



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

Departamento de Ciencias de la Salud

TESIS DOCTORAL

**CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS Y MÚSCULO-
TENDINOSAS RELACIONADAS CON EL PERFIL
MECÁNICO FUERZA-VELOCIDAD EN ACCIONES
BALÍSTICAS**

Juan José Rodríguez Juan

Directores:

Dr. Pedro Jiménez-Reyes

Dr. José Ríos-Díaz

Dr. Pierre Samozino

Murcia, 19 de febrero 2015



UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE MURCIA

Los doctores DR. D. PEDRO JIMÉNEZ-REYES, DR. D. JOSÉ RÍOS-DÍAZ Y DR. D. PIERRE SAMOZINO como Directores de la Tesis Doctoral titulada

“Características antropométricas y músculo-tendinosas relacionadas con el perfil mecánico Fuerza-Velocidad en acciones balísticas”

realizada por D. JUAN JOSÉ RODRÍGUEZ JUAN en el Departamento de Ciencias de la Salud, **autorizan su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firman, para dar cumplimiento a los Reales Decretos 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 16 de febrero de 2015.

Tercer Ciclo. Vicerrectorado de Investigación
Campus de Los Jerónimos. 30107 Guadalupe (Murcia)
Tel. (+34) 968 27 88 22 • Fax (+34) 968 27 85 78

DECLARACIÓN DE INTERESES

Esta tesis no contiene material que haya sido presentado para la obtención de ningún título o diploma en ninguna otra universidad o tercera institución y, hasta donde llega el conocimiento del autor, no contiene material previamente publicado y escrito por otras personas excepto en aquellas partes expresamente citadas.

Juan José Rodríguez Juan

Murcia, a 19 de febrero de 2015

AGRADECIMIENTOS

A Magda, mi madre, por su amor incondicional.

A Juan, mi padre, por su protección.

A mi hermana, Mariela, guía directriz desde mi niñez.

Sin ellos no podría haber iniciado mi camino. Sin ellos me habría perdido muchas veces durante el camino.

A mis tres directores;

Pedro Jiménez, eterno amigo, excepcional director. Porque *en cualquier momento* siempre ha estado ahí, asumiendo de forma natural el difícil papel de facilitador en todo este proceso. De él nace todo este proyecto. Él ha cambiado mi perspectiva profesional, siempre ha reforzado mi autoestima y ha inculcado en mí el gran valor de la autosuperación. Sé gracias a él que los únicos límites son los autoimpuestos.

José Ríos, a quien ya considero amigo, además de buen compañero y excepcional director.

Pierre Samozino, por permitirnos formar parte del gran proyecto del *perfil*.

Gracias a los tres por confiar en mí. Espero haber estado a la altura. Espero seguir trabajando junto a vosotros.

A todos mis amigos. Por todos los momentos perdidos, sacrificados para esta tesis.

A todos mis compañeros del Departamento de Fisioterapia, especialmente a Jacinto y Juan Antonio por su colaboración. Gracias a todos por vuestros consejos.

A cada instante vivido junto a Ángeles, mi piedra angular, mi punto de apoyo, el amor de mi vida. Ella ha sufrido y disfrutado durante este proceso tanto como yo.

*Piensa bien para elevarte.
Todo está en la actitud mental.*

*Los que se enamoran de la práctica sin la teoría
son como los pilotos sin timón ni brújula, que nunca podrán saber a dónde van.*

Leonardo da Vinci.

TABLA DE CONTENIDOS

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR	III
DECLARACIÓN DE INTERESES.....	V
AGRADECIMIENTOS.....	VII
ABREVIATURAS.....	XIX
ÍNDICE DE FIGURAS	XXI
ÍNDICE DE TABLAS	XXIII
ÍNDICE DE ECUACIONES.....	XXV
INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS	27
I. INTRODUCCIÓN.....	29
II. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	30
III. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	30
CAPÍTULO I	33
CARACTERÍSTICAS FUNDAMENTALES DEL FUNCIONAMIENTO NEUROMUSCULAR.....	33
1.1. LA RELACIÓN ENTRE FUERZA Y TIEMPO.....	36
1.2. LA RELACIÓN ENTRE FUERZA Y VELOCIDAD.....	38
1.3. LA RELACIÓN ENTRE LONGITUD Y TENSIÓN MUSCULAR.....	41
1.4. LA RELACIÓN ENTRE FUERZA Y POTENCIA MUSCULARES	43
1.5. FACTORES DETERMINANTES EN LA PRODUCCIÓN DE POTENCIA MUSCULAR	45
CAPÍTULO II	49
COMPORTAMIENTO NEUROMUSCULAR EN EL SALTO Y EN EL SPRINT.....	49
2.1. ESTUDIO DE LAS CAPACIDADES MECÁNICAS DE LOS MIEMBROS INFERIORES DURANTE EL SALTO.....	51
2.2. CONTEXTO TEÓRICO DEL PERFIL MECÁNICO FUERZA-VELOCIDAD	55
2.2.1. Restricciones mecánicas impuestas en la dinámica del movimiento durante el salto	55
2.2.2. Restricciones mecánicas impuestas por los generadores de fuerza durante el salto	58

2.2.3.Determinación de la velocidad máxima que puede ser alcanzada durante el empuje en el salto.....	61
2.3. ESTUDIO DE LAS CAPACIDADES MECÁNICAS DE LOS MIEMBROS INFERIORES DURANTE EL SPRINT.....	62
2.4. ESTUDIO DE LAS CAPACIDADES BIOLÓGICAS DE LOS MIEMBROS INFERIORES	63
2.4.1.Tipo de fibra muscular.....	65
2.4.2.Interacción de elementos contráctiles y elásticos. Tejido tendinoso.....	66
2.4.3.Arquitectura muscular.....	69
2.4.3.1. Longitud de los fascículos.....	70
2.4.3.2.Ángulos de pennación.....	72
2.4.3.3.Espesor muscular (o grosor muscular).....	74
2.4.4.Factores relacionados con la composición corporal.....	76
2.4.5.Factores neurológicos.....	78
2.4.5.1.Reclutamiento de la unidades motoras.....	78
2.4.5.2.Frecuencia de impulsos neurales.....	79
2.4.5.3.Coordinación inter-muscular.....	79
CAPÍTULO III.....	83
OBJETIVOS E HIPÓTESIS.....	83
3.1. OBJETIVOS.....	85
3.2. HIPÓTESIS.....	86
CAPÍTULO IV.....	89
DISEÑO Y METODOLOGÍA.....	89
4.1. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA.....	91
4.1.1.Reclutamiento y selección de la muestra.....	91
4.1.2.Criterios de inclusión y de exclusión.....	91
4.1.3.Características generales de la muestra.....	92
4.1.4.Consideraciones éticas.....	92
4.2. VARIABLES OBJETO DE ESTUDIO.....	93
4.3. PROTOCOLOS LOS TEST SQUAT JUMP Y COUNTERMOVEMENT JUMP.....	99
4.3.1 Familiarización y calentamiento estandarizado.....	99
4.3.2 Descripción de los saltos Squat Jump y Counter Movement Jump.....	99

4.3.3.	Características del material para el registro del SJ y CMJ.....	103
4.4.	PROTOCOLO DE LA PRUEBA DE SPRINT.....	104
4.4.1.	Calentamiento estandarizado.	104
4.4.2.	Descripción de la de <i>sprint</i> sobre 30 metros.....	104
4.4.3.	Características del material para el registro del <i>sprint</i>	104
4.5.	DETERMINACIÓN DEL PERFIL MECÁNICO FUERZA-VELOCIDAD	105
4.6.	PROTOCOLO PARA LA DETERMINACIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL.....	105
4.7.	PROTOCOLO PARA LA DETERMINACIÓN DE LA MORFOLOGÍA TENDINOSA Y ARQUITECTURA MUSCULAR.....	107
4.7.1.	Registro de las ecografías del vasto lateral y tendón rotuliano.	107
4.7.2.	Registro de las ecografías del tendón de Aquiles, gemelo externo y bíceps femoral.....	109
4.7.3.	Análisis de imagen ecográfica	112
4.8.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO	113
CAPÍTULO V		115
RESULTADOS.....		115
5.1.	CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS Y ANTROPOMÉTRICAS DE LA MUESTRA	117
5.1.1.	Características miotendinosas.	117
5.1.2.	Características antropométricas.....	119
5.2.	ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LAS VARIABLES OBSERVADAS EN LAS PRUEBAS DE SALTO Y SPRINT.....	120
5.3.	ANÁLISIS CORRELACIONAL EN RELACIÓN A LOS OBJETIVOS DE ESTUDIO.	127
5.3.1.	Relación entre morfología tendinosa y perfil mecánico fuerza-velocidad.	127
5.3.1.1.	<i>Morfología tendinosa y perfil F-v en SJ.</i>	<i>127</i>
5.3.1.2.	<i>Morfología tendinosa y perfil F-v en CMJ</i>	<i>129</i>
5.3.1.3.	<i>Morfología tendinosa y perfil F-v en Sprint.....</i>	<i>131</i>
5.3.2.	Relación entre antropometría y perfil mecánico fuerza-velocidad.	134
5.3.2.1.	<i>Correlación entre masa magra y variables del perfil F-v para SJ.</i>	<i>134</i>
5.3.2.2.	<i>Correlación entre masa magra y variables del perfil F-v para CMJ.</i>	<i>135</i>
5.3.2.3.	<i>Correlación entre masa magra y variables del perfil F-v para Sprint.....</i>	<i>136</i>
5.3.2.4.	<i>Correlación entre masa grasa y variables del perfil F-v para SJ.....</i>	<i>138</i>

5.3.2.5.	<i>Correlación entre masa grasa y variables del perfil F-v para CMJ.....</i>	139
5.3.2.6.	<i>Correlación entre masa grasa y variables del perfil F-v para Sprint.</i>	140
5.3.3.	<i>Relación entre arquitectura muscular y perfil mecánico fuerza-velocidad.</i>	142
5.3.3.1.	<i>Relación entre arquitectura del gastrocnemio lateral y al perfil mecánico F-v en SJ.</i>	142
5.3.3.2.	<i>Relación entre arquitectura del bíceps femoral y al perfil mecánico F-v en SJ.....</i>	144
5.3.3.3.	<i>Relación entre arquitectura del vasto lateral del cuádriceps y al perfil mecánico F-v en SJ.</i>	146
5.3.3.4.	<i>... Relación entre arquitectura del gastrocnemio lateral y al perfil mecánico F-v en CMJ.</i>	148
5.3.3.5.	<i>Relación entre arquitectura del bíceps femoral y al perfil mecánico F-v en CMJ.....</i>	150
5.3.3.6.	<i>Relación entre arquitectura del vasto lateral del cuádriceps y al perfil mecánico F-v en CMJ.</i>	152
5.3.3.7.	<i>Relación entre arquitectura del gastrocnemio lateral y al perfil mecánico F-v en sprint.</i>	154
5.3.3.8.	<i>Relación entre arquitectura del bíceps femoral y al perfil mecánico F-v en sprint.....</i>	157
5.3.3.9.	<i>Relación entre arquitectura del vasto lateral del cuádriceps y al perfil mecánico F-v en sprint.</i>	160
CAPÍTULO VI		163
DISCUSIÓN.....		163
6.1.	CONSIDERACIONES SOBRE LAS CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA.	166
6.2.	MORFOLOGÍA TENDINOSA EN RELACIÓN CON LAS VARIABLES DERIVADAS DEL PERFIL MECÁNICO F-V.....	167
6.2.1.	<i>Relación entre morfología del tendón de Aquiles y variables mecánicas del perfil F-v: el concepto “h_{po}_segmentaria”.....</i>	168
6.2.1.1.	<i>Correlación positiva entre longitud del tendón de Aquiles y SJ_V0.</i>	168
6.2.1.2.	<i>Correlación negativa entre grosor del tendón de Aquiles (CS_TA) y la pendiente del perfil F-v en CMJ (CMJ_profile).....</i>	170
6.2.1.3.	<i>Influencia del tendón de Aquiles sobre las variables mecánicas del perfil F-v en sprint.....</i>	171

6.2.2. Relación entre la morfología del tendón rotuliano y variables mecánicas del perfil F-v	174
6.2.2.1. Correlación positiva entre grosor del tendón rotuliano (CS_TR_r) y la altura máxima de salto alcanzada durante el CMJ (CMJ_hmax)	174
6.2.2.2. Correlación negativa entre grosor del tendón rotuliano (CS_TR_r) y la variable derivada del perfil F-v horizontal: F_{0H}	176
6.3. COMPOSICIÓN CORPORAL EN RELACIÓN CON LAS VARIABLES DERIVADAS DEL PERFIL MECÁNICO F-v.....	177
6.3.1. Relación entre composición corporal y perfil mecánico F-v en SJ	178
6.3.1.1. Relación positiva entre SJ_F0 y el porcentaje de masa magra	179
6.3.1.2. Relación negativa entre SJ_F0, SJ_hmax_, SJ_profile y porcentaje de masa grasa	180
6.3.1.3. Relación positiva entre las variables SJ_hmax, SJ_profile y el porcentaje de masa magra global.....	181
6.3.1.4. Relaciones de las variables SJ_Pmax respecto a %_Masa magra y %_Masa grasa.	182
6.3.1.5. Relación entre la variable SJ_V0 respecto a %_Masa magra y %_Masa grasa.....	184
6.3.2. Relación entre composición corporal y perfil mecánico F-v en CMJ.....	184
6.3.3. Relación entre composición corporal y perfil mecánico F-v en <i>sprint</i>	186
6.4. MORFOLOGÍA Y ARQUITECTURA MUSCULAR EN RELACIÓN CON LAS VARIABLES DERIVADAS DEL PERFIL MECÁNICO F-v. “ARCHITECTURAL GEARING RATIO” .	187
6.4.1. Penneación y grosor en relación con el perfil mecánico F-v en salto.	187
6.4.2. Relación negativa entre la potencia máxima generada en el salto y el grosor-penneación de la musculatura implicada en el salto.	193
6.4.3. Longitud de los fascículos en relación al perfil mecánico F-v en salto.....	195
6.4.4. Arquitectura muscular en relación al perfil mecánico F-v en <i>sprint</i>	196
6.4.4.1. Gastrocnemio lateral	196
6.4.4.2. Vasto lateral del cuádriceps	197
6.4.4.3. Bíceps femoral.....	198
6.5. LIMITACIONES DEL ESTUDIO	199
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	207

ABREVIATURAS

Ach.L	Longitud del tendón de Aquiles.
Ach.L_r	Longitud del tendón de Aquiles relativizado respecto a la longitud de miembros inferiores.
ACSA	Área de sección transversal anatómica.
AGR	<i>Architectura Gearing Ratio.</i>
BF.LF	Longitud de fibras del bíceps femoral.
BF.LF_r	Longitud de fibras del bíceps femoral relativizada respecto a la longitud de los miembros inferiores.
BF.MTh	Grosor del bíceps femoral.
BF.MTh_r	Grosor del bíceps femoral relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante.
BF.PA	Penneación del bíceps femoral.
C_f-t	Curva fuerza-tiempo.
C_f-v	Curva fuerza-velocidad.
CEA	Ciclo de estiramiento-acortamiento.
CM	Centro de masas.
CMJ	Salto con contramovimiento; <i>Counter movement jump</i>
CS.TA	Grosor del tendón de Aquiles.
CS.TA_r	Grosor del tendón de Aquiles relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante.
CS.TR	Grosor del tendón rotuliano.
CS.TR_r	Grosor del tendón rotuliano relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante.
CSA	Área de sección transversal.
DJ	Salto con contramovimiento desde plataforma; <i>Drop Jump.</i>
DRF	Índice de aplicación de fuerza horizontal respecto a la velocidad durante el sprint.
F ₀	Fuerza teórica isométrica máxima.
F _{0H}	Fuerza horizontal teórica isométrica máxima.
Fmax	Fuerza máxima.
GL.LF	Longitud de fibras del gastrocnemio lateral.
GL.LF_r	Longitud de fibras del gastrocnemio lateral relativizadas respecto a la longitud de miembros inferiores.
GL.MTh	Grosor del gastrocnemio lateral.

GL.MTh_r	Grosor del gastrocnemio lateral relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante.
GL.PA	Penneación del gastrocnemio lateral.
h	altura alcanzada durante el salto.
hmax	Altura máxima alcanzada en el salto.
h _{po}	Distancia de empuje durante el salto.
m	Masa corporal.
MDO	<i>Maximum Dynamic Output Hypothesis</i> .-
MGrasa	Masa grasa.
MMagra	Masa magra o masa libre de grasa.
PCSA	Área de sección transversal fisiológica.
Pmax	Potencia máxima.
Profile	Pendiente del perfil mecánico F-v.
RF_mean	Valor medio de RF durante los 10 primeros metros de <i>sprint</i> .
RF_peak	Valor máximo registrado del vector horizontal de fuerza respecto al total producido en cada uno de los apoyos del <i>sprint</i> .
RFD	<i>Rate of Force Development</i> o variación de la fuerza por unidad de tiempo.
SJ	Salto sin contramovimiento; <i>Squat Jump</i>
t _{po}	Duración de la fase de empuje.
UMT	Unidad miotendinosa.
V ₀	Velocidad teórica máxima de desplazamiento del centro de masas.
V _{0H}	Velocidad máxima teórica.
VL.LF	Longitud de fibras del vasto lateral del cuádriceps.
VL.LF_r	Longitud de fibras del vasto lateral del cuádriceps relativizada respecto a la longitud de los miembros inferiores.
VL.MTh	Grosor del vasto lateral del cuádriceps.
VL.MTh_r	Grosor del vasto lateral del cuádriceps relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante.
VL.PA	Penneación del vasto lateral del cuádriceps.
Vmax	Velocidad máxima.
V _{to}	Velocidad alcanzada en el momento del despegue.
W _T	Trabajo mecánico total.

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

Figura 1.1. Gráfico representativo de la fuerza isométrica en función del tiempo.....	37
Figura 1.2. Gráfico representativo de la organización estructural del músculo.....	40
Figura 1.3. Esquema representativo de la relación entre longitud y tensión a nivel sarcomérico. ..	42
Figura 1.4. Esquema representativo de la relación entre longitud y tensión pasiva frente a tensión activa.....	43
Figura 1.5. Relación típica entre fuerza y velocidad.....	44

CAPÍTULO 2

Figura 2.1. Relación entre distancia de empuje vertical y altura del salto.....	58
Figura 2.2. Restricciones musculares y mecánicas de los miembros inferiores durante el salto.....	60
Figura 2.3. Gráfico representativo de la fuerza isométrica en función del tiempo.....	71
Figura 2.4. Gráfico representativo del fenómeno de la penneación muscular.	72
Figura 2.5. Architectural Gearing Ratio (AGR).....	73
Figura 2.6. Repercusión del grosor muscular respecto al funcionamiento del sistema neuromuscular.....	75
Figura 2.7. Variables biológicas que influyen en el desarrollo de potencia máxima.	81

CAPÍTULO 4

Figura 4.1. Flujograma de las variables de estudio.....	93
Figura 4.2. Representación gráfica de la secuencia de movimientos durante el SJ.....	100
Figura 4.3. Representación gráfica de la secuencia de movimientos durante el CMJ.....	101
Figura 4.4. Ejecución de los saltos con cargas adicionales.....	102
Figura 4.5. Imagen DEXA.....	106
Figura 4.6. Cortes transversal y longitudinal ecográfico del tendón rotuliano.....	108
Figura 4.7. Corte ecográfico del músculo vasto lateral del cuádriceps.....	109
Figura 4.8. Corte ecográfico del músculo bíceps femoral.....	110

Figura 4.9. Corte transversal ecográfico del tendón de Aquiles.	111
Figura 4.10. Corte ecográfico del músculo gastrocnemio lateral.	112
Figura 4.11. Determinación arquitectura muscular con análisis de imagen.	113

CAPÍTULO 5

Figura 5.1. Puntuaciones Z para los parámetros de arquitectura muscular.	119
Figura 5.2. Desequilibrios entre los parámetros reales y los teóricos para las variables SJ.	124
Figura 5.3. Desequilibrios entre los parámetros reales y los teóricos para las variables CMJ.	125

CAPÍTULO 6

Figura 6.4. Influencia de la hpo_segmentaria en la altura de salto.	169
Figura 6.2. Fases reconocibles del perfil mecánico F-v en sprint.	172
Figura 6.3. Implicación articular del tobillo durante el instante de la salida.	173
Figura 6.4. Visión global de los resultados de composición corporal en relación al perfil mecánico F- v en SJ.	179
Figura 6.5. Architectural Gearing Ratio.	189
Figura 6.6. Comportamiento del índice AGR respecto a la relación fuerza-velocidad.	190
Figura 6.7. Representación esquemática de la visión clásica respecto al comportamiento de la arquitectura muscular durante la contracción.	191
Figura 6.8. Representación esquemática de la visión actual del comportamiento de la musculatura penneada durante la contracción muscular.	192

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO 4

Tabla 4.1. <i>Características generales de la muestra.</i>	92
Tabla 4.2. <i>Variables ecográficas musculares y tendinosas.</i>	94
Tabla 4.3. <i>Variables de la composición corporal.</i>	96
Tabla 4.4. <i>Variables del perfil F-v .</i>	97

CAPÍTULO 5

Tabla 5.1. <i>Características morfológicas del tendón de Aquiles y rotuliano.</i>	117
Tabla 5.2. <i>Características morfológicas de los músculos Gemelo externo, Bíceps femoral y Vasto lateral del cuádriceps.</i>	118
Tabla 5.3. <i>Características antropométricas globales.</i>	120
Tabla 5.4. <i>Características del perfil Squat Jump.</i>	120
Tabla 5.5. <i>Características del perfil Counter-movement Jump.</i>	121
Tabla 5.6. <i>Diferencias entre los parámetros reales y los teóricos.</i>	122
Tabla 5.7. <i>Características mecánicas de la prueba de sprint sobre 30m</i>	126
Tabla 5.8. <i>Correlaciones entre la morfología tendinosa y el perfil mecánico F-v en SJ.</i>	128
Tabla 5.9. <i>Correlaciones entre la morfología tendinosa y el perfil mecánico F-v en CMJ.</i>	130
Tabla 5.10. <i>Correlaciones entre la morfología tendinosa y el perfil mecánico F-v en sprint.</i>	132
Tabla 5.11. <i>Correlación entre masa magra y perfil F-v en SJ.</i>	134
Tabla 5.12. <i>Correlación entre masa magra y perfil F-v en CMJ.</i>	135
Tabla 5.13. <i>Correlación entre masa magra y perfil F-v en CMJ.</i>	137
Tabla 5.14. <i>Correlación entre masa magra y perfil F-v en SJ.</i>	138
Tabla 5.15. <i>Correlación entre masa magra y perfil F-v en CMJ.</i>	139
Tabla 5.16. <i>Correlación entre masa magra y perfil F-v en sprint.</i>	141
Tabla 5.17. <i>Correlación entre variables de la arquitectura muscular del gastrocnemio lateral y perfil F-v en SJ.</i>	143

Tabla 5.18. <i>Correlación entre variables de la arquitectura muscular del bíceps femoral y perfil F-v en SJ.</i>	145
Tabla 5.19. <i>Correlación entre variables de la arquitectura muscular vasto lateral del cuádriceps y perfil F-v en SJ.</i>	147
Tabla 5.20. <i>Correlación entre variables de la arquitectura muscular del gastrocnemio lateral y perfil F-v en CMJ.</i>	149
Tabla 5.21. <i>Correlación entre variables de la arquitectura muscular bíceps femoral y perfil F-v en CMJ.</i>	151
Tabla 5.22. <i>Correlación entre variables de la arquitectura muscular vasto lateral del cuádriceps y perfil F-v en CMJ.</i>	153
Tabla 5.23. <i>Correlaciones entre la arquitectura muscular del gastrocnemio lateral y el perfil mecánico F-v en sprint.</i>	155
Tabla 5.24. <i>Correlaciones entre la arquitectura muscular del bíceps femoral y el perfil mecánico F-v en sprint.</i>	158
Tabla 5.25. <i>Correlaciones entre la arquitectura muscular del vasto lateral y el perfil mecánico F-v en sprint.</i>	161

ÍNDICE DE ECUACIONES

<i>Ecuación 1</i>	56
<i>Ecuación 2</i>	56
<i>Ecuación 3</i>	56
<i>Ecuación 4</i>	57
<i>Ecuación 5</i>	57
<i>Ecuación 6</i>	59
<i>Ecuación 7</i>	59
<i>Ecuación 8</i>	59
<i>Ecuación 9</i>	60
<i>Ecuación 10</i>	62
<i>Ecuación 11</i>	62

INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

I. INTRODUCCIÓN

La creación de herramientas para el control periódico del entrenamiento, el desarrollo de estrategias contrastadas para la detección de factores de riesgo de sufrir lesiones en el sistema locomotor o el empleo de guías útiles para el proceso rehabilitador de un deportista lesionado, son aspectos que, día a día, se están imponiendo con fuerza en los campos de la rehabilitación, de la medicina deportiva y del entrenamiento físico-deportivo.

La medición de la función del sistema neuromuscular es un aspecto relevante en el deporte y en otras áreas relacionadas con el movimiento humano. Existe una gran variedad de procedimientos aplicados a la medición de la función neuromuscular cuyos propósitos son la identificación de factores que limitan el rendimiento, la exploración de factores de riesgo intrínsecos de lesiones deportivas, la monitorización de los efectos de los programas de entrenamiento y rehabilitación y la identificación de talentos deportivos (Bozic et al. 2012).

El entrenamiento deportivo de alto nivel constituye en la actualidad una ardua tarea que exige unos niveles de sofisticación técnica, científica y tecnológica cada vez mayores y, por consiguiente, una formación del científico o entrenador acorde con estas demandas. Ésta es la razón por la que en los últimos años la aplicación de la metodología científica para mejorar el rendimiento del deportista ha recibido mayor atención y esto requiere medios que puedan ser utilizados en el transcurso de la pretemporada y momentos puntuales de la programación de entrenamiento para identificar el estado de forma física o probabilidad que un deportista tiene de sufrir una lesión (Dallinga et al. 2012).

Por tanto, existe la necesidad de profundizar en el conocimiento y desarrollo de herramientas de detección fiables, simples, rápidas y de bajo coste que puedan ser usadas de manera generalizada en un contexto clínico o sobre el terreno de juego y ayuden a orientar el proceso de rehabilitación y puesta en forma de cada deportista de manera individualizada. En este contexto nace el *perfil mecánico fuerza-velocidad*.

II. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

Las acciones balísticas podrían ser definidas como aquellos movimientos que pretenden acelerar la masa de un cuerpo tanto como sea posible, en el menor tiempo posible y durante una determinada distancia de empuje que provoque un despegue de tal masa a la máxima velocidad posible en la dirección deseada.

Saltar más alto, lanzar más lejos, ser el más rápido, entre otras muchas acciones deportivas, son algunas de las tareas motrices de las que se nutre en gran medida el éxito deportivo. Todas ellas son consideradas capacidades motrices de tipo balístico, por ello es de alto interés un estudio profundo que, desde diferentes perspectivas, ayuden a comprender las bases físicas y biológicas que sustentan este tipo de acciones. Entre todas ellas, las más estudiadas han sido la capacidad de salto y el *sprint*.

En este sentido, y según Samozino et al. (2010), durante un salto vertical, la velocidad de despegue del cuerpo respecto al suelo depende del impulso mecánico generado por los miembros inferiores durante la fase de empuje, dependiendo, a su vez, de las capacidades mecánicas que determinan el impulso durante el salto.

De manera similar, Buchheit et al. (2014) mostraron que la capacidad de alcanzar altas velocidades durante la acción motriz de la carrera (*sprint*) también depende en gran medida de las propiedades mecánicas individuales de la propulsión en cada uno de los apoyos realizados durante un *sprint*.

Dado que tales límites mecánicos representan la función neuromuscular global, el objetivo de este estudio es determinar las características biológicas que abarcan dichos límites.

III. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Por un lado, la originalidad de la aproximación teórica propuesta por Samozino pretende explicar el rendimiento en salto desde el menor número posible de variables mecánicas que integren los factores morfológicos y fisiológicos implícitos en dicha tarea motriz. Por el otro, Buchheit et al. demostraron el impacto que tales variables tenían sobre la aceleración y la velocidad máxima durante un *sprint* (Buchheit et al., 2014). Tales perspectivas no corresponden directamente con los

rasgos fenotípicos de los miembros inferiores pero representan el conjunto de sus características mecánicas y explicarían la variabilidad inter-sujeto del rendimiento en el salto y *sprint*.

Por lo tanto, lo que se ha pretendido con el desarrollo de este trabajo es comprobar en qué medida algunas características fenotípicas explican el *perfil mecánico fuerza-velocidad* en las tareas motrices de salto vertical y *sprint*.

Capítulo I

**CARACTERÍSTICAS FUNDAMENTALES DEL
FUNCIONAMIENTO NEUROMUSCULAR**

Capítulo 1

CARACTERÍSTICAS FUNDAMENTALES DEL FUNCIONAMIENTO MUSCULAR

La fuerza muscular es reconocida en la actualidad como una cualidad física fundamental para el rendimiento deportivo, así como para el mantenimiento de la salud y la mejora de la calidad de vida de las personas. La fuerza es importante en todas las disciplinas deportivas y es considerada un factor determinante de rendimiento en la mayoría de ellas.

Desde el punto de vista de la física, la fuerza muscular sería la capacidad de la musculatura para producir la aceleración o deformación de un cuerpo, mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento (Gonzalez Badillo & Gorostiaga, 1995). Desde la perspectiva de la fisiología, la fuerza muscular se entiende como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse. (Gonzalez Badillo & Ribas, 2002)

Existen dos fuentes de fuerzas que permanecen en interacción: las **fuerzas internas**, producidas por los músculos esqueléticos, y las **fuerzas externas**, producidas por la resistencia de los cuerpos a modificar su inercia, es decir; su estado de reposo o de movimiento. (Gonzalez Badillo & Gorostiaga, 1995)

Como resultado de la interacción entre estas dos fuerzas, surge el concepto de *fuerza aplicada*. La fuerza aplicada es el resultado de la acción muscular sobre las resistencias externas, que pueden ser el propio peso corporal o cualquier otra resistencia o artefacto ajeno al sujeto (Gonzalez Badillo & Gorostiaga, 1995; Gonzalez Badillo & Ribas, 2002). El concepto de *fuerza aplicada*, puede ser definido como la manifestación de fuerza externa resultante de la tensión interna generada en el músculo o grupo de músculos a una **velocidad** determinada (Jiménez-Reyes, 2010).

En este sentido, la inmensa mayoría de las acciones musculares, deportivas y de la vida cotidiana, se desarrollan en base a la *fuerza óptima*, es decir, la fuerza que aporta el mayor beneficio para la consecución de una tarea motriz determinada. Para Harman (1993), la definición más precisa de fuerza es la habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, del tipo de activación muscular (régimenes de contracción) y la velocidad del movimiento.

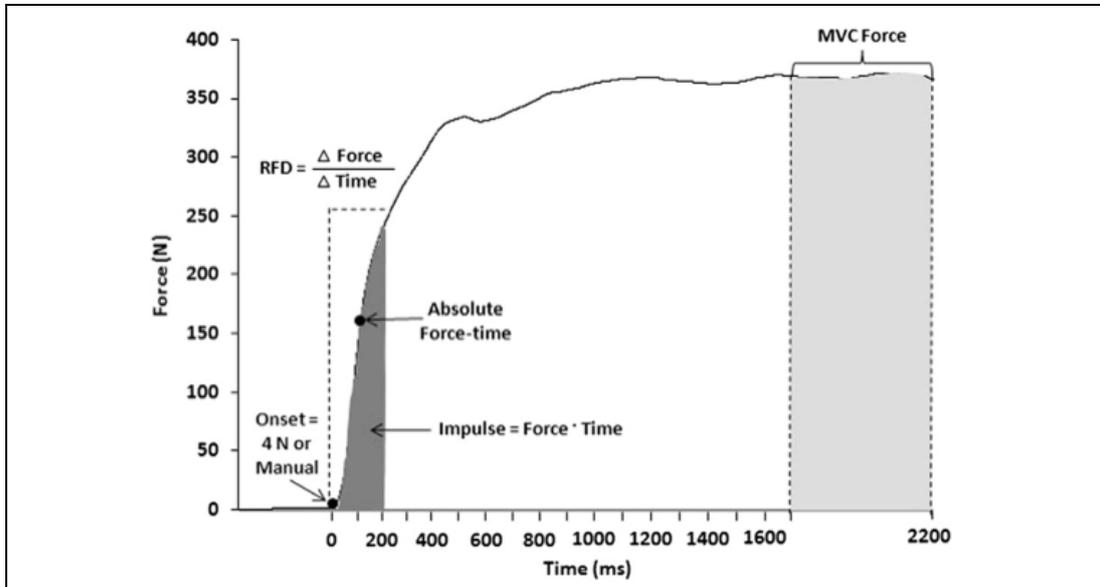
Dichas condiciones vienen definidas por las características fundamentales del funcionamiento muscular que pasamos a exponer a continuación.

1.1. LA RELACIÓN ENTRE FUERZA Y TIEMPO

Toda manifestación de *fuerza* muscular se produce de acuerdo con unas características determinadas, que evolucionan en el *tiempo* de forma diferente, pero pasando por las mismas fases hasta llegar a su máxima expresión (Gonzalez Badillo & Gorostiaga, 1995).

Dicha relación se expresa a través de la *curva fuerza-tiempo* (C_f-t) y de la *curva fuerza-velocidad* (C_f-v). Se trata de relaciones dinámicas y temporales que varían en función del estado de forma y de la edad del individuo (Toji & Kaneko, 2007).

Figura 1.1. Gráfico representativo de la fuerza isométrica en función del tiempo.



Evolución de la fuerza isométrica en función del tiempo. En el gráfico podemos observar el concepto de fuerza explosiva o RFD (“Rate of Force Development”). Obsérvese el tiempo necesario empleado para conseguir la máxima contracción voluntaria o MVC. Fuente: (B. J. Thompson et al., 2012).

La relación fuerza-tiempo se expresa a través de la curva fuerza-tiempo (C_f-t). La C_f-t puede utilizarse tanto para mediciones estáticas como dinámicas. Las modificaciones positivas en la C_f-t se producen cuando la curva se desplaza hacia la izquierda y arriba, lo que significa que para producir la misma fuerza se tarda menos tiempo o que en el mismo tiempo se alcanza más fuerza.

Siguiendo el trabajo de González-Badillo sobre el concepto de la fuerza explosiva, podemos decir que en el deporte y muchas actividades cotidianas y dentro de ciertos límites, cuanto menor es el tiempo disponible para aplicar fuerza menor es la posibilidad de aplicar fuerza.

En un contexto puramente deportivo, el éxito la mayoría de tareas motrices se deciden por la mejora de la velocidad con la que se realizan dichas acciones; a medida en que mejora el rendimiento deportivo, empeoran las condiciones para aplicar fuerza, por lo tanto el sujeto cada vez tendrá menos tiempo para aplicarla, y la única solución para mejorar el rendimiento es mejorar la relación fuerza-

tiempo, es decir, aplicar más fuerza en menos tiempo (Gonzalez Badillo & Gorostiaga, 1995; Gonzalez Badillo & Ribas, 2002).

La relación entre fuerza y velocidad expresada en la C_{f-t} (**figura 1.1.**) nos indica la producción de fuerza por unidad de tiempo ($\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$), esto es comúnmente conocido como *fuerza explosiva* o *rate of force development (RFD)* y está referida a la tasa de producción de fuerza por unidad de tiempo (Gonzalez Badillo & Ribas, 2002).

1.2. LA RELACIÓN ENTRE FUERZA Y VELOCIDAD

La velocidad a la que se acorta un músculo va a depender de la carga (equivalente externo de la fuerza que tiene que generar el músculo) que tiene que mover. Por lo tanto, esta relación es de tipo inverso, es decir, cuanta más velocidad de acortamiento demande el músculo, menos fuerza se podrá ejercer, y viceversa. Es una propiedad básica del funcionamiento de la musculatura fásica esquelética (López-Chicharro, 2008).

La relación entre producción de fuerza y velocidad de acortamiento de un músculo fue estudiada y descrita originalmente en el músculo aislado por Fenn y Marsh (1935) y más tarde por Hill (1938):

$$(F+a)(v+b)=(F_0+a)b=\text{constante}$$

En dicha ecuación F es la fuerza producida, v la velocidad de acortamiento del músculo, F_0 la fuerza máxima teórica (correspondiente a una contracción con velocidad nula; isométrica), a y b son constantes calculadas a partir de la fuerza y la velocidad.

La ecuación hiperbólica propuesta por Hill se considera como la más adecuada para describir la relación entre fuerza y velocidad en un músculo aislado activado de manera máxima (Cormie et al., 2011).

En un intento de justificar este fenómeno desde el punto de vista fisiológico, se considera que la velocidad de acortamiento de un músculo está determinada por la velocidad de acortamiento de las fibras que lo componen y éstas, a su vez,

se contraen más o menos rápido en función de las características histológicas del propio músculo (López-Chicharro, 2008).

Puede decirse entonces que cada fibra muscular que compone un músculo tendrá una curva fuerza-velocidad distinta, dependiendo de su composición molecular. Por este mismo motivo, las velocidades de contracción y la fuerza individual de las sarcómeras de una misma fibra muscular son diferentes.

Por lo tanto, no hay una sola curva fuerza-velocidad para explicar el comportamiento mecánico de un individuo: habrá tantas curvas como fibras musculares, músculos, cadenas de músculos, ejercicios, tipo de sujetos y momentos de forma de cada sujeto (López-Chicharro, 2008).

