbolistas; sin embargo, describieron menores valores entre jugadoras de baloncesto y los deportistas anteriormente citados. En este sentido, los datos analizados en el presente trabajo no describen diferencias significativas entre especialidad y/o sexo. En mujeres, los datos del presente estudio describen sumatorios mayores ($805 \pm 45.6 \%$) que los registrados por Breseel et al. [288], en futbolistas ($756 \pm 46.2 \%$), en gimnastas ($735 \pm 44.2 \%$), así como en jugadoras de baloncesto ($704 \pm 46.2 \%$). Estas diferencias probablemente están condicionadas por el método de medición de la longitud del tren inferior; Breseel et al. [288] realizaron la medición desde la espina iliaca antero-superior hasta el maleo medial ipsilateral, mientras que nuestra medición fue desarrollada desde el trocánter mayor hasta el maleo medial ipsilateral, por consiguiente, dando un valor menor, que condiciona en términos absolutos la normalización de los límites del test en cuanto a la

longitud de la pierna. Por otra parte, Lanning et al. [289] analizaron 4 direcciones (anterior-derecha; anterior-izquierda; posterior-derecha y posterior-izquierda) en 105 deportistas de 19.22 años de edad, entre los que 24 eran corredores de fondo (12 hombres y 12 mujeres) de la III Asociación Nacional Atlética. Los valores de estos hombres fondistas son 2.5 % menores a los registrados en el presente estudio y un 11.8% para las mujeres. No sabemos si estas variaciones vienen dadas por las referencias anatómicas de medición, dado que los autores no describieron el método utilizado.

Respecto al análisis del lado dominante frente al no dominante, los resultados de nuestro trabajo, reflejan que en hombres fondistas, la diferencia de los límites de estabilidad promedio de la prueba SEBT fue un 2.6% mayor cuando se realizaba el apoyo con la pierna no dominante. Breseel et al. [288] registraron similares porcentajes en jugadoras de baloncesto, 2.8%.

Correlaciones por sexo y especialidad

En *mujeres fondistas*, la fuerza isocinética extensora de la pierna no dominante, a $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ y $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, tiene una alta correlación positiva con las todas direcciones del SEBT; sin embargo, la correlación es negativa entre el índice agonista/antagonista (flexores/extensores) a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ respecto a la dirección AI. El grosor muscular del vasto lateral de la pierna no dominante, tiene una alta correlación positivamente con las todas las direcciones, especialmente la A, AI y MI. Respecto al triple salto monopodal de la pierna dominante se correlaciona positivamente con las direcciones MD y PD. Todo esto nos induce a pensar que en esta población el rendimiento SEBT está condicionado por la fuerza extensora.

En *mujeres velocistas*, la fuerza isocinética flexora de la pierna no dominante, a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ tiene una correlación negativa con las todas direcciones del SEBT; además, la correlación se mantiene negativa entre el índice agonista/antagonista (flexores/extensores) a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, respecto todas direcciones del SEBT. Todo esto nos induce a pensar que en esta población el rendimiento del SEBT está condicionado negativamente por la fuerza flexora. Respecto el grosor muscular del recto anterior de la pierna no dominante, tiene una alta correlación negativa con las todas las direcciones, especialmente la A; tal vez, el grosor de este músculo biarticular limita los

movimientos pélvicos, principalmente la retroversión pélvica dada durante la dirección A.

En *hombres fondistas*, la fuerza isocinética extensora de la pierna no dominante, a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$, $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ y $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, establece correlaciones negativas con la dirección PD del SEBT; sin embargo, el índice agonista/antagonista (flexores/extensores) a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$, $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ y $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ de esta misma pierna se correlaciona positivamente con la dirección PD y P. Todo esto nos induce a pensar que en esta población, el rendimiento del SEBT está condicionado positivamente por la fuerza isocinética flexora y negativamente por la fuerza extensora. Diversos autores describen la importancia de conocer el índice agonista/antagonista para prevenir y/o recuperar lesiones deportivas [290-292]; generalmente, este índice no se utiliza por el coste económico y de tiempo que requiere una prueba isocinética [293]; no obstante, según los datos aportados en el presente proyecto podemos estimarlo mediante el SEBT de la pierna dominante y una sencilla fórmula: $\text{Índice } A/A \text{ } 60^{\circ}\cdot s^{-1} = 0.2997 * \text{Línea PD [cm.]} - 27.29$. Respeto al grosor muscular del VL lateral tiene una correlación negativa con las direcciones posteriores de SEBT (pierna dominante=P y PD; pierna no dominante=P y PI). Una posible explicación sería que el predominio de la acción extensora y de ciertas estructuras también extensoras de la rodilla, desencadenen inactividad de la cadena muscular posterior, cuya actividad puede ser necesaria para el rendimiento en las direcciones posteriores del SEBT.

En *hombres velocistas*, la correlación es positiva entre el índice agonista/antagonista a $60^{\circ}\cdot s^{-1}$, $120^{\circ}\cdot s^{-1}$ y $180^{\circ}\cdot s^{-1}$ con la dirección PD, de pierna no dominante. Un reciente estudio describe que los velocistas que tienen un índice agonista/antagonista menor al 60 %, a $180^{\circ}\cdot s^{-1}$, aumentan 17 veces el riesgo de tener una lesión a nivel isquiosural [292]. Por tanto, al igual que con el grupo anterior, según los datos presentados en nuestro estudio podemos estimar este índice, sin necesidad de utilizar un sistema isocinético, mediante el SEBT de la pierna no dominante y la fórmula: $\text{índice } A/A \text{ } 180^{\circ}\cdot s^{-1} = 0.8631 * \text{Línea PD [cm.]} - 33.318$; por consiguiente, podríamos decir que los velocistas que no alcanzan un valor mayor a 108 cm. (normalizado respecto a su longitud de pierna), en la dirección PD, tienen una alta probabilidad de sufrir una lesión a nivel isquiosural.

6.5. Limitaciones de estudio y futuras líneas de investigación

Las principales limitaciones halladas en el proyecto son:

1. La falta de un grupo de control (sedentarios) ha imposibilitado la extracción de conclusiones en cuanto a las adaptaciones en fuerza y arquitectura muscular inducidas por el entrenamiento y la competición sistemática de las especialidades de velocidad y fondo.
2. No existen datos en cuanto a resultados de rendimiento deportivo específico de los sujetos, lo cual ha imposibilitado examinar la relación de las variables analizadas con el citado rendimiento deportivo.
3. Al no haberse realizado un estudio longitudinal de las variables analizadas, no es posible extraer conclusiones en cuanto a la magnitud de adaptaciones inducidas por la experiencia en el entrenamiento y la competición sistematizada.
4. El tamaño de la muestra es reducido, condicionado por la necesidad de ser atletas de nivel nacional, lo cual dentro de la comunidad autónoma de Castilla y León reduce la muestra a un número muy poco superior al analizado en el estudio, ya que por limitaciones presupuestarias y de operatividad, no se pudo ir más allá de la comunidad autónoma antes citada.

Futuras líneas de investigación:

Consideramos necesarias más investigaciones para correlacionar las variables analizadas en el presente estudio, especialmente la arquitectura muscular, con parámetros relacionados con la economía de carrera, así como adaptaciones al entrenamiento atendiendo a los medios, métodos y modelos de planificación aplicados.

Así mismo, resultaría de gran interés, desarrollar investigaciones que trataran de correlacionar variables del mismo tipo que las analizadas en el presente estudio, con los datos en cuanto a resultados de rendimiento deportivo específico de los sujetos en sus respectivas especialidades del atletismo, lo cual posibilitaría determinar la relación exacta que existe entre ambos grupos de variables.

7. CONCLUSIONES

1. En atletas con especialización en su disciplina, entre 5 y 6 años, se manifiestan diferencias en la arquitectura muscular, especialmente en el de grosor muscular. El grupo hombres velocistas es el que más grosor muscular presenta.
2. En los atletas analizados, se manifiestan diferencias en rendimiento neuromuscular, en términos de fuerza isocinética máxima y triple salto en apoyo monopodal. El grupo hombres velocistas es el que mayor rendimiento obtiene en ambas pruebas.
3. En el grupo de atletas analizado, el equilibrio dinámico mediante la prueba “*Star Excursion Balance Test*” (SEBT), obtiene valores superiores en los puntos que se encuentran por detrás del sujeto. Dicha prueba no describe diferencias entre las disciplinas y sexos analizados.
4. Existen relaciones diferentes atendiendo a las disciplinas y al sexo, entre el SEBT y el triple salto monopodal, así como el SEBT y el grosor muscular.
5. Los niveles de fuerza isocinética, flexora y extensora de la articulación de la rodilla, condicionan la mayoría de los resultados de la prueba SEBT. En hombres fondistas, los puntos que mayor información aportan son los que se encuentran por detrás del sujeto.
6. En mujeres fondistas la prueba SEBT está condicionado por el complejo extensor de la rodilla. En mujeres velocistas el rendimiento SEBT está condicionado negativamente por la fuerza flexora. En hombres fondistas, el rendimiento del SEBT está condicionado positivamente por la fuerza isocinética flexora y negativamente por la fuerza extensora; sin embargo, en hombres velocistas no existe una clara relación entre acciones y la prueba SEBT.
7. En los hombres velocistas y fondistas es posible estimar un índice agonista/antagonista mediante la dirección PD del SEBT. Los velocistas que no alcanzan un valor mayor a 108 cm. (normalizado respecto a su longitud de pierna), en la dirección PD, tienen una alta probabilidad de sufrir una lesión a nivel isquisural.

8. REFERENCIAS

1. Bannister, R.G. and D.J. Cunningham, *The effects on the respiration and performance during exercise of adding oxygen to the inspired air*. J Physiol, 1954. 125(1): p. 118-37.
2. Komi, P.V., S. Fukashiro, and M. Jarvinen, *Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion*. Clin Sports Med, 1992. 11(3): p. 521-31.
3. Kumagai, K., et al., *Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters*. J Appl Physiol, 2000. 88(3): p. 811-6.
4. Abe, T., et al., *Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters*. J Physiol Anthropol Appl Human Sci, 2001. 20(2): p. 141-7.
5. Jacobs, R., M.F. Bobbert, and G.J. van Ingen Schenau, *Function of mono- and biarticular muscles in running*. Med Sci Sports Exerc, 1993. 25(10): p. 1163-73.
6. Savelberg, H.H. and K. Meijer, *Contribution of mono- and biarticular muscles to extending knee joint moments in runners and cyclists*. J Appl Physiol, 2003. 94(6): p. 2241-8.
7. Hakkinen, K., A. Mero, and H. Kauhanen, *Specificity of endurance, sprint and strength training on physical performance capacity in young athletes*. J Sports Med Phys Fitness, 1989. 29(1): p. 27-35.
8. Garland, S.J., L. Gerilovsky, and R.M. Enoka, *Association between muscle architecture and quadriceps femoris H-reflex*. Muscle Nerve, 1994. 17(6): p. 581-92.
9. Rutherford, O.M. and D.A. Jones, *Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1992. 65(5): p. 433-7.
10. Klimstra, M., et al., *The effect of ultrasound probe orientation on muscle architecture measurement*. J Electromyogr Kinesiol, 2007. 17(4): p. 504-14.
11. Fry, N.R., M. Gough, and A.P. Shortland, *Three-dimensional realisation of muscle morphology and architecture using ultrasound*. Gait Posture, 2004. 20(2): p. 177-82.
12. Blazeovich, A.J., et al., *Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training*. Muscle Nerve, 2007. 35(1): p. 78-86.
13. Abe, T., K. Kumagai, and W.F. Brechue, *Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners*. Med Sci Sports Exerc, 2000. 32(6): p. 1125-9.
14. Alegre, L.M., et al., *Muscle morphology and jump performance: gender and intermuscular variability*. J Sports Med Phys Fitness, 2009. 49(3): p. 320-6.
15. Hakkinen, K. and K.L. Keskinen, *Muscle cross-sectional area and voluntary force production characteristics in elite strength- and endurance-trained athletes and sprinters*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1989. 59(3): p. 215-20.
16. Ikegawa, S., et al., *Muscle force per cross-sectional area is inversely related with pennation angle in strength trained athletes*. J Strength Cond Res, 2008. 22(1): p. 128-31.
17. Alway, S.E., et al., *Muscle cross-sectional area and torque in resistance-trained subjects*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1990. 60(2): p. 86-90.
18. Kawakami, Y., et al., *Training-induced changes in muscle architecture and specific tension*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1995. 72(1-2): p. 37-43.
19. Alegre, L.M., et al., *Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength*. J Sports Sci, 2006. 24(5): p. 501-8.

20. Blazevich, A.J., et al., *Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles*. J Appl Physiol, 2007. 103(5): p. 1565-75.
21. Seynnes, O.R., M. de Boer, and M.V. Narici, *Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training*. J Appl Physiol, 2007. 102(1): p. 368-73.
22. Bobbert, M.F. and J. Harlaar, *Evaluation of moment-angle curves in isokinetic knee extension*. Med Sci Sports Exerc, 1993. 25(2): p. 251-9.
23. Ebashi, S., et al., *Regulation of muscle contraction by Ca ion*. Mol Biol Biochem Biophys, 1980. 32: p. 183-94.
24. Hasselbach, W., [*Muscle physiology. The coupling of chemical and mechanical reactions during contraction and relaxation of muscle*]. Fortschr Zool, 1962. 15: p. 1-91.
25. Esbjornsson, M., et al., *Fast twitch fibres may predict anaerobic performance in both females and males*. Int J Sports Med, 1993. 14(5): p. 257-63.
26. Wilmore, J.H., D.L. Costill, and W.L. Kenney, *Physiology of sport and exercise*. 4th ed. 2008, Champaign, IL: Human Kinetics. xvii, 574 p.
27. Viel, E., *La marcha humana, la carrera y el salto. Biomcánica, exploraciones, normas y alteraciones*. 2002, Barcelona: Masson. p.27-50.
28. González, J.J.G., E., *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza*. 1995, Barcelona: INDE Publicaciones. 321.
29. Brown, L.E.W., J.P., *Accurate Assessment of Muscular Strength and Power*. Journal of Exercise Physiology, 2001. 4: p. 1-21.
30. Abernethy, P., G. Wilson, and P. Logan, *Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges*. Sports Med, 1995. 19(6): p. 401-17.
31. Reinking, M.F., et al., *Assessment of quadriceps muscle performance by hand-held, isometric, and isokinetic dynamometry in patients with knee dysfunction*. J Orthop Sports Phys Ther, 1996. 24(3): p. 154-9.
32. Wilson, G.J. and A.J. Murphy, *The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment*. Sports Med, 1996. 22(1): p. 19-37.
33. Zeh, J., et al., *Isometric strength testing. Recommendations based on a statistical analysis of the procedure*. Spine (Phila Pa 1976), 1986. 11(1): p. 43-6.
34. Holm, D.J., et al., *Relationship between the kinetics and kinematics of a unilateral horizontal drop jump to sprint performance*. J Strength Cond Res, 2008. 22(5): p. 1589-96.
35. Chaffin, D.B., G.D. Herrin, and W.M. Keyserling, *Preemployment strength testing: an updated position*. J Occup Med, 1978. 20(6): p. 403-8.
36. Chandler, J., P. Duncan, and S. Studenski, *Choosing the best strength measure in frail older persons: importance of task specificity*. Muscle Nerve Suppl, 1997. 5: p. S47-51.
37. Drouin, J.M., et al., *Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements*. Eur J Appl Physiol, 2004. 91(1): p. 22-9.
38. Zawadzki, J., T. Bober, and A. Siemienski, *Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions*. Acta Bioeng Biomech, 2010. 12(4): p. 25-32.
39. Taylor, N.A., et al., *Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1991. 62(3): p. 180-8.
40. Lue, Y.J., et al., *Knee isokinetic strength and body fat analysis in university students*. Kaohsiung J Med Sci, 2000. 16(10): p. 517-24.

41. Weir, J.P., S.A. Evans, and M.L. Housh, *The effect of extraneous movements on peak torque and constant joint angle torque-velocity curves*. J Orthop Sports Phys Ther, 1996. 23(5): p. 302-8.
42. Rothstein, J.M., R.L. Lamb, and T.P. Mayhew, *Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues*. Phys Ther, 1987. 67(12): p. 1840-4.
43. Kovaleski, J.E., et al., *Isotonic preload versus isokinetic knee extension resistance training*. Med Sci Sports Exerc, 1995. 27(6): p. 895-9.
44. Carregaro, R.L., et al., *Effects of antagonist pre-load on knee extensor isokinetic muscle performance*. J Sports Sci, 2011. 29(3): p. 271-8.
45. Freilich, R.J., R.L. Kirsner, and E. Byrne, *Isometric strength and thickness relationships in human quadriceps muscle*. Neuromuscul Disord, 1995. 5(5): p. 415-22.
46. Hoppeler, H., et al., *[Ultrastructure of normal human skeletal muscle; a morphometric analysis in controls and men trained in long-distance running]*. Hoppe Seylers Z Physiol Chem, 1973. 354(3): p. 229-30.
47. Cresswell, A.G. and A.H. Owendal, *Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions*. J Sports Med Phys Fitness, 2002. 42(1): p. 19-25.
48. Dickin, D.C. and D. Too, *Effects of movement velocity and maximal concentric and eccentric actions on the bilateral deficit*. Res Q Exerc Sport, 2006. 77(3): p. 296-303.
49. Brown, L.E., et al., *The effect of velocity and gender on load range during knee extension and flexion exercise on an isokinetic device*. J Orthop Sports Phys Ther, 1995. 21(2): p. 107-12.
50. Brown, L.P., et al., *Upper extremity range of motion and isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators in major league baseball players*. Am J Sports Med, 1988. 16(6): p. 577-85.
51. Gransberg, L. and E. Knutsson, *Determination of dynamic muscle strength in man with acceleration controlled isokinetic movements*. Acta Physiol Scand, 1983. 119(3): p. 317-20.
52. Thorland, W.G., et al., *Strength and anaerobic responses of elite young female sprint and distance runners*. Med Sci Sports Exerc, 1987. 19(1): p. 56-61.
53. Osternig, L.R., *Isokinetic dynamometry: implications for muscle testing and rehabilitation*. Exerc Sport Sci Rev, 1986. 14: p. 45-80.
54. Osternig, L.R., *Optimal isokinetic loads and velocities producing muscular power in human subjects*. Arch Phys Med Rehabil, 1975. 56(4): p. 152-5.
55. Abernethy, P.J. and J. Jurimae, *Cross-sectional and longitudinal uses of isoinertial, isometric, and isokinetic dynamometry*. Med Sci Sports Exerc, 1996. 28(9): p. 1180-7.
56. Baltzopoulos, V., R.G. Eston, and D. Maclaren, *A comparison of power outputs on the Wingate test and on a test using an isokinetic device*. Ergonomics, 1988. 31(11): p. 1693-9.
57. Sapega, A.A., et al., *The nature of torque "overshoot" in Cybex isokinetic dynamometry*. Med Sci Sports Exerc, 1982. 14(5): p. 368-75.
58. Perrine, J.J. and V.R. Edgerton, *Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading*. Med Sci Sports, 1978. 10(3): p. 159-66.
59. Chen, W.L., F.C. Su, and Y.L. Chou, *Significance of acceleration period in a dynamic strength testing study*. J Orthop Sports Phys Ther, 1994. 19(6): p. 324-30.
60. Winter, D.A., R.P. Wells, and G.W. Orr, *Errors in the use of isokinetic dynamometers*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1981. 46(4): p. 397-408.

61. Wilk, K.E., C.A. Arrigo, and J.R. Andrews, *Isokinetic Testing of the Shoulder Abductors and Adductors: Windowed vs Nonwindowed Data Collection*. J Orthop Sports Phys Ther, 1992. 15(2): p. 107-12.
62. Timm, K.E., *The isokinetic torque curve of shoulder instability in high school baseball pitchers*. J Orthop Sports Phys Ther, 1997. 26(3): p. 150-4.
63. Tis, L.L. and T. Maxwell, *The effect of positioning on shoulder isokinetic measures in females*. Med Sci Sports Exerc, 1996. 28(9): p. 1188-92.
64. Juul-Kristensen, B., et al., *Comparison of muscle sizes and moment arms of two rotator cuff muscles measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging*. Eur J Ultrasound, 2000. 11(3): p. 161-73.
65. Delp, M.D., et al., *Structural and functional remodeling of skeletal muscle microvasculature is induced by simulated microgravity*. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2000. 278(6): p. H1866-73.
66. Fournier, M. and M.I. Lewis, *Influences of IGF-I gene disruption on the cellular profile of the diaphragm*. Am J Physiol Endocrinol Metab, 2000. 278(4): p. E707-15.
67. Ostojic, S.M., M. Stojanovic, and Z. Ahmetovic, *[Vertical jump as a tool in assessment of muscular power and anaerobic performance]*. Med Pregl, 2010. 63(5-6): p. 371-5.
68. Sayers, S.P., et al., *Cross-validation of three jump power equations*. Med Sci Sports Exerc, 1999. 31(4): p. 572-7.
69. Arteaga, R., et al., *Reliability of jumping performance in active men and women under different stretch loading conditions*. J Sports Med Phys Fitness, 2000. 40(1): p. 26-34.
70. Bobbert, M.F., et al., *Why is countermovement jump height greater than squat jump height?* Med Sci Sports Exerc, 1996. 28(11): p. 1402-12.
71. Walsh, M.S., et al., *Gender bias in the effects of arms and countermovement on jumping performance*. J Strength Cond Res, 2007. 21(2): p. 362-6.
72. Harman, E.A., et al., *The effects of arms and countermovement on vertical jumping*. Med Sci Sports Exerc, 1990. 22(6): p. 825-33.
73. Martin, T.P. and G.A. Stull, *Effects of various knee angle and foot spacing combinations on performance in the vertical jump*. Res Q, 1969. 40(2): p. 324-31.
74. Goodwin, P.C., et al., *Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1999. 79(4): p. 374-8.
75. Barber, S.D., et al., *Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees*. Clin Orthop Relat Res, 1990(255): p. 204-14.
76. Noyes, F.R., S.D. Barber, and R.E. Mangine, *Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture*. Am J Sports Med, 1991. 19(5): p. 513-8.
77. Ross, M.D., B. Langford, and P.J. Whelan, *Test-retest reliability of 4 single-leg horizontal hop tests*. J Strength Cond Res, 2002. 16(4): p. 617-22.
78. Ostenberg, A., et al., *Isokinetic knee extensor strength and functional performance in healthy female soccer players*. Scand J Med Sci Sports, 1998. 8(5 Pt 1): p. 257-64.
79. Bolgla, L.A. and D.R. Keskula, *Reliability of lower extremity functional performance tests*. J Orthop Sports Phys Ther, 1997. 26(3): p. 138-42.
80. Hamilton, R.T., et al., *Triple-hop distance as a valid predictor of lower limb strength and power*. J Athl Train, 2008. 43(2): p. 144-51.