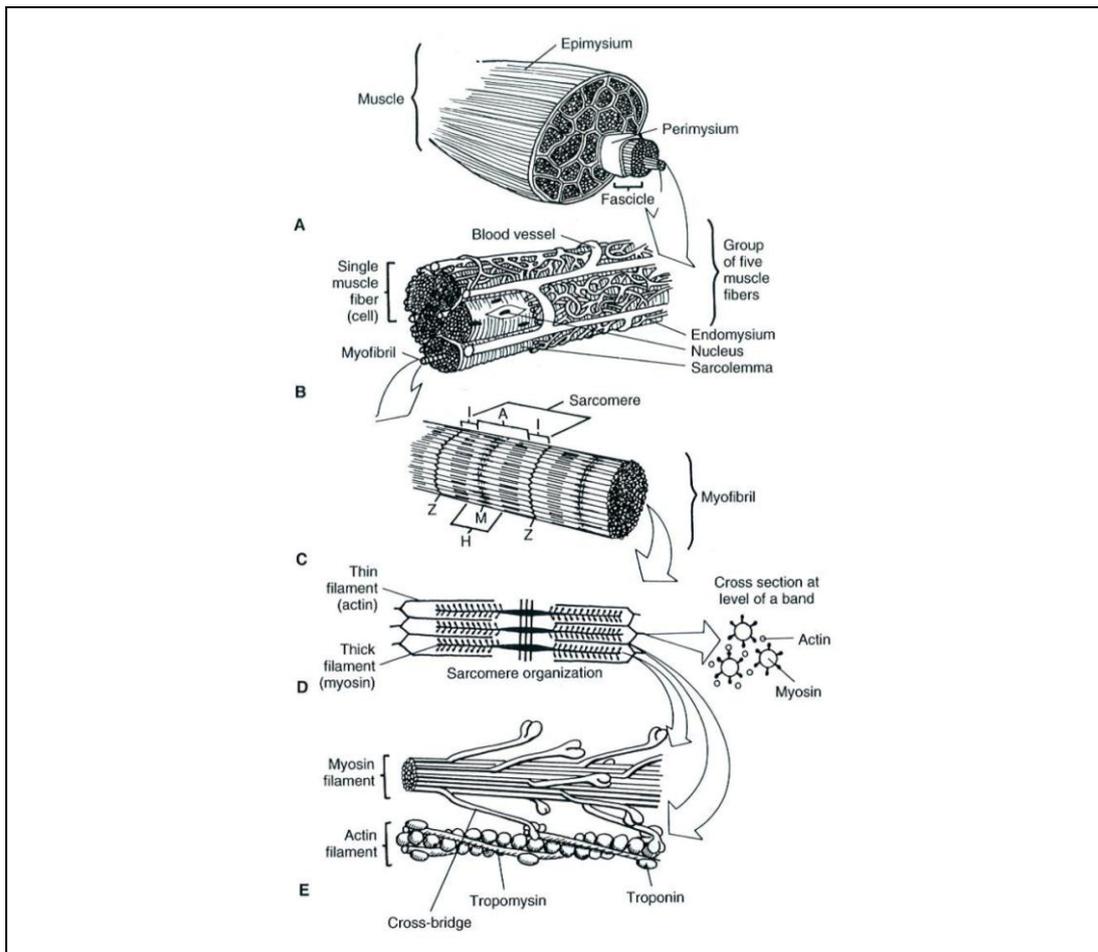
La tensión que genera un músculo a diferentes velocidades puede se explica por la **teoría de los puentes cruzados** propuesta por de Huxley en 1957 (Bobbert, 2012). Esta teoría propone que la fuerza generada por una fibra está relacionada con el número de puentes cruzados activos en un momento determinado de tal forma que a mayor grado de fuerza, más número de puentes cruzados se necesitan para sostenerla (**Figura 1.2.**).

Sin embargo, cuando un músculo está generando un grado determinado y submáximo de fuerza y se aumenta la velocidad de acortamiento, disminuye su fuerza (López-Chicharro, 2008). Esto puede deberse a que un acortamiento de la fibra muscular modifica y afecta a los sitios de unión del calcio de la troponina C, con lo que se desbloquearán menos sitios de unión actina-miosina y el grado de tensión de la sarcómera se verá reducido (Edman, 1988, 2002).

La magnitud de la reducción de la fuerza depende principalmente del grado de activación del sistema contráctil cuando ocurre este movimiento. Esto parece ser debido a que con grandes velocidades de **deslizamiento** entre los miofilamentos disminuye el número de puentes cruzados disponibles (Edman, 2002). Por otro lado, si consideramos la **fricción** que supone el número de puentes cruzados necesarios para mantener la tensión, la velocidad disminuirá cuanto mayor sea el número de puentes cruzados activos, e inversamente, un aumento de la velocidad requerirá un menor número de puentes cruzados activos para poder ejecutarse, y esto también puede indicar que por debajo de un determinado grado

de fuerza, el número de puentes cruzados deja de ser relevante para la velocidad (Gonzalez Badillo & Ribas, 2002). De hecho cuando la carga es cero o se aproxima a cero, la velocidad de acortamiento no depende tanto del número de puentes cruzados activos como de la ATPasa miofibrilar (López-Chicharro, 2008).

Figura 1.2. Gráfico representativo de la organización estructural del músculo.



A; fascículos rodeados de tejido conectivo. **B;** fascículos compuestos por fibras musculares. Cada fascículo está compuesto por numerosas miofibrillas o elementos contráctiles del tejido muscular. **C;** las miofibrillas están constituidas de los pequeños filamentos repetidos en serie a lo largo de toda su longitud: estas son las sarcómeras que es la unidad funcional del tejido muscular. **D;** Las sarcómeras están constituidas por filamentos proteicos de actina y miosina. **E;** Las moléculas de miosina están dispuestas de modo que las colas forman un haz y las cabezas, mediante procesos químicos son ancladas a las moléculas de actina; conforman los “puentes cruzados” y es el mecanismo esencial de la contracción muscular. *Fuente:* (Nordin, 2001).

1.3. LA RELACIÓN ENTRE LONGITUD Y TENSIÓN MUSCULAR

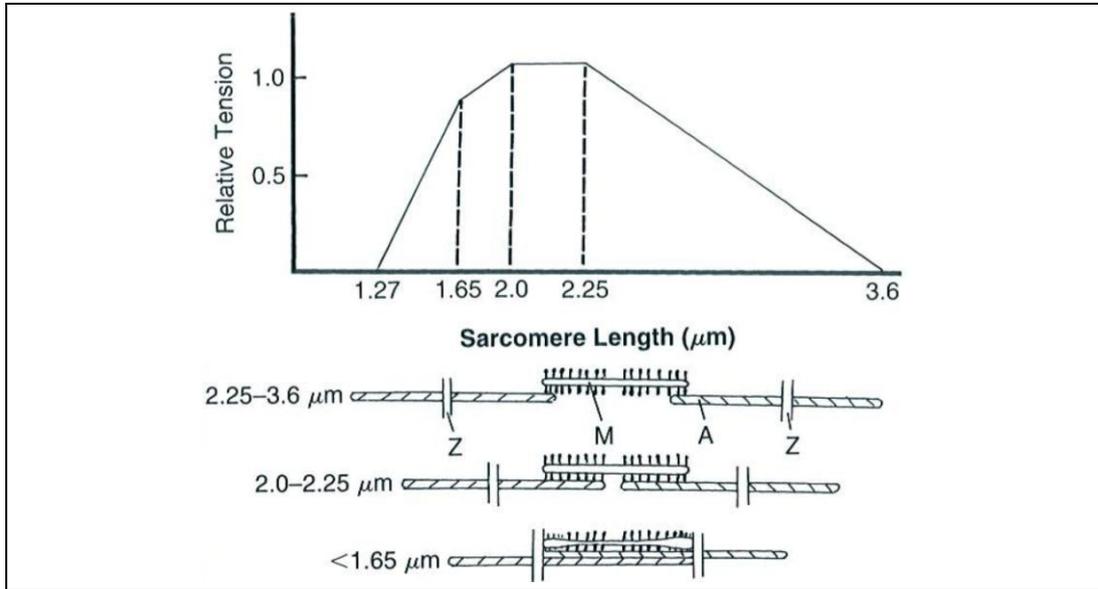
Mientras que la potencia muscular está definida por la relación fuerza-velocidad, la relación longitud-tensión influye en la capacidad de las fibras musculares para generar fuerza en relación con los rangos articulares y, por lo tanto, juega un papel importante en la producción de potencia muscular máxima durante las acciones balísticas (Cormie et al., 2011).

El primer trabajo que versaba sobre la fuerza máxima generada por un músculo respecto a su longitud muscular data de principios del siglo pasado; la mejora en las técnicas en la preparación en laboratorio, permitió más tarde a los científicos determinar esta relación a nivel sarcomérico. La forma general de la curva longitud-tensión fue presentada inicialmente por Ramsey y Street (1940) en una fibra. Ellos expusieron que la región ascendente de la curva determinada sobre una fibra aislada tenía un desarrollo exponencial.

Sin embargo, Gordon et al. (1996) determinaron que una preparación de fibras global no tenía un espacio estriado uniforme a lo largo de la longitud de las fibras sino que dichos espacios estaban superpuestos entre longitudes de fibras, lo que significaba que las sarcómeras del final de la fibra mostraban mayor superposición que aquellas que estaban en las regiones intermedias. Cuando ellos realizaron el mismo experimento pero asegurando longitudes sarcoméricas uniformes, encontraron la que se muestra en la **figura 1.3**. (Winter, 2007).

Al igual que sucedía en la relación fuerza-velocidad anteriormente explicada, la relación entre fuerza y longitud del músculo esquelético también puede ser explicada por la *teoría de los puentes cruzados*, por ello, la cantidad de tensión desarrollada depende del número de puentes cruzados activos y esto, a su vez, depende del nivel de activación del músculo y del grado de superposición de los filamentos de actina y miosina. Para un músculo totalmente activado la relación longitud-tensión muestra tres regiones diferentes: ascendente, meseta y descendente.

Figura 1.3. Esquema representativo de la relación entre longitud y tensión a nivel sarcómero.



En la parte superior; curva típica de la relación entre longitud y tensión muscular. En la parte inferior representación esquemática de la sarcómera a diferentes longitudes. Fuente:(Nordin, 2001).

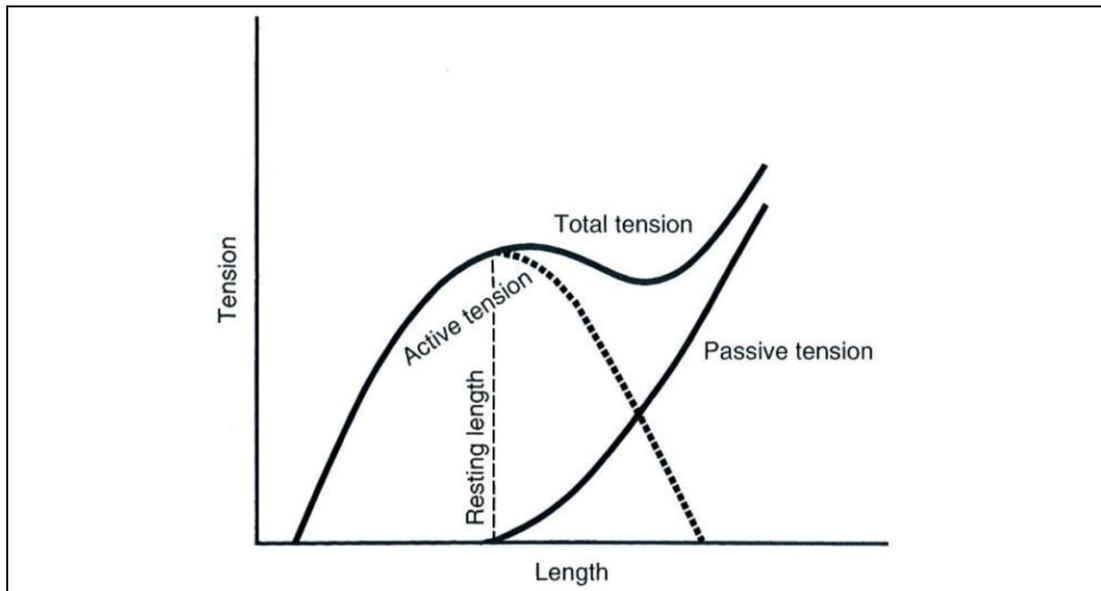
La *contracción isométrica máxima* tetánica está estrechamente relacionada con el número de puentes cruzados. Se considera que la tensión máxima se produce cerca de las longitudes de reposo muscular, donde la superposición de los filamentos de actina y miosina es mayor y cae hasta valores próximos a cero donde la superposición es mínima, es decir, principio de la rama ascendente y final de la rama descendente. Este fenómeno del funcionamiento de la fibra muscular es denominado mecanismo de *tensión activa* (figura 1.4).

Complementario a este concepto, el mecanismo de *tensión pasiva* hace referencia a la tensión generada por el propio tejido conectivo y tendinoso (no contráctil) durante su estiramiento. La tensión pasiva es proporcional al grado de estiramiento al que es sometida unidad miotendinosa (figura 1.4).

Aunque ambas son modificables con el entrenamiento, la tensión activa es más susceptible de modificaciones. El trabajo preventivo y las estrategias rehabili-

tadoras de lesiones musculares deben ser abordadas desde la comprensión de estos dos mecanismos implícitos en la relación entre longitud y tensión muscular.

Figura 1.4. Esquema representativo de la relación entre longitud y tensión pasiva frente a tensión activa.



La gráfica muestra cómo la máxima tensión activa se produce en la posición de reposo, desde la cual la tensión pasiva se incrementa exponencialmente al mismo tiempo que la tensión activa decae. Fuente: (Nordin, 2001).

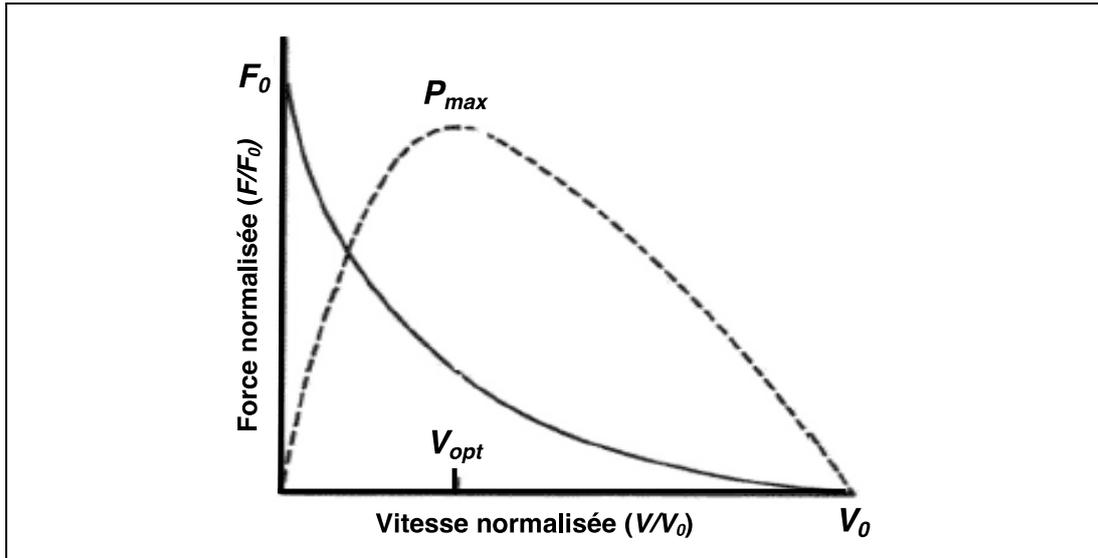
1.4. LA RELACIÓN ENTRE FUERZA Y POTENCIA MUSCULARES

La **potencia muscular máxima** se describe como el mayor nivel de trabajo mecánico en función del tiempo logrado en una contracción muscular. Desde una perspectiva más aplicada, la potencia muscular máxima representa el mayor trabajo instantáneo durante un movimiento simple realizado con el objetivo de producir máxima velocidad en un despegue, impacto o lanzamiento (Cormie et al., 2011).

La potencia muscular está por los parámetros de la relación fuerza-velocidad (**figura 1.5**). Depende, por lo tanto, de la fuerza máxima isométrica, máxima velocidad de acortamiento y grado de la curvatura en la gráfica fuerza-velocidad. Las mejoras en potencia máxima pueden lograrse bien incrementando

los valores de fuerza máxima (F_{max}) o la velocidad máxima de acortamiento (V_{max}) o disminuyendo el grado de curvatura (Cormie et al., 2011).

Figura 1.5. Relación típica entre fuerza y velocidad.



La gráfica muestra la relación típica de fuerza-velocidad de un músculo aislado (línea continua), la consecuencia matemática es la relación potencia-velocidad (línea discontinua). La potencia máxima (P_{max}) está relacionada con una velocidad óptima. Los valores de fuerza y de velocidad están normalizados respecto a los valores máximos. Fuente:(Samozino, 2009).

Tradicionalmente, este parámetro se ha considerado como uno de los principales indicadores de la condición física de los atletas y puede definirse como la cantidad de trabajo realizado por unidad de tiempo, como el producto de la fuerza y la velocidad o como el área bajo la curva de la relación fuerza-velocidad (Jiménez-Reyes, 2010). Hakkinen et al. (1985) ajustaron esta definición a la práctica deportiva, añadiendo que potencia es una forma explosiva de producir la fuerza. El desarrollo de la potencia y su efecto sobre el rendimiento siempre ha sido objeto de estudio por parte de los investigadores relacionados con el rendimiento deportivo.

Sin embargo, este parámetro ha sido recientemente puesto en entredicho por Samozino et al. (2012), que determinaron que la potencia máxima (P_{MAX}) es un

parámetro mecánico ambiguo y no debe ser único ya que depende de las múltiples combinaciones entre valores de fuerza y velocidad.

En consecuencia, un deportista que realice un gesto deportivo desplazando altas cargas pero a muy baja velocidad, podría desarrollar los mismos niveles de potencia que otro que desplazara muy bajas cargas a muy alta velocidad. Para abordar este problema propusieron el concepto del *perfil mecánico fuerza-velocidad* (Samozino et al., 2012).

1.5. FACTORES DETERMINANTES EN LA PRODUCCIÓN DE POTENCIA MUSCULAR

La capacidad del músculo de generar potencia máxima está influenciada por el tipo de acción desarrollada; excéntrica, concéntrica, o la combinación de éstas durante un gesto pliométrico (Komi, 1986). La acción muscular requerida en el movimiento humano natural raramente se desarrolla en la musculatura de forma aislada, por lo que es habitual la sucesiva combinación de acciones en excéntrico y concéntrico que forman parte de la mayoría de los gestos deportivos y cotidianos y se denomina *ciclo de estiramiento acortamiento (CEA)* (Cavanagh & Komi, 1979; Komi, 1986), ambas objeto de estudios de la presente tesis. Durante este tipo de movimientos, la **potencia muscular desarrollada es mayor** y esto es atribuido a diferentes teorías las cuales no están exentas de debate entre los investigadores (Cormie et al., 2011).

A continuación se describen algunas de las más aceptadas.

1.5.1. Tiempo y distancia disponibles para el desarrollo de fuerza a nivel sarcomérico

La acción excéntrica durante el CEA da tiempo y distancia al músculo para desarrollar una fuerza considerable antes de la acción concéntrica en comparación con los movimientos concéntricos puros. Sin embargo, esta teoría también ha sido duramente criticada (Cormie et al., 2011).

1.5.2. Almacenamiento y utilización de energía elástica

El estiramiento de la unidad miotendinosa durante el CEA provoca energía mecánica que puede ser acumulada en forma de energía potencial sobre los componentes elásticos en serie del complejo miotendinoso (puentes cruzados, aponeurosis y tendón). Se cree que la energía potencial puede entonces ser usada para incrementar la energía mecánica y el trabajo positivo durante la contracción concéntrica posterior y, por lo tanto, mejorarían la producción de potencia máxima durante la fase concéntrica (Cormie et al., 2011).

1.5.3. Interacción de elementos contráctiles y elásticos

Esta teoría defiende que el estiramiento tendinoso durante la fase excéntrica de un CEA, podría incrementar la contribución de los componentes contráctiles en la producción final de fuerza (Ettema et al., 1992; Ettema et al. 1990) manteniéndolos en un alargamiento más próximo a la longitud óptima de la relación longitud-tensión del funcionamiento muscular (Fukunaga et al., 2001; Kawakami et al., 2002; Kubo et al., 2000; Kurokawa et al., 2001).

A medida que la contracción concéntrica progresa durante dicho CEA, la contracción de la fibra muscular se produce a longitud constante, mientras el acortamiento rápido de la unidad miotendinosa depende del acortamiento del tejido tendinoso. El desplazamiento mínimo de las fibras musculares durante la fase concéntrica del CEA se cree que es causado por la *acción en catapulta* de las estructuras tendinosas (Hof et al., 1983). Por el contrario, en los movimientos concéntricos puros mientras el desplazamiento tendinoso sucede, la longitud de la unidad miotendinosa (UMT) cambia debido al acortamiento de los fascículos (Cormie et al., 2011).

Esas interacciones pueden influir sobre el rendimiento en tres sentidos: **1)** En primer lugar, la energía elástica se acumula predominantemente en la estructura tendinosa y por lo tanto se utiliza con disipación mínima a través del retroceso del tendón durante la fase concéntrica (Fukashiro et al., 1993; Hof et al., 1983). **2)** Por otro lado, el desplazamiento mínimo de las fibras musculares durante un CEA supondría que éstas pueden operar cercanas a su longitud óptima y,

de acuerdo con la relación longitud-tensión, pueden producir más fuerza (Fukunaga et al., 2001; Kawakami et al., 2002; Kubo et al., 2000; Kurokawa et al., 2001). **3)** Finalmente, mientras la velocidad de acortamiento neta de la UMT es alta, el cambio en la longitud de los fascículos sucede a velocidades relativamente lentas. De esta forma, los fascículos son capaces de generar más fuerza de acuerdo con la relación fuerza-velocidad. Por lo tanto, durante un CEA, los elementos contráctiles actúan como un generador de fuerza produciendo altas fuerzas en velocidades de acortamiento relativamente bajas, mientras que la estructura tendinosa actúa como un redistribuidor de energía y un amplificador de potencia. La interacción entre estos componentes es fundamental en el CEA debido a que permiten al complejo miotendinoso generar una potencia máxima superior (Cormie et al., 2011).

1.5.4. Potenciación de filamentos contráctiles y elásticos

La potenciación de puentes cruzados de actina y miosina es otro mecanismo que, a diferencia de la acción concéntrica pura, habría que tener en cuenta durante un CEA, ya que podría influir en una mayor generación de potencia.

Ciertas teorías apuntan a que durante la fase excéntrica del CEA se generan una mayor cantidad de puentes cruzados activos (Cavagna et al., 1985).

Cormie et al. (2011) propone otra teoría fundamentada en que los puentes cruzados que durante la generación de fuerza son despegados, adquieren un estado que les permite volver a unirse más rápidamente que los puentes cruzados no expuestos a un pre-estiramiento, aunque esta teoría no ha sido corroborada con investigaciones *in vivo* en las que fueron empleadas contracciones isométricas previas a una contracción concéntrica.

1.5.5. Reflejo de estiramiento

Esta teoría defiende que la elongación forzada de la unidad miotendinosa durante la fase excéntrica del CEA provoca deformación mecánica de los husos neuromusculares, lo que activaría ciertos mecanismos reflejos. El *reflejo de estiramiento* incrementaría la estimulación muscular y esto produciría un aumento de la

contracción durante la fase concéntrica. Este mecanismo aumentaría la potencia muscular máxima resultante en la fase concéntrica (Bosco et al., 1982; Trimble et al., 2000).

Además de mantener la integridad de nuestro esqueleto, las principales funciones del músculo desde una perspectiva mecánica son: producir fuerza, generar potencia y actuar como freno en determinadas circunstancias (Harridge, 2007). En relación a estos parámetros nos disponemos en el siguiente apartado a abordar la influencia que tienen las teorías anteriormente descritas sobre el salto vertical y el *sprint* como acciones balísticas donde la potencia mecánica tiene una gran importancia.

Capítulo II

**COMPORTAMIENTO NEUROMUSCULAR EN
EL SALTO Y EN EL *SPRINT***

Capítulo 2

EL ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO NEUROMUSCULAR A TRAVÉS DEL SALTO Y EL *SPRINT*

El rendimiento balístico es un factor clave en numerosas actividades deportivas y puede ser definido como la capacidad de acelerar una masa tanto como sea posible en el menor tiempo posible, sea el propio peso corporal (*sprints* o saltos) o una carga externa (lanzamientos). A continuación haremos un repaso sobre las dos perspectivas fundamentales que han estudiado el comportamiento neuromuscular en miembros inferiores:

2.1. ESTUDIO DE LAS CAPACIDADES MECÁNICAS DE LOS MIEMBROS INFERIORES DURANTE EL SALTO.

Las capacidades mecánicas de los miembros inferiores han sido ampliamente estudiadas por la determinación de la relación fuerza-velocidad y potencia-velocidad a través de herramientas de medición sofisticadas para obtener precisamente la fuerza, velocidad y potencia.

La evaluación de las capacidades mecánicas interesa a entrenadores, preparadores físicos y rehabilitadores que están buscando métodos de evaluación sencillos, rápidos, baratos y utilizados sobre el terreno de juego. Recientemente, están surgiendo estudios que orientan el estudio de las capacidades mecánicas del funcionamiento neuromuscular para la prevención de lesiones deportivas, así como para la orientación de un proceso de rehabilitación basándose en valores objetivables y cuantitativos que representan el estado de forma física de un deportista (Buchheit et al., 2014)

Las relaciones de fuerza-velocidad y potencia-velocidad han sido estudiadas tanto en movimientos cíclicos (repetición de movimientos de extensión de miembro inferior) como en movimientos acíclicos únicos (una sola fase de extensión). El uso de los movimientos cíclicos, como correr o pedalear, evalúa la capacidad propulsiva en términos reales de los miembros inferiores durante la locomoción, lo que permite tener en cuenta todos los parámetros que pueden influir en el rendimiento máximo en estos movimientos, sobre todo a determinados aspectos técnicos (capacidad para dirigir la fuerza efectiva) o neuromusculares (capacidad de activar y desactivar los músculos en el momento adecuado: coordinación intermuscular). Esto puede ser una ventaja para comprender y optimizar la propulsión en dichos movimientos, pero es una limitación para la evaluación de las capacidades máximas de las extremidades inferiores durante un único movimiento de extensión como es el salto (Samozino, 2009). El desarrollo de esta tesis incluye el estudio de ambos tipos de movimientos (cíclicos y acíclicos) con el fin de entender qué características biológicas pueden explicar las diferencias interindividuales en sujetos que presentan comportamientos similares desde el punto de vista biomecánico.

Por un lado, los movimientos de extensión pluri-articulares de miembros inferiores que permiten obtener las relaciones de fuerza-velocidad y potencia-velocidad más cercanos a las propiedades mecánicas de la musculatura global de los miembros inferiores, ya que estos movimientos únicos parecen estar menos afectados por los aspectos neuromusculares y por las influencias presentadas durante movimientos cíclicos, lo que permite evaluar las capacidades mecánicas "reales" de los miembros inferiores durante un movimiento propulsivo máximo tal y como supone el salto (Samozino, 2009). Por otro, creemos que la capacidad de acelerar durante la carrera es una tarea motriz cíclica que, además de estar influenciada por tales restricciones mecánicas, puede estar fuertemente marcada por las características fenotípicas de cada sujeto.

Respecto a los movimientos acíclicos de extensión pluriarticulares, el **índice propuesto por Bosco** en 1992 ya intentó resolver el problema de la relación fuerza-velocidad comparando la capacidad de salto vertical (que

puede representar muy bien la expresión máxima de velocidad de contracción de los elementos contráctiles de los músculos extensores de las piernas en condiciones naturales) con la actividad de los mismos músculos cuando se debe movilizar una carga igual al peso del cuerpo del sujeto. Bosco determinó que la valoración de las dos expresiones del funcionamiento muscular (máxima velocidad y fuerza máxima dinámica) podían ser comparadas entre sí mediante el salto, dado que los valores registrados presentan la misma unidad de medida, que puede ser la altura de salto o la velocidad vertical máxima en el momento de la batida, de la que depende la altura de salto. Propuso un índice para cuantificar la relación de fuerza-velocidad con el fin de orientar el entrenamiento de los deportistas (fuerza máxima, la fuerza dinámica, velocidad ...) y para evitar desequilibrios entre las capacidades de la fuerza y las capacidades de velocidad (Bosco, 1994). Estas relaciones fueron calculadas en base a valores absolutos obtenidos a través de la observación de muchos deportistas de distintas disciplinas deportivas. Mediante una metodología empírica se mostraron cuáles suponían las condiciones de equilibrio más satisfactorias de estos deportistas en el transcurso de los periodos de entrenamiento. Para ello, se establecía la relación entre la capacidad de salto del deportista cuando tiene una carga sobre los hombros y cuando efectúa un salto vertical sin carga. Aunque de una forma empírica, este nuevo procedimiento de control ofrecía la posibilidad de orientar el entrenamiento, es decir, permitía establecer cuándo y cómo incrementar o reducir las cargas de trabajo relativas al desarrollo de la fuerza máxima. En consecuencia, se permitía trabajar en una dirección determinada cuando una propiedad resultaba deficitaria y finalizaba el trabajo sistemático cuando se volvía a alcanzar el equilibrio.

Los estudios de Bosco han sido ampliamente aceptados en el contexto internacional del entrenamiento de acciones explosivas y han permanecido vigentes hasta nuestros días como un medio eficaz para el control del entrenamiento de fuerza. No obstante, este método presenta limitaciones importantes derivadas de la naturaleza empírica respecto a los valores absolutos registrados durante la ejecución del test, no teniendo en cuenta la individualidad de cada uno de los sujetos, el tiempo durante el que se apli-

ca la fuerza, la masa de los sujetos, además de la gran inexactitud en la manera de calcular la potencia mecánica. De este contexto surge la necesidad de identificar las capacidades mecánicas de los miembros inferiores para desarrollar un impulso máximo durante los movimientos explosivos. Es decir, es necesario conocer a través de modelos matemáticos precisos qué capacidades mecánicas de miembros inferiores –que pasaremos a describir en el siguiente apartado– están implicadas durante un salto que permitan conocer el funcionamiento neuromuscular óptimo (*perfil óptimo fuerza-velocidad*) durante acciones de naturaleza explosiva.

De acuerdo con Samozino et al. (2014), existen infinitas combinaciones entre fuerza y velocidad para una misma potencia máxima (P_{MAX}) de manera que dos sujetos capaces de desarrollar la misma potencia máxima pueden tener diferentes capacidades de producción de fuerza máxima o de máxima velocidad de extensión. Ante esta problemática, estos autores muestran que las capacidades de fuerza y velocidad pueden compararse con un *perfil óptimo fuerza-velocidad*: para un dado valor de potencia, cada combinación de fuerza y velocidad corresponde a una pendiente particular de la relación lineal fuerza-velocidad. Por lo tanto, el valor de esta pendiente es independiente de la potencia máxima y podría ser interpretado como un buen indicador del perfil de fuerza-velocidad de un individuo y está significativamente relacionado con el rendimiento en salto, de tal manera que se puede calcular un *perfil F-v óptimo* individual que es representativo del mejor equilibrio entre sus capacidades de fuerza y velocidad. Para una P_{MAX} determinada, un equilibrio desfavorable entre las cualidades de fuerza y velocidad puede llevar hasta un ~30% menos de rendimiento. A continuación, expondremos las bases teóricas que fundamentan este modelo matemático.

La aproximación teórica propuesta por Samozino et al. (2010), anteriormente mencionada, tiene en cuenta la dinámica de movimiento del centro de masas corporal durante el salto (fuerza máxima isométrica teórica; F_0 , velocidad de despegue en el salto; V_0 y distancia de empuje durante el salto; h_{PO}) y los límites mecánicos externos del conjunto del sistema neuromuscular en miembros inferiores. La originalidad de su aproximación

teórica se basa en explicar el rendimiento desde las menores variables mecánicas posibles. Las tres variables integrativas (F_0 , V_0 y h_{PO}) de las que depende dicha aproximación teórica engloban todos los parámetros morfológicos y fisiológicos que explicarían la variabilidad del rendimiento en salto y serán abordados en el siguiente apartado, a lo que habría que añadir la masa del sujeto y la relación entre fuerza y velocidad que provoca el rendimiento alcanzado en el salto para cada una de las cargas elegidas y que junto a las tres variables integrativas conformarán el perfil fuerza-velocidad.

Es importante resaltar que este modelo está siendo cada vez más aceptado y reconocido dentro de la comunidad científica como el mejor método para la determinación de la relación fuerza-velocidad en miembros inferiores (Giroux, 2014) durante la acción balística del salto.

A continuación pasaremos a especificar las bases teóricas sobre las que se sustenta el método del *perfil mecánico fuerza-velocidad*:

2.2. CONTEXTO TEÓRICO DEL PERFIL MECÁNICO FUERZA-VELOCIDAD

Las restricciones mecánicas impuestas por las características generadoras de fuerza y la dinámica del movimiento sobre la capacidad de salto están principalmente expresadas mediante la interacción entre la cantidad de fuerza producida y la velocidad del centro de masas (CM) durante la fase de empuje. El principal objetivo de esta sección es entender cómo estas dos restricciones mecánicas afectan a la interdependencia de la producción de fuerza y la velocidad de movimiento:

2.2.1. Restricciones mecánicas impuestas en la dinámica del movimiento durante el salto

La altura de salto (h), correspondiente aquí con el desplazamiento aéreo vertical del CM, es dependiente de la velocidad vertical del CM en el momento del despegue (V_{TO}), como se pone de manifiesto en esta ecuación (Ecuación 1) balística básica:

$$h = \frac{v_{TO}^2}{2g}$$

Ecuación 1

Esta sección analiza la fase de empuje a través la dinámica del CM corporal a través de una aproximación matemática para entender cómo V_{TO} depende de la producción de fuerza. El empuje es considerado aquí en su conjunto, y no estudiado momento a momento. Consideraremos aquí una fase de empuje durante la cual una masa corporal m es acelerada en dirección vertical. Los miembros inferiores representados por un generador de fuerzas lineales. La velocidad del CM (y por tanto, la energía cinética) considerada nula antes del empuje, el trabajo mecánico total (W_T) hecho por extremidades inferiores durante el empuje es igual a la variación en la energía mecánica del cuerpo, la cual es la suma de energías cinética y potencial.

$$W_T = \frac{1}{2}mv_{TO}^2 + mgh_{PO}$$

Ecuación 2

donde g es la aceleración gravitacional y la H_{PO} la distancia de empuje vertical correspondiente a los cambios en la longitud del generador de fuerzas (esto es, miembros inferiores). Además, W_T , desarrollado por miembros inferiores durante el empuje, es también igual al producto de H_{PO} por la fuerza vertical producida durante la fase de empuje. Consecuentemente:

$$\bar{F} = \frac{W_T}{mh_{PO}}$$

Ecuación 3

con F como fuerza vertical media producida durante el empuje expresada relativa a la masa corporal (en $N \cdot kg^{-1}$). Sustituyendo la ecuación 2 en ecuación 3 tenemos:

$$\bar{F} = \frac{v_{TO}^2}{2h_{PO}} + g$$

Ecuación 4

Desde la ecuación 4, V_{TO} puede ser expresada como:

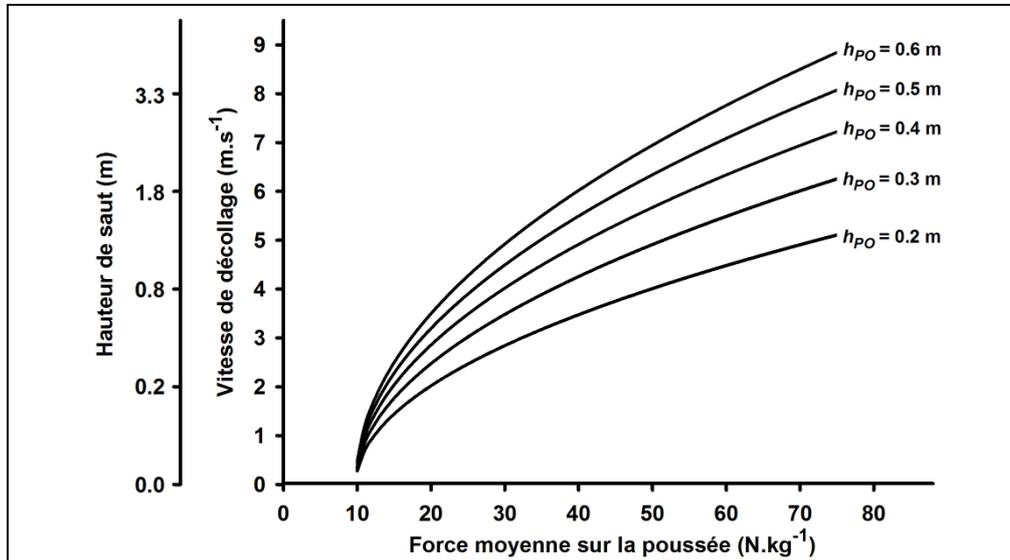
$$v_{TO} = \sqrt{2h_{PO}(\bar{F} - g)}$$

Ecuación 5

Esta relación entre V_{TO} , F y H_{PO} representa los límites mecánicos impuestos por la dinámica del movimiento de un cuerpo acelerado. Por lo tanto, V_{TO} depende de la fuerza media producida durante la fase de empuje, de la masa corporal (dado que F es expresada relativa a la masa corporal) en la distancia a través de la cual la fuerza es producida, esto es, el cambio de longitud de miembros inferiores.

La ecuación (5) pone de manifiesto la relación cercana entre las características mecánicas de la fase de empuje. La relación general entre V_{TO} y F es presentada en **figura 2.1** para diferentes valores de H_{PO} durante un empuje vertical. Cada línea representa, para diferentes valores de H_{PO} , las condiciones de fuerza-velocidad (condiciones F - V_{TO}) permitida por la dinámica del movimiento, cada condición F - V_{TO} corresponde con una altura de salto (obtenida de la ecuación (1)). El rendimiento en salto incrementa con la H_{PO} y/o cuando F incrementa, F y V_{TO} cambian concomitantemente de una forma específica dependiendo de la H_{PO} (ecuación (5)). Sin embargo, el incremento concomitante en F y V_{TO} está limitada por las características mecánicas de los generadores de fuerza. Por lo tanto, es bien conocido que las capacidades de producir fuerza son dependientes de la velocidad para un generador de fuerza constituido por músculos esqueléticos.

Figura 2.1. Relación entre distancia de empuje vertical y altura del salto.