81. al-Kilani, M.A. and C.J. Widule, *Selected kinematic characteristics of intercollegiate women triple jumpers*. Am J Sports Med, 1990. 18(3): p. 267-70.
82. McGuine, T.A., et al., *Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players*. Clin J Sport Med, 2000. 10(4): p. 239-44.
83. Kostiukow, A., E. Rostkowska, and W. Samborski, *Assessment of postural balance function*. Ann Acad Med Stetin, 2009. 55(3): p. 102-9.
84. Goldie, P.A., T.M. Bach, and O.M. Evans, *Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity*. Arch Phys Med Rehabil, 1989. 70(7): p. 510-7.
85. Olmsted, L.C., et al., *Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability*. J Athl Train, 2002. 37(4): p. 501-506.
86. Ross, S.E. and K.M. Guskiewicz, *Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles*. Clin J Sport Med, 2004. 14(6): p. 332-8.
87. Guskiewicz, K.M., D.H. Perrin, and B.M. Gansneder, *Effect of mild head injury on postural stability in athletes*. J Athl Train, 1996. 31(4): p. 300-6.
88. Viel, E., *[Use of proprioceptive neuromuscular technics in the rehabilitation and training of movement in sports]*. Schweiz Z Sportmed, 1985. 33(3): p. 99-104.
89. McGuine, T.A. and J.S. Keene, *The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes*. Am J Sports Med, 2006. 34(7): p. 1103-11.
90. Olsen, O.E., et al., *Exercises to prevent lower limb injuries in youth sports: cluster randomised controlled trial*. BMJ, 2005. 330(7489): p. 449.
91. Granacher, U., A. Gollhofer, and S. Kriemler, *Effects of balance training on postural sway, leg extensor strength, and jumping height in adolescents*. Res Q Exerc Sport, 2010. 81(3): p. 245-51.
92. Wyrick, W., *Effects of strength training and balance practice on final performances of three balance tasks*. Percept Mot Skills, 1970. 30(3): p. 951-6.
93. Ledin, T., et al., *Effects of balance training in elderly evaluated by clinical tests and dynamic posturography*. J Vestib Res, 1990. 1(2): p. 129-38.
94. Islam, M.M., et al., *Effects of combined sensory and muscular training on balance in Japanese older adults*. Prev Med, 2004. 39(6): p. 1148-55.
95. Bellew, J.W., et al., *Effects of a short-term dynamic balance training program in healthy older women*. J Geriatr Phys Ther, 2005. 28(1): p. 4-8, 27.
96. Chaiwanichsiri, D., E. Lorprayoon, and L. Noomanoch, *Star excursion balance training: effects on ankle functional stability after ankle sprain*. J Med Assoc Thai, 2005. 88 Suppl 4: p. S90-4.
97. Filipa, A., et al., *Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes*. J Orthop Sports Phys Ther, 2010. 40(9): p. 551-8.
98. Herrington, L., et al., *A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls*. Knee, 2009. 16(2): p. 149-52.
99. Hertel, J., et al., *Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability*. J Orthop Sports Phys Ther, 2006. 36(3): p. 131-7.
100. Kinzey, S.J. and C.W. Armstrong, *The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance*. J Orthop Sports Phys Ther, 1998. 27(5): p. 356-60.
101. Munro, A.G. and L.C. Herrington, *Between-session reliability of the star excursion balance test*. Phys Ther Sport, 2010. 11(4): p. 128-32.

102. Plisky, P.J., et al., *The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test*. N Am J Sports Phys Ther, 2009. 4(2): p. 92-9.
103. Robinson, R. and P. Gribble, *Kinematic predictors of performance on the Star Excursion Balance Test*. J Sport Rehabil, 2008. 17(4): p. 347-57.
104. Robinson, R.H. and P.A. Gribble, *Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test*. Arch Phys Med Rehabil, 2008. 89(2): p. 364-70.
105. Steffen, K., et al., *A comparison between the star excursion balance test and subjective assessment of knee stability in a single-leg squat*. Br J Sports Med, 2011. 45(4): p. 375.
106. Gribble, P.A., J. Hertel, and C.R. Denegar, *Chronic ankle instability and fatigue create proximal joint alterations during performance of the Star Excursion Balance Test*. Int J Sports Med, 2007. 28(3): p. 236-42.
107. Plisky, P.J., et al., *Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players*. J Orthop Sports Phys Ther, 2006. 36(12): p. 911-9.
108. Lieber, R.L. and J. Friden, *Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture*. Muscle Nerve, 2000. 23(11): p. 1647-66.
109. Aagaard, P., et al., *A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture*. Journal of Physiology-London, 2001. 534(2): p. 613-623.
110. Burkholder, T.J., et al., *Relationship between muscle fiber types and sizes and muscle architectural properties in the mouse hindlimb*. J Morphol, 1994. 221(2): p. 177-90.
111. Van Eijden, T.M., J.A. Korfage, and P. Brugman, *Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles*. Anat Rec, 1997. 248(3): p. 464-74.
112. Lieber, R.L., et al., *Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer*. J Hand Surg Am, 1992. 17(5): p. 787-98.
113. Elliott, B.C. and B.A. Blanksby, *The synchronization of muscle activity and body segment movements during a running cycle*. Med Sci Sports, 1979. 11(4): p. 322-7.
114. Martin, D.C., et al., *Comparing human skeletal muscle architectural parameters of cadavers with in vivo ultrasonographic measurements*. J Anat, 2001. 199(Pt 4): p. 429-34.
115. Narici, M.V., L. Landoni, and A.E. Minetti, *Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1992. 65(5): p. 438-44.
116. Narici, M.V., et al., *In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction*. J Physiol, 1996. 496 (Pt 1): p. 287-97.
117. Wickiewicz, T.L., et al., *Muscle architecture of the human lower limb*. Clin Orthop Relat Res, 1983(179): p. 275-83.
118. Scott, S.H., C.M. Engstrom, and G.E. Loeb, *Morphometry of human thigh muscles. Determination of fascicle architecture by magnetic resonance imaging*. J Anat, 1993. 182 (Pt 2): p. 249-57.
119. Kawakami, Y., et al., *Specific tension of elbow flexor and extensor muscles based on magnetic resonance imaging*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1994. 68(2): p. 139-47.

120. Cerretelli, P. and T. Binzoni, *The contribution of NMR, NIRS and their combination to the functional assessment of human muscle*. Int J Sports Med, 1997. 18 Suppl 4: p. S270-9.
121. Chleboun, G.S., et al., *In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle*. Cells Tissues Organs, 2001. 169(4): p. 401-9.
122. Kawakami, Y., T. Abe, and T. Fukunaga, *Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles*. J Appl Physiol, 1993. 74(6): p. 2740-4.
123. Blazeovich, A.J., N.D. Gill, and S. Zhou, *Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo*. Journal of Anatomy, 2006. 209(3): p. 289-310.
124. Alegre, L.M., et al., *Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength*. Journal of Sports Sciences, 2006. 24(5): p. 501-508.
125. Bleakney, R. and N. Maffulli, *Ultrasound changes to intramuscular architecture of the quadriceps following intramedullary nailing*. J Sports Med Phys Fitness, 2002. 42(1): p. 120-5.
126. Fukunaga, T., et al., *Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo*. J Appl Physiol, 1997. 82(1): p. 354-8.
127. Blazeovich, A.J., *Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry*. Sports Medicine, 2006. 36(12): p. 1003-1017.
128. Fukunaga, T., et al., *Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging*. J Orthop Res, 1992. 10(6): p. 928-34.
129. Lieber, R.L. and J. Friden, *Clinical significance of skeletal muscle architecture*. Clin Orthop Relat Res, 2001(383): p. 140-51.
130. Keller, T.C., 3rd, *Muscle structure. Molecular bungees*. Nature, 1997. 387(6630): p. 233-5.
131. Tskhovrebova, L., et al., *Elasticity and unfolding of single molecules of the giant muscle protein titin*. Nature, 1997. 387(6630): p. 308-12.
132. Linari, M., et al., *The stiffness of skeletal muscle in isometric contraction and rigor: the fraction of myosin heads bound to actin*. Biophys J, 1998. 74(5): p. 2459-73.
133. Huxley, H.E., et al., *X-ray diffraction measurements of the extensibility of actin and myosin filaments in contracting muscle*. Biophys J, 1994. 67(6): p. 2411-21.
134. Schroeter, J.P., et al., *Three-dimensional structure of the Z band in a normal mammalian skeletal muscle*. J Cell Biol, 1996. 133(3): p. 571-83.
135. Murray, W.M., T.S. Buchanan, and S.L. Delp, *The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow*. J Biomech, 2000. 33(8): p. 943-52.
136. Abe, T., et al., *Gender differences in FFM accumulation and architectural characteristics of muscle*. Med Sci Sports Exerc, 1998. 30(7): p. 1066-70.
137. Abe, T., J.B. Brown, and W.F. Brechue, *Architectural characteristics of muscle in black and white college football players*. Med Sci Sports Exerc, 1999. 31(10): p. 1448-52.
138. Fukunaga, T., et al., *Muscle architecture and function in humans*. J Biomech, 1997. 30(5): p. 457-63.
139. Ichinose, Y., et al., *Relationship between muscle fiber pennation and force generation capability in Olympic athletes*. Int J Sports Med, 1998. 19(8): p. 541-6.
140. Ichinose, Y., et al., *Morphological and functional differences in the elbow extensor muscle between highly trained male and female athletes*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1998. 78(2): p. 109-14.