Variaciones de la velocidad vertical de despegue y de la altura del salto en función de la fuerza media desarrollada sobre la fase de empuje para diferentes distancias verticales de empuje (HPO). Fuente: (Samozino, 2009)

2.2.2. Restricciones mecánicas impuestas por los generadores de fuerza durante el salto

De acuerdo con Samozino et al. (2010) y Jiménez-Reyes et al. (2014), en esta sección mostraremos las características mecánicas generadoras de fuerza acción muscular como elemento propulsor del individuo. Desde este punto de vista, los límites mecánicos de las capacidades de la musculatura esquelética, y en particular de los elementos contráctiles, están representadas por una relación inversa entre fuerza y velocidad (*F-v relationship*), bien documentada en músculos aislados y en la musculatura del conjunto de miembros inferiores durante varios tipos de movimientos humanos. Esta relación inversa, descrita como lineal para movimientos pluri-articulares, tiene en cuenta que los miembros inferiores disminuyen su capacidad máxima de generar fuerza con el incremento de la velocidad de movimiento. Tal relación lineal entre fuerza y velocidad ha sido ampliamente estudiada desde los valores medios de fuerza (F) y velocidad (v) sobre el movimiento de extensión de miembros inferiores, y habitualmente ha sido

definida por dos valores: la máxima fuerza teórica que los miembros inferiores pueden producir sobre una extensión (F_0 , expresada respecto al peso corporal, en $N.Kg^{-1}$) y la máxima velocidad teórica a la que los miembros inferiores pueden extenderse durante el impulso bajo la influencia de la acción muscular (V_0 en $m.s^{-1}$). Gráficamente, F_0 y V_0 corresponden con la intercepción con el eje de fuerza y el eje de velocidad de la curva fuerza-velocidad, respectivamente. Así, durante un esfuerzo dinámico, tal como la fase de empuje de un salto máximo, la máxima fuerza que puede ser producida puede ser expresada como función de la velocidad:

$$\bar{F} = \bar{F}_0 - \frac{\bar{F}_0}{\bar{v}_0} \bar{v}$$

Ecuación 6

Para un salto concéntrico con contra-movimiento (counter-movement jump) en el que la velocidad al inicio de la fase de empuje es nula, la velocidad media (\bar{v}) y V_{TO} están estrechamente relacionadas: desde la segunda ley de Newton, el cambio en el momento de fuerza de un cuerpo es proporcional al impulso neto aplicado en dicho cuerpo, y aplicado a lo largo de una línea recta sobre la cual este impulso es aplicado.

Aplicando la relación momento-impulso para considerar la fase de empuje con velocidad de salida nula obtenemos:

$$v_{TO} = (\bar{F} - g)t_{PO}$$

Ecuación 7

donde t_{PO} corresponde con la duración de la fase de empuje. Desde las ecuaciones (Ecuación 4) y (Ecuación 7), t_{PO} puede ser expresada como:

$$t_{PO} = \frac{2h_{PO}}{v_{TO}}$$

Ecuación 8

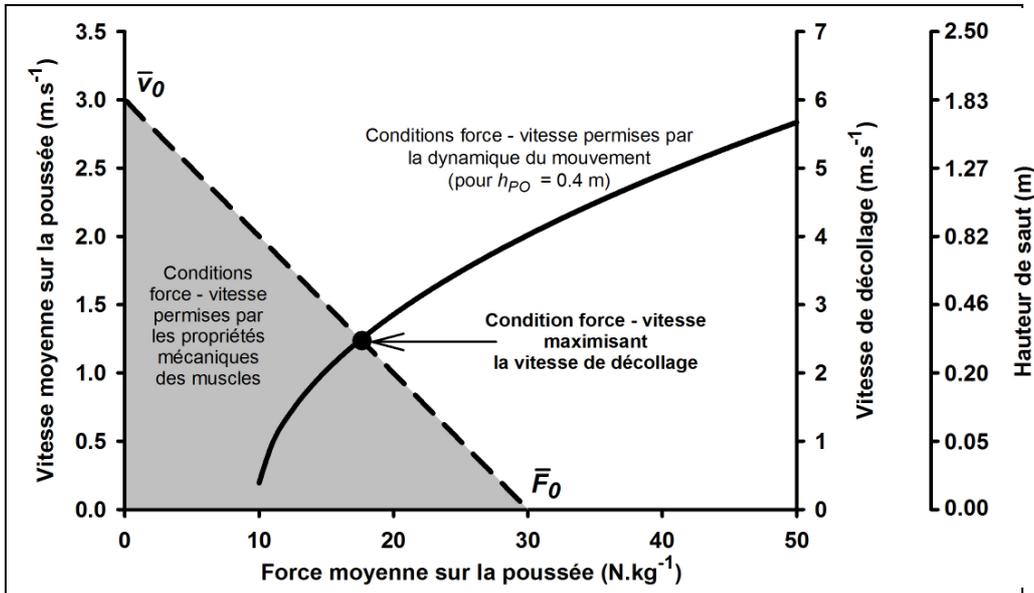
La velocidad vertical (v) media del centro de masas sobre el conjunto del empuje es el ratio entre h_{PO} y t_{PO} y por tanto podemos obtener desde la ecuación (8):

$$\bar{v} = \frac{v_{TO}}{2}$$

Ecuación 9

Esta ecuación está solo basada en la relación momento-impulso y no asume que la aceleración del centro de masas es constante durante el empuje, tal y como consideró Bosco et al. (1983) al presentar el mismo resultado.

Figura 2.2. Restricciones musculares y mecánicas de los miembros inferiores durante el salto.



Representación teórica de las restricciones mecánicas impuestas por la dinámica del movimiento (línea continua) y por las propiedades musculares (línea discontinua) en un salto vertical. La línea continua representa la velocidad vertical de despegue en función de la fuerza media producida durante el empuje. Las condiciones de fuerza-velocidad (fuerza y velocidad media sobre el empuje) permitidas por las capacidades mecánicas de los miembros inferiores están

representados por los esfuerzos submáximos (área gris) y por los esfuerzos explosivos máximos (línea discontinua. Fuente: (Samozino, 2009).

2.2.3. Determinación de la velocidad máxima que puede ser alcanzada durante el empuje en el salto

Considerar las restricciones mecánicas impuesta por el movimiento en sí mismo (V_{TO} incrementada respecto a la F , ecuación 5) y aquellas restricciones impuestas por el generador de fuerza (capacidad de producir fuerza disminuye con el incremento de la velocidad, ecuación 6) permite determinar la máxima fuerza que puede ser producida durante un empuje vertical, a máxima V_{TO} y altura. La figura 2 representa estas dos restricciones mecánicas actuando sobre la producción de fuerza durante un empuje vertical para una determinada H_{PO} (0,4m).

El área gris bajo la relación $F-V$ (línea discontinua) representa las condiciones globales de $F-v$ que la musculatura de miembros inferiores puede desarrollar correspondiente a esfuerzos máximos. La línea continua representa, como en la **figura 1**, las condiciones $F-V_{TO}$ permitidas por la dinámica del movimiento, donde mayor rendimiento en salto es alcanzado conforme F aumenta. Consecuentemente, el valor máximo de V_{TO} (V_{TO_max}) que puede ser alcanzado es logrado durante las condiciones de empuje permitidas por la capacidad máxima de los generadores de fuerza y la dinámica del movimiento. Tal condición óptima corresponde gráficamente con los valores de fuerza y velocidad en la intersección de las dos líneas. Consecuentemente, los valores de fuerza y de velocidad que caracterizan esta condición óptima ha de ser un conjunto válido de soluciones para el sistema formado por las ecuaciones 5, 6 y 9, las variables desconocidas de F , v y V_{TO} . Resolver este sistema de ecuaciones, la cual incluye una ecuación no lineal (Ecuación 5), da dos ecuaciones cuadráticas para F y para V_{TO} . La ecuación cuadrática que incluye V_{TO} tiene solo una solución real positiva para V_{TO} (V_{TO_max}) que puede ser expresada como:

$$v_{TO\max} = h_{PO} \left(\sqrt{\frac{\bar{F}_0^2}{4\bar{v}_0^2} + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} - \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0} \right)$$

Ecuación 10

Desde la ecuación 1, la máxima altura de salto que puede ser alcanzada (h_{MAX}) puede ser expresada como:

$$h_{\max} = \frac{h_{PO}^2}{2g} \left(\sqrt{\frac{\bar{F}_0^2}{4\bar{v}_0^2} + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} - \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0} \right)^2$$

Ecuación 11

Desde esta computación, h_{MAX} que puede ser concebible respecto a las restricciones mecánicas del movimiento y los generadores de fuerza depende solo de F_0 , V_0 y H_{PO} , las cuales son las tres entidades mecánicas que caracterizan el conjunto de capacidades de miembros inferiores.

2.3. ESTUDIO DE LAS CAPACIDADES MECÁNICAS DE LOS MIEMBROS INFERIORES DURANTE EL *SPRINT*

Gracias a recientes estudios, conocemos que los movimientos cíclicos explosivos de extensión pluriarticular (*sprint*) también pueden ser determinados por los fundamentos de modelación matemática ideada por Pierre Samozino anteriormente descrita (Buchheit et al., 2014).

En este sentido, la capacidad de aplicar fuerza horizontal en cada uno de los apoyos producidos durante un *sprint* en las diferentes velocidades que se alcanzan durante la aceleración típica producida durante esta tarea motriz también puede ser descrita por una relación lineal F-v, así como por una relación polinomial de segundo grado entre potencia-velocidad (Morin et al., 2010).

Dado que la potencia mecánica es el producto de la fuerza y la velocidad, la pendiente de la relación lineal F-v puede indicar la importancia relativa de las cualidades fuerza y velocidad en la determinación de potencia máxima, así como el *perfil* F-v individual (Samozino et al., 2012).

Este *perfil* individual F-v describe los cambios en la generación de fuerza horizontal externa con incremento de la velocidad de carrera que pueden ser resumidos desde sus dos principales constructos teóricos: la fuerza horizontal máxima teórica (F_{0H}) que las piernas podrían producir sobre una fase de contacto a velocidad nula y la velocidad máxima teórica (V_{0H}) que el sujeto podría alcanzar en una fase de contacto sobre un tapiz rodante bajo carga cero.

De forma similar al salto, estos parámetros integrativos caracterizan los límites sistema neuromuscular en su conjunto durante la tarea motora específica del *sprint* y abarcan numerosas propiedades mecánicas musculares, morfológicas, neurales, así como ciertos factores técnicos (Cormie et al., 2011).

2.4. ESTUDIO DE LAS CAPACIDADES BIOLÓGICAS DE LOS MIEMBROS INFERIORES

El comportamiento biológicamente útil no consiste únicamente en acciones mecánicas aisladas de músculos y articulaciones, sino que dicho comportamiento realmente es una amplia gama de fuentes de información sensorial aferente, a múltiples niveles, que se integran dentro de la complejidad del sistema nervioso con el fin de producir eferencias funcionales que se materializan en el movimiento coordinado del aparato locomotor.

En este sentido, debemos entender que, a pesar de que la fuerza externa, potencia y velocidad de extensión de miembros inferiores están muy fuertemente caracterizados por los límites mecánicos de la función neuromuscular global, por sí solos no podrían explicar la variabilidad del rendimiento motor ante parámetros mecánicos similares entre sujetos diferentes (Samozino et al., 2012). Sería necesario contemplar de manera

particular las diferentes propiedades fenotípicas que caracterizan a cada sujeto en relación con el perfil mecánico fuerza-velocidad.

Propiedades biológicas, tales como morfología y arquitectura de los tejidos biológicos (principalmente musculatura y tendones), así como numerosos factores neurológicos y antropométricos son, por lo tanto, determinantes en rendimiento del sistema neuromuscular global. En este sentido, en la ecuación hiperbólica propuesta por Hill (anteriormente descrita), considerada como la más adaptada que describe la relación f-v en un músculo aislado activado de manera máxima, los puntos de intersección de esta curva con los ejes tienen una significación particular y parecen estar influenciados fuertemente por multitud de factores biológicos (anatómicos y fisiológicos) (Samozino, 2009).

Dada esta última consideración, sería de esperar que: (i) la intersección con el eje de fuerza (F_0), que corresponda con la fuerza máxima isométrica de la musculatura implicada en el salto, a su vez dependa de parámetros de la arquitectura muscular, tales como el área de sección transversal muscular, pennación de las fibras que componen un músculo, o parámetros neurológicos, entre otros. (ii) Por otro lado, la intersección con el eje de la velocidad (V_0), que representa la velocidad máxima teórica de acortamiento del músculo sin carga; sin producción de fuerza dependa del tipo de fibras, de las características tendinosas de la musculatura implicada o de parámetros arquitecturales musculares tales como la longitud de las fibras.

Esta complejidad necesita una aproximación integral que reúna dichos factores biológicos y los relacione con los factores mecánicos expuestos anteriormente para intentar comprender la influencia de los parámetros biológicos respecto al rendimiento mecánico durante las acciones balísticas del CMJ y del SJ, así como durante el *sprint*.

A continuación pasaremos a describir los principales factores biológicos que influyen en la producción de fuerza durante una tarea de carácter balístico realizada con miembros inferiores y que podrían explicar las dife-

rencias interindividuales en las tareas motrices de carácter explosivo anteriormente expuestas.

2.4.1. Tipo de fibra muscular

Debido a las características únicas de cada tipo de fibra, las propiedades de fuerza-velocidad de un músculo son determinadas por la contribución que cada tipo de fibra respecto al músculo en su conjunto (Thorstensson et al., 1976). En este sentido, diferentes estudios han determinado que las fibras musculares tipo II tienen mayor capacidad de generar potencia por unidad de Área de Sección Transversal o CSA). Si bien es cierto, los estudios desarrollados *in vivo* sugieren que las diferencias en la potencia pico por unidad de CSA son más pequeñas que las observadas *in vitro* (Cormie et al., 2011). Esto remarca la importancia de llevar a cabo mediciones *in situ* e *in vivo* cuando lo que se requiere el conocimiento de las capacidades musculares en gestos cotidianos para un deportista.

En relación específica con nuestro propósito de estudio, las diferencias en potencia pico por unidad CSA son debidas a diferencias en fuerza específica, V_{MAX} y curvatura de la relación fuerza-velocidad entre diferentes tipos de fibras (Cormie et al., 2011). En ciertos estudios en los que se usaron preparaciones de fibras, las fibras tipo II mostraron tener mayor *fuerza específica* que las fibras tipo I (Cormie et al., 2011). Hallazgos similares han sido observados en investigaciones realizadas con músculos enteros (músculos compuestos principalmente por fibras tipo II y tipo I) aunque esto supone un área de controversia en la fisiología muscular.

Por otro lado, las diferencias en *velocidad máxima de acortamiento* parecen tener mucha más influencia sobre la diferencia en P_{MAX} entre diferentes tipos de fibras (Lieber & Friden, 2001). Las fibras tipo II se caracterizan por tener grandes retículos sarcoplasmáticos y mayor actividad ATPasa miofibrilar y, consecuentemente, por tener una alta V_{MAX} y una corta duración de la contracción en el tiempo (Bottinelli et al., 1991). Esto permite en fibras rápidas una temporalización corta en el ciclo de puentes cruzados y por tanto, un desarrollo de la fuerza rápido. A su vez, es importante resaltar la

importancia que ha adquirido el estudio de los diferentes tipos de cadenas de miosina (“*myosin heavy chain*”, MHC) existente en las fibras musculares, lo que se convierte en parámetro importante en la generación de fuerza y potencia. No obstante, la heterogeneidad de las fibras musculares no se restringe sólo a las cadenas livianas y pesadas de miosina, sino que se extiende también a las isoformas específicas de otras proteínas sarcoméricas como, por ejemplo, las subunidades de toponina TnT, TnI y TnC, la alfa actinina, la ATPasa del retículo sarcomplásmico y la cacecustrina.

En resumen, la potencia máxima de un músculo está fuertemente determinada por la composición histológica de las fibras que lo componen, de forma que cuanto mayor sea el porcentaje en fibras tipo II, mayor será la generación de P_{MAX} en comparación con músculos con alto porcentaje en fibras tipo I). Sin embargo, se requieren investigaciones adicionales en el sentido de determinar la magnitud de las diferencias en P_{MAX} así como la V_{MAX} entre tipos de fibras y subtipos a diferentes temperaturas fisiológicas. (Cormie et al., 2011).

2.4.2. Interacción de elementos contráctiles y elásticos. Tejido tendinoso

El tendón, junto con el tejido aponeurótico muscular, ligamentos y cápsulas articulares, forma parte de las principales estructuras pasivas que rodean, conectan y estabilizan las articulaciones del sistema músculo-esquelético. Aunque dichas estructuras son consideradas como pasivas (no producen movimiento de forma activa), cada una de ellas juega un papel esencial en el movimiento articular. La principal función de los tendones es la de unir el músculo al hueso (formando la unidad miotendinosa; UMT) y transmitir las cargas de tensión desde el músculo hasta el hueso produciendo movimiento articular o mantenimiento de la postura corporal (Nordin, 2001). La interacción entre elementos contráctiles y elásticos juega un importante rol en la producción de máximo rendimiento. En este sentido, recientemente Vereecke et al. (2013) determinaron que las propiedades del tendón tienen un efecto importante en el comportamiento mecánico de la musculatura. Este razonamiento está en relación con el razonamiento

que Cormie et al. (2011) expusieron al mostrar las bases biológicas que determinan la producción de máxima potencia: “El comportamiento de la fibra y fascículo musculares está directamente afectadas por la interacción entre los elementos contráctiles y elásticos de la unidad miotendinosa de manera que las propiedades intrínsecas del tendón influyen directamente sobre la cantidad de desplazamiento fascicular”.

No obstante, existe cierta controversia acerca de la participación del tendón respecto a la UMT en los movimientos de carácter pliométrico:

Por un lado, considerando la relación longitud-tensión del funcionamiento muscular expuesta en párrafos anteriores, el estiramiento del tendón permitiría que la sarcómera actuara cerca de su *longitud óptima*. De este modo un tendón implicado en el salto (principalmente tendón rotuliano y aquileo) podría contribuir con los componentes contráctiles (músculo) para incrementar el trabajo mecánico durante los movimientos CEA (Ettema et al., 1992). En este sentido, durante la fase negativa (o excéntrica) del CEA, dada su gran elasticidad, el tendón estaría inicialmente sometido a un gran estiramiento que provocaría una optimización en el funcionamiento de la sarcómera provocando, por tanto, una mayor fuerza en el comienzo de la fase concéntrica de un CEA (Fukunaga et al., 2001; Kawakami et al., 2002; K. Kubo et al., 2000). A medida que la fase positiva (o concéntrica) progresa, la contracción de la fibra muscular permanece próxima a su longitud óptima (contracción isométrica) y el retroceso tendinoso provocaría el fenómeno conocido como *acción de catapulta*. (Cormie et al., 2011).

Por otro lado, la rigidez (*stiffness*) del tendón podría favorecer la transmisión de fuerzas. *Stiffness* puede ser definido como la resistencia que un objeto o cuerpo ofrece a la deformación y es calculada mediante el ratio de la fuerza aplicada en relación a la elongación producida. La relación entre *stiffness* y rendimiento balístico es compleja y, frecuentemente, malinterpretada. Dado que el *stiffness* ha sido relacionado con el incremento en la velocidad de carrera y altura de salto, muchos autores creen que esta variable debería ser incrementada para mejorar el rendimiento en *sprint* o en

salto (Brughelli & Cronin, 2008). El argumento ofrecido es que un mayor *stiffness* podría ayudar a resistir el colapso del sistema neuromuscular en miembros inferiores durante la fase negativa y de aterrizaje, y por un incremento en la producción de fuerza durante el empuje (fase positiva o concéntrica) durante el salto.

Generalmente es aceptado que un tendón distensible (bajo *stiffness*) permitiría a la sarcómera trabajar cerca de la isometría y facilitaría la acumulación de energía elástica durante su estiramiento (o fase excéntrica) así como su posterior liberación elástica (*release*) durante la fase concéntrica durante un movimiento balístico (Lamontagne & Kennedy, 2013). Sin embargo, de acuerdo con el modelo teórico del *Spring Mass Model* explicado por Brughelli y Cronin (2008) en una completa revisión bibliográfica, un tendón rígido (alto *stiffness*) podría ser un factor contribuyente a la transferencia rápida de fuerza y un control articular preciso.

Según Seynnes (2009), la estructura y tamaño del tendón determinan su interacción con el músculo asociado. Belli y Bosco (1992) ya relataron la importancia del **tamaño del tendón**, así como las propiedades elásticas del mismo en dicha tarea motriz. Este concepto está en consonancia con lo relatado por Seynnes (2013) que, haciendo referencia a otros trabajos, expone que el entrenamiento de fuerza induce cambios adaptativos en el tejido tendinoso que favorecen la transmisión de fuerzas y Couppé et al. (2009) que observaron una mayor área de sección transversal y *stiffness* cuanto mayor es la fuerza en las piernas de atletas de élite. Dichos cambios son: incremento del *stiffness*, cambios en las propiedades materiales y aumento del área de sección trasversal del tendón.

Específicamente en el tema que nos ocupa, Jaric y Markovic (2013) determinaron que los tendones de los miembros inferiores, que son altamente adaptables a la actividad física, juegan un papel importante en el rendimiento en salto y en la función muscular durante el ciclo de estiramiento y acortamiento. Por lo tanto, es posible que, independientemente de la fuerza generada por la musculatura, adaptaciones tendinosas específicas jueguen un papel importante en el comportamiento en salto. Por todo ello

creemos que debería existir relación entre el perfil mecánico fuerza-velocidad y la morfología del tendón.

2.4.3. Arquitectura muscular

Aunque las propiedades bioquímicas son importantes en la determinación de la velocidad de acortamiento muscular (Kumagai et al., 2000), las características de la arquitectura muscular parecen jugar un papel también muy importante en la modulación de los efectos bioquímicos sucedidos durante la contracción muscular (Cormie et al., 2011). En este sentido, algunos autores han mostrado en sus investigaciones que las diferencias en máxima velocidad de acortamiento entre músculos están determinadas en mayor grado por las diferencias en las longitudes de fibra más que por las diferencias bioquímicas del tejido muscular (Earp et al., 2010; Kumagai et al., 2000).

La arquitectura del músculo esquelético podría ser definida como la organización de las fibras musculares dentro de un músculo respecto al eje de generación de fuerzas. Se trata de un conjunto de parámetros extremadamente coincidentes entre individuos de una misma especie. No obstante, las pequeñas diferencias entre individuos de la misma especie determinan en gran medida la variabilidad del rendimiento neuromuscular (Lieber & Friden, 2001).

Las propiedades contráctiles del músculo, caracterizadas a partir de las relaciones longitud-tensión y fuerza-velocidad de una fibra muscular, están influenciadas por la manera en la que las fibras musculares se organizan para formar el músculo (López-Chicharro, 2008).

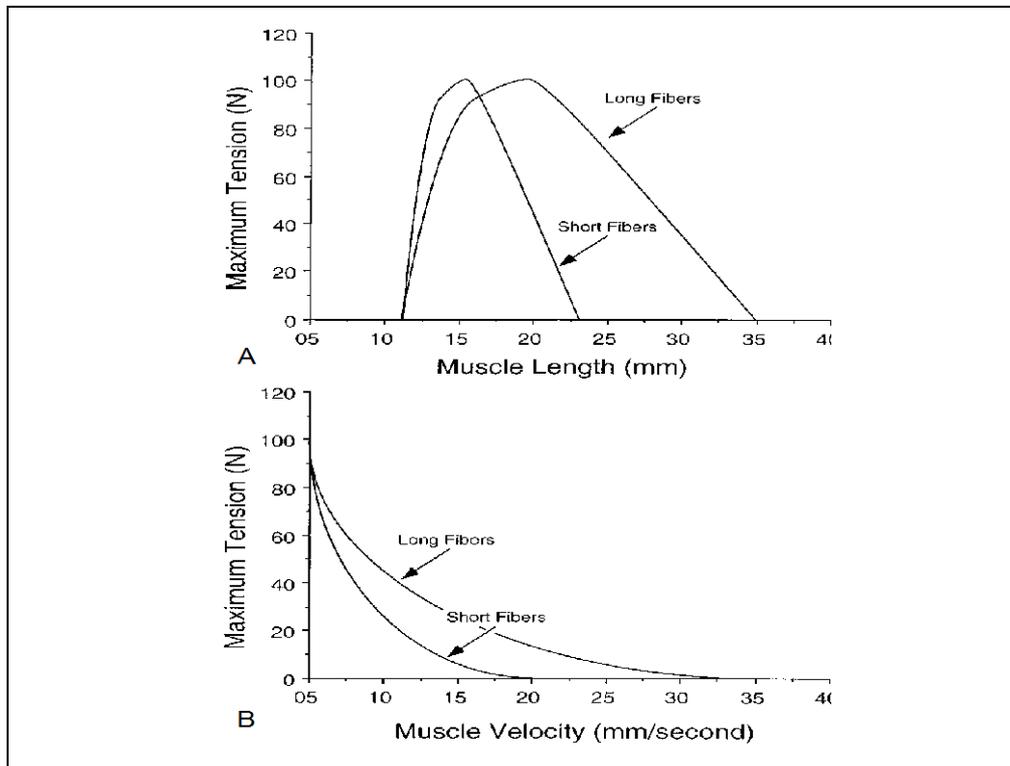
A continuación serán expuestos los principales parámetros que rigen la arquitectura de un músculo relacionados con la producción de fuerza y potencia muscular.

2.4.3.1. Longitud de los fascículos

La longitud de los fascículos parece ser un aspecto de especial relevancia cuando se trata de justificar diferencias de rendimiento muscular. En este sentido, estudios correlacionales han informado relaciones significativas entre longitud de los fascículos del vasto lateral y gastrocnemio lateral y tiempo en 100m en hombres y mujeres (Cormie et al., 2011). En otro estudio, Kumagai et al. (2000) determinaron que la longitud de los fascículos del vasto lateral, gastrocnemio medial y lateral parecen ser mayores en *sprinters* en comparación con corredores de larga distancia y un grupo control de sujetos no entrenados. Esto indica indican la importancia de las longitudes fasciculares en la generación rápida de fuerza y máxima producción de potencia durante tareas motrices dinámicas.

De acuerdo con Lieber y Friden (2001), considerando las diferencias funcionales entre dos hipotéticos músculos con idénticas áreas de sección transversal fisiológica y ángulo de pennación pero con diferentes longitudes, la velocidad muscular (relación fuerza-velocidad) y rango de producción de fuerza (relación longitud-tensión) son proporcionales a la longitud de fibras (**figura 2.3**).

Figura 2.3. Gráfico representativo de la fuerza isométrica en función del tiempo.



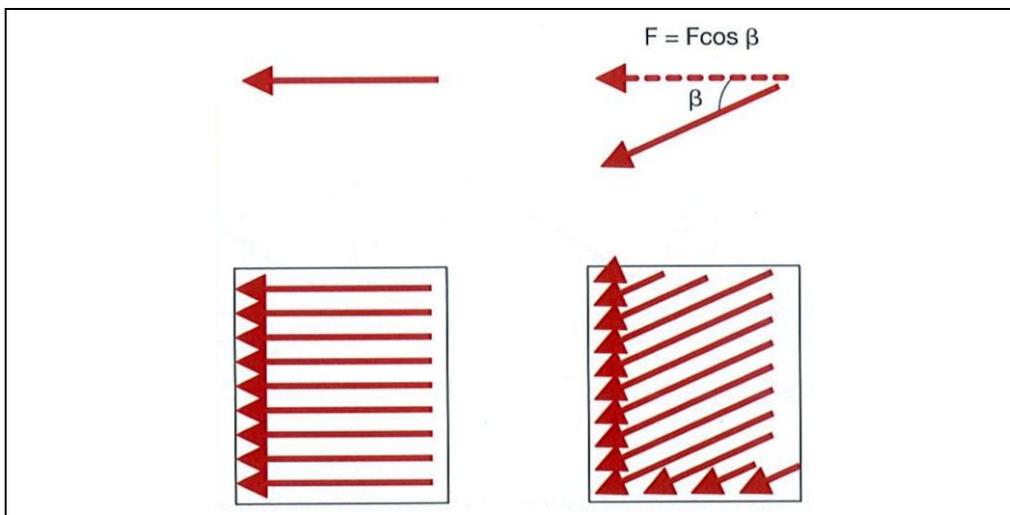
Representación esquemática de dos músculos con diferentes longitudes pero idénticas PCSA. (A) Relación longitud-tensión. (B) Relación fuerza-velocidad isotónica. Fuente: (Lieber & Friden, 2001)

Por otro lado, la reducción de la longitud fascicular podría afectar a la longitud a la cual las sarcómeras funcionan respecto a una longitud músculo-tendón determinada (Narici & Maganaris, 2007). Esto podría provocar que las sarcómeras operen en mayores longitudes situándose más allá de su longitud óptima (relación L-T), lo cual puede dar lugar a una disminución de la producción de fuerza (de Boer et al., 2008) y un incremento concomitante en el riesgo de lesión (actuación sarcomérica en la rama descendente de la relación LT).

2.4.3.2. Ángulos de penneación

Se podría definir ángulo de penneación como el ángulo que se forma entre las fibras y fascículos musculares y la línea de tensión de carga. Esta característica biológica del tejido muscular tiene importantes efectos fisiológicos sobre las relaciones mecánicas fuerza-velocidad y longitud-tensión.

Figura 2.4. Gráfico representativo del fenómeno de la penneación muscular.

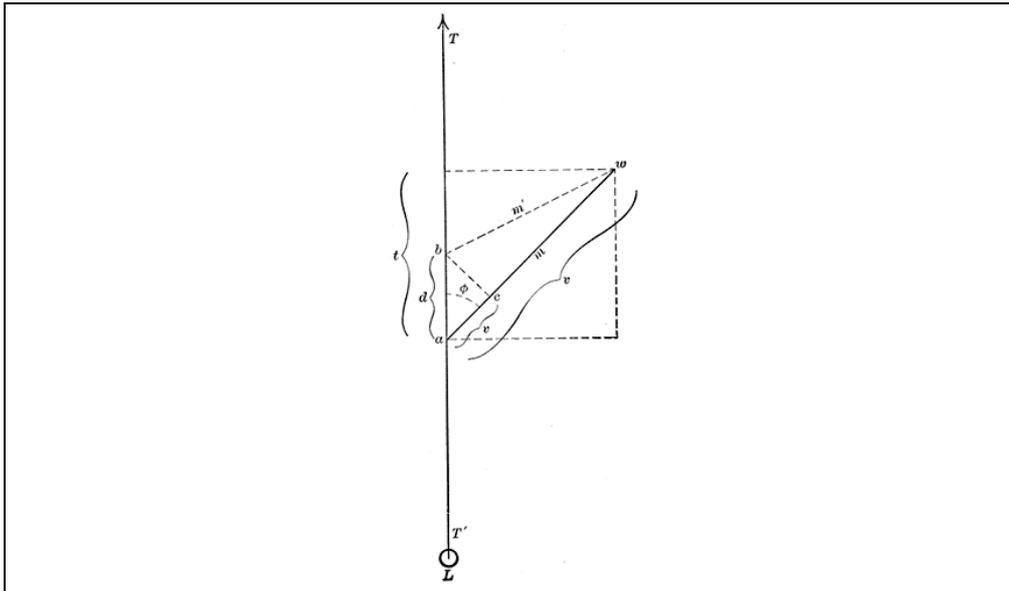


El ángulo de penneación tiene un efecto sobre la cantidad de fibras empaquetadas en un fascículo y sobre la aplicación de fuerzas resultantes respecto al eje principal de generación de fuerzas *Fuente:* (Lieber & Friden, 2001; López-Chicharro, 2008).

A medida que aumenta el ángulo de penneación, más sarcómeras pueden ser organizadas en paralelo, más tejido contráctil puede actuar a una dada área de aponeurosis o tendón y –por lo tanto– más tejido muscular puede producir fuerza. De forma adicional, mayor ángulo de penneación permite a las fibras musculares acortarse menos para un desplazamiento tendinoso determinado. Esto se debe a la rotación (*architectural gearing ratio; AGR*) que las fibras musculares pennadas tienen respecto a su punto de anclaje (aponeurosis) durante la contracción. Esto incrementa la probabilidad de que una fibra con mayor ángulo de penneación funcione a su longitud óptima y, basándose en la relación longitud-tensión, es capaz

de generar más fuerza (Muhl, 1982). Estos factores actúan incrementando la fuerza máxima y, por lo tanto, el ángulo de penneación influye en potencia máxima generada por el músculo.

Figura 2.5. *Architectural Gearing Ratio (AGR)*



Representación esquemática de la rotación y acortamiento fibrilar, así como el retroceso tendinoso producidos durante la contracción de un músculo penneado. Fuente: Lieber & Friden, 2001.

Sin embargo, mayor ángulo de penneación está también asociado con contracciones más lentas, lo que puede afectar negativamente a la velocidad máxima de acortamiento de la musculatura (Spector et al., 1980). A pesar de esto, en términos de potencia muscular generada, se cree que un gran ángulo de penneación tiene mayor influencia positiva que la influencia negativa que ejerce la disminución de la velocidad máxima de acortamiento (Cormie et al., 2011)

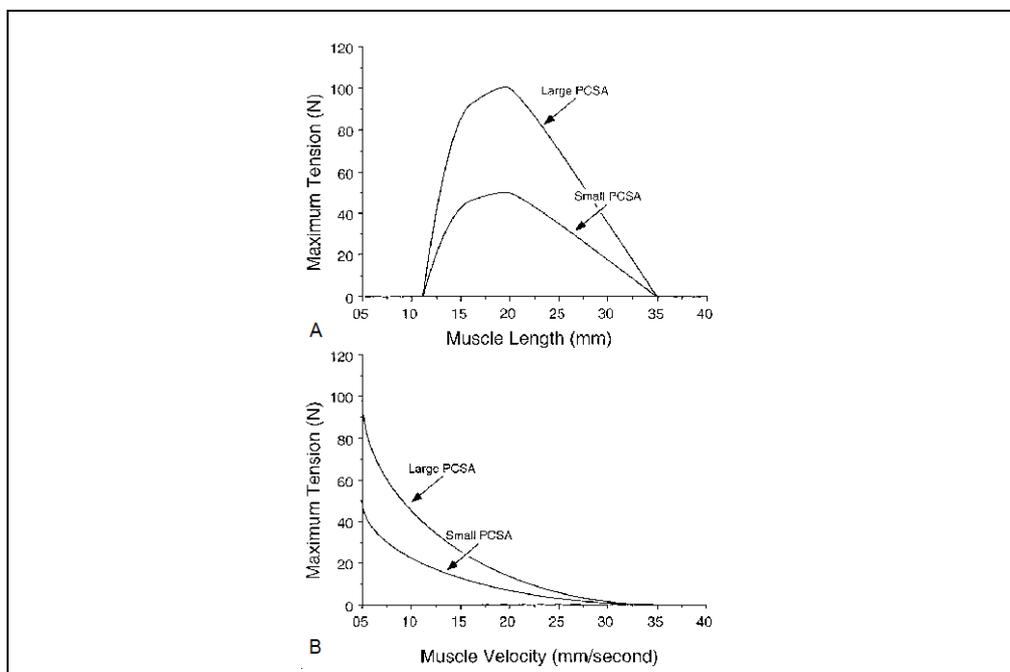
Esta característica biológica del tejido muscular –al igual que la CSA– tiene la propiedad de la plasticidad. Se asume que el ángulo de penneación incrementa en respuesta del entrenamiento con cargas pesadas y disminuye en respuesta del entrenamiento de velocidad. Estas teorías están basadas en observaciones en las que levantadores de pesas presentaron mayor

ángulo de penneación y CSA que sujetos no entrenados donde velocistas altamente entrenados tenían menor ángulo de penneación que sujetos menos entrenados en velocidad y que sujetos no entrenados (Cormie et al., 2011). La plasticidad del tejido muscular ante ciertos estímulos está corroborada por estudios desarrollados en intervenciones en las cuales el entrenamiento con cargas pesadas incrementaba significativamente los ángulos de penneación, CSA, F_{MAX} y P_{MAX} (Aagaard et al., 2001; Kawakami et al., 1995), mientras que el entrenamiento en *sprint* o el salto disminuía significativamente dichos ángulos (Blazevich, et al., 2003). No obstante, las modificaciones en el ángulo de penneación como una adaptación al entrenamiento o reposo prolongado no está exenta de debate. Esto se puede observar en ciertos estudios longitudinales que no encontraron una relación entre entrenamiento con cargas pesadas y cambios en dichos ángulos tanto en sujetos entrenados previamente como en no entrenados (Cormie et al., 2011). No hemos encontrado referencias bibliográficas que comprueben si el entrenamiento balístico y otras modalidades de entrenamiento provocan cambios en los ángulos de penneación o si los cambios son influenciados por el estado de entrenamiento del sujeto.

2.4.3.3. *Espesor muscular (o grosor muscular)*

Aunque las variables de la arquitectura muscular sean estudiadas por separado, es importante resaltar el carácter indisociable entre longitud de fibras, penneación y grosor de la musculatura. En este sentido, cuanto mayor es la penneación de un músculo, más tejido contráctil se puede unir a una determinada área del tejido aponeurótico del tendón y, por lo tanto, tendrá mayor capacidad de producir fuerza (Aagaard et al., 2001; Blazevich & Sharp, 2005). Esto está en línea con la afirmación de Cormie et al. (2011) en la que se expone que la máxima fuerza generada por una fibra muscular asilada es directamente proporcional a su CSA independientemente del tipo de fibra.

Figura 2.6. Repercusión del grosor muscular respecto al funcionamiento del sistema neuromuscular



Representación esquemática de dos músculos con diferentes áreas de sección transversal fisiológica (PCSA) pero con idénticas masas. (A) Comparación de la función longitud-tensión isométrica. (B) Comparación de la función Fuerza-velocidad. Fuente: (Lieber & Friden, 2001)

Para Lieber y Friden (2001), los dos parámetros más importantes de la arquitectura muscular son la PCSA y la longitud de fibras musculares. La PCSA es el único parámetro de la arquitectura muscular que se considera proporcional a la máxima fuerza tetánica generada por un músculo (Aagaard et al., 2001; Kawakami et al., 2001; Lieber & Friden, 2001). Sin embargo, este valor casi nunca corresponde con la ACSA del músculo medida desde alguno de los planos anatómicos tradicionales, como debería ser obtenida, utilizando técnicas no invasivas de imagen tales como resonancia magnética (MRI) o ultrasonidos (Aagaard et al., 2001; Lieber & Friden, 2001).

Aunque existen métodos indirectos para la determinación de la PCSA (Lieber & Friden, 2001), este valor, y por lo tanto, la máxima capacidad de

generar fuerza por el músculo humano penneado, no es fácil de estimar in vivo (Aagaard et al., 2001). No obstante, el espesor muscular está altamente correlacionado con la capacidad de producir fuerza (Seynnes et al., 2007). En este sentido, De Boer et al.(2008) mostraron que tras un periodo de inactividad física o descarga se produce reducción del espesor de los músculos gastrocnemio medial y vasto lateral que podría deberse a un descenso en la síntesis de proteínas miofibrilares y a un incremento de la degradación proteica. Esta alteración en el recambio proteico probablemente dé lugar a la reducción del espesor muscular y por tanto de su CSA que, a su vez, está directamente relacionada con el número de sarcómeros en paralelo (de Boer et al., 2008).

En relación a esto, ha habido investigaciones que determinaron que la máxima fuerza generada por una fibra muscular es proporcional a su CSA independientemente del tipo de fibra (Cormie et al., 2011). Debido a esto y a la relación entre potencia y máxima fuerza isométrica, una fibra muscular con mayor CSA puede generar mayor potencia máxima (Cormie et al., 2011).

Es necesario considerar que el grosor muscular no es una cualidad inamovible. Los procesos degenerativos asociados al envejecimiento, los efectos producidos por entrenamiento o de largos periodos de inactividad física, provocan cambios en la CSA. Sin embargo, es importante anotar que no todas las variaciones en las manifestaciones de fuerza de la musculatura esquelética pueden ser explicadas desde la perspectiva única de la variación de la CSA. A continuación se describirán otras cualidades biológicas del sistema neuromuscular que repercuten directamente en la generación de fuerza.

2.4.4. Factores relacionados con la composición corporal

Pocos estudios han explorado los efectos de la composición corporal sobre el rendimiento en salto vertical y otros movimientos rápidos, y sus hallazgos han sido, generalmente inconsistentes.

A pesar de la aparente importancia para el entrenamiento, valoración y rendimiento deportivo (rehabilitación), la valoración de la composición corporal para el rendimiento en movimientos rápidos ha sido poco atendida por la literatura científica, particularmente cuando comparamos variables más específicas potencialmente importantes tales como la velocidad y aceleración del centro de masas, potencia y fuerza muscular durante el empuje y el despegue en el salto, entre otras.

Recientemente, destacan el estudio de García-Pallarés et al. (2010) que estudiaron los efectos fisiológicos del *tapering* (o periodo de puesta en forma del deportista antes de la competición) y el posterior desentrenamiento progresivo frente a un desentrenamiento total (no actividad física) durante 4 semanas en kayakistas profesionales. Estos autores determinaron que la función neuromuscular fue significativamente menor tras el periodo de desentrenamiento al mismo tiempo que se produjo un incremento también significativo en la composición corporal grasa de los sujetos estudiados. Estos datos sugieren que los cambios en respuesta neuromuscular durante el entrenamiento o desentrenamiento son acompañados de cambios en la composición corporal.

De forma específica al tema que nos atañe, de acuerdo con Copic et al. (2014), las variables de la composición corporal (porcentaje de grasa y masa muscular; gran contenido en músculo y bajo contenido en tejido graso) podrían ser predictores relativamente fuertes del rendimiento en salto y, posiblemente, de otros movimientos rápidos.

Por lo tanto, llegados a este punto nos planteamos varias cuestiones; ¿qué rol juega la composición corporal en la ejecución de acciones balísticas con miembros inferiores?, y más específicamente, ¿cómo afecta la composición corporal a las diferentes variables derivadas del perfil mecánico fuerza-velocidad?

2.4.5. Factores neurológicos

Es bien conocido que la capacidad de generar fuerza y potencia muscular durante un movimiento no está únicamente gobernada por la morfología de la musculatura, sino también por la capacidad del sistema nervioso de activar apropiadamente los músculos implicados en una determinada tarea motora. El sistema nervioso controla la activación de los músculos principalmente a través de cambios en el reclutamiento de unidades motoras (UM), frecuencia de activación de unidades motoras y la sincronización neuromotora (intramuscular e intermuscular).

Los factores neurales y su adaptación específica juegan un importante papel en la producción de fuerza y potencia, muestran cambios a nivel de coordinación, aprendizaje y facilitan la eficiencia y mejora en los procesos de activación de las masas musculares implicadas en un movimiento (Cormie et al., 2011; Deschenes & Kraemer, 2002; Folland & Williams, 2007)

2.4.5.1. Reclutamiento de la unidades motoras

La capacidad que tiene un músculo de producir fuerza se relaciona con el número y tipo de UM reclutadas correspondientes a las fibras musculares. Las unidades motoras son reclutadas en un orden creciente, así en contracciones voluntarias las motoneuronas- α más pequeñas inervarán a las fibras tipo I en un principio, a medida que crece el gradiente de fuerza o la necesidad de aplicar más fuerza en el movimiento actuarán motoneuronas- α de mayor tamaño inervando a las fibras Tipo IIa y Tipo IIx, de acuerdo con el principio o ley del tamaño (Desmedt, 1983; Henneman et al., 1974)

El reclutamiento de unidades motoras de mayor o menor tamaño está fuertemente ligado a una segunda ley comúnmente conocida como la “ley del todo o nada”, y hace referencia a que motoneuronas de mayor tamaño sólo se activarán cuando se supere el umbral de excitación necesario para el reclutamiento de unidades motoras, que suele ser ante la necesidad de

producir altos niveles de fuerza o potencia (Desmedt & Godaux, 1977; Sale, 1988).

Se teoriza que el reclutamiento de unidades motoras de alto umbral que sean capaces de desarrollar altos niveles de fuerza es muy beneficioso para la producción de potencia muscular (Enoka & Fuglevand, 2001; Haff et al., 2003).

2.4.5.2. Frecuencia de impulsos neurales

De manera general, en la literatura está apoyada la existencia de una gran interacción entre la frecuencia de impulsos neurales y el reclutamiento de unidades motoras para la producción de fuerza y potencia muscular.

Para que la unidad motora pueda realizar su función, necesita utilizar señales que sean capaces de transmitir los impulsos neurales de la motoneurona- α a las fibras musculares correspondientes, a este ratio de señales o impulsos se le conoce como frecuencia de disparo (Enoka, 1995). Un aumento de la frecuencia de disparo aumenta la magnitud de fuerza generada aisladamente de reclutar nuevas UM (Enoka & Fuglevand, 2001)

Unas altas frecuencias están altamente relacionadas con movimientos explosivos y balísticos, típicos del entrenamiento y movimientos desarrollados en deportes de fuerza-velocidad (Enoka & Fuglevand, 2001; Van Cutsem, Duchateau, & Hainaut, 1998).

2.4.5.3. Coordinación inter-muscular

Finalmente, hallamos como otros de los principales factores para la producción de fuerza y potencia, una mejora en las adaptaciones correspondiente a la diversidad de la coordinación-intermuscular.

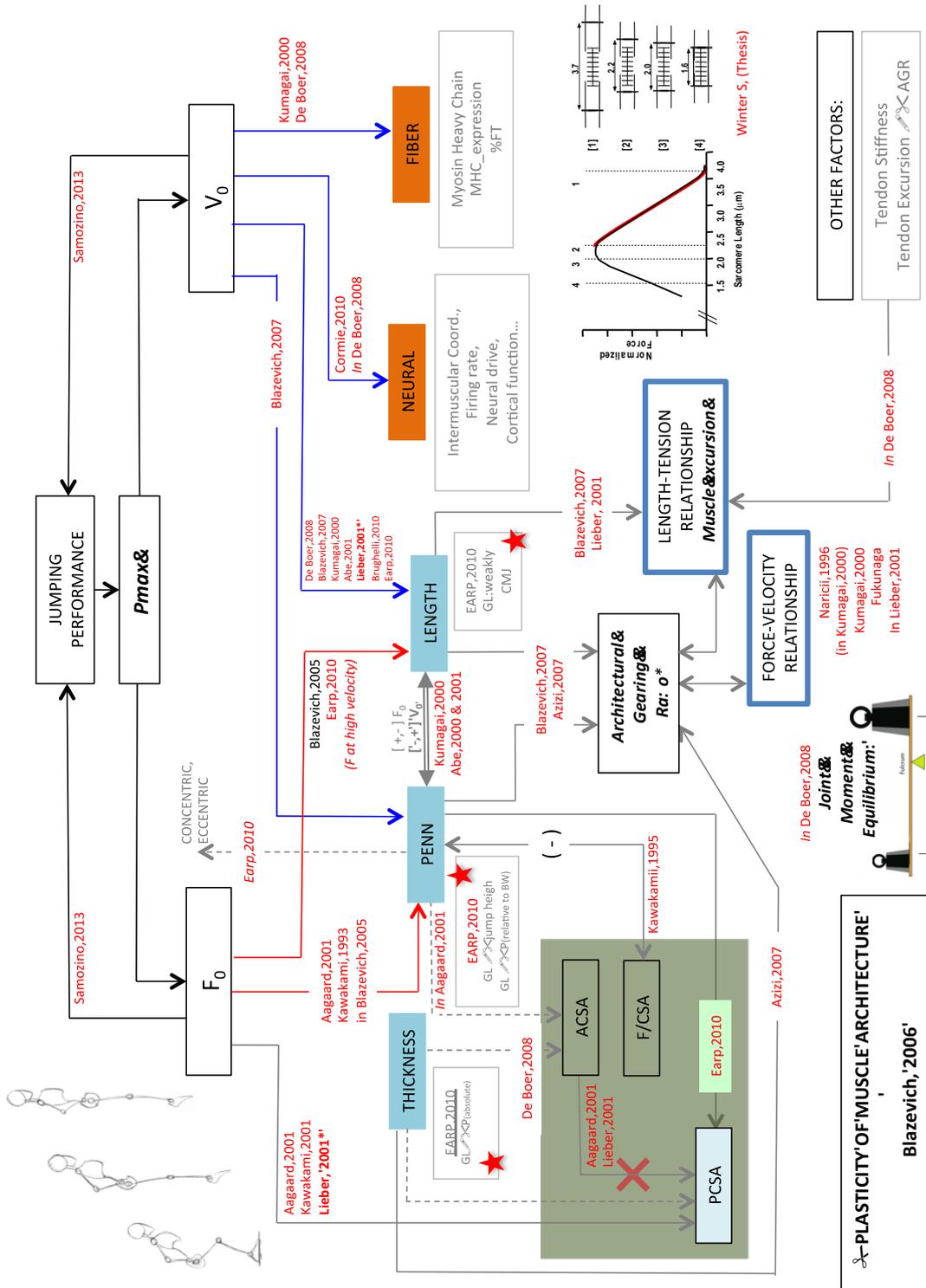
La coordinación-intermuscular describe la apropiada activación (magnitud y "timing") de músculos agonistas y sinergistas y la inhibición de los músculos antagonistas que participan en un mismo movimiento (Folland & Williams, 2007).

Teóricamente para alcanzar la mayor precisión ha de existir una combinación en la activación del músculo agonista más la contribución del sinergista, así mismo se debe disminuir la co-activación del músculo antagonista implicado en el movimiento, ya que la activación de éste último puede ser contraproducente al movimiento a través de la inhibición muscular recíproca (Aagaard et al., 2000; Folland & Williams, 2007; Milner et al., 1995). Sin embargo la co-activación puede ser beneficiosa en movimientos por ejemplo balísticos, para mantener una correcta postura corporal sin producir lesiones y desarrollar una beneficiosa transferencia de fuerza (Carpentier et al., 1996).

La correcta activación de estos factores desarrollan una mayor producción de fuerza y consecuentemente de potencia máxima en los diferentes movimientos, así mismo adaptaciones en la coordinación intermuscular influenciadas por el entrenamiento, pueden explicar un aumento en la producción de fuerza y potencia total en habilidades deportivas como saltos (Cormie et al., 2011; Folland & Williams, 2007).

No obstante, en la actualidad existe gran controversia respecto a la influencia de los factores neurológicos en el comportamiento neuromotor (relación fuerza-velocidad) de las acciones balísticas desarrolladas con los miembros inferiores. En este sentido, mientras que Yamauchi et al. (2007) exponen que el comportamiento cuasi-linear de la relación fuerza-velocidad desarrollada durante acciones balísticas con miembros inferiores se debe a factores neurológicos (Yamauchi et al., 2007), Bobbert (2012) expuso que dicho comportamiento cuasi-linear podría ser explicado exclusivamente por los parámetros mecánicos de la dinámica segmentaria de los miembros inferiores sin necesidad de atender a parámetros neurológicos.

Figura 2.7. Variables biológicas que influyen en el desarrollo de potencia máxima.



Capítulo III

OBJETIVOS E HIPÓTESIS

Capítulo 3

OBJETIVOS E HIPÓTESIS

3.1. OBJETIVOS

Identificar la relación existente entre las propiedades biológicas respecto al perfil mecánico fuerza-velocidad en el salto y en el *sprint*.

Como objetivos específicos nos propusimos:

- 3.1.1. Identificar la relación existente entre las variables morfo-antropométricas generales y el perfil mecánico Fuerza-velocidad del salto concéntrico (SJ) y pliométrico (CMJ) así como del *sprint*.
- 3.1.2. Identificar la relación existente entre la arquitectura del tejido muscular y el perfil mecánico Fuerza-velocidad del salto concéntrico (SJ) y pliométrico (CMJ) así como del *sprint*.
- 3.1.3. Identificar la relación entre las principales características morfológicas de los tendones rotuliano y aquileo y el perfil mecánico Fuerza-velocidad del salto concéntrico (SJ) y pliométrico (CMJ) así como del *sprint*.

3.2. HIPÓTESIS

En relación con los objetivos anteriormente mencionados se propusieron las siguientes hipótesis:

- 3.2.1. Las variables fuerza vertical teórica isométrica máxima (F_0), potencia máxima (P_{MAX}), la velocidad máxima teórica (V_0) y la altura máxima (h_{max}) obtenidas a partir del SJ y del CMJ están relacionadas con las variables morfológicas de masa magra y masa grasa.
- 3.2.2. Las variables fuerza horizontal teórica isométrica máxima (F_{0H}), velocidad máxima teórica (V_{0H}), potencia horizontal máxima (P_{maxH}) y la velocidad máxima alcanzada (V_{maxH}) obtenidas a partir del *sprint* están relacionadas con las variables morfológicas de masa magra y masa grasa.
- 3.2.3. Las variables fuerza vertical teórica isométrica máxima (F_0), potencia máxima (P_{MAX}), la velocidad máxima teórica (V_0) y la altura máxima (h_{max}) obtenidas a partir del SJ y del CMJ están relacionadas con las variables morfológicas tendinosas de longitud y grosor del tendón de Aquiles y grosor del tendón rotuliano.
- 3.2.4. Las variables fuerza horizontal teórica isométrica máxima (F_{0H}), velocidad máxima teórica (V_{0H}), potencia horizontal máxima (P_{maxH}) y la velocidad máxima alcanzada (V_{maxH}) obtenidas a partir del *sprint* están relacionadas con las variables morfológicas tendinosas de longitud y grosor del tendón de Aquiles y grosor del tendón rotuliano.
- 3.2.5. Las variables fuerza vertical teórica isométrica máxima (F_0), potencia máxima (P_{MAX}), la velocidad máxima teórica (V_0) y la altura máxima (h_{max}) obtenidas a partir del SJ y del CMJ están relacionadas con las variables de arquitectura muscular ángulo de penneación, longitud fascicular y grosor de los músculos gastrocnemio lateral, vasto lateral del cuádriceps y bíceps femoral.

3.2.6. Las variables fuerza horizontal teórica isométrica máxima (F_{0H}), velocidad máxima teórica (V_{0H}), potencia horizontal máxima (P_{maxH}) y la velocidad máxima alcanzada (V_{maxH}) obtenidas a partir del *sprint* están relacionadas con las variables de arquitectura muscular ángulo de pennación, longitud fascicular y grosor de los músculos gastrocnemio lateral, vasto lateral del cuádriceps y bíceps femoral.

Capítulo IV

DISEÑO Y METODOLOGÍA

Capítulo 4

DISEÑO Y METODOLOGÍA

En un contexto global el diseño del trabajo fue de tipo transversal, observacional puesto que no hubo intervención por parte del investigador en las variables, descriptivo ya que no se han estudiado relaciones causa/efecto, y analítico desde un punto de vista estadístico porque se han analizado las relaciones entre variables y patrones más o menos complejos de las mismas (Argimon, 2006; Gómez-Gómez, 2001; Hernández-Sampieri, 2008; Thompson, 2000).

El trabajo se desarrolló en el Departamento de Ciencias de la Salud de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Católica San Antonio en el período 2012-2014.

4.1. CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

4.1.1. Reclutamiento y selección de la muestra

La selección de los sujetos de estudio se realizó por muestreo intencional entre el alumnado del Grado de Fisioterapia y del Grado de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad Católica San Antonio de Murcia, así como deportistas pertenecientes a diferentes disciplinas.

Se contactó inicialmente con 35 sujetos de los cuales pudieron completar todos los protocolos 26.

4.1.2. Criterios de inclusión y de exclusión

No se establecieron criterios de inclusión para poder participar en el estudio. Una vez reclutados, el único requisito impuesto fue la no presencia de patología en los miembros inferiores que pudiera interferir con la realización de las pruebas.

4.1.3. Características generales de la muestra

La muestra final estuvo compuesta por 26 hombres adultos, cuyo valor medio de edad fue de 26,5 (D.T.=4,3), de los cuales 6 (23,1%) eran sedentarios, 7 (26,9%) físicamente activos, 2 (7,7%) realizaban actividad de resistencia y 11 (42,3%) actividad explosiva o de fuerza. En la **tabla 4.1** se muestran las características generales de la muestra.

Tabla 4.1. *Características generales de la muestra.*

Variable	Media (DT)	IC 95%	Mínimo	Máximo
Altura (m)	1,8 (0,067)	1,77 a 1,83	1,67	1,94
Peso (kg)	82,8 (13,4)	77,4 a 88,2	59,5	110,0
Índice de masa corporal (kg/m ²)	25,2 (2,78)	24 a 26,3	19,8	31,0
Edad (años)	26,5 (4,3)	24,7 a 28,3	19,8	33,9
Grasa corporal (%)	17,1 (6)	14,6 a 19,6	6,00	31,0

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza.

4.1.4. Consideraciones éticas

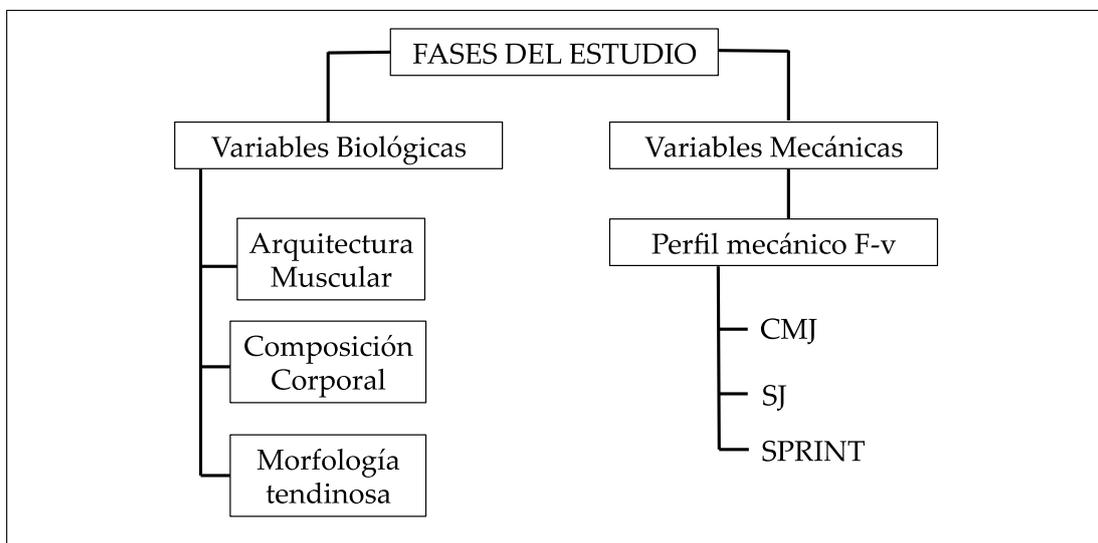
Todos los participantes fueron informados detalladamente sobre el contenido del estudio, sus objetivos, sus posibles riesgos y beneficios tras lo cual dieron su consentimiento informado por escrito antes de realizar las pruebas y test.

La metodología y los protocolos del proyecto fueron realizados de acuerdo con la declaración de Helsinki. El estudio contó con la aprobación del comité de ética de la Universidad Católica San Antonio de Murcia.

4.2. VARIABLES OBJETO DE ESTUDIO

Las variables analizadas pueden agruparse en dos grandes grupos: de una parte las variables biológicas relacionadas con la arquitectura muscular, la composición corporal y la morfología tendinosa, y de otra parte las variables mecánicas relacionadas con el perfil Fuerza-Velocidad desarrolladas con anterioridad en el marco teórico (**figura 4.1**).

Figura 4.1. *Flujograma de las variables de estudio.*



3.2.1. Variables observadas

A continuación se muestran con detalle todas las variables observadas que guardan relación con la morfología muscular y tendinosa, composición corporal, y variables del perfil F-v (**tablas 4.4., 4.3., 4.4.,** respectivamente) empleadas en este estudio. Nótese en ellas las abreviaturas empleadas por cada una de las variables empleadas, así como las unidades de medida utilizadas y la breve descripción de cada variable:

Tabla 4.2. Variables ecográficas musculares y tendinosas.

Músculo/Tendón	Parámetro	Abrev.	Unidades	Descripción de la variable
<i>Tendón de Aquiles</i>	Espesor (thickness)	CS.TA	mm	Grosor del tendón de Aquiles.
		CS.TA_r	mm/Kg	Grosor del tendón de Aquiles relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante
	Longitud	Ach.L	mm	Longitud del tendón de Aquiles: desde la inserción del calcáneo a la unión miotendinosa.
		Ach.L(m)	m	Longitud del tendón de Aquiles: desde la inserción del calcáneo a la unión miotendinosa (metros)
		Ach.L_r	m	Longitud del tendón de aquiles relativizado respecto a "long.mmii"
<i>Tendón Rotuliano</i>	Espesor (thickness)	CS_TR	mm	Grosor del tendón rotuliano.
		CS.TR_r	mm/Kg	Grosor del tendón rotuliano relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante
<i>Gastrocnemio Lateral</i>	Espesor (thickness)	GL.MTh	mm	Grosor del Gastrocnemius Lateralis (mm)
		GL.MTh_r	mm/Kg	Grosor del Gastrocnemius Lateralis relativizado respecto a masa magra de la pierna dominante
	Longitud	GL.PA	grados (°)	Penneación del Gastrocnemius Lateralis
		GL.LF	mm	Longitud fascicular del Gastrocnemius Lateralis
		GL.LF(m)	m	Longitud fascicular del Gastrocnemius Lateralis (metros)
	GL.LF_r	m	Longitud fascicular del Gastrocnemius Lateralis relativizada respecto a "long.mmii".	

Músculo/Tendón	Parámetro	Abrev.	Unidades	Descripción de la variable
<i>Bíceps Femoral</i>	Espesor (thickness)	BF.MTh	mm/Kg	Grosor del Bíceps Femoral (mm)
		BF.MTh_r	mm/Kg	Grosor del Bíceps Femoral (mm) relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante
	Penneación	BF.PA	grados (°)	Penneación del Bíceps Femoral
	Longitud	BF.LF	mm	Longitud fascicular del Bíceps Femoral
		BF.LF(m)	m	Longitud fascicular del Bíceps Femoral (m)
		BF.LF_r	m	Longitud fascicular del Bíceps Femoral relativizada respecto a "long.mii"
<i>Vasto Lateral (Cuádriceps)</i>	Espesor (thickness)	VL.MTh_r	m/Kg	Grosor del Vastus Lateralis (relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante)
	Penneación	VL.PA	grados (°)	Penneación Vastus Lateralis
	Longitud	VL.LF	mm	Longitud fascicular del Vastus Lateralis
		VL.LF(m)	m	Longitud fascicular del Vastus Lateralis (m)
		VL.LF_r	m	Longitud fascicular del Vastus Lateralis relativizada respecto a "long.mmii".

Tabla 4.3. Variables de la composición corporal.

Estructura / Región	Parámetro	Abrev.	Unidades	Descripción de la variable
<i>Total</i>	Masa magra	%Grasa_Total	%	Porcentaje de grasa que tiene el sujeto
		MGrasa_total	gr	Masa grasa en gramos total
	Masa grasa	%Magra_total	%	Porcentaje de masa magra respecto al peso corporal
		MMagra_total	gr	Masa magra en gramos total
<i>Pelvis</i>	Masa magra	MMagra_pelvis	gr	Masa magra en gramos de la pelvis
		MMagra_pelvis_r	ratio	Variable relativizada; Kg masa magra en la pelvis/masa del sujeto
	Masa grasa	MGrasa_pelvis	gr	Masa grasa en gramos de la pelvis
		MGrasa_pelvis_r	ratio	Variable relativizada

Tabla 4.4. Variables del perfil F-v .

Parámetro	Abrev.	Unidades	Descripción de la variable
<i>Perfil F-v en SJ</i>	SJ_F0	N.kg-1	Fuerza máxima teórica derivada del perfil FV en salto SJ
	SJ_V0	m.s-1	Velocidad máxima teórica derivada del perfil FV en salto SJ
	SJ_Pmax	W.Kg-1	Potencia máxima derivada del perfil FV en salto SJ
	SJ_hmax	m	Altura máxima alcanzada durante durante el SJ sin carga adicional
	SJ_profile	N.s.kg-1.m-1	Valor de la pendiente derivada del perfil FV en salto SJ
	SJ_imbalance_rojo	%	tanto por ciento de desequilibrio respecto al perfil óptimo SJ (expresión horizontal)
	SJ_imbalance_azul	%	tanto por ciento de desequilibrio respecto al perfil óptimo SJ (expresión vertical)
<i>Perfil F-v en CMJ</i>	CMJ_F0	N.kg-1	Fuerza máxima teórica derivada del perfil FV en salto CMJ
	CMJ_V0	m.s-1	Velocidad máxima teórica derivada del perfil FV en salto CMJ
	CMJ_Pmax	W.Kg-1	Potencia máxima derivada del perfil FV en salto CMJ
	CMJ_hmax	m	Altura máxima alcanzada durante durante el CMJ sin carga adicional
	CMJ_profile	N.s.kg-1.m-1	Valor de la pendiente derivada del perfil FV en salto CMJ
	CMJ_imbalance_rojo	%	Porcentaje de desequilibrio respecto al perfil óptimo CMJ (expresión horizontal)
	CMJ_imbalance_azul	%	Porcentaje de desequilibrio respecto al perfil óptimo CMJ (expresión vertical)

Parámetro	Abrev.	Unidades	Descripción de la variable
<i>Perfil F-v en Sprint</i>	F0H	N.kg-1	Fuerza teórica máxima derivada del perfil FV en sprint
	V0H	m.s-1	Velocidad máxima teórica derivada del perfil FV en sprint
	PmaxH	W.Kg-1	Potencia máxima derivada del perfil FV en salto CMJ
	profileH	N.s.kg-1.m-1	Valor de la pendiente derivada del perfil FV en sprint
	RF_peak	%	Pico de fuerza horizontal respecto a la fuerza resultante durante un apoyo en sprint
	RF_mean10	%	Fuerza horizontal media durante los apoyos de los 10 primeros metros de carrera
	DRF	DRF	Índice: aplicación de fuerzas en relación con la velocidad de carrera
	VmaxH	m.s-1	Velocidad máxima alcanzada durante el sprint

4.3. PROTOCOLOS LOS TEST SQUAT JUMP Y COUNTERMOVEMENT JUMP

4.3.1. Familiarización y calentamiento estandarizado

Se garantizó un proceso adecuado de aprendizaje motor previo para las pruebas en las que los sujetos no estaban familiarizados. De esta forma, las pruebas de salto fueron ensayadas al menos cinco días previos a la realización de las pruebas.

Para asegurar un correcto aprendizaje, en primer lugar se informó detalladamente de los fundamentos de la prueba, fases y registros pretendidos. Después, todos los sujetos realizaron el **protocolo de calentamiento estandarizado**.

Este protocolo fue el mismo al utilizado el día de las pruebas físicas para la evaluación del salto y consistió en 5' de carrera continua lenta, 2 series de 10 sentadillas completas, 5 Squat Jump (SJ) correctamente ejecutados a intensidad progresiva, 5 saltos con contra movimiento (*Counter movement jump*; CMJ) correctamente ejecutados a intensidad progresiva, todos ellos separados por 2' de descanso entre series.

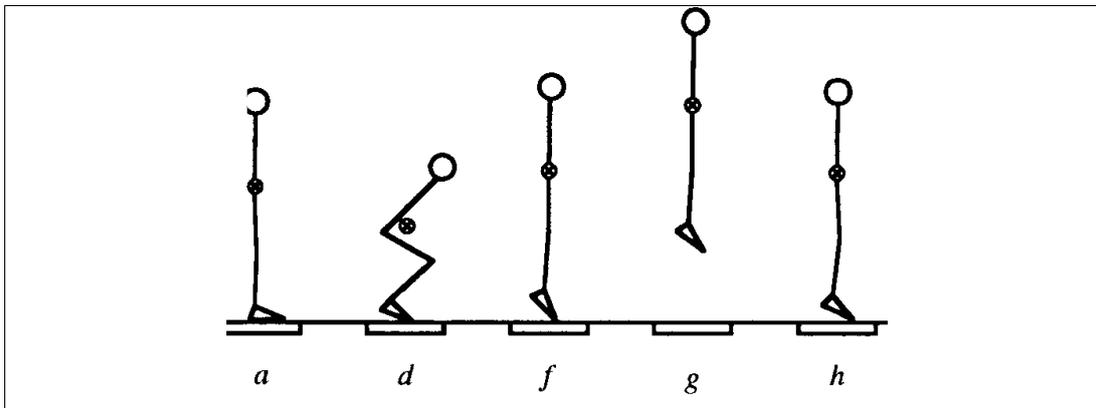
Finalmente, los sujetos realizaron el **protocolo de aprendizaje del salto**; 7 repeticiones de CMJ y 7 de SJ utilizando las mismas cargas que utilizarían durante la prueba, separadas por 3' de recuperación entre series y 1' de recuperación entre repeticiones. El protocolo de familiarización se daba por concluido cuando (i) aseguraban un gesto correcto y seguro, y (ii) alcanzaban valores máximos estables con las cargas impuestas.

4.3.2. Descripción de los saltos Squat Jump y Counter Movement Jump

El test **Squat Jump** (SJ) el sujeto debe efectuar el salto vertical partiendo de la posición de medio squat (rodilla flexionada a 90°), con el tronco recto y las manos en las caderas. El sujeto debe efectuar la prueba sin emplear contra movimiento hacia abajo; el salto desde la posición "de parado", que debe realizarse sin el auxilio de los brazos, constituye una prueba simple, de fácil aprendizaje y de elevada estandarización (**figura 4.2**).

El SJ permite valorar la fuerza explosiva de los miembros inferiores. De forma específica, a este test se le atribuye la valoración de la capacidad de generar fuerza explosiva, el reclutamiento nervioso y se considera expresión indirecta del porcentaje de fibras musculares rápidas.

Figura 4.2. Representación gráfica de la secuencia de movimientos durante el SJ.

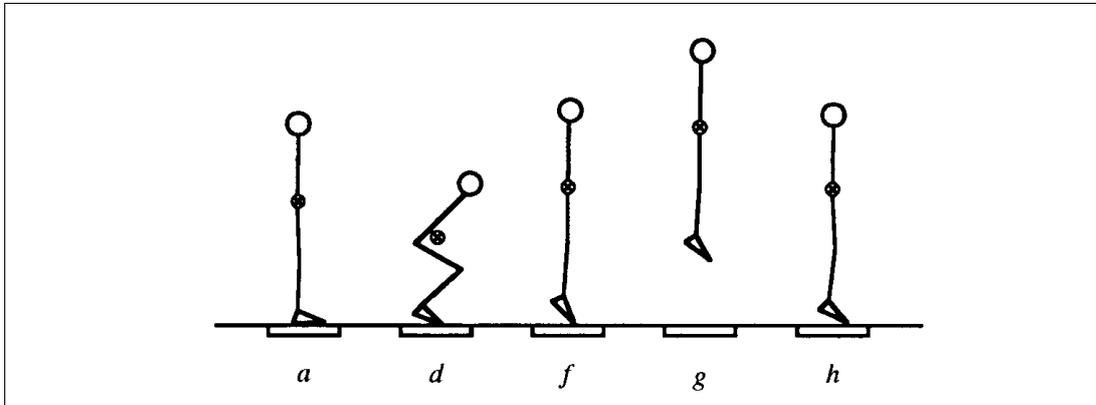


Fuente: (Linthorne, 2001).

El test **Counter Movement Jump (CMJ)** es una prueba en la que la acción del salto vertical se realiza con ayuda del CEA. En esta prueba el sujeto se dispone en posición erguida con las manos en las caderas, a continuación debe realizar un salto vertical después de un contra movimiento en sentido descendente (**figura 4.3**. Las rodillas y caderas deben llegar a flexionarse 90° aproximadamente).

Durante la acción de flexión el tronco debe permanecer erguido con el fin de evitar cualquier influencia del mismo en el resultado final. El CMJ permite valorar la fuerza explosiva, la capacidad de reclutamiento nervioso, se considera expresión indirecta del porcentaje de fibras rápidas y evalúa la reutilización de la energía elástica de la unidad miotendinosa así como la coordinación intra- e intermuscular (Bosco, 1994).

Figura 4.3. Representación gráfica de la secuencia de movimientos durante el CMJ.



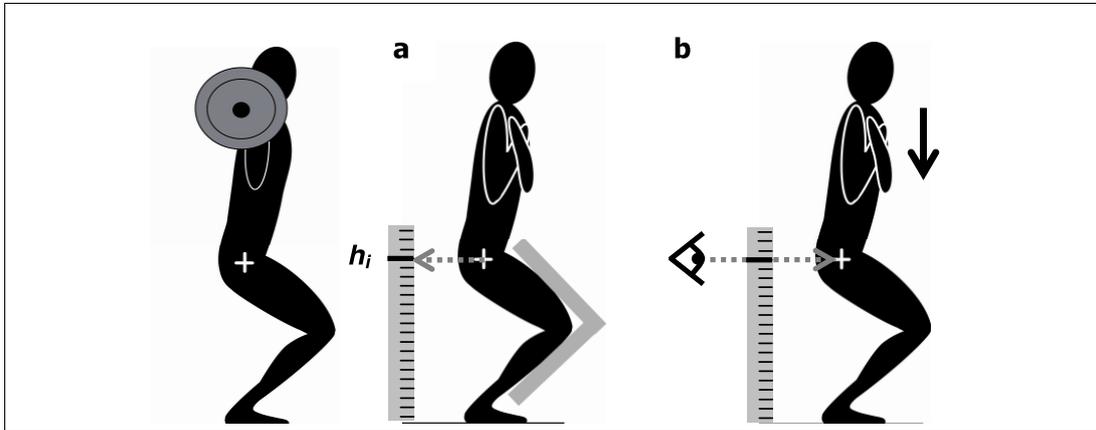
Fuente: (Linthorne, 2001).

Protocolo de saltos CMJ y SJ.

El día de la prueba de saltos, tras asegurar el protocolo de calentamiento anteriormente descrito, cada sujeto realizó saltos SJ y CMJ máximos con su propio peso corporal y 3-4 cargas aleatorias adicionales colocadas con una barra sobre sus hombros. Cada ensayo estaba separado por una recuperación de 3 minutos para evitar los efectos de la fatiga o del fenómeno de la *potenciación post-activación* (Tillin & Bishop, 2009).

Los sujetos, con la mirada al frente y la espalda recta, descendían lentamente hasta la posición de 90° de flexión de rodillas, registrada inicialmente mediante una regla vertical y comprobada por el investigador antes de cada intento.

Figura 4.4. Ejecución de los saltos con cargas adicionales.



Fuente: (Samozino et al., 2009)

a) Para la ejecución del protocolo con SJ después de mantener dicha posición durante al menos 2 segundos, se le pedía que aplicara fuerza contra el suelo tan rápido como fuera posible para alcanzar la máxima altura posible.

Es importante remarcar que, en los saltos SJ, el contra movimiento fue verbalmente restringido y cuidadosamente observado a través de la curva F-t y cuando la fuerza aumentaba más de un 2% en relación a la línea basal ese intento se consideraba nulo.

b) Para el CMJ se consideraba una ejecución correcta cuando el sujeto, en la fase más baja del salto (o interfase), adoptaba una angulación de rodillas igual a la utilizada durante el SJ. Los sujetos, partiendo desde bipedestación erguida, debían realizar el salto con las mismas consignas utilizadas en SJ (aplicar fuerza contra el suelo tan rápido como fuera posible para alcanzar la máxima altura posible).

Se considera que dicha interfase arriba mencionada debe producirse en un rango de movimiento en torno al 90° de flexión de rodillas y de cadera, aunque el grado de flexión no parece determinante si los saltos son “normales” o “naturales” (Gonzalez Badillo & Gorostiaga, 1995).

A los sujetos se les pedía que mantuvieran la barra en todo momento en contacto con los hombros y que aterrizaran con la misma disposición segmentaria

articular que sucedía durante el despegue antes del salto, es decir; con las piernas extendidas y los tobillos en ligera flexión plantar. Si estos requerimientos no eran cumplidos, el intento se consideraba como no válido y era repetido. Todos sujetos debían realizar 2 ensayos para cada carga en las mejores condiciones.

4.3.3. Características del material para el registro del SJ y CMJ

Para asegurar una correcta y segura ejecución del gesto con carga adicional se utilizó una *máquina Smith* (Pégora, Murcia, España).

Para la realización de los saltos se utilizó una *plataforma dinamométrica* (Kistler®, 9286B, Suiza) formada por cuatro células piezoeléctricas conectadas entre sí que detectan la fuerza o presión ejercida sobre ellas en función de la deformación producida en las mismas.

La amplitud de la señal que emiten es proporcional a la fuerza que ha producido la deformación. La señal de salida de este módulo se envía a una tarjeta A/D (analógico digital). La señal que se envía a la tarjeta capturadora se transforma en una señal digital que analiza el ordenador (Software 2812, Bioware®).

La salida de datos en el ordenador es una listado de valores de tensión espaciados en una distancia temporal fija, que depende de la frecuencia de muestreo, que en este caso fue de 1000 datos por segundo (1000 Hz). La correspondencia entre tensión (voltios) y fuerza (lo que produce la deformación) permite disponer de una tabla bidimensional de fuerza frente al tiempo.

La plataforma proporciona datos sobre fuerza isométrica máxima y fuerza dinámica ante cualquier carga, así como sobre la producción de fuerza en la unidad de tiempo en cualquier momento de la curva fuerza-tiempo o entre dos puntos seleccionados. También actúa como una plataforma de contactos, por lo que podemos medir el tiempo de vuelo del sujeto en el salto.

Gracias a este dispositivo se pudo obtener los valores de fuerza media, velocidad y potencia producidas durante toda la fase de empuje. La velocidad vertical del centro de masas corporal fue obtenida a partir de la integración de la

señal de aceleración vertical obtenida a su vez desde las medidas de la plataforma de fuerza.

Se consideró el inicio de la fase de empuje cuando la señal de la velocidad incrementaba y el final cuando la señal de fuerza en el despegue caía a hasta cero.