141. Kawakami, Y., Y. Ichinose, and T. Fukunaga, *Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction*. J Appl Physiol, 1998. 85(2): p. 398-404.
142. Fukunaga, T., et al., *Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans*. Acta Physiol Scand, 2001. 172(4): p. 249-55.
143. Muhl, Z.F., *Active length-tension relation and the effect of muscle pinnation on fiber lengthening*. J Morphol, 1982. 173(3): p. 285-92.
144. Chow, R.S., et al., *Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability*. Eur J Appl Physiol, 2000. 82(3): p. 236-44.
145. Maganaris, C.N., V. Baltzopoulos, and A.J. Sargeant, *In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function*. J Physiol, 1998. 512 (Pt 2): p. 603-14.
146. Brechue, W.F. and T. Abe, *The role of FFM accumulation and skeletal muscle architecture in powerlifting performance*. Eur J Appl Physiol, 2002. 86(4): p. 327-36.
147. Akagi, R., et al., *Establishing a new index of muscle cross-sectional area and its relationship with isometric muscle strength*. J Strength Cond Res, 2008. 22(1): p. 82-7.
148. Blazeovich, A.J. and A. Giorgi, *Effect of testosterone administration and weight training on muscle architecture*. Med Sci Sports Exerc, 2001. 33(10): p. 1688-93.
149. Krotkiewski, M., et al., *The effect of unilateral isokinetic strength training on local adipose and muscle tissue morphology, thickness, and enzymes*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1979. 42(4): p. 271-81.
150. Blazeovich, A.J., et al., *Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes*. Med Sci Sports Exerc, 2003. 35(12): p. 2013-22.
151. Mikkola, J., et al., *Concurrent endurance and explosive type strength training improves neuromuscular and anaerobic characteristics in young distance runners*. Int J Sports Med, 2007. 28(7): p. 602-11.
152. Esformes, J.I., M.V. Narici, and C.N. Maganaris, *Measurement of human muscle volume using ultrasonography*. Eur J Appl Physiol, 2002. 87(1): p. 90-2.
153. Miyatani, M., H. Kanehisa, and T. Fukunaga, *Validity of bioelectrical impedance and ultrasonographic methods for estimating the muscle volume of the upper arm*. Eur J Appl Physiol, 2000. 82(5-6): p. 391-6.
154. Miyatani, M., et al., *Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensors in humans*. Eur J Appl Physiol, 2002. 86(3): p. 203-8.
155. Korhonen, M.T., et al., *Biomechanical and skeletal muscle determinants of maximum running speed with aging*. Med Sci Sports Exerc, 2009. 41(4): p. 844-56.
156. Narici, M.V., et al., *Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training*. Acta Physiol Scand, 1996. 157(2): p. 175-86.
157. Bamman, M.M., et al., *Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices*. Med Sci Sports Exerc, 2000. 32(7): p. 1307-13.
158. Fukunaga, T., et al., *Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors*. J Appl Physiol, 1996. 80(1): p. 158-65.
159. Akima, H., et al., *Inactivity and muscle: effect of resistance training during bed rest on muscle size in the lower limb*. Acta Physiol Scand, 2001. 172(4): p. 269-78.
160. Kawakami, Y., et al., *In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity*. J Physiol, 2002. 540(Pt 2): p. 635-46.

161. Binzoni, T., et al., *Human gastrocnemius medialis pennation angle as a function of age: from newborn to the elderly*. J Physiol Anthropol Appl Human Sci, 2001. 20(5): p. 293-8.
162. Kubo, K., et al., *Growth changes in the elastic properties of human tendon structures*. Int J Sports Med, 2001. 22(2): p. 138-43.
163. Kubo, K., et al., *Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women*. Int J Sports Med, 2003. 24(2): p. 125-30.
164. Kubo, K., et al., *Muscle architectural characteristics in women aged 20-79 years*. Med Sci Sports Exerc, 2003. 35(1): p. 39-44.
165. LeBlanc, A.D., et al., *Regional changes in muscle mass following 17 weeks of bed rest*. J Appl Physiol, 1992. 73(5): p. 2172-8.
166. Akima, H., et al., *Muscle function in 164 men and women aged 20--84 yr*. Med Sci Sports Exerc, 2001. 33(2): p. 220-6.
167. Abe, T., et al., *Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women*. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 2000. 81(3): p. 174-180.
168. Fukashiro, S., et al., *Comparison of viscoelastic characteristics in triceps surae between Black and White athletes*. Acta Physiol Scand, 2002. 175(3): p. 183-7.
169. Kubo, K., et al., *Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners*. Eur J Appl Physiol, 2000. 81(3): p. 181-7.
170. Kearns, C.F., T. Abe, and W.F. Brechue, *Muscle enlargement in sumo wrestlers includes increased muscle fascicle length*. Eur J Appl Physiol, 2000. 83(4 -5): p. 289-96.
171. Kearns, C.F., M. Isokawa, and T. Abe, *Architectural characteristics of dominant leg muscles in junior soccer players*. Eur J Appl Physiol, 2001. 85(3-4): p. 240-3.
172. Muramatsu, T., et al., *In vivo determination of fascicle curvature in contracting human skeletal muscles*. J Appl Physiol, 2002. 92(1): p. 129-34.
173. Lynn, R., J.A. Talbot, and D.L. Morgan, *Differences in rat skeletal muscles after incline and decline running*. J Appl Physiol, 1998. 85(1): p. 98-104.
174. Abe, T., et al., *Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters*. Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science, 2001. 20(2): p. 141-147.
175. Dillman, C.J., *Kinematic analyses of running*. Exerc Sport Sci Rev, 1975. 3: p. 193-218.
176. Ferro Sánchez, A., *La carrera de velocidad. Metodología de análisis biomecánico*. 2000, Madrid: LIBRERIAS DEPORTIVAS ESTEBAN SANZ.
177. Williams, K.R., *Biomechanics of running*. Exerc Sport Sci Rev, 1985. 13: p. 389-441.
178. Cavanagh, P.R., *The biomechanics of lower extremity action in distance running*. Foot Ankle, 1987. 7(4): p. 197-217.
179. Hawley, J.A., *Running*. Handbook of sports medicine and science. 2000, Oxford, Ox; Malden, MA: Blackwell Science. ix, 96 p.
180. Hintermann, B. and B.M. Nigg, *Pronation in runners. Implications for injuries*. Sports Med, 1998. 26(3): p. 169-76.
181. Engsberg, J.R. and J.G. Andrews, *Kinematic analysis of the talocalcaneal/talocrural joint during running support*. Med Sci Sports Exerc, 1987. 19(3): p. 275-84.
182. Nigg, B.M., R.W. De Boer, and V. Fisher, *A kinematic comparison of overground and treadmill running*. Med Sci Sports Exerc, 1995. 27(1): p. 98-105.

183. Tanaka, H. and D.R. Seals, *Invited Review: Dynamic exercise performance in Masters athletes: insight into the effects of primary human aging on physiological functional capacity*. J Appl Physiol, 2003. 95(5): p. 2152-62.
184. Rittweger, J., et al., *Sprint and endurance power and ageing: an analysis of master athletic world records*. Proc Biol Sci, 2009. 276(1657): p. 683-9.
185. de Koning, J.J., *World records: how much athlete? How much technology?* Int J Sports Physiol Perform, 2010. 5(2): p. 262-7.
186. Maughan, R., *Physiology of sport*. Br J Hosp Med (Lond), 2007. 68(7): p. 376-9.
187. Celie, F., et al., *Running on age in a 15-km road run: minor influence of age on performance*. Eur Rev Aging Phys Act, 2010. 7(1): p. 43-47.
188. Cheuvront, S.N., et al., *Running performance differences between men and women: an update*. Sports Med, 2005. 35(12): p. 1017-24.
189. Conoboy, P. and R. Dyson, *Effect of aging on the stride pattern of veteran marathon runners*. Br J Sports Med, 2006. 40(7): p. 601-4; discussion 604.
190. Trappe, S., *Marathon runners: how do they age?* Sports Med, 2007. 37(4-5): p. 302-5.
191. Evans, S.L., et al., *Physiological determinants of 10-km performance in highly trained female runners of different ages*. J Appl Physiol, 1995. 78(5): p. 1931-41.
192. Joyner, M.J., *Physiological limiting factors and distance running: influence of gender and age on record performances*. Exerc Sport Sci Rev, 1993. 21: p. 103-33.
193. Maharam, L.G., et al., *Masters athletes: factors affecting performance*. Sports Med, 1999. 28(4): p. 273-85.
194. Moore, D.H., 2nd, *A study of age group track and field records to relate age and running speed*. Nature, 1975. 253(5489): p. 264-5.
195. Wilson, T.M. and H. Tanaka, *Meta-analysis of the age-associated decline in maximal aerobic capacity in men: relation to training status*. Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2000. 278(3): p. H829-34.
196. Boileau, R.A., et al., *Physiological characteristics of elite middle and long distance runners*. Can J Appl Sport Sci, 1982. 7(3): p. 167-72.
197. Sarkisian, C.A., et al., *The relationship between expectations for aging and physical activity among older adults*. J Gen Intern Med, 2005. 20(10): p. 911-5.
198. Fuchi, T., et al., *Cardiovascular changes associated with decreased aerobic capacity and aging in long-distance runners*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1989. 58(8): p. 884-9.
199. Iwaoka, K., et al., *Blood lactate accumulation during exercise in older endurance runners*. Int J Sports Med, 1988. 9(4): p. 253-6.
200. Hagberg, J.M. and E.F. Coyle, *Physiologic comparison of competitive racewalking and running*. Int J Sports Med, 1984. 5(2): p. 74-7.
201. Morgan, D.W. and M. Craib, *Physiological aspects of running economy*. Med Sci Sports Exerc, 1992. 24(4): p. 456-61.
202. Allen, W.K., et al., *Lactate threshold and distance-running performance in young and older endurance athletes*. J Appl Physiol, 1985. 58(4): p. 1281-4.
203. Wells, C.L., M.A. Boorman, and D.M. Riggs, *Effect of age and menopausal status on cardiorespiratory fitness in masters women runners*. Med Sci Sports Exerc, 1992. 24(10): p. 1147-54.
204. Barnard, R.J., G.K. Grimditch, and J.H. Wilmore, *Physiological characteristics of sprint and endurance Masters runners*. Med Sci Sports, 1979. 11(2): p. 167-71.
205. Krahenbuhl, G.S. and T.J. Williams, *Running economy: changes with age during childhood and adolescence*. Med Sci Sports Exerc, 1992. 24(4): p. 462-6.