4.4. PROTOCOLO DE LA PRUEBA DE SPRINT

4.4.1. Calentamiento estandarizado

La prueba de *sprint* también se realizó con un protocolo de calentamiento estandarizado propio que consistió en reproducir el mismo arriba expuesto para los saltos al que se le añadió 3 carreras progresivas sobre 10, 20, 30 metros al 80, 90, 100% de su percepción subjetiva de esfuerzo, respectivamente.

Cada repetición estuvo separada por 2' de recuperación. El test de *sprint* no estuvo sujeto a familiarización por ser considerado un gesto consolidado durante el desarrollo motor de cualquier sujeto joven y sano.

4.4.2. Descripción de la de *sprint* sobre 30 metros

Este test se realizó siete días más tarde de la realización de las pruebas de salto. Antes de la realización del test, cada sujeto realizó un protocolo de calentamiento estandarizado para *sprint* anteriormente descrito seguido de 5 minutos de descanso antes de la realización de las dos repeticiones sobre 30 metros a máxima velocidad, ambas separadas por 5 minutos de descanso pasivo.

La prueba se realizó bajo condiciones muy similares de temperatura en y viento para todos los sujetos medido con anemómetro.

4.4.3. Características del material para el registro del *sprint*

El rendimiento en cada *sprint* fue medido a través de un *Radar Stalker ATS System™* (Radar Sales, Minneapolis, MN), validado en investigaciones previas en humanos durante el *sprint* (Chelly & Denis, 2001; di Prampero et al., 2005; Morin et al., 2011; Morin et al., 2006; Morin & Seve, 2011).

Este dispositivo sirvió para medir la velocidad del *sprint* sobre 30 metros con una frecuencia de muestreo de 33,25 Hz.

4.5. DETERMINACIÓN DEL PERFIL MECÁNICO FUERZA-VELOCIDAD

La propuesta descrita por Samozino et al. (2012) sirvió para calcular los perfiles individual y óptimo en la relación fuerza-velocidad a través del SJ (Samozino et al., 2012).

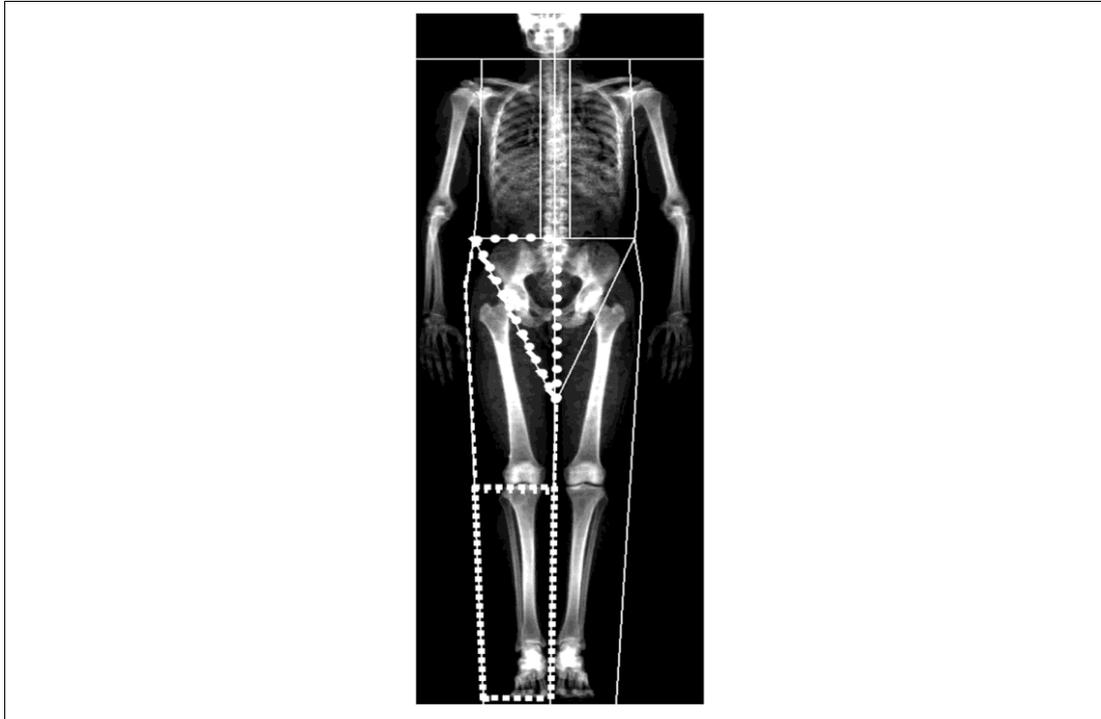
El modelo propuesto por Jiménez-Reyes et al. (2014), utilizando en su caso un modelo matemático similar al anterior pero adaptado al CMJ (Jimenez-Reyes et al., 2014), sirvió para calcular los perfiles individual y óptimo en la relación fuerza-velocidad a través del CMJ.

El perfil mecánico individual respecto a la aplicación de fuerza horizontal fue determinado en *sprint* de 30 metros siguiendo el método descrito por Mendiuchia et al. (2014).

4.6. PROTOCOLO PARA LA DETERMINACIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL

Para la determinación de la composición corporal fue utilizado un *densitómetro DEXA* (Norland, XR 46, EE.UU) para obtener una exploración global de cada sujeto. Este registro fue adquirido y analizado siguiendo las recomendaciones del fabricante por un técnico cualificado.

El análisis de la composición corporal incluyó medición general de todo el cuerpo y de las regiones estándar de interés (REI) descritas en la **figura 4.5**. Bell et al. (2014) encontraron coeficientes de correlación intraclase entre 0,9 y 1,0 en la identificación de las referencias anatómicas anteriormente expuestas (Bell et al., 2014).

Figura 4.5. *Imagen DEXA.*

Las REI de interés contemplan una frontera proximal de la REI pélvica que incluye la línea horizontal que une las dos crestas ilíacas, la frontera medial que es una línea vertical que divide en dos partes la sínfisis púbica, y la frontera lateral que es una línea diagonal que divide en dos partes el cuello femoral. La frontera proximal de la REI-pierna es una línea descrita que divide en dos partes el cuello femoral, la frontera medial es una prolongación de la línea vertical que divide en dos partes la sínfisis púbica; las fronteras lateral y distal de esta REI aseguraban la inclusión de la masa entera de la pierna.

4.7. PROTOCOLO PARA LA DETERMINACIÓN DE LA MORFOLOGÍA TENDINOSA Y ARQUITECTURA MUSCULAR

Para la determinación de los parámetros ecográficos de interés utilizamos un ecógrafo modelo *LogiqE* de (General Electric, Alemania, 2013) dispuesto de la sonda lineal 12LR-RS (4-12 Mhz).

Las exploraciones las realizó un ecografista con más de diez años de experiencia en la exploración ecográfica del sistema músculo esquelético.

Con el fin de optimizar los parámetros de medición, las imágenes fueron tomadas con una frecuencia de trabajo 12 MHz, con las curvas de ganancia en 98 para todas las exploraciones. Todos los registros se realizaron sobre el lado dominante y se tomaron por duplicado.

El foco (profundidad) se optimizó en función de las características del paciente y todas las ecografías se registraron en modo B.

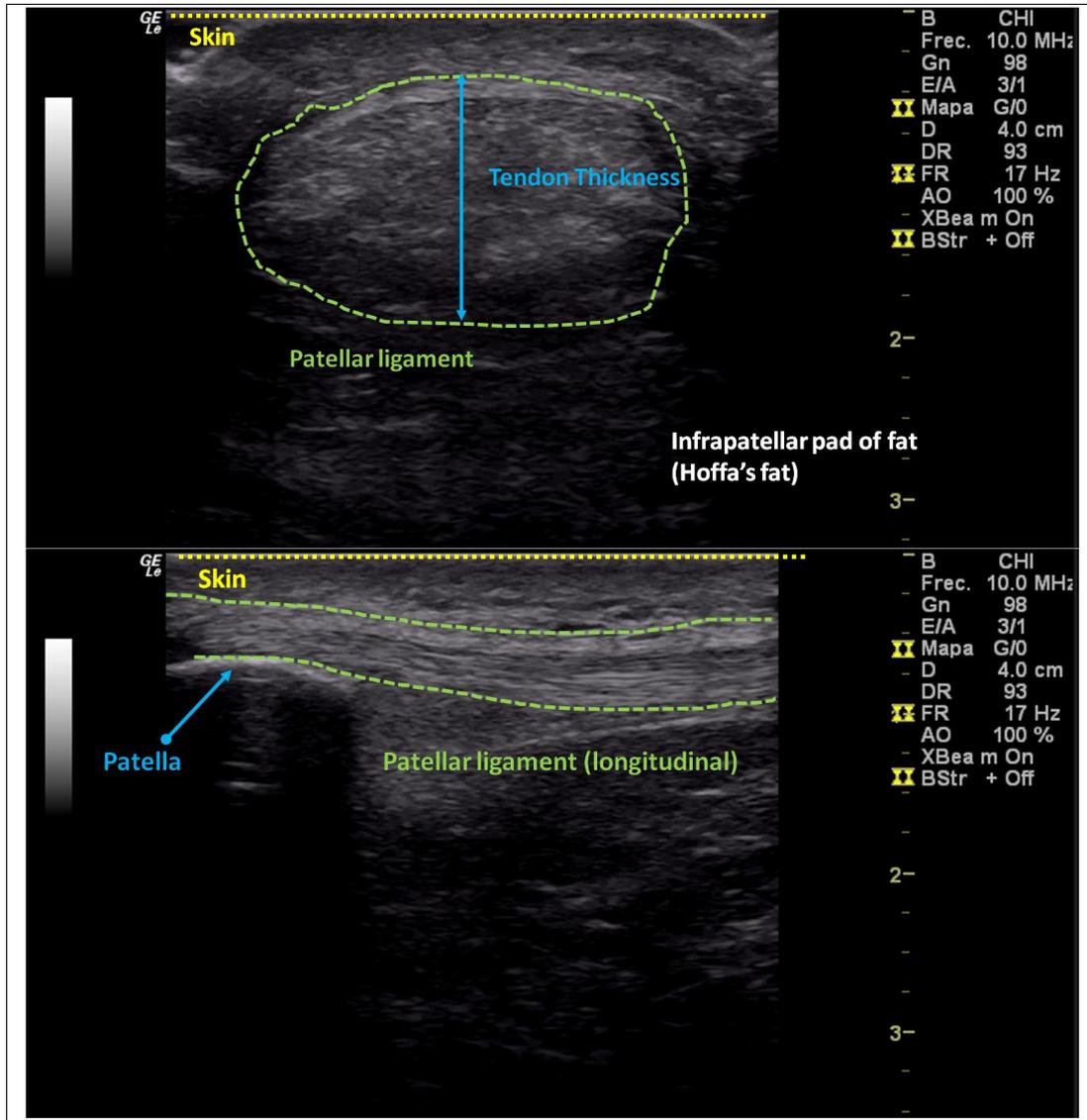
Puesto que se iban a registrar los grosores (CSA) la presión de la sonda con la piel fue mínima para evitar la deformación de los tejidos.

4.7.1. Registro de las ecografías del tendón rotuliano y vasto lateral

Para el registro de las ecografías del **tendón rotuliano y vasto lateral** se situó al sujeto en decúbito supino con un rodillo debajo del hueso poplíteo, pierna relajada, a una angulación aproximada de 45° de flexión de la rodilla (**figuras 4.6 y 4.7**, respectivamente).

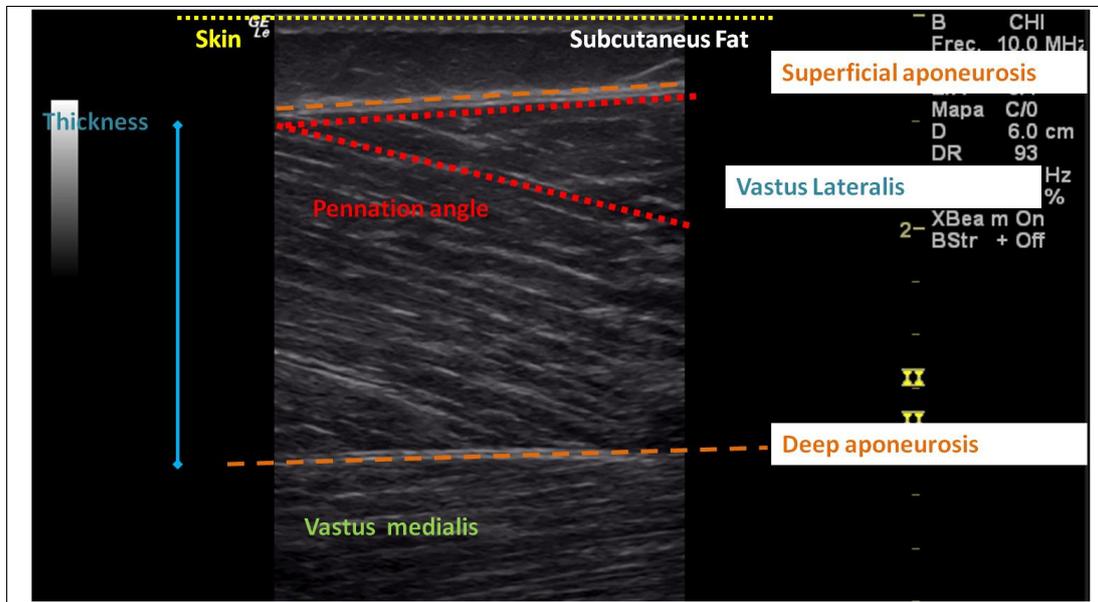
Para el registro del tendón rotuliano se tomó una imagen longitudinal y otra transversal al nivel del pico de la rótula del tendón rotuliano según los protocolos de Ríos-Díaz et al. (2010) y De-Groot-Ferrando et al. (2012).

Figura 4.6. Cortes transversal y longitudinal ecográfico del tendón rotuliano.



Se marcó el punto medio entre el cóndilo femoral externo y el trocánter mayor como referencia para la toma de imágenes ecográficas. La sonda se situó longitudinal al eje mayor del fémur. (Blazevich et al., 2006; Alegre et al., 2009; Malas et al., 2013; Earp et al., 2010).

Figura 4.7. Corte ecográfico del músculo vasto lateral del cuádriceps.

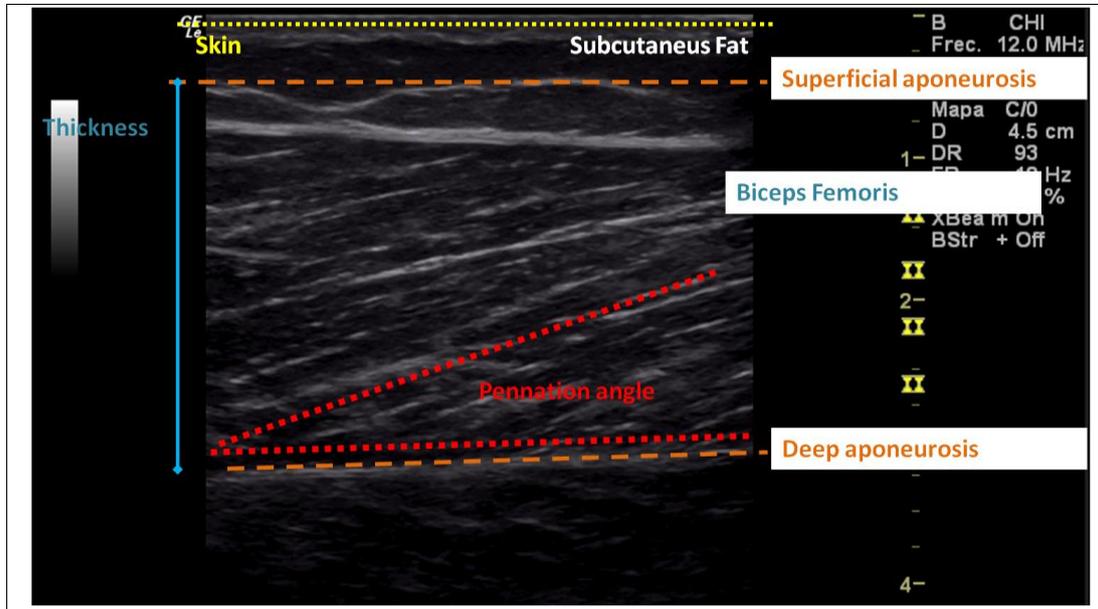


4.7.2. Registro de las ecografías del tendón de Aquiles, gemelo externo y bíceps femoral

Para las exploraciones ecográficas del **bíceps femoral**, **tendón de Aquiles** y **gemelo externo**, se situó al sujeto en decúbito prono, con el tobillo sobresaliendo de la camilla y en posición relajada.

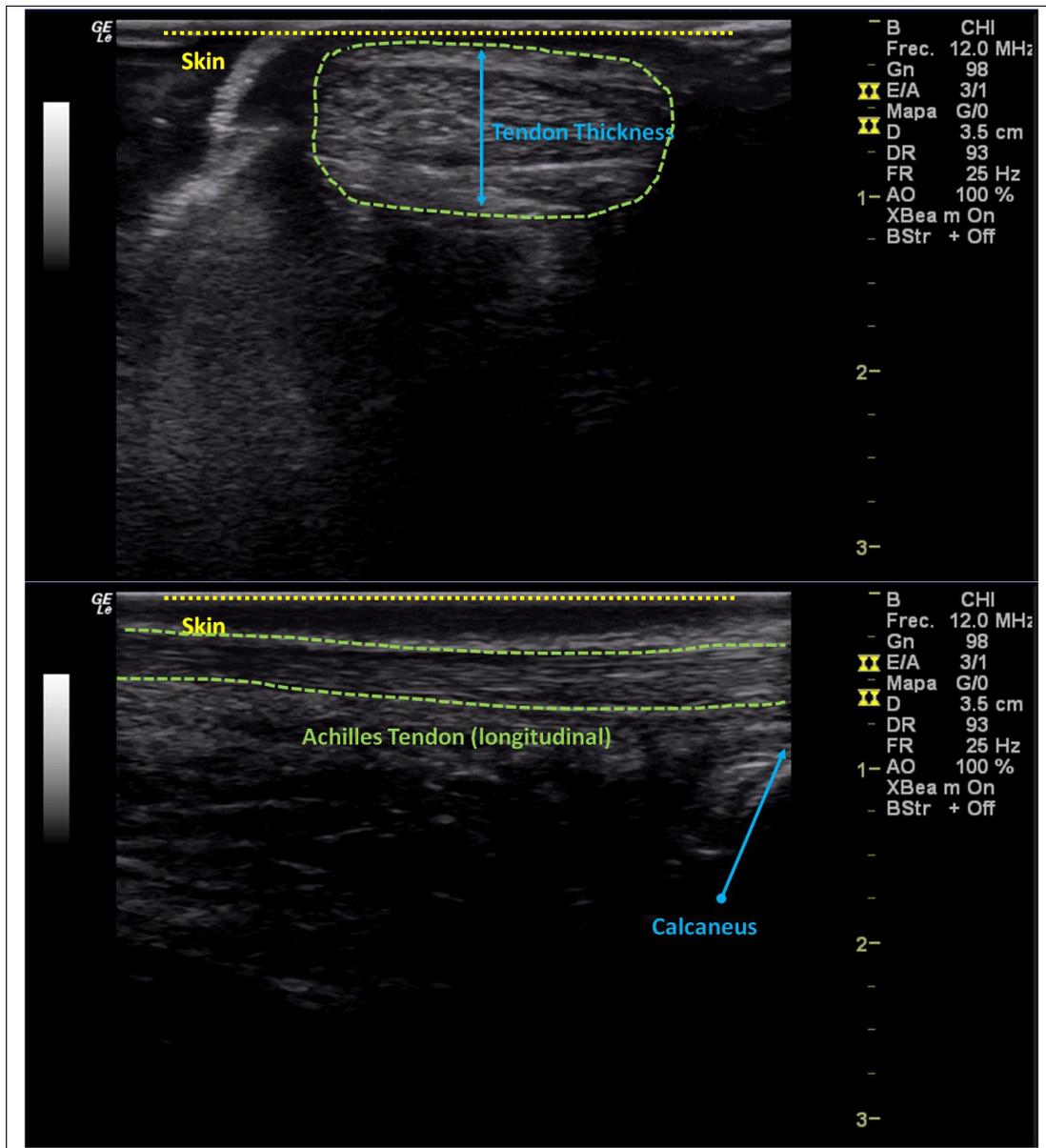
Se determinó el punto medio entre la tuberosidad isquiática y el cóndilo femoral externo (**figura 4.8**). En ese punto se produjo el registro ecográfico sobre la cabeza larga del bíceps femoral. Se optó por buscar como referencia profunda uno de los septos de tejido conjuntivo de este músculo para poder determinar su grosor y el ángulo de penneación en esta región.

Figura 4.8. Corte ecográfico del músculo bíceps femoral.



Se ecolocalizó la inserción del tendón en el calcáneo, se marcó sobre la piel y se hizo una marca a 4 cm de la inserción (**figura 4.9.**). En esa zona se registró una ecografía longitudinal del tendón de Aquiles y una transversal (método descrito y validado previamente por Ríos-Díaz et al.,2010).

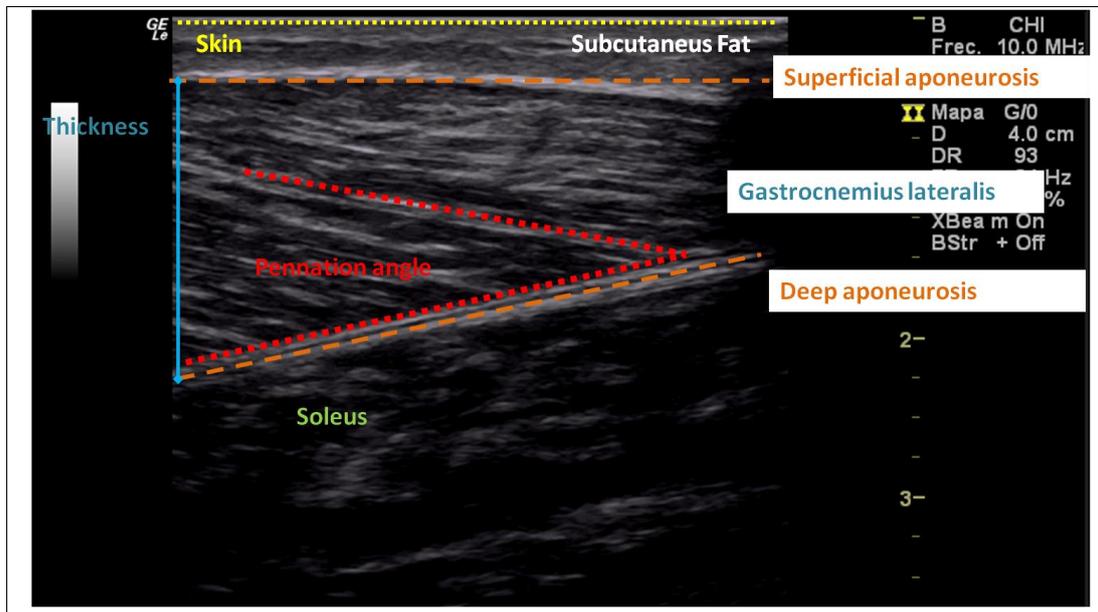
Figura 4.9. Corte transversal ecográfico del tendón de Aquiles.



Se localizó con la sonda la inserción miotendinosa, se marcó sobre la piel y con una cinta métrica se registró la longitud entre la unión miotendinosa y la inserción en el calcáneo (Abellaneda, Guissard, & Duchateau, 2009; Muraoka, Muramatsu, Fukunaga, & Kanehisa, 2004).

Para localizar el punto del registro sobre el gastrocnemio lateral (**figura 4.10.**), se determinó el punto medio entre cabeza de peroné y el maléolo interno (Magnusson et al., 2001; Zhou et al., 2012).

Figura 4.10. Corte ecográfico del músculo gastrocnemio lateral.



4.7.3. Análisis de imagen ecográfica

Las imágenes fueron volcadas a un ordenador y etiquetadas para su posterior análisis.

Se utilizó el software de análisis de imagen ImageJ v. 1.43 (Wayne Rasband, National Institutes of Health, EE.UU), que es una aplicación libre escrita en lenguaje de programación Java para el análisis y el procesamiento de imágenes.

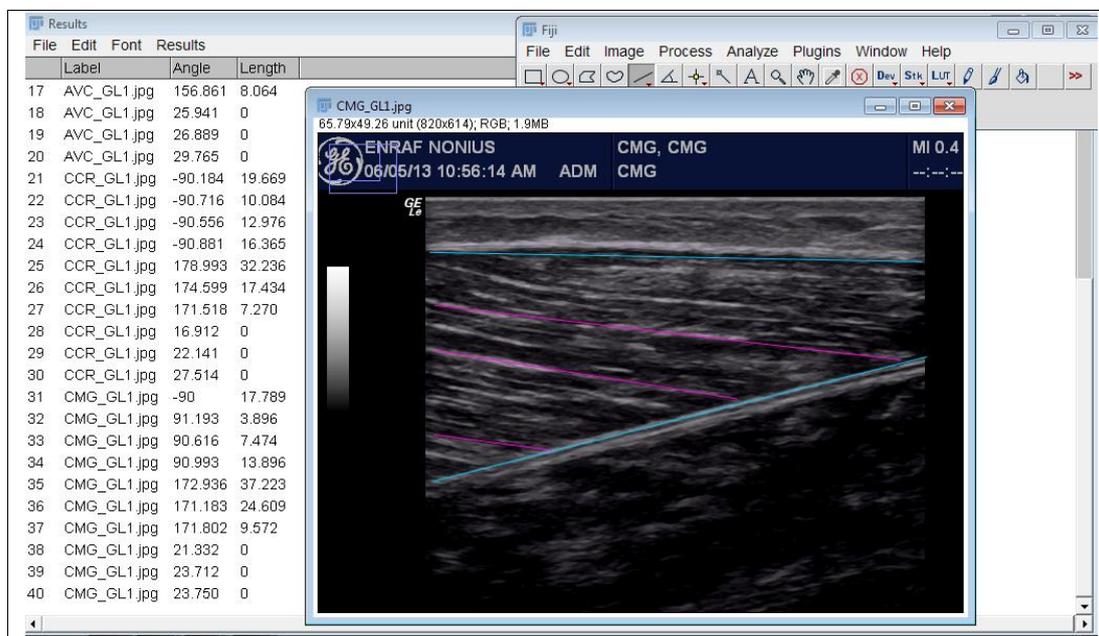
Previamente a la toma de mediciones, se calibró la herramienta con la escala que ofrece la propia imagen ecográfica. Para los tendones se determinó el máximo espesor en la sección transversal.

Para determinar el grosor muscular, se tomaron como referencias las aponeurosis superficiales y profunda.

Los ángulos de peneación se tomaron en tres regiones diferentes y se trabajó con el valor medio.

Para la determinación de la longitud de las fibra se extrapolación líneas paralelas a las fibras que se visualizaban en la ventana ecográfica hasta contactar con las dos aponeurosis (**figura 4.11.**).

Figura 4.11. Determinación arquitectura muscular con análisis de imagen.



Todos los registros ecográficos se midieron dos veces y se trabajó con el valor medio para los análisis estadísticos.

4.8. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se preparó una base de datos en Excel sobre la que se depuraron y localizaron valores perdidos o casos extremos. Una vez limpiada y revisada, se exportaron a IBM SPSS Statistics 19 para Windows (IBM Company, 2010).

Se realizó un análisis exploratorio de datos en el que se calcularon las medias, desviaciones estándar, rango e intervalos de confianza al 95% para las variables continuas y las frecuencias absolutas y relativas para las variables categóricas. El nivel de significación se fijó en un 0,05 para todos los test estadísticos.

Se comprobó la distribución normal de las variables cuantitativas mediante la prueba de Shapiro-Wilks que se complementó con el análisis de la asimetría, la kurtosis, la media recortada, la mediana y los gráficos de normalidad Q-Q. En caso de incumplirse se transformó la correspondiente variable para poder utilizar pruebas paramétricas.

Para la comparación entre los valores medios de los parámetros SJ y CMJ reales y los teóricos se aplicó la prueba t-Student para muestras relacionadas.

Las relaciones entre las variables se hizo de forma bivalente con el coeficiente de correlación lineal de Pearson. Se calculó también la bondad del ajuste mediante el coeficiente de determinación (r^2) que se muestra en forma de porcentaje y puede interpretarse como el porcentaje de variancia compartida por las dos variables.

Capítulo V

RESULTADOS

Capítulo 5

RESULTADOS

5.1. CARACTERÍSTICAS MORFOLÓGICAS Y ANTROPOMÉTRICAS DE LA MUESTRA

En primer lugar, en los siguientes subapartados, se mostrarán de manera ordenada los valores pertinentes al análisis descriptivo de la morfología miotendinosa los grupos musculares objeto de estudio respectivos miembros inferiores, así como los valores descriptivos referentes a composición corporal global.

5.1.1. Características miotendinosas

En primer lugar, la **tabla 5.1** muestra los valores absolutos y relativizados de las características morfológicas del tendón de Aquiles y tendón rotuliano tomadas en este estudio.

Tabla 5.1. Características morfológicas del tendón de Aquiles y rotuliano.

Variable	Media (DT)	IC 95%	Mín	Máx
Grosor Aquiles (cm)	6,6 (1,07)	6,16 a 7,03	4,33	8,74
Grosor relativo Aquiles	0,68 (0,1451)	0,621 a 0,739	0,365	0,915
Grosor rotuliano (cm)	6,91 (0,962)	6,52 a 7,3	4,86	9,42
Grosor relativo rotuliano	0,708 (0,1286)	0,656 a 0,76	0,513	1,027
Longitud Aquiles (cm)	22,8 (2,39)	21,9 a 23,8	18,0	26,5
Longitud relativa Aquiles	0,019 (0,0017)	0,019 a 0,02	0,016	0,022

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza.

A continuación, en la **tabla 5.2**, se muestran las características morfoestructurales de la musculatura objeto de estudio:

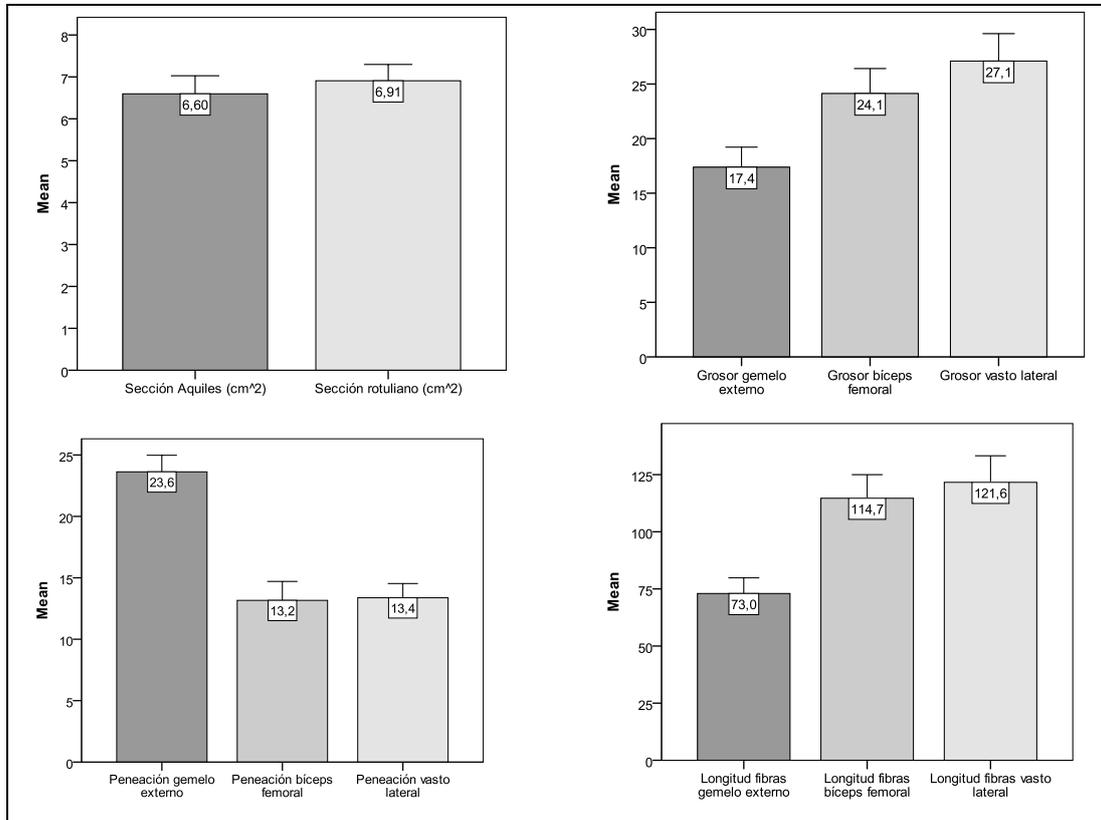
Tabla 5.2. Características morfológicas de los músculos Gemelo externo, Bíceps femoral y Vasto lateral del cuádriceps.

Variable	Músculo	Media (DT)	IC 95%	Mín	Máx
Grosor	Gemelo externo	17,4 (4,53)	15,6 a 19,2	10,1	26,1
	Bíceps femoral	24,1 (5,65)	21,8 a 26,4	12,4	38,4
	Vasto lateral	27,1 (6,21)	24,6 a 29,6	19,0	49,2
Grosor relativo	Gemelo externo	1,81 (0,612)	1,57 a 2,06	0,860	3,10
	Bíceps femoral	2,50 (0,765)	2,19 a 2,81	1,13	5,10
	Vasto lateral	2,81 (0,94)	2,43 a 3,19	1,61	6,25
Penneación	Gemelo externo	23,6 (3,34)	22,3 a 25	15,6	28,5
	Bíceps femoral	13,2 (3,82)	11,6 a 14,7	6,68	21,28
	Vasto lateral	13,4 (2,87)	12,2 a 14,5	9,65	20,34
Longitud fibras	Gemelo externo	73 (16,96)	66,1 a 79,8	43,7	118,8
	Bíceps femoral	114,7 (25,57)	104,4 a 125	67,8	175,0
	Vasto lateral	121,6 (28,76)	110 a 133,3	68,2	202,0

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza.

Apoyándonos en la determinación de las puntuaciones Z para los parámetros de arquitectura muscular (**figura 5.1**), podemos observar que existen diferencias significativas entre las penneación del gemelo externo respecto a las del bíceps femoral o las del vasto lateral, lo que denota el marcado carácter penneado de la porción externa del músculo gastrocnemio respecto a los otros dos músculos observados. Nótese además que el gemelo externo tiene un longitud de fibras significativamente menor en comparación con la longitud de fibras del resto de grupos musculares estudiados, así como el grosor del gemelo externo significativamente inferior en comparación con los grosores de los músculos bíceps femoral y vasto lateral del cuádriceps.

Figura 5.1. Puntuaciones Z para los parámetros de arquitectura muscular.



Las barras representan los valores medios y el IC 95%.

5.1.2. Características antropométricas.

A continuación pasaremos a mostrar las características antropométricas observadas. Tal y como muestra la **tabla 5.3.**, para el desarrollo de nuestro estudio nos hemos centrado en las REI referentes a la globalidad del cuerpo humano.

Tabla 5.3. *Características antropométricas globales.*

Variable	Media (DT)	IC 95%	Mín	Máx
Grasa total densitómetro (%)	17,1 (6)	14,6 a 19,6	6,00	31,0
Masa magra total relativa (%)	79,1 (5,6)	76,8 a 81,4	66,7	89,3
Masa magra total (kg)	64,2 (8)	60,9 a 67,5	48,6	83,6
Masa grasa total (kg)	14,4 (6,7)	11,6 a 17,2	4,4	31,1

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza.

5.2. ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LAS VARIABLES OBSERVADAS EN LAS PRUEBAS DE SALTO Y SPRINT

En la **tabla 5.4** se muestra de manera detallada el análisis descriptivo de las principales variables observadas en la determinación del perfil mecánico F-v para SJ:

Tabla 5.4. *Características del perfil Squat Jump.*

Variable	Media (DT)	IC 95%	Mín	Máx
Fuerza isométrica máxima real SJ (N/kg)	28 (3,8)	26,4 a 29,5	19,7	35,2
Velocidad máxima real SJ (N/kg)	3,64 (1,12)	3,18 a 4,09	2,35	6,44
Potencia máxima real SJ (W/kg)	24,6 (4,79)	22,7 a 26,5	16,3	34,9
Altura máxima real SJ (m)	0,291 (0,0395)	0,275 a 0,306	0,212	0,356
Pendiente máxima real SJ	-8,6 (3,27)	-9,9 a -7,3	-13,9	-3,1
Desequilibrio vertical SJ (%)	57,9 (22,26)	48,9 a 66,9	20,0	96,0
Fuerza isométrica máxima teórica SJ (N/kg)	38,2 (4,14)	36,5 a 39,9	30,3	47,1
Velocidad máxima teórica SJ (N/kg)	2,56 (0,245)	2,46 a 2,66	2,1	3,0
Potencia máxima teórica SJ (W/kg)	24,7 (4,85)	22,7 a 26,6	16,2	35,0
Altura máxima teórica SJ (m)	0,337 (0,0633)	0,311 a 0,362	0,220	0,448
Pendiente máxima teórica SJ	-14,9 (0,74)	-15,2 a -14,6	-16,1	-13,5

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza.

A continuación, en la **tabla 5.5** se muestra el análisis descriptivo de las principales variables observadas en la determinación del perfil mecánico F-v para CMJ:

Tabla 5.5. *Características del perfil Counter-movement Jump.*

Variable	Media (DT)	IC 95%	Mínimo	Máximo
Fuerza isométrica máxima real CMJ (N/kg)	28,6 (3,4)	27,2 a 30	20,4	34,0
Velocidad máxima real CMJ (N/kg)	4,11 (1,095)	3,7 a 4,5	2,47	6,96
Potencia máxima real CMJ (W/kg)	28,7 (5,5)	26,5 a 30,9	18,0	40,6
Altura máxima real CMJ (m)	0,337 (0,0447)	0,319 a 0,355	0,240	0,420
Pendiente máxima real CMJ	-7,57 (2,546)	-8,6 a -6,54	-12,4	-3,4
Desequilibrio vertical CMJ (%)	51,1 (17,6)	44 a 58,2	22,0	86,0
Fuerza isométrica máxima teórica CMJ (N/kg)	41,2 (4,5)	39,4 a 43	31,7	49,9
Velocidad máxima teórica CMJ (N/kg)	2,8 (0,2)	2,7 a 2,9	2,28	3,23
Potencia máxima teórica CMJ (W/kg)	28,7 (5,5)	26,5 a 30,9	18,1	40,3
Altura máxima teórica CMJ (m)	0,393 (0,0721)	0,364 a 0,422	0,260	0,540
Pendiente máxima teórica CMJ	-14,9 (0,8)	-15,3 a -14,6	-16,2	-13,4

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza.