206. Hubbard, A.W., *And experimental analysisi of running and of certain fundamental differrences between trained and untrained runners*. Research Quaterly, 1939. 10(3): p. 28-38.
207. Cavagna, G.A., *Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle*. Exerc Sport Sci Rev, 1977. 5: p. 89-129.
208. Kyrolainen, H. and P.V. Komi, *Neuromuscular performance of lower limbs during voluntary and reflex activity in power- and endurance-trained athletes*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1994. 69(3): p. 233-9.
209. Kyrolainen, H., J. Avela, and P.V. Komi, *Changes in muscle activity with increasing running speed*. J Sports Sci, 2005. 23(10): p. 1101-9.
210. Delecluse, C., *Influence of strength training on sprint running performance. Current findings and implications for training*. Sports Med, 1997. 24(3): p. 147-56.
211. Smirniotou, A., et al., *Strength-power parameters as predictors of sprinting performance*. J Sports Med Phys Fitness, 2008. 48(4): p. 447-54.
212. Alexander, M.J., *The relationship between muscle strength and sprint kinematics in elite sprinters*. Can J Sport Sci, 1989. 14(3): p. 148-57.
213. Harris, N.K., et al., *Relationship between sprint times and the strength/power outputs of a machine squat jump*. J Strength Cond Res, 2008. 22(3): p. 691-8.
214. Harris, N.K., et al., *Squat jump training at maximal power loads vs. heavy loads: effect on sprint ability*. J Strength Cond Res, 2008. 22(6): p. 1742-9.
215. Newman, M.A., K.M. Tarpenning, and F.E. Marino, *Relationships between isokinetic knee strength, single-sprint performance, and repeated-sprint ability in football players*. J Strength Cond Res, 2004. 18(4): p. 867-72.
216. Dowson, M.N., et al., *Modelling the relationship between isokinetic muscle strength and sprint running performance*. J Sports Sci, 1998. 16(3): p. 257-65.
217. Noakes, T.D., *Implications of exercise testing for prediction of athletic performance: a contemporary perspective*. Med Sci Sports Exerc, 1988. 20(4): p. 319-30.
218. Esteve-Lanao, J., et al., *Running-specific, periodized strength training attenuates loss of stride length during intense endurance running*. J Strength Cond Res, 2008. 22(4): p. 1176-83.
219. Paavolainen, L., et al., *Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running*. Int J Sports Med, 1999. 20(8): p. 516-21.
220. Paavolainen, L.M., A.T. Nummela, and H.K. Rusko, *Neuromuscular characteristics and muscle power as determinants of 5-km running performance*. Med Sci Sports Exerc, 1999. 31(1): p. 124-30.
221. Paavolainen, L., et al., *Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power*. J Appl Physiol, 1999. 86(5): p. 1527-33.
222. Paavolainen, L., A. Nummela, and H. Rusko, *Muscle power factors and VO₂max as determinants of horizontal and uphill running performance*. Scand J Med Sci Sports, 2000. 10(5): p. 286-91.
223. Rusko, H.K. and A. Nummela, *Measurement of maximal and submaximal anaerobic performance capacity: concluding chapter*. Int J Sports Med, 1996. 17 Suppl 2: p. S125-9.
224. Bulbulian, R., A.R. Wilcox, and B.L. Darabos, *Anaerobic contribution to distance running performance of trained cross-country athletes*. Med Sci Sports Exerc, 1986. 18(1): p. 107-13.

225. Scrimgeour, A.G., et al., *The influence of weekly training distance on fractional utilization of maximum aerobic capacity in marathon and ultramarathon runners.* Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1986. 55(2): p. 202-9.
226. Bishop, D. and D.G. Jenkins, *The influence of resistance training on the critical power function & time to fatigue at critical power.* Aust J Sci Med Sport, 1996. 28(4): p. 101-5.
227. Bishop, D., et al., *The effects of strength training on endurance performance and muscle characteristics.* Med Sci Sports Exerc, 1999. 31(6): p. 886-91.
228. Jung, A.P., *The impact of resistance training on distance running performance.* Sports Med, 2003. 33(7): p. 539-52.
229. Dumke, C.L., et al., *Relationship between muscle strength, power and stiffness and running economy in trained male runners.* Int J Sports Physiol Perform, 2010. 5(2): p. 249-61.
230. Hagglund, M., M. Walden, and J. Ekstrand, *Injury incidence and distribution in elite football--a prospective study of the Danish and the Swedish top divisions.* Scand J Med Sci Sports, 2005. 15(1): p. 21-8.
231. Kannus, P., *Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation.* Int J Sports Med, 1994. 15 Suppl 1: p. S11-8.
232. Sherry, M.A. and T.M. Best, *A comparison of 2 rehabilitation programs in the treatment of acute hamstring strains.* J Orthop Sports Phys Ther, 2004. 34(3): p. 116-25.
233. Croisier, J.L., et al., *Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study.* Am J Sports Med, 2008. 36(8): p. 1469-75.
234. Khosla, T., *Age, height and weight of female Olympic finalists in running events.* Br J Sports Med, 1985. 19(4): p. 214-6.
235. Khosla, T. and V.C. McBroom, *Age, height and weight of female Olympic finalists.* Br J Sports Med, 1985. 19(2): p. 96-9.
236. Khosla, T., *Standards on age, height and weight in Olympic running events for men.* Br J Sports Med, 1978. 12(2): p. 97-101.
237. Spent, L.F., A.D. Martin, and D.T. Drinkwater, *Muscle mass of competitive male athletes.* J Sports Sci, 1993. 11(1): p. 3-8.
238. Sjostrom, M., C. Johansson, and R. Lorentzon, *Muscle pathomorphology in m. quadriceps of marathon runners. Early signs of strain disease or functional adaptation?* Acta Physiol Scand, 1988. 132(4): p. 537-41.
239. Esbjornsson, M., et al., *Muscle fibre type changes with sprint training: effect of training pattern.* Acta Physiol Scand, 1993. 149(2): p. 245-6.
240. Saltin, B., et al., *Fiber types and metabolic potentials of skeletal muscles in sedentary man and endurance runners.* Ann N Y Acad Sci, 1977. 301: p. 3-29.
241. McCartney, N., G.J. Heigenhauser, and N.L. Jones, *Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise.* J Appl Physiol, 1983. 55(1 Pt 1): p. 218-24.
242. Fukunaga, T. and A. Matsuo, *Effect of running velocity on external mechanical power output.* Ergonomics, 1980. 23(2): p. 123-36.
243. Cheatham, M.E., et al., *Human muscle metabolism during sprint running.* J Appl Physiol, 1986. 61(1): p. 54-60.
244. Gaitanos, G.C., et al., *Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise.* J Appl Physiol, 1993. 75(2): p. 712-9.

245. Bogdanis, G.C., et al., *Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise*. J Appl Physiol, 1996. 80(3): p. 876-84.
246. Bogdanis, G.C., et al., *Power output and muscle metabolism during and following recovery from 10 and 20 s of maximal sprint exercise in humans*. Acta Physiol Scand, 1998. 163(3): p. 261-72.
247. Nevill, M.E., et al., *Effect of training on muscle metabolism during treadmill sprinting*. J Appl Physiol, 1989. 67(6): p. 2376-82.
248. Balsom, P.D., et al., *Maximal-intensity intermittent exercise: effect of recovery duration*. Int J Sports Med, 1992. 13(7): p. 528-33.
249. Denadai, B.S. and W.P. Higino, *Effect of the passive recovery period on the lactate minimum speed in sprinters and endurance runners*. J Sci Med Sport, 2004. 7(4): p. 488-96.
250. Falgairette, G., F. Billaut, and S. Ramdani, [*Effects of recovery duration and time of day on sprint performance*]. Can J Appl Physiol, 2003. 28(2): p. 213-24.
251. Ratel, S., et al., *Effects of age and recovery duration on performance during multiple treadmill sprints*. Int J Sports Med, 2006. 27(1): p. 1-8.
252. Busso, T. and M. Chatagnon, *Modelling of aerobic and anaerobic energy production in middle-distance running*. Eur J Appl Physiol, 2006. 97(6): p. 745-54.
253. Hill, D.W., *Energy system contributions in middle-distance running events*. J Sports Sci, 1999. 17(6): p. 477-83.
254. Di Prampero, P.E., et al., *Energetics of best performances in middle-distance running*. J Appl Physiol, 1993. 74(5): p. 2318-24.
255. Houmard, J.A., et al., *The role of anaerobic ability in middle distance running performance*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1991. 62(1): p. 40-3.
256. Lacour, J.R., et al., *The energetics of middle-distance running*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1990. 60(1): p. 38-43.
257. Maughan, R.J., *Fluid balance and exercise*. Int J Sports Med, 1992. 13 Suppl 1: p. S132-5.
258. Medbo, J.I., et al., *Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O₂ deficit*. J Appl Physiol, 1988. 64(1): p. 50-60.
259. Reilly, T., *Physiology of sports*. 1st ed. 1990, London ; New York: E. & F.N. Spon. xiii, 495 p.
260. Pate, R.R., et al., *Cardiorespiratory and metabolic responses to submaximal and maximal exercise in elite women distance runners*. Int J Sports Med, 1987. 8 Suppl 2: p. 91-5.
261. Maughan, R.J., *Nutritional aspects of endurance exercise in humans*. Proc Nutr Soc, 1994. 53(1): p. 181-8.
262. Camus, G., *Relationship between record time and maximal oxygen consumption in middle-distance running*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1992. 64(6): p. 534-7.
263. Brisswalter, J., P. Legros, and M. Durand, *Running economy, preferred step length correlated to body dimensions in elite middle distance runners*. J Sports Med Phys Fitness, 1996. 36(1): p. 7-15.
264. Sjodin, B. and J. Svedenhag, *Applied physiology of marathon running*. Sports Med, 1985. 2(2): p. 83-99.
265. Scott, B.K. and J.A. Houmard, *Peak running velocity is highly related to distance running performance*. Int J Sports Med, 1994. 15(8): p. 504-7.
266. James, D.V., et al., *Relationship between maximal oxygen uptake and oxygen uptake attained during treadmill middle-distance running*. J Sports Sci, 2007. 25(8): p. 851-8.

267. Maffulli, N., G. Capasso, and A. Lancia, *Anaerobic threshold and performance in middle and long distance running*. J Sports Med Phys Fitness, 1991. 31(3): p. 332-8.
268. Zacharogiannis, E. and M. Farrally, *Ventilatory threshold, heart rate deflection point and middle distance running performance*. J Sports Med Phys Fitness, 1993. 33(4): p. 337-47.
269. Berg, K., R.W. Latin, and C. Coffey, *Relationship of somatotype and physical characteristics to distance running performance in middle age runners*. J Sports Med Phys Fitness, 1998. 38(3): p. 253-7.
270. Costill, D.L., R. Bowers, and W.F. Kammer, *Skinfold estimates of body fat among marathon runners*. Med Sci Sports, 1970. 2(2): p. 93-5.
271. Graves, J.E., M.L. Pollock, and P.B. Sparling, *Body composition of elite female distance runners*. Int J Sports Med, 1987. 8 Suppl 2: p. 96-102.
272. Aloia, J.F., et al., *Skeletal mass and body composition in marathon runners*. Metabolism, 1978. 27(12): p. 1793-6.
273. Pollock, M.L., et al., *Body composition of elite class distance runners*. Ann N Y Acad Sci, 1977. 301: p. 361-70.
274. Maldonado, S., I. Mujika, and S. Padilla, *Influence of body mass and height on the energy cost of running in highly trained middle- and long-distance runners*. Int J Sports Med, 2002. 23(4): p. 268-72.
275. Housh, T.J., et al., *Body composition and body build variables as predictors of middle distance running performance*. J Sports Med Phys Fitness, 1986. 26(3): p. 258-62.
276. Svedenhag, J. and B. Sjodin, *Body-mass-modified running economy and step length in elite male middle- and long-distance runners*. Int J Sports Med, 1994. 15(6): p. 305-10.
277. Oguri, K., et al., *Association of habitual long-distance running with the thickness of skeletal muscles and subcutaneous fat in the body extremities and trunk in middle-aged men*. J Sports Med Phys Fitness, 2004. 44(4): p. 417-23.
278. Henriksson, J., *Effects of physical training on the metabolism of skeletal muscle*. Diabetes Care, 1992. 15(11): p. 1701-11.
279. Bender, P.R. and B.J. Martin, *Maximal ventilation after exhausting exercise*. Med Sci Sports Exerc, 1985. 17(1): p. 164-7.
280. Berg, K., *Endurance training and performance in runners: research limitations and unanswered questions*. Sports Med, 2003. 33(1): p. 59-73.
281. Snell, P., *Physiology of Sports*. 1990, London: Spon.
282. Pitsiladis, Y.P. and R.J. Maughan, *The effects of alterations in dietary carbohydrate intake on the performance of high-intensity exercise in trained individuals*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 1999. 79(5): p. 433-42.
283. Maughan, R.J., et al., *Diet composition and the performance of high-intensity exercise*. J Sports Sci, 1997. 15(3): p. 265-75.
284. Hultman, E. and P.L. Greenhaff, *Skeletal muscle energy metabolism and fatigue during intense exercise in man*. Sci Prog, 1991. 75(298 Pt 3-4): p. 361-70.
285. Schmidt, W.A., et al., *Standard reference values for musculoskeletal ultrasonography*. Ann Rheum Dis, 2004. 63(8): p. 988-94.
286. Arts, I.M., et al., *Normal values for quantitative muscle ultrasonography in adults*. Muscle Nerve, 2010. 41(1): p. 32-41.
287. Aagaard, B.D., K.R. Maravilla, and M. Kliot, *Magnetic resonance neurography: magnetic resonance imaging of peripheral nerves*. Neuroimaging Clin N Am, 2001. 11(1): p. viii, 131-46.

288. Bressel, E., et al., *Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes*. J Athl Train, 2007. 42(1): p. 42-6.
289. Lanning, C.L., et al., *Baseline values of trunk endurance and hip strength in collegiate athletes*. J Athl Train, 2006. 41(4): p. 427-34.
290. O'Sullivan, K., et al., *The relationship between previous hamstring injury and the concentric isokinetic knee muscle strength of Irish Gaelic footballers*. BMC Musculoskelet Disord, 2008. 9: p. 30.
291. Clanton, T.O. and K.J. Coupe, *Hamstring strains in athletes: diagnosis and treatment*. J Am Acad Orthop Surg, 1998. 6(4): p. 237-48.
292. Yeung, S.S., A.M. Suen, and E.W. Yeung, *A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor*. Br J Sports Med, 2009. 43(8): p. 589-94.
293. Keeley, D.W., H.A. Plummer, and G.D. Oliver, *Predicting asymmetrical lower extremity strength deficits in college-aged men and women using common horizontal and vertical power field tests: a possible screening mechanism*. J Strength Cond Res, 2011. 25(6): p. 1632-7.

ANEXO I. HOJA DE INFORMACIÓN DEL ESTUDIO

ANÁLISIS DE LA ARQUITECTURA Y LA FUERZA MUSCULAR EN DIFERENTES ESPECIALIDADES DE ATLETISMO

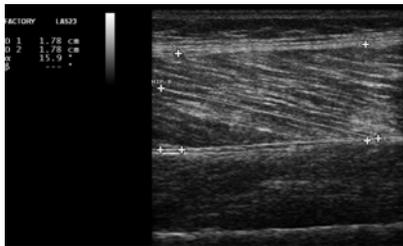
Fundamento:

Los desequilibrios musculares aumentan la propensión a sufrir determinado tipo de lesiones músculo-esqueléticas.

Objetivo del estudio:

Analizar si existen desequilibrios musculares entre los músculos extensores y flexores de la rodilla así como entre la pierna derecha e izquierda.

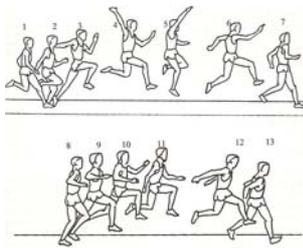
Variables a registrar: (todas en dominante y no dominante)



Con **ecografía**: Grosor muscular del recto femoral, vasto interno, bíceps femoral (porción corta) y gemelo interno; y ángulo de peneación del vasto interno y gemelo interno



Con **dinamómetro isocinético**: Fuerza máxima isocinética unilateral de los flexores y extensores de la rodilla



Triple salto en apoyo monopodal



Test de Equilibrio Dinámico “*Star excursion balance test*” (SEBT).

Tiempo para realizar cada prueba:

- Ecografía: 30 minutos.
- Test de salto: 10 minutos.
- Test de equilibrio: 10 minutos.
- Test de fuerza: 30 minutos.

Riesgos:

- Ninguno

Beneficios:

- Detección de desequilibrios musculares y de fuerza neuromuscular como posible medio de prevención de lesiones de origen músculo esquelético (Ej. tendinitis, periostitis, desgarros musculares).
- Feedback tanto para el atleta como para como su entrenador de diferentes capacidades: fuerza, masa muscular, equilibrio dinámico y salto.

Universidad Europea Miguel de Cervantes ® C/Padre Julio Chevalier, nº2. 47012 - Valladolid (España). Telf.: (+34) 983 00 1000. Fax: (+34) 983 278 958. E-mail: info@uemc.es

ANEXO II. CONSENTIMIENTO INFORMADO



D. _____ con DNI _____
, certifico que he sido informado adecuadamente de los riesgos y beneficios de la batería de pruebas en la que voy a participar. Tras haber resuelto todas las dudas que me han surgido referentes a mi colaboración, manifiesto que realizo voluntariamente dichas pruebas.

Y para que así conste, firmo el presente documento en Valladolid a _____ de _____ de 20____

Firma

Autorizo que, en cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de carácter Personal, mis datos personales (imágenes incluidas) serán objeto de tratamiento automatizado y se incorporan a un fichero propiedad de la Universidad Europea Miguel de Cervantes, debidamente registrado en la Agencia Española de Protección de Datos, y para la finalidad de que puedan ser utilizados con fines investigadores o docentes (clases en la Universidad, conferencias o comunicaciones en congresos o seminarios de investigación). Asimismo, quedo informado de mi derecho de oposición, acceso, rectificación y cancelación, respecto de mis datos personales en los términos previstos en la Ley, pudiendo ejercitar estos derechos por escrito mediante carta acompañada de copia de mi Documento de Identidad, y dirigida a la Universidad Europea Miguel de Cervantes.

Universidad Europea Miguel de Cervantes ® C/Padre Julio Chevalier, nº2. 47012 - Valladolid (España). Telf.: (+34) 983 00 1000. Fax: (+34) 983 278 958. E-mail: info@uemc.es

ANEXO III. DATOS DE LA VALORACIÓN DE FUERZA ISOCINÉTICA

Tabla 33. Valores de pico par (PP), tiempo del pico par (TPP) y ángulo del pico par (APP) en la pierna dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.

	Sexo	Especialidad	PP (N·m)		TPP (ms)		APP (°)	
			Media	DE	Media	DE	Media	DE
Pierna dominante & Extensión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	226.2	42.5	380.0	121.8	70.3	7.2
		Fondo	171.8	25.8	360.0	85.0	69.4	5.6
		Total	197.6	43.8	369.5	101.5	69.8	6.2
	Mujer	Velocidad	161.0	29.8	423.3	60.4	70.1	3.6
		Fondo	140.3	23.1	353.3	121.1	68.7	7.2
		Total	152.7	28.4	395.3	92.6	69.5	5.1
	Total	Velocidad	193.6	48.9	401.7	95.9	70.2	5.5
		Fondo	160.0	28.7	357.5	96.1	69.1	6.0
		Total	177.8	43.6	380.9	97.1	69.7	5.7
Pierna dominante & Extensión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	193.7	28.2	242.2	56.1	69.6	8.4
		Fondo	147.1	25.7	223.0	35.9	70.0	7.1
		Total	169.1	35.5	232.1	46.3	69.8	7.5
	Mujer	Velocidad	131.1	23.7	285.6	47.2	66.1	4.2
		Fondo	118.1	21.2	223.3	73.1	66.2	8.1
		Total	125.9	22.9	260.7	64.6	66.1	5.8
	Total	Velocidad	162.4	40.9	263.9	55.0	67.8	6.7
		Fondo	136.2	27.5	223.1	50.6	68.6	7.5
		Total	150.1	37.2	244.7	56.1	68.2	7.0
Pierna dominante & Extensión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	161.5	17.4	174.4	41.0	68.8	7.5
		Fondo	127.6	21.3	176.0	46.0	66.8	8.9
		Total	143.7	25.8	175.3	42.5	67.7	8.1
	Mujer	Velocidad	112.3	23.2	190.0	41.8	68.4	6.4
		Fondo	102.2	17.8	168.3	50.4	64.5	7.5
		Total	108.2	21.2	181.3	45.0	66.9	6.9
	Total	Velocidad	136.9	32.2	182.2	41.0	68.6	6.8
		Fondo	118.1	23.2	173.1	46.1	65.9	8.2
		Total	128.0	29.5	177.9	43.0	67.4	7.5
Pierna dominante & Flexión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	132.0	22.8	293.3	70.0	57.9	2.4
		Fondo	92.8	15.5	444.0	130.7	65.9	11.3
		Total	111.4	27.5	372.6	129.2	62.1	9.1
	Mujer	Velocidad	78.5	7.6	415.6	133.0	58.4	10.0
		Fondo	71.2	11.0	598.3	139.3	64.3	4.3
		Total	75.5	9.5	488.7	160.1	60.8	8.5
	Total	Velocidad	105.2	32.1	354.4	120.7	58.2	7.1
		Fondo	84.7	17.4	501.9	150.6	65.3	9.1
		Total	95.6	27.9	423.8	153.0	61.5	8.8
Pierna dominante & Flexión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	115.5	16.0	250.0	94.1	65.8	8.3
		Fondo	86.8	15.0	290.0	54.2	62.8	12.3
		Total	100.4	21.1	271.1	76.3	64.2	10.4
	Mujer	Velocidad	70.4	5.0	326.7	91.1	68.8	10.9
		Fondo	63.6	10.5	293.3	62.5	56.8	8.0
		Total	67.7	8.1	313.3	80.1	64.0	11.3

	Total	Velocidad	93.0	25.9	288.3	98.1	67.3	9.5
		Fondo	78.1	17.5	291.3	55.4	60.6	11.0
		Total	86.0	23.3	289.7	79.7	64.1	10.7
Pierna dominante & Flexión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	103.8	16.1	173.3	38.7	63.0	4.8
		Fondo	76.9	13.7	202.0	43.4	60.0	12.0
		Total	89.6	20.0	188.4	42.7	61.4	9.2
	Mujer	Velocidad	61.9	5.4	227.8	57.4	65.2	11.9
		Fondo	55.0	10.2	238.3	80.8	61.2	13.3
		Total	59.1	8.1	232.0	65.2	63.6	12.2
	Total	Velocidad	82.8	24.5	200.6	55.1	64.1	8.9
		Fondo	68.7	16.3	215.6	60.3	60.4	12.1
		Total	76.2	22.0	207.6	57.3	62.4	10.5

Tabla 34. Valores de pico par (PP), tiempo del pico par (TPP) y ángulo del pico par (APP) en la pierna NO dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.