A continuación en la **tabla 5.6** se mostrará las diferencias entre los parámetros mecánicos reales y teóricos extraídos de la determinación del perfil mecánico F-v para las pruebas de salto SJ y CMJ.

Tabla 5.6. *Diferencias entre los parámetros reales y los teóricos.*

Parámetro	Diferencias medias (DT)	Intervalo de confianza 95%	Medio	Cambio (%)		p- valor
				Mínimo	Máximo	
Fuerza isométrica máxima SJ (N/kg)	-10,21 (6,898)	-12,99 a -7,42	40,1	2,0	123,2	<0,001
Velocidad máxima SJ (N/kg)	-1,07 (0,925)	0,7 a 1,45	-25,2	-55,3	-1,9	<0,001
Potencia máxima SJ (W/kg)	0,08 (0,39)	-0,24 a 0,07	0,3	-0,5	7,5	0,29
Altura máxima SJ (m)	0,05 (0,054)	-0,07 a -0,02	16,5	-1,2	84,9	<0,001
Pendiente máxima SJ	-6,32 (3,496)	4,91 a 7,73	105,8	4,1	401,0	<0,001
Fuerza isométrica máxima CMJ (N/kg)	12,64 (6,3)	-15,18 a -10,1	46,9	7,9	114,2	<0,001
Velocidad máxima CMJ (N/kg)	-1,35 (0,894)	0,98 a 1,71	-29,7	-53,6	-6,9	<0,001
Potencia máxima CMJ (W/kg)	0,01 (0,103)	-0,05 a 0,03	0,0	-0,7	1,4	0,71
Altura máxima CMJ (m)	0,06 (0,056)	-0,08 a -0,03	17,0	0,0	68,6	<0,001
Pendiente máxima CMJ	-7,35 (2,755)	6,24 a 8,47	123,6	16,1	357,6	<0,001

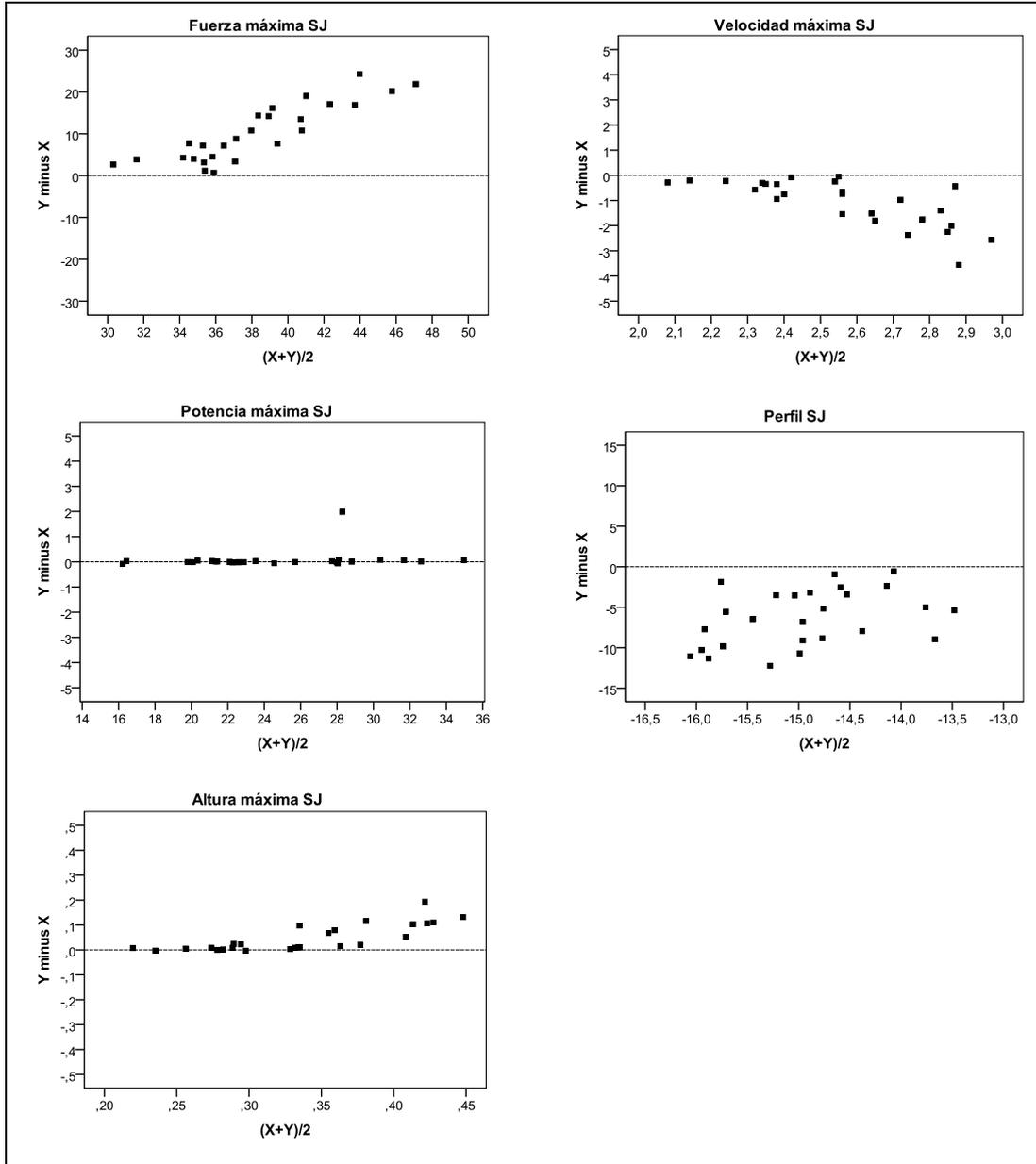
DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza. P-valor de la prueba T-Student para muestras relacionadas.

Mediante los diagramas de Bland y Altman expuestos en las siguiente figuras, mostraremos las diferencias entre la principales variables mecánicas observadas en cada una de pruebas de salto (SJ, **figura 5.2.** y CMJ, **figura 5.3.**) respecto a los valores obtenidos en la determinación matemática del *perfil óptimo F-v*. En estas figuras podemos observar las características de los individuos en relación a éste *perfil óptimo F-v* para las dos pruebas de salto. En cada uno de los gráficos se muestran las puntuaciones Z (también llamadas *Z-Score*) de manera que permiten comparar cualquier variable del perfil mecánico F-v *instantáneo* (valores X) respecto a su *óptimo* (valores Y). Se calculan restando cada valor a la media y dividiendo por la desviación típica, de manera que podemos hablar de diferencias en desviaciones típicas.

De tales valores destaca la orientación generalizada de los sujetos hacia las cualidades de velocidad (V_0), así como un déficit significativo generalizado en los valores de fuerza (F_0).

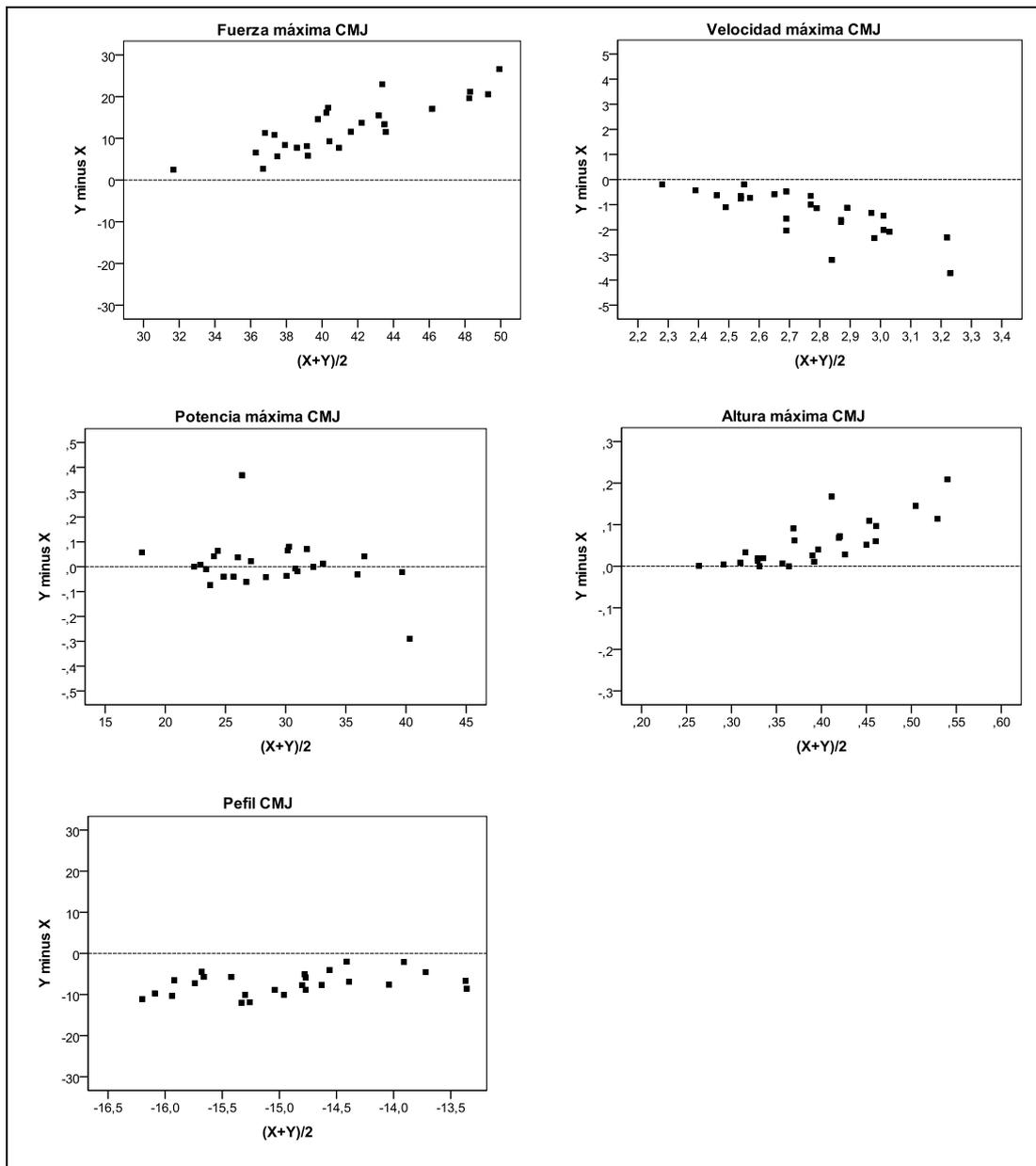
Por otro lado, también es remarcable que los valores de potencia derivados del perfil instantáneo F-v distan poco de derivados del *perfil óptimo F-v*. Esto da potencia a los fundamentos que sostienen este nuevo concepto ideado por Pierre Samozino.

Figura 5.2. Desequilibrios entre los parámetros reales y los teóricos para las variables SJ.



Las barras representan los valores medios y el IC 95% de las puntuaciones Z. F0: fuerza máxima teórica en SJ. V0: velocidad máxima de centro de masas. Pmax: potencia máxima. Hmax: altura máxima en SJ.

Figura 5.3. Desequilibrios entre los parámetros reales y los teóricos para las variables CMJ.



Las barras representan los valores medios y el IC 95% de las puntuaciones Z. F0: fuerza isométrica máxima. V0: velocidad máxima. Pmax: potencia máxima. Hmax: altura máxima.

Finalmente, la **tabla 5.6** muestra el análisis descriptivo de las principales variables mecánicas observadas en la prueba de sprint sobre 30 metros.

Tabla 5.7. *Características mecánicas de la prueba de sprint sobre 30m.*

Variable	Media (DT)	IC 95%	Mín	Máx
Vmax (m/s)	8,2 (0,21)	8,13 a 8,31	7,7	8,4
Pérdida fuerza horizontal	-0,057 (0,0032)	-0,059 a -0,056	-0,064	-0,054
F _{0H} (N)	416,5 (65,7)	388 a 444,9	297,3	530,5
F _{0H} /kg (N/Kg)	5,1 (0,14)	5,05 a 5,17	4,96	5,39
V _{0H} (m/s)	8,58 (0,253)	8,47 a 8,69	8,04	8,90
Pmax(W)	892,4 (137)	833,1 a 951,6	661,5	1166,3
Pmax /Kg (W/kg)	10,9 (0,061)	10,9 a 11	10,8	11,0
ProfileH	-0,596 (0,0343)	-0,611 a -0,581	-0,670	-0,558
RFpeak	0,308 (0,0007)	0,307 a 0,308	0,306	0,309
RFmean_10m	0,203 (0,0056)	0,201 a 0,205	0,193	0,220

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza.

5.3. ANÁLISIS CORRELACIONAL EN RELACIÓN A LOS OBJETIVOS DE ESTUDIO

5.3.1. Relación entre morfología tendinosa y perfil mecánico fuerza-velocidad

5.3.1.1. Morfología tendinosa y perfil F-v en SJ

En la **tabla 5.8.** se presentan las correlaciones obtenidas entre los parámetros de la morfología tendinosa y las variables del perfil mecánico F-v para SJ.

En primer lugar, es importante remarcar que, desde una perspectiva global, la esta tabla no muestra correlaciones altas ni significativas en ningunas de sus variables. Entre todos los valores destacan las correlaciones encontradas entre las variables pertinentes a la longitud del tendón de Aquiles (*Ach.L* y *Ach.L_r*) que en el resto de variables de la morfología tendinosa.

De una manera detallada, los principales hallazgos remarcables respectivos a la tabla 5.8. son: (i) la correlación positiva entre la longitud del tendón de Aquiles (relativizada respecto a la longitud del miembro inferior) respecto a la variable *SJ_V0*, (ii) la correlación positiva entre la longitud del tendón de Aquiles (relativizada respecto a la longitud del miembro inferior) respecto a la variable representativa de la pendiente de la curva en la relación F-v (*SJ_profile*).

Tabla 5.8. Correlaciones entre la morfología tendinosa y el perfil mecánico F-v en SJ.

Variables	CS_TA	CS.TA_r	CS_TR	CS.TR_r	Ach.L	Ach.L_r
SJ_F0	0,19 (-0,213 a 0,538) 0,353 3,6%	0,175 (-0,228 a 0,527) 0,392 3,07%	0,154 (-0,248 a 0,511) 0,452 2,38%	0,154 (-0,248 a 0,511) 0,451 2,39%	-0,213 (-0,555 a 0,19) 0,296 4,55%	-0,161 (-0,516 a 0,241) 0,433 2,58%
SJ_V0	-0,104(-0,472 a 0,295) 0,612 1,09%	-0,168 (-0,521 a 0,235) 0,413 2,81%	-0,114 (-0,48 a 0,286) 0,58 1,3%	-0,183 (-0,533 a 0,22) 0,371 3,34%	0,267 (-0,134 a 0,593) 0,187 7,15%	0,259 (-0,143 a 0,587) 0,201 6,73%
SJ_Pmax	-0,058(-0,436 a 0,337) 0,778 0,34%	-0,113 (-0,479 a 0,287) 0,581 1,28%	-0,041(-0,422 a 0,352) 0,841 0,17%	-0,083(-0,456 a 0,314) 0,688 0,68%	0,209 (-0,194 a 0,552) 0,306 4,36%	0,218 (-0,185 a 0,558) 0,284 4,77%
SJ_hmax	0,009 (-0,38 a 0,395) 0,964 0,01%	0,04 (-0,353 a 0,421) 0,846 0,16%	0,152 (-0,25 a 0,509) 0,459 2,31%	0,198 (-0,205 a 0,544) 0,332 3,92%	0,087 (-0,311 a 0,459) 0,672 0,76%	0,026 (-0,365 a 0,409) 0,901 0,07%
SJ_profile	0,159(-0,515 a 0,243) 0,439 2,52%	0,156 (-0,512 a 0,246) 0,446 2,44%	0,07 (-0,445 a 0,326) 0,736 0,48%	0,073(-0,448 a 0,324) 0,725 0,53%	-0,274 (-0,127 a 0,598) 0,176 7,48%	-0,238 (-0,165 a 0,573) 0,243 5,64%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. SJ: Squat Jump. SJ_F0: fuerza máxima SJ. SJ_V0: velocidad máxima. SJ_Pmax: potencia SJ. SJ_hmax: altura máxima SJ. SJ_profile: perfil SJ. CS_TA: grosor Aquiles. CS_TAr: Grosor Aquiles relativo. CS.TR: grosor rotuliano. CS.Tr: grosor rotuliano relativo. Ach.L: longitud tendón Aquiles. Ach.Lr: longitud tendón Aquiles relativo.

5.3.1.2. Morfología tendinosa y perfil F-v en CMJ

De manera similar a lo observado en el subapartado anterior, desde un abordaje global de los resultados obtenidos, la **tabla 5.9.** no muestra correlaciones altas ni significativas en ninguna de las variables de estudio. No obstante, merece la pena remarcar las localizaciones de las correlaciones más potentes encontradas para este tipo de salto (ver celdas en verde).

Los principales hallazgos encontrados en la tabla 5.9. son:

(i) una correlación positiva aunque no significativa entre el grosor del tendón rotuliano relativizado respecto a la masa muscular de miembro inferior ($CS.TR_r$) y la altura máxima alcanzada en la determinación del perfil CMJ acompañados de una remarcable correlación ligeramente superior respecto a los valores absolutos del grosor del tendón rotuliano ($CS.TR$).

(ii) Una correlación negativa baja no significativa entre grosor relativizado del tendón de Aquiles respecto a la pendiente del perfil F-v para CMJ, acompañada de una mayor correlación negativa cuando se refiere a los valores absolutos del grosor de tendón de Aquiles.

Tabla 5.9. Correlaciones entre la morfología tendinosa y el perfil mecánico F-v en CMJ.

Variables	CS_TA	CS.TA_r	CS_TR	CS.TR_r	Ach.L	Ach.L_r
CMJ_F0	-0,236 (-0,571 a 0,167) 0,246 5,57%	-0,15 (-0,508 a 0,252) 0,465 2,25%	0,067 (-0,329 a 0,443) 0,744 0,45%	0,148 (-0,254 a 0,506) 0,47 2,19%	0,021 (-0,37 a 0,405) 0,92 0,04%	0,066 (-0,33 a 0,442) 0,75 0,43%
CMJ_V0	0,237 (-0,166 a 0,572) 0,245 5,6%	0,154 (-0,248 a 0,511) 0,451 2,38%	0,015 (-0,374 a 0,4) 0,941 0,02%	-0,012 (-0,398 a 0,377) 0,952 0,02%	-0,058 (-0,436 a 0,336) 0,777 0,34%	-0,022 (-0,406 a 0,368) 0,915 0,05%
CMJ_Pmax	0,211 (-0,192 a 0,553) 0,301 4,45%	0,144 (-0,258 a 0,503) 0,483 2,08%	0,105 (-0,294 a 0,473) 0,61 1,1%	0,11 (-0,29 a 0,477) 0,594 1,2%	-0,109 (-0,476 a 0,29) 0,595 1,19%	-0,052 (-0,431 a 0,342) 0,802 0,27%
CMJ_hmax	0,139 (-0,263 a 0,499) 0,5 1,92%	0,102 (-0,297 a 0,471) 0,621 1,04%	0,276 (-0,125 a 0,599) 0,172 7,61%	0,254 (-0,147 a 0,584) 0,21 6,48%	-0,04 (-0,421 a 0,353) 0,847 0,16%	-0,071 (-0,446 a 0,325) 0,731 0,5%
CMJ_profile	-0,323 (-0,074 a 0,631) 0,108 10,43%	-0,218 (-0,185 a 0,558) 0,285 4,74%	-0,039 (-0,354 a 0,42) 0,849 0,15%	0,029 (-0,412 a 0,362) 0,886 0,09%	0,077 (-0,451 a 0,32) 0,71 0,59%	0,088 (-0,46 a 0,31) 0,668 0,78%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. CMJ: Counter-movement Jump. CMJ_F0: fuerza máxima SJ. CMJ_V0: velocidad máxima. CMJ_Pmax: potencia SJ. CMJ_hmax: altura máxima CMJ. SJ_profile: perfil CMJ. CS_TA: grosor Aquiles. CS_TAr: Grosor Aquiles relativo. CS.TR: grosor rotuliano. CS.Tr: grosor rotuliano relativo. Ach.L: longitud tendón Aquiles. Ach.Lr: longitud tendón Aquiles relativo

5.3.1.3. Morfología tendinosa y perfil $F-v$ en Sprint

La perspectiva global de los resultados obtenidos muestra correlaciones estadísticamente más significativas y potentes que las observadas para las pruebas de salto SJ y CMJ. De manera detallada destacan:

(i) la correlación negativa significativa y moderada entre grosor del tendón de Aquiles relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante y la potencia máxima alcanzada durante el sprint,

(ii) Las correlaciones negativas moderadas y significativas entre el grosor del tendón rotuliano relativizado respecto a la masa magra de la pierna dominante y las variables F_{0H} y P_{maxH} .

(iii) Las correlaciones positivas, moderadas y significativas entre la longitud del tendón de Aquiles relativizado respecto a la longitud de miembros inferiores respecto a las variables F_{0H} y P_{maxH} .

Tabla 5.10. *Correlaciones entre la morfología tendinosa y el perfil mecánico F-v en sprint.*

Variables	CS_TA	CS.TA_r	CS_TR	CS.TR_r	Ach.L	Ach.L_r
Vmax.H	-0,259 (-0,607 a 0,171); 0,232; 6,73%	-0,069 (-0,468 a 0,354); 0,756; 0,47%	-0,091 (-0,485 a 0,334); 0,681; 0,82%	0,086 (-0,338 a 0,481); 0,695; 0,74%	-0,03 (-0,437 a 0,387); 0,892; 0,09%	0,1 (-0,325 a 0,492); 0,649; 1%
Drf	-0,241 (-0,594 a 0,19); 0,267; 5,82%	-0,01 (-0,42 a 0,404); 0,966; 0,01%	-0,117 (-0,505 a 0,31); 0,594; 1,37%	0,124 (-0,304 a 0,51); 0,574; 1,53%	-0,065 (-0,465 a 0,357); 0,769; 0,42%	0,068 (-0,354 a 0,467); 0,759; 0,46%
F0.H.kg	0,233 (-0,199 a 0,588); 0,285; 5,41%	0,05 (-0,37 a 0,453); 0,821; 0,25%	0,085 (-0,339 a 0,48); 0,7; 0,72%	-0,076 (-0,473 a 0,347); 0,731; 0,57%	-0,004 (-0,416 a 0,409); 0,984; 0%	-0,12 (-0,507 a 0,307); 0,586; 1,44%
F0.H	-0,051 (-0,454 a 0,369) 0,818 0,26%	-0,604 (-0,814 a -0,255) 0,002 36,47%	0,336 (-0,089 a 0,657) 0,117 11,26%	-0,516 (-0,765 a -0,132) 0,012 26,6%	0,608 (0,261 a 0,816) 0,002 36,95%	0,466 (0,067 a 0,737) 0,025 21,76%
VO.H	-0,246 (-0,598 a 0,184) 0,257 6,07%	-0,01 (-0,421 a 0,404) 0,964 0,01%	-0,126 (-0,511 a 0,302) 0,568 1,58%	0,128 (-0,3 a 0,513) 0,562 1,63%	-0,079 (-0,475 a 0,345) 0,721 0,62%	0,059 (-0,362 a 0,46) 0,789 0,35%
Pmax.H.kg	-0,244 (-0,596 a 0,187); 0,262; 5,95%	0,172 (-0,258 a 0,546); 0,432; 2,96%	-0,275 (-0,617 a 0,155); 0,204; 7,57%	0,34 (-0,084 a 0,66); 0,113; 11,55%	-0,48 (-0,745 a -0,084); 0,02; 23,03%	-0,276 (-0,618 a 0,153); 0,202; 7,64%
Pmax.H	-0,101 (-0,493 a 0,325) 0,646 1,02%	-0,624 (-0,824 a -0,285) 0,001 38,89%	0,327 (-0,098 a 0,651) 0,128 10,69%	-0,503 (-0,758 a -0,114) 0,014 25,28%	0,613 (0,269 a 0,819) 0,002 37,63%	0,495 (0,104 a 0,754) 0,016 24,52%

Variables	CS_TA	CS_TA_r	CS_TR	CS.TR_r	Ach.L	Ach.L_r
Prof.H	0,245 (-0,597 a 0,186); 0,26; 5,99%	0,031 (-0,438 a 0,386); 0,887; 0,1%	0,107 (-0,497 a 0,319); 0,627; 1,14%	-0,106 (-0,32 a 0,496); 0,631; 1,12%	0,047 (-0,451 a 0,372); 0,83; 0,23%	-0,082 (-0,342 a 0,478); 0,71; 0,67%
RF.mean	-0,178 (-0,55 a 0,253); 0,418; 3,15%	-0,044 (-0,448 a 0,375); 0,841; 0,2%	-0,254 (-0,603 a 0,177); 0,243; 6,44%	-0,069 (-0,468 a 0,353); 0,754; 0,48%	-0,068 (-0,467 a 0,354); 0,758; 0,46%	-0,02 (-0,428 a 0,396); 0,929; 0,04%
RF.peak	-0,195 (-0,562 a 0,236) 0,373 3,8%	0,15 (-0,28 a 0,529) 0,495 2,25%	-0,234 (-0,59 a 0,197) 0,282 5,49%	0,326 (-0,1 a 0,651) 0,129 10,62%	-0,564 (-0,792 a -0,197) 0,005 31,76%	-0,388 (-0,69 a 0,029) 0,068 15,03%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. F0.H: fuerza máxima horizontal a velocidad 0. V0.H: velocidad horizontal máxima teórica. Pmax.H: potencia máxima horizontal. Drf: índice de fuerza horizontal aplicada en relación con la velocidad. Prof.H: pendiente del perfil F-v horizontal. RF(peak, mean): relación entre fuerza horizontal y fuerza total aplicada en cada apoyo durante el sprint (valor pico y valor medio de los 10 primeros metros, respectivamente). CS_TA: grosor Aquiles. CS_TA_r: Grosor Aquiles relativo. CS.TR: grosor rotuliano. CS.Tr: grosor rotuliano relativo. Ach.L: longitud tendón Aquiles. Ach.Lr: longitud tendón Aquiles relativo.

5.3.2. Relación entre antropometría y perfil mecánico fuerza-velocidad

5.3.2.1. Correlación entre masa magra y variables del perfil F-v para SJ

A continuación, en la **tablas 5.11.** se mostrarán las correlaciones obtenidas entre masa magra y las variables del perfil mecánico F-v en SJ. Nótese, en color verde, cómo las principales correlaciones encontradas se encuentran tanto en los valores antropométricos relativizados como en los valores absolutos de la composición corporal.

Atendiendo a cada una de las variables, es destacable el carácter estadísticamente significativo, positivo y moderado de las relaciones entre las variables porcentaje de masa magra total y las variables *SJ_F0* y *SJ_profile*, así como la relación negativa moderada también estadísticamente significativa respecto a la variable *SJ_V0*.

Tabla 5.11. Correlación entre masa magra y perfil F-v en SJ.

Variable	MM Total	MM Total (%)
SJ_F0	-0,128(-0,498 a 0,281) 0,542 1,64%	0,465 (0,086 a 0,727) 0,019 21,65%
SJ_V0	0,109 (-0,299 a 0,483) 0,604 1,19%	-0,478(-0,735 a -0,103) 0,016 22,88%
SJ_Pmax	0,031 (-0,368 a 0,421) 0,882 0,1%	-0,329(-0,641 a 0,076) 0,108 10,83%
SJ_hmax	0,04 (-0,361 a 0,428) 0,85 0,16%	0,253 (-0,158 a 0,589) 0,222 6,42%
SJ_profile	-0,102 (-0,305 a 0,478) 0,626 1,05%	0,413 (-0,695 a -0,022) 0,04 17,08%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. SJ: Squat Jump. SJ_F0: fuerza máxima SJ. SJ_V0: velocidad máxima. SJ_Pmax: potencia SJ. SJ_hmax: altura máxima SJ. SJ_profile: perfil SJ. MM Total: masa magra total. MM Total (%): masa magra total relativizada.

5.3.2.2. Correlación entre masa magra y variables del perfil F-v para CMJ

Desde una perspectiva global de los resultados pertinentes a composición magra en relación con el perfil F-v en CMJ (**tabla 5.12**), destaca la ausencia de correlaciones entre las diferentes variables mecánicas para el CMJ y la composición magra total de los individuos que participaron en el estudio. Tan solo es hemos observado un valor positivo moderado y estadísticamente significativo entre las variable *CMJ_F0* y porcentaje de masa magra total.

Tabla 5.12. Correlación entre masa magra y perfil F-v en CMJ.

Variable	MM Total	MM Total (%)
CMJ_F0	-0,173 (-0,532 a 0,238) 0,407 3%	0,214 (-0,198 a 0,561) 0,305 4,57%
CMJ_V0	0,068 (-0,336 a 0,451) 0,746 0,46%	-0,061(-0,445 a 0,342) 0,772 0,37%
CMJ_Pmax	-0,026 (-0,417 a 0,373) 0,903 0,07%	0,087 (-0,319 a 0,466) 0,679 0,76%
CMJ_hmax	0,071 (-0,333 a 0,454) 0,735 0,51%	0,411 (0,019 a 0,693) 0,041 16,87%
CMJ_profile	-0,108 (-0,3 a 0,483) 0,607 1,17%	-0,088(-0,467 a 0,318) 0,676 0,77%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. CMJ: Squat Jump. CMJ_F0: fuerza máxima CMJ. CMJ_V0: velocidad máxima. CMJ_Pmax: potencia CMJ. CMJ_hmax: altura máxima CMJ. CMJ_profile: perfil CMJ. MM Total: masa magra total. MM Total (%): masa magra total relativizada.

5.3.2.3. Correlación entre masa magra y variables del perfil F-v para Sprint

A continuación, en la **tabla 5.13**, se muestran los valores obtenidos del análisis de correlación entre las variables de composición corporal magra y las variables del perfil mecánico F-v correspondiente a la prueba de sprint sobre 30 metros. Marcados en color verde se destacan las correlaciones estadísticamente más potentes. Son especialmente destacables los valores obtenidos para la correlación negativa significativa entre las variables F_{0H} y porcentaje de masa magra total (-0,473; $p=0,03$). También podemos destacar el valor de la correlación observada entre las variables P_{maxH} y porcentaje de masa magra total (-0,487; $p=0,025$), así como la correlación moderada y positiva entre la variable RF_{peak} y el porcentaje de masa magra total.

Tabla 5.13. *Correlación entre masa magra y perfil F-v en sprint.*

Variable	MM Total	MM Total (%)
Vmax.H	-0,048 (-0,451 a 0,371); 0,827; 0,23%	-0,013 (-0,423 a 0,401); 0,952; 0,02%
Drf.H	-0,124 (-0,51 a 0,304); 0,574; 1,53%	0,027 (-0,389 a 0,435); 0,902; 0,07%
F0.H.kg	0,049 (-0,371 a 0,452); 0,826; 0,24%	0,039 (-0,379 a 0,444); 0,859; 0,15%
F0.H	0,891 (0,758 a 0,953) <0,001 79,47%	-0,555 (-0,787 a -0,185) 0,006 30,79%
V0.H	-0,134 (-0,518 a 0,294) 0,542 1,79%	0,04 (-0,378 a 0,445) 0,856 0,16%
Pmax.H.kg	-0,487 (-0,749 a -0,094); 0,018; 23,75%	0,431 (0,022 a 0,716); 0,04; 18,54%
Pmax.H	0,892 (0,759 a 0,954) <0,001 79,56%	-0,574 (-0,798 a -0,212) 0,004 32,97%
Prof.H	0,093 (-0,486 a 0,332); 0,673; 0,86%	-0,009 (-0,405 a 0,419); 0,969; 0,01%
RF.mean	-0,08 (-0,476 a 0,344); 0,718; 0,64%	-0,018 (-0,427 a 0,397); 0,936; 0,03%
RF.peak	-0,436 (-0,719 a -0,029) 0,038 18,98%	0,508 (0,121 a 0,761) 0,013 25,78%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. F0.H: fuerza máxima horizontal a velocidad 0. V0.H: velocidad horizontal máxima teórica. Pmax.H: potencia máxima horizontal. Drf: índice de fuerza horizontal aplicada en relación con la velocidad. Prof.H: pendiente del perfil F-v horizontal. RF(peak, mean): relación entre fuerza horizontal y fuerza total aplicada en cada apoyo durante el sprint (valor pico y valor medio de los 10 primeros metros, respectivamente). MM Total: masa magra total. MM Total (%): masa magra total relativizada.

5.3.2.4. Correlación entre masa grasa y variables del perfil F-v para SJ

A continuación, la **tabla 5.14.** muestra las relaciones entre las variables respectivas a la composición grasa global (en valores absolutos y relativizados) y las variables derivadas del perfil F-v para la tarea motriz del CMJ de los sujetos que participaron en el estudio.

Nótese (i) las correlaciones moderadas negativas encontradas entre masa grasa total y la variable *SJ_F0*, (ii) la correlación moderada positiva significativa entre la variable *SJ_V0*, así como (iii) la correlación moderada positiva no significativa entre *SJ_Pmax*.

Tabla 5.14. Correlación entre masa grasa y perfil F-v en SJ.

Variable	MG Total	MG Total (%)
SJ_F0	-0,443 (-0,713 a -0,058) 0,027 19,64%	-0,376 (-0,672 a 0,022) 0,064 14,16%
SJ_V0	0,498 (0,128 a 0,746) 0,011 24,82%	0,439 (0,053 a 0,711) 0,028 19,23%
SJ_Pmax	0,366 (-0,035 a 0,665) 0,072 13,37%	0,343 (-0,06 a 0,65) 0,093 11,79%
SJ_hmax	-0,219 (-0,565 a 0,193) 0,292 4,81%	-0,219 (-0,565 a 0,193) 0,294 4,78%
SJ_profile	0,416 (0,025 a 0,697) 0,039 17,3%	0,363 (-0,038 a 0,663) 0,075 13,15%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. SJ: Squat Jump. SJ_F0: fuerza máxima SJ. SJ_V0: velocidad máxima. SJ_Pmax: potencia SJ. SJ_hmax: altura máxima SJ. SJ_profile: perfil SJ. MG Total: masa grasa total. MG Total (%): masa grasa total relativizada.

5.3.2.5. Correlación entre masa grasa y variables del perfil F-v para CMJ

Como se puede observar en la siguiente tabla (**tabla 5.15.**), se han encontrado pocas correlaciones y con una potencia estadística baja entre las variables mecánicas del perfil F-v para CMJ en relación con la variable antropométrica de la composición grasa total. De manera particular, destacan las correlaciones moderadas no significativas entre el rendimiento en salto (altura máxima alcanzada durante el salto CMJ) y la composición grasa absoluta y porcentual de los sujetos que participaron en el estudio.

Tabla 5.15. Correlación entre masa grasa y perfil F-v en CMJ.

Variable	MG Total	MG Total (%)
CMJ_F0	-0,273 (-0,603 a 0,137) 0,186 7,47%	-0,161 (-0,523 a 0,25) 0,441 2,6%
CMJ_V0	0,173 (-0,238 a 0,532) 0,408 3%	0,104 (-0,304 a 0,479) 0,621 1,08%
CMJ_Pmax	0,025 (-0,374 a 0,416) 0,907 0,06%	0,008 (-0,388 a 0,402) 0,969 0,01%
CMJ_hmax	-0,348 (-0,653 a 0,055) 0,089 12,08%	-0,341 (-0,649 a 0,062) 0,095 11,64%
CMJ_profile	0,188 (-0,223 a 0,543) 0,367 3,55%	0,105 (-0,302 a 0,48) 0,617 1,11%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. CMJ: Squat Jump. CMJ_F0: fuerza máxima CMJ. CMJ_V0: velocidad máxima. CMJ_Pmax: potencia CMJ. CMJ_hmax: altura máxima CMJ. CMJ_profile: perfil CMJ. MG Total: masa grasa total. MG Total (%): masa grasa total relativizada.

5.3.2.6. Correlación entre masa grasa y variables del perfil F-v para Sprint

En la **tabla 5.16.** se muestran de forma detallada las correlaciones halladas para la composición corporal grasa respecto a los valores de variables obtenidas en la determinación del perfil mecánico F-v para la aceleración en 30m. En esta tabla destacan las correlaciones moderadas positivas significativas encontradas en las variables F_{0H} y P_{maxH} en sus respectivos valores relativizados respecto a la masa del sujeto. También destaca la correlación moderada, negativa y significativa entre porcentaje de masa grasa (en valores absolutos y relativizados) y la variable RF_{peak} .

Tabla 5.16. *Correlación entre masa grasa y perfil F-v en sprint.*

Variabes	MGrasa_total_r	MGrasa_Total
Vmax.H	0,067 (-0,355 a 0,466); 0,761; 0,45%	0,018 (-0,397 a 0,427); 0,936; 0,03%
Drf.H	0,01 (-0,404 a 0,42); 0,964; 0,01%	-0,017 (-0,426 a 0,398); 0,94; 0,03%
F0.H.kg	-0,087 (-0,482 a 0,338); 0,695; 0,75%	-0,041 (-0,446 a 0,377); 0,851; 0,17%
F0.H	0,452 (0,049 a 0,728) 0,03 20,43%	0,695 (0,396 a 0,861) <0,001 48,28%
V0.H	-0,029 (-0,436 a 0,388) 0,896 0,08%	-0,003 (-0,415 a 0,41) 0,99 0%
Pmax.H.kg	-0,448 (-0,726 a -0,044); 0,032; 20,08%	-0,377 (-0,683 a 0,042); 0,076; 14,19%
Pmax.H	0,47 (0,071 a 0,739) 0,024 22,05%	0,725 (0,446 a 0,876) <0,001 52,55%
Prof.H	-0,035 (-0,383 a 0,441); 0,875; 0,12%	0,001 (-0,413 a 0,411); 0,996; 0%
RF.mean	0,018 (-0,397 a 0,427); 0,936; 0,03%	0 (-0,413 a 0,412); 0,999; 0%
RF.peak	-0,452 (-0,728 a -0,048) 0,031 20,39%	-0,528 (-0,772 a -0,148) 0,01 27,86%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. F0.H: fuerza máxima horizontal a velocidad 0. V0.H: velocidad horizontal máxima teórica. Pmax.H: potencia máxima horizontal. Drf: índice de fuerza horizontal aplicada en relación con la velocidad. Prof.H: pendiente del perfil F-v horizontal. RF(peak, mean): relación entre fuerza horizontal y fuerza total aplicada en cada apoyo durante el sprint (valor pico y valor medio de los 10 primeros metros, respectivamente). MG Total: masa grasa total. MG Total (%): masa grasa total relativizada.

5.3.3. Relación entre arquitectura muscular y perfil mecánico fuerza-velocidad

En este apartado se mostrarán las relaciones en su relación con el perfil mecánico fuerza-velocidad para las diferentes acciones balísticas estudiadas; salto SJ, Salto CMJ y sprint sobre 30 metros.

En cada uno de los siguientes tres apartados (una para cada tipo de tarea motriz estudiada; SJ, CMJ y sprint, respectivamente) se muestra el análisis de correlación para cada una de las variables de la arquitectura muscular objeto de estudio. De este modo, cada subapartado estará a su vez fragmentado en tres subapartados, donde se estudiarán los músculos gastrocnemio lateral, bíceps femoral y vasto lateral del músculo cuádriceps.

5.3.3.1. Relación entre arquitectura del gastrocnemio lateral y al perfil mecánico F-v en SJ

La **tabla 5.17** muestra de manera detallada las correlaciones entre las variables concernientes a la arquitectura muscular del gastrocnemio lateral y las variables mecánicas derivadas del perfil mecánico F-v en SJ.

Destacan los valores de la correlación moderada positiva y significativa entre penneación del gastrocnemio lateral (GL_{PA}) y la variable SJ_{F0} . Nótese, además, cómo los valores de la relación entre la penneación del gastrocnemio lateral y la pendiente del perfil F-v en SJ muestran correlaciones negativa aunque no significativa.

Tabla 5.17. *Correlación entre variables de la arquitectura muscular del gastrocnemio lateral y perfil F-v en SJ.*

Variables	GL.MTh	GL.MTh_r	GL.PA	GL.LF	GL.LF_r
SJ_F0	0,254 (-0,148 a 0,584) 0,211 6,43%	0,233 (-0,169 a 0,569) 0,251 5,45%	0,427 (0,047 a 0,699) 0,03 18,2%	-0,257 (-0,586 a 0,145) 0,205 6,6%	-0,233 (-0,569 a 0,17) 0,252 5,42%
SJ_V0	-0,259 (-0,587 a 0,143) 0,202 6,7%	-0,274 (-0,598 a 0,127) 0,176 7,49%	-0,213 (-0,554 a 0,19) 0,296 4,53%	0,1 (-0,299 a 0,469) 0,627 1%	0,071 (-0,325 a 0,446) 0,731 0,5%
SJ_Pmax	-0,189 (-0,537 a 0,214) 0,356 3,56%	-0,204 (-0,548 a 0,199) 0,317 4,17%	-0,019 (-0,403 a 0,371) 0,928 0,03%	-0,041 (-0,422 a 0,352) 0,842 0,17%	-0,072 (-0,447 a 0,325) 0,728 0,51%
SJ_hmax	-0,125 (-0,489 a 0,275) 0,542 1,57%	-0,057 (-0,435 a 0,338) 0,783 0,32%	0,134 (-0,267 a 0,496) 0,513 1,81%	-0,111 (-0,478 a 0,288) 0,588 1,24%	-0,168 (-0,522 a 0,234) 0,411 2,83%
SJ_profile	0,27 (-0,595 a 0,131) 0,182 7,29%	0,25 (-0,581 a 0,152) 0,219 6,23%	0,295 (-0,612 a 0,104) 0,144 8,69%	-0,152 (-0,25 a 0,509) 0,458 2,31%	-0,117 (-0,283 a 0,483) 0,569 1,37%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. SJ: Squat Jump. SJ_F0: fuerza máxima SJ. SJ_V0: velocidad máxima. SJ_Pmax: potencia SJ. SJ_hmax: altura máxima SJ. SJ_profile: perfil SJ. GL.MTh: grosor gastrocnemio lateral. GL.MTh.r: grosor gastrocnemio lateral relativo. GL.PAL peneación gastrocnemio lateral. GL.LF: longitud fibras gastrocnemio lateral. GL.LF.r: longitud fibras gastrocnemio lateral relativo.

5.3.3.2. *Relación entre arquitectura del bíceps femoral y al perfil mecánico F-v en SJ*

En la siguiente tabla (**tabla 5.18.**), se muestran los valores de correlación entre las variables observadas pertinentes a la arquitectura muscular del bíceps femoral y las variables derivadas del perfil F-v para el salto SJ.

El principal hallazgo es la ausencia de correlaciones importantes entre la arquitectura del bíceps femoral y el perfil mecánico F-v en SJ.

Tabla 5.18. *Correlación entre variables de la arquitectura muscular del bíceps femoral y perfil F-v en SJ.*

Variables	BF.MTh	BF.MTh_r	BF.PA	BF.LF	BF.LF_r
SJ_F0	0,072 (-0,325 a 0,447)	0,087 (-0,311 a 0,459)	0,041 (-0,352 a 0,422)	-0,077 (-0,451 a 0,32)	-0,028 (-0,411 a 0,363)
	0,728	0,672	0,842	0,708	0,89
	0,51%	0,76%	0,17%	0,6%	0,08%
SJ_V0	0,031 (-0,36 a 0,414)	-0,03 (-0,412 a 0,362)	-0,007 (-0,393 a 0,382)	0,161 (-0,241 a 0,516)	0,127 (-0,274 a 0,49)
	0,879	0,886	0,974	0,431	0,535
	0,1%	0,09%	0%	2,6%	1,62%
SJ_Pmax	0,144 (-0,257 a 0,504)	0,088 (-0,31 a 0,46)	-0,009 (-0,395 a 0,38)	0,212 (-0,191 a 0,554)	0,19 (-0,213 a 0,538)
	0,482	0,668	0,964	0,3	0,352
	2,08%	0,78%	0,01%	4,48%	3,62%
SJ_hmax	0,175 (-0,228 a 0,526)	0,232 (-0,171 a 0,568)	0,077 (-0,32 a 0,451)	0,111 (-0,289 a 0,478)	0,078 (-0,319 a 0,452)
	0,393	0,254	0,707	0,59	0,703
	3,05%	5,38%	0,6%	1,23%	0,61%
SJ_profile	-0,017 (-0,373 a 0,401)	0,005 (-0,391 a 0,384)	0,062 (-0,438 a 0,334)	-0,111 (-0,289 a 0,478)	-0,061 (-0,334 a 0,438)
	0,936	0,983	0,765	0,589	0,767
	0,03%	0%	0,38%	1,23%	0,37%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. SJ: Squat Jump. SJ_F0: fuerza máxima SJ. SJ_V0: velocidad máxima. SJ_Pmax: potencia SJ. SJ_hmax: altura máxima SJ. SJ_profile: perfil SJ. BF.MTh: grosor bíceps femoral. . BF.MTh.r: grosor bíceps femoral relativo. BF.PAL: peneación bíceps femoral. BF.LF: longitud fibras bíceps lateral. BF.LF.r: longitud fibras bíceps femoral relativo.

5.3.3.3. Relación entre arquitectura del vasto lateral del cuádriceps y al perfil mecánico F-v en SJ

En este apartado se hace referencia a las variables observadas respectivas a la arquitectura muscular del músculo cuádriceps en relación a las variables derivadas del perfil mecánico F-v en el salto SJ.

La siguiente tabla (**tabla 5.19.**) muestra detalladamente todas las correlaciones estudiadas, de las que especialmente destacan las correlaciones negativas – de bajas a moderadas-, no significativas entre el grosor del músculo vasto lateral del cuádriceps (tanto en valores absolutos como relativos) y las variables *SJ_V0* y *SJ_Pmax*.

Destaca también la correlación moderada, positiva aunque tampoco significativa, de esta variable biológica con la variable mecánica *SJ_profile* lo que indica que cuanto mayor es el grosor del vasto lateral del cuádriceps mayor es la inclinación de la relación F-v determinada por el perfil.

Tabla 5.19. Correlación entre variables de la arquitectura muscular vasto lateral del cuádriceps y perfil F-v en SJ.

Variables	VL.MTh	VL.MTh_r	VL.PA	VL.LF	VL.LF_r
SJ_F0	0,239 (-0,163 a 0,574) 0,239 5,74%	0,226 (-0,177 a 0,564) 0,267 5,1%	0,062 (-0,334 a 0,439) 0,764 0,38%	0,175 (-0,228 a 0,527) 0,393 3,06%	0,194 (-0,209 a 0,541) 0,342 3,77%
SJ_V0	-0,293 (-0,611 a 0,107) 0,147 8,57%	-0,27 (-0,595 a 0,132) 0,183 7,26%	-0,158 (-0,514 a 0,244) 0,44 2,5%	-0,238 (-0,573 a 0,164) 0,241 5,68%	-0,244 (-0,577 a 0,159) 0,23 5,94%
SJ_Pmax	-0,263 (-0,59 a 0,139) 0,195 6,89%	-0,214 (-0,556 a 0,189) 0,293 4,59%	-0,184 (-0,533 a 0,219) 0,369 3,37%	-0,233 (-0,569 a 0,17) 0,252 5,44%	-0,23 (-0,567 a 0,173) 0,258 5,3%
SJ_hmax	-0,122 (-0,486 a 0,279) 0,553 1,49%	-0,037 (-0,418 a 0,355) 0,858 0,14%	-0,045 (-0,425 a 0,348) 0,825 0,21%	-0,227 (-0,565 a 0,176) 0,264 5,16%	-0,241 (-0,575 a 0,162) 0,236 5,8%
SJ_profile	0,351 (-0,65 a 0,043) 0,079 12,29%	0,294 (-0,612 a 0,105) 0,145 8,64%	0,149 (-0,507 a 0,253) 0,469 2,21%	0,224 (-0,563 a 0,179) 0,271 5,03%	0,24 (-0,574 a 0,162) 0,238 5,76%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. SJ: Squat Jump. SJ_F0: fuerza máxima SJ. SJ_V0: velocidad máxima. SJ_Pmax: potencia SJ. SJ_hmax: altura máxima SJ. SJ_profile: perfil SJ. VL.MTh: grosor vasto lateral. VL.MTh.r: grosor vasto lateral relativo. VL.PAL peneación vasto lateral. VL.LF: longitud fibras vasto lateral. VL.LF.r: longitud fibras vasto lateral relativo.

5.3.3.4. *Relación entre arquitectura del gastrocnemio lateral y al perfil mecánico F-v en CMJ*

En la **tabla 5.20.** se muestra detalladamente el análisis de correlación entre las variables objeto de estudio de arquitectura muscular del gastrocnemio lateral y las principales variables obtenidas a partir del perfil mecánico F-v para CMJ.

Destacan las correlaciones positivas, bajas-moderadas entre la variable penetración del gastrocnemio y las variables mecánicas *CMJ_Pmax* y *CMJ_hmax*. Ninguna de las mencionadas son estadísticamente significativas.

Tabla 5.20. Correlación entre variables de la arquitectura muscular del gastrocnemio lateral y perfil F-v en CMJ.

Variables	GL.MTh	GL.MTh_r	GL.PA	GL.LF	GL.LF_r
CMJ_F0	0,007 (-0,381 a 0,393) 0,972 0,01%	0,019 (-0,371 a 0,403) 0,927 0,04%	0,235 (-0,167 a 0,571) 0,247 5,54%	-0,168 (-0,521 a 0,235) 0,412 2,82%	-0,164 (-0,518 a 0,239) 0,424 2,69%
CMJ_V0	0,07 (-0,327 a 0,445) 0,736 0,48%	0,05 (-0,344 a 0,429) 0,808 0,25%	0,096 (-0,303 a 0,466) 0,641 0,92%	-0,126 (-0,49 a 0,274) 0,539 1,6%	-0,123 (-0,487 a 0,278) 0,551 1,5%
CMJ_Pmax	0,119 (-0,281 a 0,484) 0,561 1,42%	0,095 (-0,304 a 0,465) 0,645 0,9%	0,294 (-0,106 a 0,611) 0,145 8,62%	-0,262 (-0,589 a 0,14) 0,196 6,85%	-0,258 (-0,587 a 0,144) 0,203 6,66%
CMJ_hmax	0,042 (-0,351 a 0,422) 0,84 0,17%	0,046 (-0,348 a 0,426) 0,824 0,21%	0,301 (-0,098 a 0,616) 0,136 9,04%	-0,162 (-0,517 a 0,241) 0,429 2,62%	-0,196 (-0,542 a 0,207) 0,336 3,86%
CMJ_profile	-0,089 (-0,309 a 0,46) 0,667 0,79%	-0,055 (-0,34 a 0,433) 0,79 0,3%	-0,03 (-0,361 a 0,413) 0,884 0,09%	-0,015 (-0,375 a 0,4) 0,942 0,02%	-0,013 (-0,376 a 0,398) 0,95 0,02%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. CMJ: Squat Jump. CMJ_F0: fuerza máxima CMJ. CMJ_V0: velocidad máxima. CMJ_Pmax: potencia CMJ. CMJ_hmax: altura máxima CMJ. CMJ_profile: perfil CMJ. GL.MTh: grosor gastrocnemio lateral. GL.MTh.r: grosor gastrocnemio lateral relativo. GL.PAL peneación gastrocnemio lateral. GL.LF: longitud fibras gastrocnemio lateral. GL.LF.r: longitud fibras gastrocnemio lateral relativo.

5.3.3.5. *Relación entre arquitectura del bíceps femoral y al perfil mecánico F-v en CMJ*

De la **tabla 5.21.**, pertinente a las correlaciones objeto de estudio entre la arquitectura muscular del músculo bíceps femoral y las variables del perfil mecánico F-v para CMJ, principalmente destacan las correlaciones positivas, bajas-moderadas y no significativas entre grosor del músculo en cuestión (*BF.MTh* y *BF.MTh_r*) y rendimiento en salto (*CMJ_hmax*).

Tabla 5.21. Correlación entre variables de la arquitectura muscular bíceps femoral y perfil F-v en CMJ.

Variables	BF.MTh	BF.MTh_r	BF.PA	BF.LF	BF.LF_r
CMJ_F0	0,025 (-0,366 a 0,408) 0,905 0,06%	0,064 (-0,331 a 0,441) 0,755 0,41%	0,039 (-0,354 a 0,42) 0,85 0,15%	0,243 (-0,16 a 0,576) 0,232 5,89%	0,263 (-0,138 a 0,59) 0,194 6,93%
CMJ_V0	0,165 (-0,237 a 0,52) 0,419 2,74%	0,111 (-0,288 a 0,478) 0,588 1,24%	-0,142 (-0,502 a 0,26) 0,489 2,01%	-0,086 (-0,458 a 0,312) 0,678 0,73%	-0,071 (-0,446 a 0,325) 0,73 0,51%
CMJ_Pmax	0,29 (-0,109 a 0,609) 0,15 8,43%	0,23 (-0,172 a 0,567) 0,258 5,3%	-0,159 (-0,515 a 0,243) 0,437 2,54%	0,029 (-0,363 a 0,411) 0,89 0,08%	0,056 (-0,339 a 0,434) 0,786 0,31%
CMJ_hmax	0,303 (-0,095 a 0,618) 0,132 9,19%	0,29 (-0,11 a 0,609) 0,151 8,39%	-0,011 (-0,396 a 0,378) 0,959 0,01%	0,178 (-0,225 a 0,529) 0,385 3,15%	0,17 (-0,233 a 0,523) 0,406 2,89%
CMJ_profile	-0,173 (-0,229 a 0,525) 0,397 3%	-0,106 (-0,294 a 0,474) 0,607 1,12%	0,122 (-0,486 a 0,279) 0,554 1,48%	0,146 (-0,505 a 0,256) 0,476 2,13%	0,15 (-0,508 a 0,252) 0,464 2,26%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R2: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. CMJ: Counter Movement Jump. CMJ_F0: fuerza máxima CMJ. CMJ_V0: velocidad máxima. CMJ_Pmax: potencia CMJ. CMJ_hmax: altura máxima CMJ. CMJ_profile: perfil CMJ. BF.MTh: grosor bíceps femoral. BF.MTh.r: grosor bíceps femoral relativo. BF.PAL peneación bíceps femoral. BF.LF: longitud fibras bíceps femoral. BF.LF.r: longitud fibras bíceps femoral relativo.

5.3.3.6. *Relación entre arquitectura del vasto lateral del cuádriceps y al perfil mecánico F-v en CMJ*

En primer lugar, entre todas las relaciones estudiadas para este epígrafe destaca la correlación moderada encontrada entre el grosor absoluto de vasto lateral del músculo cuádriceps (*VL.MTh*) y la pendiente del perfil F-v en CMJ; que indica que cuanto mayor es el grosor de este músculo mayor es la inclinación del perfil F-v para CMJ (**tabla 5.22.**).

Aunque con menor valor de significación estadística, estos valores también son observados para la variable *VL.MTh_r* (grosor muscular relativizado). Esto es acorde con las correlaciones observadas entre esta variable biológica y las variables mecánicas *CMJ_F0* y *CMJ_V0*.

Tabla 5.22. *Correlación entre variables de la arquitectura muscular vasto lateral del cuádriceps y perfil F-v en CMJ.*

Variables	VL.MTh	VL.MTh_r	VL.PA	VL.LF	VL.LF_r
CMJ_F0	0,26 (-0,142 a 0,588) 0,2 6,75%	0,234 (-0,169 a 0,569) 0,251 5,46%	0,082 (-0,315 a 0,455) 0,691 0,67%	0,253 (-0,149 a 0,583) 0,212 6,42%	0,253 (-0,149 a 0,583) 0,213 6,39%
CMJ_V0	-0,304 (-0,619 a 0,094) 0,131 9,26%	-0,225 (-0,563 a 0,178) 0,269 5,07%	-0,092 (-0,463 a 0,306) 0,654 0,85%	-0,199 (-0,544 a 0,204) 0,329 3,97%	-0,176 (-0,527 a 0,227) 0,391 3,09%
CMJ_Pmax	-0,239 (-0,573 a 0,164) 0,24 5,69%	-0,151 (-0,509 a 0,251) 0,461 2,28%	-0,104 (-0,472 a 0,295) 0,613 1,08%	-0,127 (-0,49 a 0,274) 0,537 1,61%	-0,098 (-0,468 a 0,301) 0,633 0,96%
CMJ_hmax	-0,058 (-0,436 a 0,337) 0,777 0,34%	-0,01 (-0,396 a 0,379) 0,96 0,01%	-0,048 (-0,427 a 0,346) 0,817 0,23%	-0,043 (-0,424 a 0,35) 0,834 0,19%	-0,05 (-0,429 a 0,344) 0,808 0,25%
CMJ_profile	0,334 (-0,639 a 0,061) 0,096 11,15%	0,259 (-0,587 a 0,143) 0,202 6,7%	0,201 (-0,546 a 0,202) 0,324 4,05%	0,242 (-0,575 a 0,16) 0,234 5,86%	0,228 (-0,565 a 0,175) 0,263 5,19%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R2: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. CMJ: Counter Movement Jump. CMJ_F0: fuerza máxima CMJ. CMJ_V0: velocidad máxima. CMJ_Pmax: potencia CMJ. CMJ_hmax: altura máxima CMJ. CMJ_profile: perfil CMJ. VL.MTh: grosor vasto lateral. VL.MTh.r: grosor vasto lateral relativo. VL.PAL peneación vasto lateral. VL.LF: longitud fibras vasto lateral. VL.LF.r: longitud fibras vasto lateral relativo.

5.3.3.7. Relación entre arquitectura del gastrocnemio lateral y al perfil mecánico F-v en sprint

En la **tabla 5.23**, podemos apreciar las relaciones entre arquitectura del músculo gastrocnemio y la variables derivadas del perfil mecánico F-v en sprint. Destacan principalmente las correlaciones negativas moderadas y significativas entre la variable F_{0H} con el grosor del gastrocnemio lateral (valores absolutos y relativos), así como con su penneación. Destacan también la correlación moderada positiva de F_{0H} con la longitud de fibras del gastrocnemio.

Por otro lado, destaca las relaciones entre la arquitectura del gastrocnemio respecto a los valores de potencia horizontal absoluta (P_{maxH}). Esta variable tiene un comportamiento similar a las observadas para la variable mecánica F_{0H} , anteriormente descrita.

Por último, merece la pena destacar las relaciones encontradas entre las diferentes variables biológicas respecto a la variable mecánica RF_{peak} , entre las que destacan las correlaciones positivas y moderadas encontradas para grosor y penneación musculares, así como las correlaciones negativas y moderadas observadas para las variables de longitud muscular.

Tabla 5.23. *Correlaciones entre la arquitectura muscular del gastrocnemio lateral y el perfil mecánico F-v en sprint.*

Variables	GL.MTh	GL.MTh_r	GL.PA	GL.LF	GL.LF_r
Vmax.H	-0,176 (-0,548 a 0,255); 0,422; 3,09%	-0,031 (-0,438 a 0,386); 0,888; 0,1%	-0,164 (-0,54 a 0,266); 0,455; 2,69%	-0,195 (-0,562 a 0,236); 0,373; 3,79%	-0,156 (-0,534 a 0,274); 0,478; 2,43%
Drf.H	-0,148 (-0,528 a 0,282); 0,501; 2,18%	0,02 (-0,395 a 0,429); 0,928; 0,04%	-0,116 (-0,504 a 0,311); 0,597; 1,35%	-0,216 (-0,577 a 0,216); 0,323; 4,65%	-0,176 (-0,548 a 0,255); 0,422; 3,09%
F0.H.kg	0,18 (-0,251 a 0,551); 0,411; 3,24%	0,041 (-0,378 a 0,446); 0,853; 0,17%	0,178 (-0,252 a 0,55); 0,415; 3,18%	0,158 (-0,272 a 0,535); 0,471; 2,5%	0,125 (-0,303 a 0,511); 0,57; 1,56%
F0.H	-0,392 (-0,693 a 0,024) 0,064 15,4%	-0,689 (-0,858 a -0,386) <0,001 47,45%	-0,657 (-0,841 a -0,336) 0,001 43,16%	0,455 (0,052 a 0,73) 0,029 20,67%	0,395 (-0,02 a 0,694) 0,062 15,63%
V0.H	-0,143 (-0,524 a 0,286) 0,516 2,04%	0,028 (-0,389 a 0,435) 0,899 0,08%	-0,097 (-0,49 a 0,328) 0,659 0,94%	-0,226 (-0,584 a 0,206) 0,3 5,1%	-0,184 (-0,554 a 0,247) 0,401 3,39%
Pmax.H.kg	0,095 (-0,33 a 0,488); 0,666; 0,91%	0,361 (-0,06 a 0,673); 0,09; 13,06%	0,321 (-0,105 a 0,648); 0,135; 10,3%	-0,496 (-0,754 a -0,105); 0,016; 24,57%	-0,425 (-0,712 a -0,015); 0,043; 18,05%
Pmax.H	-0,438 (-0,72 a -0,032) 0,037 19,19%	-0,709 (-0,868 a -0,42) <0,001 50,29%	-0,702 (-0,864 a -0,408) <0,001 49,28%	0,422 (0,012 a 0,711) 0,045 17,81%	0,369 (-0,05 a 0,678) 0,083 13,65%

Variables	GL.MTh	GL.MTh_r	GL.PA	GL.LF	GL.LF_r
Prof.H	0,158 (-0,535 a 0,272); 0,472; 2,49%	0,001 (-0,413 a 0,412); 0,998; 0%	0,136 (-0,519 a 0,292); 0,535; 1,86%	0,2 (-0,566 a 0,231); 0,36; 4%	0,161 (-0,538 a 0,269); 0,463; 2,6%
RF.mean	-0,261 (-0,608 a 0,17); 0,229; 6,8%	-0,111 (-0,5 a 0,316); 0,615; 1,23%	-0,28 (-0,621 a 0,149); 0,196; 7,84%	-0,225 (-0,583 a 0,207); 0,303; 5,04%	-0,218 (-0,578 a 0,214); 0,318; 4,74%
RF.peak	0,196 (-0,235 a 0,563) 0,37 3,84%	0,408 (-0,005 a 0,702) 0,053 16,66%	0,391 (-0,025 a 0,692) 0,065 15,28%	-0,495 (-0,754 a -0,105) 0,016 24,54%	-0,428 (-0,714 a -0,019) 0,042 18,3%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R²: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. F0.H: fuerza máxima horizontal a velocidad 0. V0.H: velocidad horizontal máxima teórica. Pmax.H: potencia máxima horizontal. Drf: índice de fuerza horizontal aplicada en relación con la velocidad. Prof.H: pendiente del perfil F-v horizontal. RF(peak, mean): relación entre fuerza horizontal y fuerza total aplicada en cada apoyo durante el sprint (valor pico y valor medio de los 10 primeros metros, respectivamente). GL.MTh: grosor gastrocnemio lateral. GL.MTh.r: grosor gastrocnemio lateral relativo. GL.PAL: pe-neación gastrocnemio lateral. GL.LF: longitud fibras gastrocnemio lateral. GL.LF.r: longitud fibras gastrocnemio lateral relativo.

5.3.3.8. Relación entre arquitectura del bíceps femoral y al perfil mecánico F-v en sprint

Como se puede observar a continuación, la **tabla 5.24.** muestra las correlaciones objeto de estudio entre las variables biológicas referentes a la arquitectura muscular del músculo bíceps femoral en relación con las variables derivadas del perfil mecánico F-v para sprint.

Del conjunto de datos mostrados en esta tabla, destacan principalmente la correlación negativa moderada y significativa entre el grosor del músculo bíceps femoral (relativizado respecto a la masa muscular del miembro inferior dominante) con la variable F_{0H} , así como con los valores absolutos de potencia horizontal. Además, se puede apreciar la relación positiva no significativa entre esta variable biológica y la variable RF_{peak} .

Por otro lado, destaca la columna referente a la longitud de fibras del músculo bíceps femoral (BF.LF) en relación con las variables mecánicas del perfil F-v horizontal. En ella se muestran correlaciones moderadas (aunque no significativas) con signo positivo para las variables F_{0H} y P_{maxH} , y con signo negativo para el resto de variables.

Tabla 5.24. *Correlaciones entre la arquitectura muscular del bíceps femoral y el perfil mecánico F-v en sprint.*

Variables	BF.MTh	BF.MTh_r	BF.PA	BF.LF	BF.LF_r
Vmax.H	-0,167 (-0,542 a 0,263); 0,446; 2,79%	-0,003 (-0,415 a 0,41); 0,988; 0%	0,223 (-0,208 a 0,582); 0,306; 4,99%	-0,26 (-0,607 a 0,171); 0,231; 6,74%	-0,206 (-0,569 a 0,226); 0,347; 4,22%
Drf.H	-0,189 (-0,558 a 0,242); 0,387; 3,59%	0,022 (-0,394 a 0,431); 0,92; 0,05%	0,188 (-0,243 a 0,557); 0,391; 3,53%	-0,293 (-0,629 a 0,136); 0,175; 8,57%	-0,234 (-0,589 a 0,197); 0,282; 5,48%
FO.H.kg	0,175 (-0,255 a 0,548); 0,424; 3,08%	0,024 (-0,392 a 0,432); 0,915; 0,06%	-0,186 (-0,556 a 0,245); 0,395; 3,47%	0,257 (-0,174 a 0,605); 0,237; 6,59%	0,212 (-0,219 a 0,574); 0,332; 4,49%
FO.H	0,186 (-0,245 a 0,555) 0,396 3,45%	-0,45 (-0,727 a -0,046) 0,031 20,22%	0,248 (-0,183 a 0,599) 0,254 6,14%	0,311 (-0,116 a 0,641) 0,148 9,68%	0,193 (-0,239 a 0,56) 0,379 3,71%
VO.H	-0,19 (-0,559 a 0,241) 0,384 3,62%	0,03 (-0,387 a 0,436) 0,894 0,09%	0,196 (-0,235 a 0,563) 0,369 3,86%	-0,285 (-0,624 a 0,144) 0,188 8,12%	-0,223 (-0,582 a 0,208) 0,306 4,97%
Pmax.H.kg	-0,189 (-0,558 a 0,242); 0,387; 3,58%	0,288 (-0,141 a 0,626); 0,183; 8,3%	0,192 (-0,239 a 0,56); 0,379; 3,7%	-0,351 (-0,667 a 0,072); 0,101; 12,31%	-0,222 (-0,581 a 0,209); 0,309; 4,93%
Pmax.H	0,143 (-0,286 a 0,525) 0,514 2,05%	-0,467 (-0,737 a -0,068) 0,025 21,81%	0,292 (-0,137 a 0,628) 0,177 8,51%	0,256 (-0,174 a 0,605) 0,238 6,57%	0,146 (-0,283 a 0,527) 0,505 2,14%

Variables	BF.MTh	BF.MTh_r	BF.PA	BF.LF	BF.LF_r
Prof.H	0,183 (-0,553 a 0,248); 0,404; 3,34%	-0,008 (-0,406 a 0,419); 0,971; 0,01%	-0,196 (-0,236 a 0,562); 0,371; 3,83%	-0,279 (-0,62 a 0,151); 0,198; 7,78%	0,223 (-0,582 a 0,208); 0,306; 4,98%
RF.mean	-0,141 (-0,523 a 0,288); 0,522; 1,98%	-0,005 (-0,416 a 0,408); 0,982; 0%	0,371 (-0,048 a 0,679); 0,081; 13,77%	-0,285 (-0,624 a 0,145); 0,188; 8,1%	-0,258 (-0,606 a 0,173); 0,235; 6,64%
RF.peak	-0,09 (-0,484 a 0,335) 0,684 0,8%	0,337 (-0,087 a 0,658) 0,116 11,36%	0,171 (-0,259 a 0,545) 0,435 2,93%	-0,298 (-0,633 a 0,13) 0,167 8,9%	-0,171 (-0,545 a 0,26) 0,436 2,92%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R2: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada F0.H: fuerza máxima horizontal a velocidad 0. V0.H: velocidad horizontal máxima teórica. Pmax.H: potencia máxima horizontal. Drf: índice de fuerza horizontal aplicada en relación con la velocidad. Prof.H: pendiente del perfil F-v horizontal. RF(peak, mean): relación entre fuerza horizontal y fuerza total aplicada en cada apoyo durante el sprint (valor pico y valor medio de los 10 primeros metros, respectivamente). BF.MTh: grosor bíceps femoral. BF.MTh.r: grosor bíceps femoral relativo. BF.PAL peneación bíceps femoral. BF.LF: longitud fibras bíceps femoral. BF.LF.r: longitud fibras bíceps femoral relativo.

5.3.3.9. Relación entre arquitectura del vasto lateral del cuádriceps y al perfil mecánico F-v en *sprint*

En la **tabla 5.25**. se muestran las correlaciones objeto de estudio pertinentes a la arquitectura muscular del vasto lateral del músculo cuádriceps y las variables derivadas del perfil mecánico F-v para *sprint*.

Destacan las correlaciones significativas, negativas observadas entre *VL.MTh_r* (grosor muscular relativizado respecto a la masa muscular de la pierna dominante) y las variables *F_{0H}* y *PmaxH*. Es importante destacar también la correlación positiva, moderada y significativa entre esta variable biológica y la variable mecánica *RF_peak*.

Respecto a la pennación del vasto lateral del músculo cuádriceps hay que destacar su correlación positiva y significativa respecto a la variable mecánica *RF_mean*.

Por último, también destacan las correlaciones moderadas positivas entre las variables respectivas a la longitud del vasto lateral (*VL.LF* y *VL.LF_r*).

Tabla 5.25. *Correlaciones entre la arquitectura muscular del vasto lateral y el perfil mecánico F-v en sprint.*

Variables	VL.MTh	VL.MTh_r	VL.PA	VL.LF	VL.LF_r
Vmax.H	-0,017 (-0,427 a 0,398); 0,937; 0,03%	0,089 (-0,335 a 0,484); 0,685; 0,8%	0,266 (-0,164 a 0,611); 0,219; 7,09%	-0,074 (-0,472 a 0,349); 0,737; 0,55%	-0,03 (-0,437 a 0,387); 0,891; 0,09%
Drf.H	-0,019 (-0,428 a 0,396); 0,932; 0,04%	0,119 (-0,309 a 0,506); 0,59; 1,41%	0,239 (-0,192 a 0,593); 0,273; 5,7%	-0,087 (-0,482 a 0,337); 0,693; 0,76%	-0,039 (-0,444 a 0,379); 0,86; 0,15%
FO.H.kg	0,031 (-0,386 a 0,437); 0,889; 0,09%	-0,068 (-0,467 a 0,354); 0,756; 0,47%	-0,266 (-0,611 a 0,164); 0,22; 7,07%	0,122 (-0,305 a 0,509); 0,578; 1,5%	0,083 (-0,341 a 0,479); 0,706; 0,69%
FO.H	-0,072 (-0,47 a 0,351) 0,744 0,52%	-0,488 (-0,749 a -0,095) 0,018 23,8%	0,216 (-0,215 a 0,577) 0,322 4,68%	-0,067 (-0,467 a 0,355) 0,76 0,45%	-0,156 (-0,534 a 0,273) 0,476 2,45%
VO.H	-0,015 (-0,424 a 0,4) 0,947 0,02%	0,128 (-0,3 a 0,513) 0,559 1,65%	0,238 (-0,193 a 0,592) 0,274 5,66%	-0,071 (-0,47 a 0,351) 0,746 0,51%	-0,021 (-0,43 a 0,394) 0,923 0,05%
Pmax.H.kg	0,082 (-0,342 a 0,478); 0,71; 0,67%	0,388 (-0,029 a 0,69); 0,067; 15,04%	0,007 (-0,406 a 0,418); 0,975; 0%	0,229 (-0,202 a 0,586); 0,293; 5,26%	0,317 (-0,109 a 0,645); 0,14; 10,08%
Pmax.H	-0,082 (-0,478 a 0,342) 0,711 0,67%	-0,481 (-0,745 a -0,086) 0,02 23,13%	0,266 (-0,164 a 0,611) 0,22 7,08%	-0,083 (-0,479 a 0,341) 0,705 0,69%	-0,165 (-0,541 a 0,265) 0,451 2,73%

Variables	VL.MTh	VL.MTh_r	VL.PA	VL.LF	VL.LF_r
Prof.H	0,019 (-0,428 a 0,396); 0,931; 0,04%	-0,105 (-0,321 a 0,496); 0,634; 1,1%	-0,248 (-0,183 a 0,599); 0,253; 6,16%	0,088 (-0,483 a 0,336); 0,689; 0,78%	0,042 (-0,447 a 0,377); 0,848; 0,18%
RF.mean	0,171 (-0,259 a 0,545); 0,435; 2,93%	0,189 (-0,242 a 0,558); 0,389; 3,56%	0,456 (0,054 a 0,731); 0,029; 20,82%	-0,016 (-0,426 a 0,399); 0,941; 0,03%	-0,002 (-0,414 a 0,41); 0,992; 0%
RF.peak	0,132 (-0,297 a 0,516) 0,55 1,73%	0,401 (-0,013 a 0,698) 0,058 16,08%	-0,138 (-0,521 a 0,291) 0,529 1,91%	0,384 (-0,034 a 0,687) 0,071 14,71%	0,463 (0,063 a 0,735) 0,026 21,44%

Se muestran los coeficientes de correlación de Pearson con su IC 95% y en la fila inferior el valor de la significación estadística. R2: coeficiente de determinación expresado en porcentaje de varianza explicada. F0.H: fuerza máxima horizontal a velocidad 0. V0.H: velocidad horizontal máxima teórica. Pmax.H: potencia máxima horizontal. Drf: índice de fuerza horizontal aplicada en relación con la velocidad. Prof.H: pendiente del perfil F-v horizontal. RF(peak, mean): relación entre fuerza horizontal y fuerza total aplicada en cada apoyo durante el sprint (valor pico y valor medio de los 10 primeros metros, respectivamente). VL.MTh: grosor vasto lateral. VL.MTh.r: grosor vasto lateral relativo. VL.PAL peneación vasto lateral. VL.LF: longitud fibras vasto lateral. VL.LF.r: longitud fibras vasto lateral relativo.

Capítulo VI

DISCUSIÓN

Capítulo 6

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Desde una perspectiva general que nos permita contemplar los resultados más relevantes de este estudio, se puede observar que el análisis estadístico realizado muestra ciertas correlaciones fuertes y significativas entre las variables biológicas y las mecánicas observadas para *el perfil mecánico en sprint*, no tanto así para las variables mecánicas derivadas del *perfil F-v* en las dos tareas de salto vertical.

Este hallazgo confirma las consideraciones que Samozino hizo respecto a la evaluación del salto como movimiento de extensión pluri-articular acíclico: “...los movimientos acíclicos de extensión pluri-articulares de los miembros inferiores permiten obtener las relaciones de fuerza-velocidad y potencia-velocidad más cercanos a las propiedades mecánicas de la musculatura implicada, ya que estos movimientos únicos parecen estar menos afectados por aspectos neuromusculares y otras influencias presentes en los movimientos de naturaleza cíclica, lo que permite evaluar las capacidades mecánicas “reales” de los miembros inferiores durante un movimiento propulsivo máximo como es el salto” (Samozino, 2009).

De acuerdo con este razonamiento, ciertas características biológicas del sistema neuromuscular de los miembros inferiores deberían ser más influyentes en la eficacia de la aplicación de fuerzas durante el desarrollo de tareas motoras de naturaleza cíclicas, tales como el *sprint*, si las comparamos con los gestos motores acíclicos tales como el salto.

A continuación pasaremos a discutir de forma pormenorizada cómo ciertos parámetros biológicos influyen sobre las variables mecánicas obtenidas a partir de la determinación del *perfil mecánico F-v* en gestos de diferente naturaleza motora.

6.1. CONSIDERACIONES SOBRE LAS CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA

Si observamos tanto los valores medios como los intervalos de confianza referentes a las características generales de la muestra, se podría considerar que los sujetos que participaron en nuestro estudio conforman una muestra muy homogénea en valores de altura, peso, índice de masa corporal, edad y porcentaje de grasa corporal (**tabla 4.1**).

No obstante, son especialmente remarcables los datos observados respectivos al porcentaje de grasa corporal (17,1%; I.C.95%=14,6 a 28,3) así como los respectivos al índice de masa corporal (25,2 Kg/m²; I.C.95%= 24 a 26,3).

Estos datos pertenecientes a adultos jóvenes, en su mayoría físicamente activos pero no especializados, podrían ser valores no representativos para otras poblaciones de deportistas de disciplinas donde las cualidades de fuerza y velocidad sean cruciales para alcanzar la especialización morfo-antropométrica propia de una determinada disciplina deportiva.