	Sexo	Especialidad	PP (N·m)		TPP (ms)		APP (°)	
			Media	DE	Media	DE	Media	DE
Pierna NO dominante & Extensión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	230.2	43.2	353.3	66.7	71.9	3.8
		Fondo	178.9	28.1	419.0	98.8	66.6	5.9
		Total	203.2	43.7	387.9	89.4	69.1	5.6
	Mujer	Velocidad	162.2	18.9	423.3	115.4	71.6	7.6
		Fondo	143.9	24.6	398.3	75.5	68.5	2.8
		Total	154.9	22.5	413.3	99.0	70.3	6.2
	Total	Velocidad	196.2	47.6	388.3	98.3	71.7	5.8
		Fondo	165.8	31.3	411.3	88.7	67.3	5.0
		Total	181.9	43.0	399.1	93.2	69.6	5.8
Pierna NO dominante & Extensión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	190.9	35.5	257.8	38.7	67.6	5.2
		Fondo	150.0	24.4	248.0	40.8	64.3	7.4
		Total	169.3	36.0	252.6	39.0	65.8	6.5
	Mujer	Velocidad	134.4	15.0	253.3	66.1	69.3	7.4
		Fondo	117.4	18.6	223.3	57.9	67.5	5.4
		Total	127.6	18.1	241.3	62.7	68.6	6.5
	Total	Velocidad	162.7	39.3	255.6	52.6	68.4	6.3
		Fondo	137.7	27.1	238.8	47.6	65.5	6.7
		Total	150.9	35.9	247.6	50.3	67.1	6.6
Pierna NO dominante & Extensión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	161.9	26.5	175.6	33.6	68.7	8.7
		Fondo	130.7	18.2	167.0	35.9	65.7	8.7
		Total	145.5	27.1	171.1	34.1	67.1	8.6
	Mujer	Velocidad	113.8	16.3	175.6	38.8	70.6	7.3
		Fondo	103.1	17.1	160.0	35.2	67.5	4.7
		Total	109.5	16.9	169.3	36.9	69.3	6.4
	Total	Velocidad	137.9	32.6	175.6	35.2	69.6	7.9
		Fondo	120.3	22.0	164.4	34.6	66.4	7.3
		Total	129.6	29.1	170.3	34.9	68.1	7.7
Pierna NO dominante & Flexión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	123.2	22.0	338.9	77.5	60.6	6.2
		Fondo	94.4	17.8	474.0	122.9	62.3	8.8
		Total	108.0	24.3	410.0	122.6	61.5	7.6
	Mujer	Velocidad	78.3	10.3	423.3	93.4	63.9	4.8
		Fondo	72.4	10.7	538.3	147.3	62.8	8.1
		Total	75.9	10.5	469.3	127.0	63.5	6.1
	Total	Velocidad	100.8	28.5	381.1	93.9	62.2	5.7
		Fondo	86.1	18.7	498.1	131.7	62.5	8.3
		Total	93.9	25.1	436.2	126.3	62.4	6.9
Pierna NO dominante & Flexión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	109.7	16.6	252.2	56.7	65.1	4.2
		Fondo	89.2	13.5	289.0	50.0	60.5	9.1
		Total	98.9	18.0	271.6	55.1	62.7	7.4
	Mujer	Velocidad	69.7	10.8	291.1	78.5	65.9	7.8
		Fondo	62.4	10.4	336.7	67.4	63.8	7.5
		Total	66.8	10.9	309.3	75.4	65.1	7.5
	Total	Velocidad	89.7	24.6	271.7	69.4	65.5	6.1

		Fondo	79.2	18.1	306.9	59.9	61.8	8.4
		Total	84.7	22.1	288.2	66.5	63.7	7.4
Pierna NO dominante & Flexión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	97.5	15.6	173.3	26.5	62.1	6.1
		Fondo	78.0	11.9	213.0	53.1	59.3	12.4
		Total	87.2	16.7	194.2	46.2	60.6	9.8
	Mujer	Velocidad	64.0	9.5	241.1	84.5	68.4	12.5
		Fondo	51.8	7.2	241.7	52.7	61.0	13.3
		Total	59.1	10.4	241.3	71.2	65.5	12.9
	Total	Velocidad	80.7	21.3	207.2	70.0	65.3	10.1
		Fondo	68.2	16.6	223.8	53.2	59.9	12.3
		Total	74.8	20.0	215.0	62.3	62.8	11.3

Tabla 35. Valores de trabajo total (TT), trabajo total de la repetición máxima (TTRM) y fatiga al trabajo (FT) en la pierna dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.

	Sexo	Especialidad	TT (J)		TTRM (J)		FT (%)	
			Media	DE	Media	DE	Media	DE
Pierna dominante & Extensión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	708.2	201.8	158.9	49.7	11.3	12.0
		Fondo	558.7	142.4	123.4	28.9	7.2	12.6
		Total	629.5	184.7	140.3	43.0	9.1	12.2
	Mujer	Velocidad	565.2	105.2	124.8	21.2	8.6	14.7
		Fondo	481.2	106.9	104.3	24.9	0.0	19.2
		Total	531.6	110.6	116.6	24.3	5.2	16.5
	Total	Velocidad	636.7	172.6	141.9	41.0	10.0	13.1
		Fondo	529.6	132.2	116.3	28.3	4.5	15.2
		Total	586.3	162.0	129.8	37.4	7.4	14.2
Pierna dominante & Extensión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	1185.3	512.6	149.2	30.9	18.8	2.8
		Fondo	1080.8	212.5	118.3	23.6	13.3	10.1
		Total	1130.3	377.1	132.9	30.9	15.9	7.9
	Mujer	Velocidad	928.4	161.9	105.7	14.1	11.6	23.6
		Fondo	855.7	127.9	94.5	15.6	11.6	7.7
		Total	899.3	149.0	101.2	15.2	11.6	18.4
	Total	Velocidad	1056.9	391.7	127.5	32.3	15.2	16.7
		Fondo	996.4	212.6	109.4	23.6	12.6	9.1
		Total	1028.4	317.1	119.0	29.6	14.0	13.5
Pierna dominante & Extensión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	1463.3	208.3	117.3	20.0	29.0	10.8
		Fondo	1309.4	242.3	100.1	17.9	26.9	4.1
		Total	1382.3	234.3	108.3	20.4	27.9	7.8
	Mujer	Velocidad	1094.5	191.1	87.0	14.3	24.0	22.2
		Fondo	985.3	145.7	77.0	10.9	28.7	6.5
		Total	1050.8	177.5	83.0	13.6	25.8	17.4
	Total	Velocidad	1278.9	271.3	102.1	23.0	26.5	17.1
		Fondo	1187.9	261.9	91.4	19.2	27.5	5.0
		Total	1236.1	266.9	97.1	21.6	27.0	12.8
Pierna dominante & Flexión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	439.0	126.4	96.1	26.8	26.1	7.3
		Fondo	322.3	104.6	71.9	20.8	17.3	5.5
		Total	377.6	127.1	83.3	26.3	21.5	7.7
	Mujer	Velocidad	305.1	59.2	65.7	12.1	21.5	9.8
		Fondo	284.4	53.8	61.1	10.5	23.9	24.6
		Total	296.8	56.1	63.8	11.3	22.5	16.5
	Total	Velocidad	372.0	117.9	80.9	25.5	23.8	8.7
		Fondo	308.1	88.8	67.8	18.1	19.8	15.2
		Total	341.9	108.6	74.7	23.0	21.9	12.2
Pierna dominante & Flexión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	799.6	158.6	87.8	17.4	28.8	11.6
		Fondo	660.6	161.5	74.4	15.5	25.2	7.7
		Total	726.5	171.2	80.8	17.4	26.9	9.6
	Mujer	Velocidad	529.9	92.0	59.7	9.0	13.1	19.1
		Fondo	494.2	69.2	55.8	7.9	25.1	3.5
		Total	515.6	82.9	58.1	8.5	17.9	15.8
	Total	Velocidad	664.8	187.3	73.8	19.7	21.0	17.3

		Fondo	598.2	155.4	67.4	15.9	25.1	6.3
		Total	633.5	173.8	70.8	18.0	22.9	13.3
Pierna dominante & Flexión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	918.5	210.0	74.8	13.5	37.3	7.2
		Fondo	784.3	173.6	62.8	11.9	28.8	6.0
		Total	847.9	198.5	68.5	13.8	32.8	7.8
	Mujer	Velocidad	654.6	122.7	50.3	9.5	21.8	13.7
		Fondo	557.1	73.9	43.6	6.2	31.7	10.0
		Total	615.6	114.0	47.6	8.8	25.8	13.0
	Total	Velocidad	786.6	215.1	62.5	17.0	29.6	13.3
		Fondo	699.1	181.2	55.6	13.8	29.9	7.6
		Total	745.4	201.8	59.3	15.7	29.7	10.8

Tabla 36. Valores de trabajo total (TT), trabajo total de la repetición máxima (TTRM) y fatiga al trabajo (FT) en la pierna NO dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.

	Sexo	Especialidad	TT (J)		TTRM (J)		FT (%)	
			Media	DE	Media	DE	Media	DE
Pierna NO dominante & Extensión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	734.6	174.0	163.0	37.4	14.4	9.2
		Fondo	614.8	157.9	136.4	34.0	3.5	30.1
		Total	671.6	172.3	149.0	37.2	8.6	22.8
	Mujer	Velocidad	523.3	103.1	120.4	24.5	9.0	12.3
		Fondo	502.6	133.4	112.0	27.9	-6.4	28.9
		Total	515.1	112.0	117.0	25.2	2.8	21.1
	Total	Velocidad	629.0	176.2	141.7	37.7	11.7	10.9
		Fondo	572.7	155.0	127.3	33.2	-0.2	29.1
		Total	602.5	166.5	134.9	35.9	6.1	22.0
Pierna NO dominante & Extensión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	1317.9	329.8	146.8	35.4	18.6	8.0
		Fondo	1129.8	204.4	123.1	24.2	11.2	8.5
		Total	1218.9	280.2	134.3	31.6	14.7	8.9
	Mujer	Velocidad	914.0	163.8	104.1	17.5	10.1	12.9
		Fondo	860.0	149.7	95.7	16.0	11.2	10.9
		Total	892.4	155.2	100.8	16.8	10.5	11.8
	Total	Velocidad	1115.9	327.1	125.5	34.9	14.3	11.3
		Fondo	1028.7	225.2	112.8	25.0	11.2	9.1
		Total	1074.9	283.1	119.5	30.8	12.9	10.3
Pierna NO dominante & Extensión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	1481.3	350.3	117.5	29.5	28.9	13.6
		Fondo	1354.1	225.4	103.3	18.1	26.4	5.1
		Total	1414.3	290.2	110.0	24.6	27.6	9.9
	Mujer	Velocidad	1104.3	197.9	86.2	16.7	25.5	9.8
		Fondo	994.7	177.4	76.0	12.6	24.5	8.6
		Total	1060.4	191.6	82.2	15.6	25.1	9.1
	Total	Velocidad	1292.8	337.3	101.9	28.3	27.2	11.6
		Fondo	1219.3	270.7	93.1	20.9	25.7	6.4
		Total	1258.2	305.5	97.7	25.1	26.5	9.4
Pierna NO dominante & Flexión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	411.6	101.3	89.1	19.8	21.3	8.2
		Fondo	333.5	109.0	74.4	21.8	14.7	12.5
		Total	370.5	110.0	81.3	21.7	17.8	10.9
	Mujer	Velocidad	270.2	39.0	61.0	9.6	21.9	17.3
		Fondo	274.9	47.5	59.6	10.4	21.6	8.3
		Total	272.0	41.0	60.5	9.6	21.8	14.0
	Total	Velocidad	340.9	104.1	75.0	20.9	21.6	13.2
		Fondo	311.5	93.5	68.8	19.4	17.3	11.4
		Total	327.1	98.9	72.1	20.1	19.6	12.4
Pierna NO dominante & Flexión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	754.2	184.7	85.2	19.7	24.3	9.6
		Fondo	669.1	155.2	75.7	15.8	23.3	8.8
		Total	709.4	170.6	80.2	17.9	23.8	8.9
	Mujer	Velocidad	504.2	99.1	55.4	10.3	20.4	8.6
		Fondo	475.2	83.6	53.8	10.3	27.9	10.2
		Total	492.6	91.3	54.8	10.0	23.4	9.7
	Total	Velocidad	629.2	192.9	70.3	21.6	22.4	9.1

		Fondo	596.4	161.8	67.5	17.5	25.0	9.3
		Total	613.8	177.0	69.0	19.5	23.6	9.1
Pierna NO dominante & Flexión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	906.8	187.7	70.9	16.1	30.6	11.5
		Fondo	778.7	172.6	63.0	13.8	31.0	6.6
		Total	839.4	186.7	66.7	15.0	30.8	9.0
	Mujer	Velocidad	622.3	156.2	50.1	10.0	23.0	10.0
		Fondo	511.9	65.1	42.0	6.4	32.1	5.5
		Total	578.1	136.3	46.9	9.5	26.6	9.5
	Total	Velocidad	764.6	222.5	60.5	16.8	26.8	11.2
		Fondo	678.7	192.6	55.1	15.4	31.4	6.0
		Total	724.1	210.4	58.0	16.2	29.0	9.3

Tabla 37. Valores de potencia media (PM) y trabajo pico por promedio máximos (PPPM) en la pierna dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.

	Sexo	Especialidad	PM (watts)		PPPM (N·m)	
			Media	DE	Media	DE
Pierna dominante & Extensión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	148.4	34.1	211.4	43.7
		Fondo	118.2	14.9	161.5	23.1
		Total	132.5	29.5	185.1	42.1
	Mujer	Velocidad	102.7	25.2	149.0	33.0
		Fondo	88.4	13.6	127.9	21.2
		Total	97.0	22.0	140.5	30.0
	Total	Velocidad	125.6	37.4	180.2	49.4
		Fondo	107.0	20.4	148.9	27.4
		Total	116.9	31.6	165.5	43.0
Pierna dominante & Extensión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	218.4	35.4	177.6	22.5
		Fondo	172.6	27.4	135.7	23.6
		Total	194.3	38.5	155.6	31.1
	Mujer	Velocidad	140.4	39.2	117.8	27.2
		Fondo	128.4	18.7	107.4	18.4
		Total	135.6	32.2	113.7	23.9
	Total	Velocidad	179.4	54.0	147.7	39.1
		Fondo	156.0	32.5	125.1	25.5
		Total	168.4	46.1	137.1	34.9
Pierna dominante & Extensión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	204.1	26.4	137.8	12.6
		Fondo	185.0	28.0	113.8	18.9
		Total	194.1	28.2	125.1	20.0
	Mujer	Velocidad	141.7	43.1	96.1	21.9
		Fondo	130.8	22.7	88.6	15.9
		Total	137.3	35.7	93.1	19.5
	Total	Velocidad	172.9	47.2	117.0	27.6
		Fondo	164.7	37.1	104.3	21.4
		Total	169.0	42.3	111.0	25.3
Pierna dominante & Flexión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	90.4	17.5	124.2	23.1
		Fondo	68.0	12.9	87.8	15.8
		Total	78.6	18.7	105.1	26.7
	Mujer	Velocidad	53.5	8.5	74.2	8.2
		Fondo	49.7	9.5	68.0	11.8
		Total	52.0	8.8	71.7	9.9
	Total	Velocidad	72.0	23.2	99.2	30.8
		Fondo	61.2	14.6	80.4	17.1
		Total	66.9	20.1	90.4	26.7
Pierna dominante & Flexión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	129.6	27.3	106.6	16.5
		Fondo	101.7	18.2	78.8	14.8
		Total	114.9	26.5	92.0	20.8
	Mujer	Velocidad	77.3	15.7	63.8	6.8
		Fondo	72.4	11.8	56.9	10.3
		Total	75.4	14.0	61.0	8.8
	Total	Velocidad	103.4	34.5	85.2	25.2

		Fondo	90.7	21.4	70.6	16.9
		Total	97.4	29.4	78.3	22.6
Pierna dominante & Flexión & 180°s⁻¹	Hombre	Velocidad	125.0	31.1	86.7	17.1
		Fondo	105.0	18.4	67.2	12.5
		Total	114.5	26.5	76.5	17.6
	Mujer	Velocidad	82.0	20.0	55.4	4.3
		Fondo	69.2	10.1	48.4	9.3
		Total	76.9	17.5	52.6	7.3
	Total	Velocidad	103.5	33.7	71.1	20.2
		Fondo	91.6	23.6	60.1	14.5
		Total	97.9	29.6	65.9	18.3

Tabla 38. Valores de potencia media (PM) y trabajo pico por promedio máximos (PPPM) en la pierna NO dominante en función de la acción muscular, velocidad de ejecución, sexo y especialidad.

	Sexo	Especialidad	PM (watts)		PPPM (N·m)	
			Media	DE	Media	DE
Pierna NO dominante & Extensión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	156.1	30.3	217.6	43.6
		Fondo	119.0	18.6	169.2	26.1
		Total	136.6	30.7	192.1	42.4
	Mujer	Velocidad	102.4	19.3	150.8	19.5
		Fondo	93.3	23.6	133.7	28.8
		Total	98.8	20.8	143.9	24.3
	Total	Velocidad	129.2	37.0	184.2	47.5
		Fondo	109.4	23.6	155.9	31.6
		Total	119.9	32.6	170.9	42.7
Pierna NO dominante & Extensión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	211.9	45.2	175.2	32.8
		Fondo	178.7	27.1	139.1	20.7
		Total	194.4	39.6	156.2	32.2
	Mujer	Velocidad	142.1	31.0	119.7	16.4
		Fondo	127.8	21.4	107.6	19.1
		Total	136.3	27.7	114.9	17.9
	Total	Velocidad	177.0	52.0	147.5	38.0
		Fondo	159.6	35.3	127.3	25.0
		Total	168.8	45.1	138.0	33.7
Pierna NO dominante & Extensión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	208.1	41.1	139.2	19.2
		Fondo	192.7	24.4	116.3	15.6
		Total	200.0	33.3	127.2	20.6
	Mujer	Velocidad	148.6	37.3	98.9	13.8
		Fondo	129.3	25.7	90.9	15.9
		Total	140.9	33.6	95.7	14.7
	Total	Velocidad	178.4	48.9	119.1	26.3
		Fondo	168.9	39.8	106.8	19.8
		Total	173.9	44.4	113.3	24.0
Pierna NO dominante & Flexión & 60°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	85.4	16.4	116.0	21.8
		Fondo	65.4	13.8	88.1	17.2
		Total	74.8	17.9	101.3	23.8
	Mujer	Velocidad	51.4	6.3	71.4	8.8
		Fondo	50.5	8.2	67.3	9.5
		Total	51.0	6.8	69.8	9.0
	Total	Velocidad	68.4	21.2	93.7	28.1
		Fondo	59.8	13.8	80.3	17.8
		Total	64.3	18.4	87.4	24.4
Pierna NO dominante & Flexión & 120°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	119.0	23.6	99.1	16.5
		Fondo	100.9	16.6	80.5	14.3
		Total	109.5	21.7	89.3	17.7
	Mujer	Velocidad	74.7	16.5	63.4	10.1
		Fondo	67.4	11.8	55.6	9.8
		Total	71.8	14.8	60.3	10.4
	Total	Velocidad	96.9	30.1	81.2	22.7

		Fondo	88.3	22.2	71.2	17.6
		Total	92.8	26.7	76.5	20.8
Pierna NO dominante & Flexión & 180°·s⁻¹	Hombre	Velocidad	124.4	26.3	86.5	14.7
		Fondo	105.6	19.0	67.6	11.0
		Total	114.5	24.1	76.6	15.8
	Mujer	Velocidad	79.7	20.3	55.6	8.4
		Fondo	62.2	8.7	43.5	5.7
		Total	72.7	18.5	50.8	9.4
	Total	Velocidad	102.1	32.4	71.0	19.7
		Fondo	89.3	26.7	58.6	15.1
		Total	96.1	30.1	65.2	18.5