Por lo tanto, de acuerdo con estas consideraciones, serían necesarios estudios adicionales que, teniendo en cuenta este importante matiz, desarrollen el material y el método aquí propuestos a sujetos de diferentes especialidades deportivas donde la fuerza, la velocidad o la potencia jueguen un papel primordial para la consecución del éxito deportivo.

No obstante, si observamos los valores mínimos y máximos de estos datos generales de la muestra estudiada, podemos observar que todos los parámetros reflejados en la tabla 4.1. presentan amplios rangos (p.ej.: 6,00% al 31,0% en porcentaje de grasa corporal). Puesto que nuestro estudio pretende establecer valores de correlación entre las características fenotípicas y mecánicas, podría considerarse un buen punto de partida para abordar espectro poblacional en el que se puede encontrar el ser humano en condiciones no patológicas.

Por otro lado, dado que el *perfil óptimo F-v* representa el funcionamiento idóneo del sistema neuromuscular en miembros inferiores, cualquier desequilibrio del *perfil F-v real* respecto al *perfil F-v óptimo* es representativo de déficit en el estado de forma (o condición física) del sujeto evaluado.

Tal y como se expone en el **apartado 5.2.** de la presente tesis las diferencias medias (%) entre *perfil F-v real* y *perfil F-v* óptimo estudiadas para las pruebas de salto (no en *sprint*) oscilan entre el 51,1% de desequilibrio para el perfil en SJ y 57,9% de desequilibrio para el perfil en CMJ, con valores mínimos de desequilibrio observado que oscila entre el 20% hasta valores máximos del 96% de desequilibrio (ambos en SJ). Así, atendiendo a la condición física de los sujetos que participaron en el estudio, este documento estudia las características fenotípicas de un amplio espectro de población de diferentes estadios de forma física, lo que servirá para establecer un punto de partida, pero en ningún caso podrá ser representativo de sujetos metodológicamente entrenados hacia la reducción de desequilibrios en el *perfil mecánico F-v*. Por este motivo, al igual que hemos recomendado en párrafos anteriores, también consideramos necesarios estudios que permitan esclarecer la relación entre parámetros fenotípicos y mecánicos del funcionamiento neuromuscular de los miembros inferiores durante el desarrollo de acciones balísticas en deportistas perfectamente equilibrados.

6.2. MORFOLOGÍA TENDINOSA EN RELACIÓN CON LAS VARIABLES DERIVADAS DEL PERFIL MECÁNICO F-V

En la reciente revisión de la literatura realizada por Cormie et al. (2011) se expone que el tejido tendinoso participa positivamente en la producción de fuerza durante el gesto pliométrico. Se asume, por lo tanto, que durante el inicio de la fase concéntrica de las acciones pliométricas se produce una elongación del tejido tendinoso que mantiene la sarcómera cerca de su longitud óptima. A medida que la fase concéntrica progresa, se produce un retroceso elástico rápido (*acción en catapulta*) mientras se conservaría la longitud de la sarcómera y, en consecuencia, la producción de fuerza.

Por otro lado, también se cree que los tendones actúan como un resorte (*Spring Mass Model*) donde la rigidez del tendón es un factor importante en la optimización del rendimiento dinámico (Kubo et al., 2007).

A la vista de nuestros resultados y en relación con otros autores, pensamos que el comportamiento miotendinoso es complejo y podría variar dependiendo de múltiples factores tales como la intensidad a la que se realice una determinada

tarea motriz (Morin et al., 2007) así como por factores como son la amplitud articular o la masa muscular asociada a la articulación objeto de estudio.

6.2.1. Relación entre morfología del tendón de Aquiles y variables mecánicas del perfil F-v: el concepto "*h_{po}_segmentaria*".

6.2.1.1. Correlación positiva entre longitud del tendón de Aquiles y SJ_V0

Un hallazgo destacable de nuestro estudio es la relación positiva, aunque estadísticamente no significativa, encontrada entre la longitud del tendón de Aquiles relativizada respecto a la longitud de miembros inferiores y la variable SJ_V0 ($r=0,259$; C.I.95%=-0,143 a 0,587). Esta correlación parece indicar que, la velocidad de despegue en el SJ podría depender en gran medida de la longitud del tendón de Aquiles.

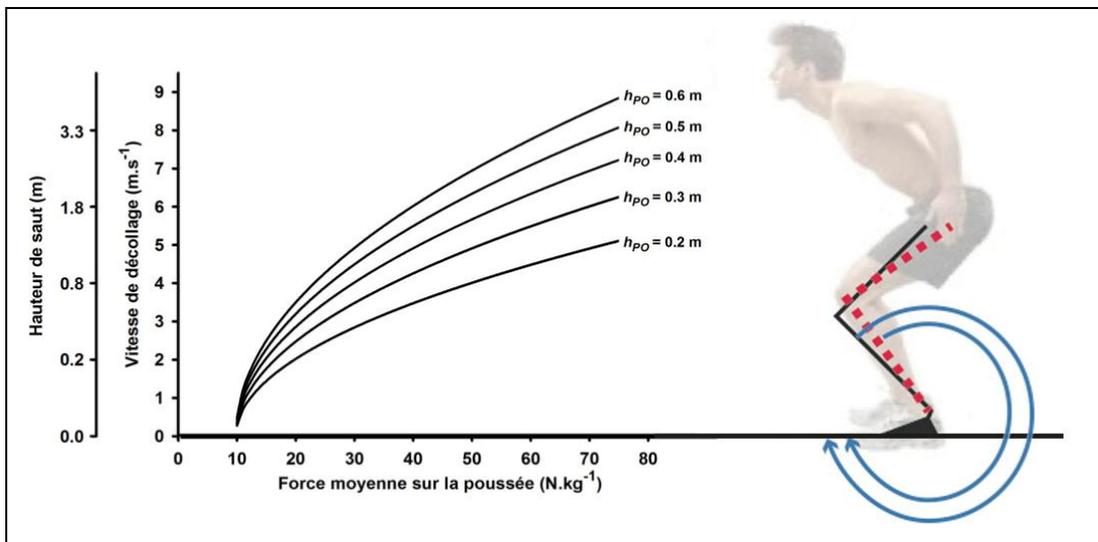
Según Bojsen-Moller et al. (2005) y Seynnes et al. (2013), un tendón corto sería, *a priori*, un tendón poco distensible y, consecuentemente, generaría una limitación del rango articular en dorsiflexión de tobillo. En este sentido, si nos apoyamos en Arakawa et al. (2013) una limitación del rango articular en dorsiflexión de tobillo generaría mayor protagonismo de la rodilla y menor del tobillo durante el SJ. Además, Bobbert (2001), utilizando simulaciones con modelos matemáticos, determinó que el rendimiento en SJ incrementa a medida que la deformación del tendón de Aquiles aumenta durante dicha tarea motriz.

Como anteriormente se mencionó, el principal objetivo del *perfil mecánico F-v* como aproximación teórica es explicar el rendimiento en salto mediante las menores variables mecánicas posibles. Según los fundamentos teóricos de este concepto, cuanto mayor sea la *h_{po}* mayor será la distancia de aplicación de fuerzas durante el salto. Esto, a su vez, supondría mayor velocidad de despegue (**figura 6.1.**).

En este sentido, nuestros resultados supondrían una nueva perspectiva que enriquecería el concepto de *h_{po}* descrito por Samozino et al. (2008) y nos llevaría al nuevo concepto de *Hpo_segmentaria*, que podría definirse como la influencia que tiene la libertad de movimiento de las diferentes articulaciones implicadas en el salto sobre las distancia total de empuje o *h_{po}* de los miembros inferiores.

Esta $H_{po_segmentaria}$ sería máxima cuando la libertad articular en tobillo es también máxima de manera que, dos sujetos que se sitúen a 90° de flexión de rodilla para realizar un SJ podrían tener diferentes distancias de empuje en función de la libertad articular en dorsiflexión del tobillo (en función de la distensibilidad-longitud del tendón de Aquiles), y esta circunstancia, de acuerdo con Arakawa et al. (2013), condicionaría el rendimiento en SJ.

Figura 6.1. Influencia de la $h_{po_segmentaria}$ en la altura de salto.



Ante una misma H_{po} puede haber diferente $H_{po_segmentaria}$ en función de la libertad articular en dorsiflexión de tobillo. Un tendón de Aquiles largo y distensible podría favorecer la amplitud en dorsiflexión del tobillo. Fuente: adaptado de Samozino.

Por otro lado, otro hallazgo remarcable de nuestro estudio se muestra en la relación entre las variables $Ach.L_r$ y $SJ_profile$ (tabla 5.8.) ($r=-0,274$; I.C.95%=-0,127 a 0,598). En ella se puede apreciar que una mayor longitud del tendón de Aquiles (relativizada) está relacionada negativamente con la propia pendiente del *perfil mecánico F-v*. Esto significa que cuanto mayor es el grosor del tendón de Aquiles, menor es la pendiente del *perfil mecánico F-v* en SJ, por lo tanto existirá mayor orientación hacia V_0 (y menor hacia F_0). Estos resultados respaldan el concepto de $H_{po_segmentaria}$ mencionado en el párrafo anterior.

No obstante, aunque nuestros resultados muestran cierta influencia positiva entre la longitud del tendón de Aquiles sobre la velocidad de ejecución, no hemos

observado una influencia positiva de la variable $Ach.L_r$ sobre el rendimiento final en SJ, como habría sido de esperar según mostró Samozino (2009).

Por lo tanto, aunque un tendón de Aquiles más largo parece tener una influencia positiva sobre V_0 , creemos que el rendimiento final en SJ no puede ser explicado desde la única perspectiva de la morfología del tendón de Aquiles y sí podría ser explicada desde una perspectiva biológica multifactorial tal y como sugieren Samozino et al. (2010).

Merece la pena resaltar que no hemos encontrado relaciones destacadas de otros parámetros de la morfología de los tendones de Aquiles y rotuliano con el resto de las variables derivadas del perfil mecánico en SJ (obsérvese **tabla 5.8**). De acuerdo con las consideraciones de Samozino, creemos que las características morfológicas del tendón sólo pueden dar una explicación parcial al rendimiento en SJ.

6.2.1.2. Correlación negativa entre grosor del tendón de Aquiles (CS_TA) y la pendiente del perfil F-v en CMJ ($CMJ_profile$)

Uno de los principales hallazgos que destacan de la **tabla 5.9**, refleja que el $CMJ_profile$ presenta una correlación negativa moderada respecto al grosor absoluto del tendón de Aquiles (CS_TA). Es decir, cuanto mayor es el grosor del tendón de Aquiles en valores absolutos, menor es la pendiente del perfil F-v en CMJ y, por lo tanto mayor orientación habrá hacia la variable CMJ_V_0 ($r=-0,323$; I.C.95%=-0,074 a 0,631).

Esta observación corrobora la importancia de la $HPO_segmentaria$ (anteriormente explicada) también para el gesto motor del CMJ, demostrando que un tendón de Aquiles delgado podría ser, *a priori*, un tendón más distensible, lo cual estaría soportado por los argumentos anteriormente expuestos de Bojsen-Moller et al. (2005) y de Seynnes et al. (2013)

Desde un punto de vista práctico, como anteriormente se expuso, Arakawa et al. (2013) mostraron que una restricción en dorsiflexión de tobillo conlleva un aumento significativo de la potencia y el trabajo mecánico de la articulación de la rodilla y, por lo tanto, del tendón rotuliano durante la acción motriz del salto.

Esta circunstancia puede pasar desapercibida durante una acción aislada, no obstante, el salto y sus variantes motrices (por ejemplo, cambios de dirección, saltos, aceleraciones en *sprint*, entre otras) son tareas muy frecuentes en la mayoría de deportes en los que se requiere desplazamiento con los miembros inferiores, lo que podría dar lugar a una sollicitación excesiva del tendón rotuliano que conduciría a una alteración histológica del tejido tendinoso o una alteración en la fisiología articular de la rodilla. Desde esta perspectiva, parece necesario mantener la amplitud de movimiento en el tobillo mediante estrategias apropiadas que permitan optimizar el rendimiento y disminuir el riesgo de sufrir posibles lesiones asociadas al sobre-uso de la articulación de la rodilla (p.ej.: tendinopatías del tendón rotuliano) en el salto.

6.2.1.3. Influencia del tendón de Aquiles sobre las variables mecánicas del perfil *F-v* en *sprint*

Un primer abordaje global de los resultados obtenidos de los análisis estadísticos que relacionan la morfología del tendón de Aquiles respecto a las variables del perfil mecánico *F-v* para *sprint*, nos permite observar correlaciones más fuertes que las encontradas para SJ y CMJ, lo que podría ser indicativo de que, para la aplicación de fuerzas horizontales (*sprint*), esta variable biológica juega un papel más influyente que para las tareas de salto.

A continuación pasaremos a discutir de una forma detallada cada una de las variables mecánicas y biológicas de especial interés para la tarea del *sprint*:

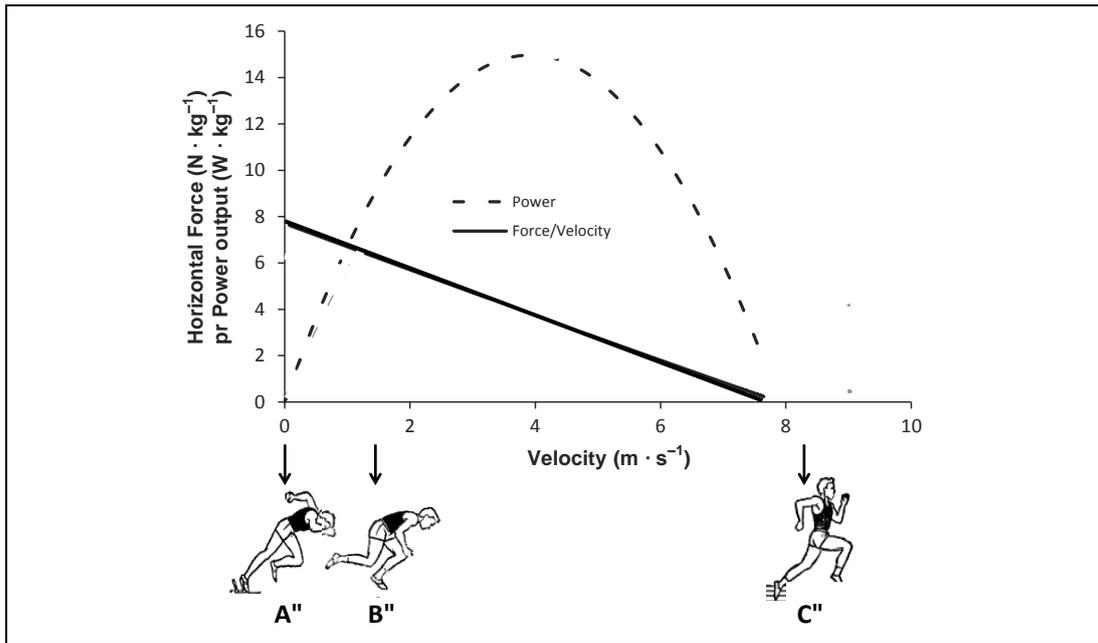
Tal y como se muestra en la siguiente ilustración (**figura 6.2.**), el instante de la salida, cuando la velocidad horizontal es cero, corresponde directamente con la variable F_{0H} derivada del cálculo del *perfil mecánico horizontal F-v* para *sprint*.

Un análisis biomecánico detallado del *sprint* nos permite entender que la primera acción motriz del tobillo en el instante de la salida es de carácter explosivo dinámico y concéntrico para los flexores plantares, cuyo objetivo es conseguir la máxima fuerza horizontal propulsiva en el sentido del movimiento.

Desde esta perspectiva, cuanto mayor sea la amplitud en dorsiflexión del tobillo en la posición de salida, mayor será la participación de esta articulación en

la generación de fuerza horizontal (F_{0H}) durante la fase de empuje. Este argumento concuerda con el concepto de $h_{PO_segmentario}$ anteriormente definido y mencionado.

Figura 6.2. Fases reconocibles del perfil mecánico $F-v$ en sprint.



Perfil mecánico $F-v$ en sprint: (a) Instante de la salida (guarda correspondencia con la variable F_{0H}), (b) Primeros pasos de la aceleración (guarda correspondencia con la variable RF_peak), (c) Fase de máxima velocidad (guarda correspondencia con la variable V_{MAX}). Modificado de Mendiguchia et al. (2014).

Como en párrafos anteriores se ha citado, Bojsen-Moller et al. (2005) y Seynnes et al. (2013) expusieron que un tendón corto sería, *a priori*, un tendón poco distensible y, consecuentemente, generaría una limitación del rango articular en dorsiflexión de tobillo y, por ende, provocaría una mayor participación de la articulación de la rodilla en este movimiento de extensión pluriarticular de miembros inferiores (Arakawa et al., 2013). En este sentido, es conveniente recordar que nuestros resultados muestran una relación moderada negativa significativa entre el grosor del tendón de Aquiles (CS_TA_r) y la variable F_{0H} , así como la relación moderada positiva significativa de la longitud del tendón de Aquiles (Ach_L_r) y la variable F_{0H} , lo cual concuerdan con esta línea argumental.

Esto parece indicar que un tendón de Aquiles delgado y largo sería un tendón distensible que permitiría tener una mayor distancia de aplicación de fuerza horizontal durante flexión plantar del tobillo (ya que no limitaría la dorsiflexión del tobillo) que se produce en la salida de una carrera de velocidad (**figura 6.3.**).

Figura 6.3. Implicación articular del tobillo durante el instante de la salida.

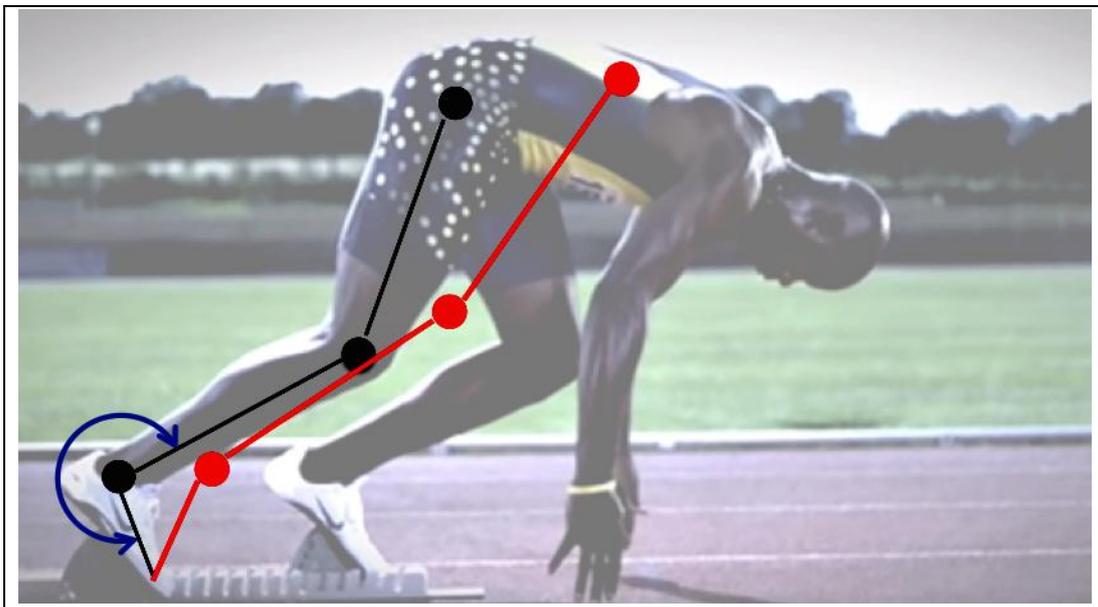


Gráfico representativo del rango articular en plantiflexión de aplicación de fuerzas en la articulación del tobillo durante la salida en un sprint. (i) puntos y líneas negras: posición articular y segmentaria en de salida (ii) puntos y líneas rojos: posición articular y segmentaria tras la primera acción motriz de la salida (empuje contra los tacos). *Elaboración propia.*

Por otro lado, es importante mencionar la relaciones negativas entre la longitud del tendón de Aquiles (valores absolutos y relativos respecto a la longitud de miembros inferiores) respecto a la variable RF_{peak} :

Según Morin et al. (2011), RF (*rate of forces*) es la relación entre fuerza horizontal (F_H) aplicada respecto a la fuerza resultante total sucedida en cada apoyo durante una carrera de velocidad (Morin et al., 2011). Este parámetro, por lo tanto, es un indicador de efectividad técnica en las carreras de velocidad, por ello dos hipotéticos sujetos con un mismo nivel de fuerza resultante aplicada en cada apo-

yo se diferenciarían por el valor del vector horizontal de fuerza aplicada, siendo más efectivo el sujeto con mayor valor de F_H .

Como es lógico, este valor alcanza sus valores pico (RF_{peak}) durante los dos primeros apoyos tras la salida de un *sprint* (**figura 6.2.**) instante en el que el tiempo de contacto del pie contra el suelo es máximo y, de acuerdo con la relación fuerza-tiempo, durante estos dos primeros apoyos los niveles de fuerza son también máximos. Por ello, parece lógico encontrar entre nuestros valores correlaciones moderadas negativas entre las variables $Ach.L_r$ y RF_{peak} ($r=-0,388$; I.C.95%= -0,69 a 0,029), así como entre las variables $Ach.L$ y RF_{peak} ($r=-0,564$; I.C.95%= -0,792 a 0,197), estos últimos significativos., que indicarían que un tendón de Aquiles corto y grueso podría ser la mejor estrategia biológica para conseguir altos valores de fuerza horizontal durante los 2 primeros apoyos tras la salida en una carrera de velocidad.

6.2.2. Relación entre la morfología del tendón rotuliano y variables mecánicas del perfil F-v

De forma general, si observamos las correlaciones estudiadas entre morfología del tendón rotuliano y el perfil mecánico en las diferentes tareas motrices evaluadas, podemos apreciar que (i) no existen correlaciones destacables en el perfil mecánico en SJ y (ii) existen relaciones remarcables que podrían explicar el rendimiento en las pruebas CMJ y, de manera más numerosa y con mayor potencia, en *sprint*. Todas pasaremos a discutir las a continuación:

6.2.2.1. Correlación positiva entre grosor del tendón rotuliano (CS_{TR_r}) y la altura máxima de salto alcanzada durante el CMJ (CMJ_{hmax})

Con el fin de entender la relación existente entre las variables concernientes a este apartado, hemos creído necesario conducir la lectura de esta sección mediante premisas que a continuación exponemos:

PREMISA 1: Se conoce que el rendimiento en salto depende del impulso mecánico realizado en la dirección del movimiento (Winter, 2005). Asimismo, es asumido que el desarrollo de un alto **impulso mecánico** durante la fase de empu-

je en miembros inferiores parece depender de la capacidad de generar potencia en miembros inferiores (Samozino et al., 2008; Vandewalle et al., 1987; Yamauchi & Ishii, 2007).

Dado que el rendimiento en CMJ es de un 5 a un 10% mayor que en SJ (Bobbert & Casius, 2005), el contramovimiento en CMJ parece incrementar el impulso mecánico o el trabajo desarrollado durante el empuje, lo que mejora las capacidades de desarrollar potencia en miembros inferiores (Bosco, et al., 1983).

Esto podría ser explicado por el hecho del estado de activación muscular durante el movimiento preparatorio descendente, el cual induce **mayor fuerza** en el comienzo del empuje y a un mayor trabajo mecánico o impulso sobre la fase de empuje (Bobbert & Casius, 2005). En este sentido, Jiménez-Reyes et al. (2014) expusieron que, puesto que la potencia depende directamente de las capacidades de fuerza y velocidad de los miembros inferiores, es probable que el contramovimiento afecte a las capacidades de fuerza y velocidad en miembros inferiores.

PREMISA 2: Desde el punto de vista macroscópico de la biomecánica de los segmentos corporales, se considera que la principal musculatura biarticular implicada en el salto trabajaría de manera cuasi-isométrica (p.ej.: recto femoral realiza extensión de cadera y extensión de rodilla) (Gregoire et al., 1984; Prilutsky & Zatsiorsky, 1994). Por ello, se considera que, durante una acción pliométrica, la velocidad de acortamiento de las fibras y fascículos musculares implicados es próxima a cero y, por lo tanto, en relación con los modelos de fuerza-velocidad implicados en la contracción muscular, el rendimiento neuromuscular **se basaría principalmente en la producción de fuerza**, más que en la velocidad de acortamiento en la principal musculatura biarticular durante las acciones balísticas de los miembros inferiores.

Según las premisas anteriores, de acuerdo con los estudios que han demostrado hipertrofia tendinosa como respuesta al entrenamiento con cargas pesadas (Arampatziset al., 2007; Kongsgaard et al., 2007) y que la sección transversal del tendón rotuliano es mayor cuanto mayor es la fuerza del sujeto (Couppe et al., 2009), es coherente considerar que un tendón no patológico más grueso será también un tendón más rígido (mayor *stiffness*) y, en consecuencia, el engrosamiento

del tendón sería la mejor estrategia biológica adaptativa **para transmitir las fuerzas** durante las acciones balísticas con contramovimiento (CMJ) en la articulación de la rodilla.

Este razonamiento está respaldado por los resultados de Seynnes et al. (2013) quienes mostraron una relación positiva entre grosor y *stiffness* tendinosos, con los de Bojsen-Moller et al. (2005) quienes encontraron una correlación positiva entre RFD y *stiffness* del tejido conectivo de tendón rotuliano *in vivo* y con las correlaciones positivas entre el grosor del tendón rotuliano (CS_{TR_r}) y la altura máxima alcanzada durante un CMJ (CMJ_{hmax}) encontradas en nuestro propio estudio ($r=0,254$; I.C.95% $-0,147$ a $0,584$) (**tabla 5.9.**).

No obstante, el engrosamiento del tendón rotuliano como respuesta adaptativa a una carga, es un aspecto que debe ser tomado con cautela dado que, como muestran Stenroth et al. (2012) se ha demostrado que el engrosamiento del tendón puede deberse a diversas circunstancias tales como la evolución fisiológica propia del envejecimiento, un signo asociado a niveles elevados de colesterol en sangre o reacciones secundarias a ciertos medicamentos, entre otros.

6.2.2.2. Correlación negativa entre grosor del tendón rotuliano (CS_{TR_r}) y la variable derivada del perfil $F-v$ horizontal: F_{0H}

La relación de carácter moderado y significativa entre las variables F_{0H} y CS_{TR_r} ($r=-0,516$; I.C.95% $= -0,765$ a $-0,132$), al contrario de lo observado para el salto vertical con contramovimiento (CMJ), parecen mostrar que un tendón rotuliano delgado y largo sería una buena estrategia biológica para la correcta aplicación de fuerza horizontal (sin tener en cuenta la gravedad) en el momento de la salida en una carrera de velocidad.

Se podría especular con que un tendón delgado y distensible podría ser la mejor estrategia biológica para la aplicación de fuerzas horizontales en la articulación de la rodilla durante el movimiento concéntrico de extensión pluriarticular producido en la salida.

Lamentablemente, este hallazgo no hemos podido contrastarlo con los resultados de otras investigaciones ya que, según nuestro conocimiento, este estudio es el primero que relaciona variables tan específicas.

6.3. COMPOSICIÓN CORPORAL EN RELACIÓN CON LAS VARIABLES DERIVADAS DEL PERFIL MECÁNICO F-V

Atletas de rendimiento aeróbico y anaeróbico usan el *tapering* para maximizar el rendimiento con vistas a una competición específica. Se podría definir este concepto como una reducción del volumen y intensidad del entrenamiento por un corto periodo de tiempo para dar lugar a la recuperación de los sistemas biológicos tras el principal periodo de entrenamiento que pretende desencadenar el mecanismo de la *supercompensación* o incremento del rendimiento del deportista. Esta estrategia es utilizada por muchos atletas porque se sabe que incrementa hasta un 6% el rendimiento en ciclismo, aumenta hasta un 20% la potencia y la fuerza, mejora hasta un 9% el consumo máximo de oxígeno, incrementa hasta en un 15% el volumen de los glóbulos rojos, aumenta hasta en un 5% la testosterona sérica así como un 10% de las células inmunes anti-inflamatorias (Izquierdo et al., 2007).

Las ganancias en el rendimiento producidas por el *tapering* pueden ser muy variables, pero incluso las pequeñas ganancias pueden ser importantes para una atleta, especialmente cuando se trata de alto rendimiento deportivo.

Sin embargo, aunque recientemente De Lacey et al. (2014) determinaron que 21 días de *tapering* es suficiente para provocar cambios positivos en el perfil F-v, no parece existir un criterio unificado y consensuado respecto a la *carga* (volumen, intensidad, tipo de ejercicios, tiempos de recuperación) que este periodo debe tener. En este sentido la duración del *tapering* puede variar de entre 7 a 30 días y normalmente implica un mantenimiento o ligero incremento de la intensidad del entrenamiento. El volumen de entrenamiento es normalmente reducido de un 40% a 90%, dependiendo del nivel de fatiga del atleta, tipo de atleta y longitud del periodo de *tapering* (Izquierdo et al., 2007).

Hay que tener en cuenta que el empleo de periodos demasiado largos de *tapering*, caracterizados por tener *cargas* (Gonzalez Badillo & Ribas, 2002) de entrenamiento reducidas, podría generar desentrenamiento lo que conduciría a una concomitante pérdida de masa muscular así como un aumento de la masa grasa corporal que perjudicaría directamente rendimiento tal y como se muestra en la **tabla 5.15.**, donde se puede observar que el porcentaje graso ejerce una influencia negativa sobre el rendimiento en salto. En contraposición, en la misma tabla podemos observar cómo el porcentaje de masa magra presenta una influencia positiva.

A continuación pasamos a discutir la influencia de esta variable biológica sobre el rendimiento en las acciones motrices balísticas objeto de estudio. A la vista de estos resultados, creemos que la composición corporal es una variable más que debería ser tenida en cuenta para el control del entrenamiento durante este periodo.

6.3.1. Relación entre composición corporal y perfil mecánico F-v en SJ

Asumiendo la baja potencia estadística de los datos obtenidos en SJ, observados globalmente tal y como aparece en la **figura 6.4.**, los resultados expuestos en las **tablas 5.11. y 5.14.** referentes a masa magra y masa grasa, respectivamente, en relación con las variables derivadas del perfil mecánico F-v para SJ muestran resultados que pasaremos a discutir a continuación:

Figura 6.4. *Visión global de los resultados de composición corporal en relación al perfil mecánico F-v en SJ.*

	%_Mmagra	%_Mgrasa
F0	+	-
V0	-	+
Pmax	-	+
Hmax	+	-
profile	+	-

Perspectiva global de las correlaciones observadas en las tablas 5.11. y 5.14. relativas al perfil F-v en SJ. *Fuente: elaboración propia.*

6.3.1.1. Relación positiva entre SJ_F0 y el porcentaje de masa magra

De todas las variables reflejadas en la literatura, la relación entre masa libre de grasa y capacidad de generar fuerza muscular es, sin lugar a dudas, la más investigada dentro de la comunidad científica.

La literatura ha reflejado ampliamente la relación positiva entre masa muscular y capacidad de generar fuerza. En este sentido, Fukunaga et al. (2001) mostraron que las masas musculares de los flexores y extensores del codo (volumen y CSA) están altamente correlacionadas con la capacidad de producir máxima fuerza isométrica (Fukunaga et al., 2001). Más recientemente Miyatake et al. (2012) mostraron que la masa magra corporal estaba fuertemente correlacionada con la fuerza de miembros inferiores y la fuerza de prensión manual.

Nuestros resultados muestran correlaciones positivas significativas (0.465, 0.019, 21.65%) entre el porcentaje de masa magra total respecto a la variable F_0 derivada de la determinación del perfil mecánico F-v para SJ. Sin embargo, no hemos encontrado literatura estudios que hayan observado directamente las relaciones entre composición corporal y variables mecánicas específicas derivadas del estudio del salto SJ.

La relación positiva entre F_0 y porcentaje de masa magra, confirma nuestra hipótesis, esto se podría considerar lógico dado que la masa muscular es el tejido predominante dentro de la masa magra.

Estos resultados muestran un porcentaje de varianza explicada del 21,7% (tabla 5.11.), lo cual corrobora el carácter parcialmente explicativo del *perfil mecánico F-v*. Esto está en consonancia los argumentos expuestos por Samozino et al. (2010) y Yamauchi et al. (2007) en los que se argumenta cómo, ante dos sujetos con *perfiles F-v* individuales similares, ciertas características biológicas podrían explicar la variabilidad del rendimiento en salto. A la vista de los resultados, el porcentaje de masa magra podría ser una de ellas.

6.3.1.2. Relación negativa entre SJ_{F0} , SJ_{hmax} , $SJ_{profile}$ y porcentaje de masa grasa

Aunque con importantes funciones metabólicas, endocrinas y de protección mecánica (amortiguador, protector y estructural de los órganos internos así como de otras estructuras más externas del cuerpo), el tejido adiposo carece de propiedades que pudieran participar de manera directa en la producción de fuerza desempeñada por el sistema locomotor.

Miyatake et al. (2012), en un estudio observacional de corte transversal en adolescentes japoneses con edades comprendidas entre 15 y 16 años, obtuvo correlaciones negativas entre la máxima fuerza isométrica de los extensores de rodilla y el porcentaje de grasa corporal.

Estos resultados están en línea con los resultados obtenidos en nuestro estudio en los que también se obtuvieron correlaciones negativas entre las variables mecánicas SJ_{F0} ($r = -0,376$; I.C.95% = $-0,672$ a $0,022$), SJ_{hMAX} ($r = -0,219$; I.C.95% = $-0,565$ a $0,193$) y $SJ_{profile}$ ($r = -0,363$; I.C.95% = $-0,038$ a $0,663$) respecto al porcentaje de masa grasa corporal, lo que significa que el porcentaje de masa grasa corporal influye negativamente en la producción de fuerza y, por lo tanto, en el rendimiento final en salto.

6.3.1.3. Relación positiva entre las variables *SJ_hmax*, *SJ_profile* y el porcentaje de masa magra global

De acuerdo con Copic et al. (2014), pocos estudios han explorado directamente los efectos de la composición corporal sobre el rendimiento en salto vertical. Dentro de la escasez literaria referente a este asunto, destacan las publicaciones de Temfemo et al. (2009), Aouichaioui et al. (2012) y Nikolaidis (2014) que, desde el punto de vista de la fisiología del crecimiento humano, encontraron correlaciones positivas entre rendimiento en salto y porcentaje de masa magra en niños y adolescentes.

Respecto a ello, merece la pena mencionar el estudio de Brocherie et al. (2014), en el que observaron que los índices relacionados con la muscularidad están asociados de forma significativa con el rendimiento en salto (CMJ, CMJa) esta vez en un grupo de 16 jugadores de fútbol adultos de alto rendimiento.

Dado el carácter positivo en las correlaciones observadas en nuestros resultados, podríamos considerar que nuestros datos se encuentran en línea con todas las observaciones de las investigaciones anteriormente mencionadas. No obstante, nuestros resultados muestran correlaciones bajas ($r=0.253$, I.C.95% = -0,158 a 0,589) entre *SJ_hmax* y *%MM_total*. Esto se encuentra en línea con el estudio de Ugarkovic et al. (2002) en el que se tomaron medidas antropométricas y de composición corporal estándar tales como altura corporal, masa corporal magra, así como el porcentaje de grasa y tejido muscular y encontraron que ninguna de estas variables estuvo significativamente correlacionada con el rendimiento en salto. Estos resultados los atribuyen a la metodología empleada en el registro de datos así como a la heterogeneidad de la muestra. Creemos que la baja potencia estadística de nuestros datos podría deberse al carácter reducido de la muestra observada. Futuros estudios deberían tomar esto en cuenta y ampliar el tamaño de la muestra para obtener resultados concluyentes.

Además, como se muestra en el apartado de resultados, hemos observado una relación moderada, positiva y significativa ($r=0,413$; I.C.95% = 0,695 a -0,022) entre las variables *%_Mmagra_total* y *SJ_profile*. Esto nos indica que cuanto mayor sea el porcentaje de masa magra corporal, más inclinada es la pendiente del *perfil*

$F-v$ en SJ, es decir, más orientación hacia la variable SJ_{F_0} , lo que está en consonancia con la relación anteriormente mencionada y discutida entre SJ_{F_0} y el porcentaje de masa magra global.

6.3.1.4. Relaciones de las variables SJ_{Pmax} respecto a $\%_Masa\ magra$ y $\%_Masa\ grasa$

Samozino et al. (2012), en referencia a la *carga óptima* y su relación con el perfil $F-v$, expusieron que el concepto de *perfil $F-v$* podría estar relacionado con el *maximum dynamic output hypothesis* (a partir de ahora MDO) propuesto por Jaric y Markovic (2009). Esta hipótesis establece que la óptima carga que maximiza la producción de potencia en movimientos balísticos para individuos físicamente activos, corresponde con su propio peso corporal e inercia. Estos autores argumentaron que esta carga óptima podría estar relacionada con el propio diseño del sistema muscular (en particular con sus propiedades mecánicas), en sí mismo influenciado por la carga que los individuos habitualmente sobrellevan durante sus actividades cotidianas. Sin embargo, ellos mismos señalan que las diferentes evidencias aportadas necesitan ser soportadas por marcos teóricos más sólidos que describan los aspectos generales de la capacidad del sistema neuromuscular de producir potencia mecánica muscular máxima (P_{MAX}) contra una carga particular.

En este contexto surge la aproximación teórica del *perfil mecánico $F-v$* propuesta por Samozino en 2012. Este modelo expone que, en un *perfil $F-v$* perfectamente equilibrado, la pendiente de la relación $F-v$ está directamente relacionada con la velocidad óptima y la fuerza que optimizan la producción de potencia y, por lo tanto, la **propia masa corporal** correspondería con la **carga óptima**:

“Un atleta con un desequilibrio en el perfil $F-v$ desarrollará una potencia más baja que su P_{MAX} durante un salto sin carga. Tal atleta debería producir P_{MAX} contra una carga más baja que su masa corporal si él/ella presenta un perfil orientado hacia la velocidad y contra una carga mayor que su masa corporal en el caso de un perfil orientado hacia la fuerza”.

Este razonamiento propuesto por Samozino et al. (2012) **no** concuerda con los resultados observados en nuestra investigación. Dado que la mayoría de los sujetos observados han presentado un perfil F-v desequilibrado con orientación hacia las capacidades de velocidad (por lo tanto, deficiencias en la producción de fuerza), deberíamos esperar que la máxima producción de potencia se produjera contra **cargas inferiores** al propio peso corporal. Dicha situación no hemos podido comprobarla ya que habría supuesto desarrollar una metodología totalmente diferente a la empleada para nuestro estudio en la que al sujeto le fueran aplicadas *cargas negativas* tal y como proponen Jaric y Markovic (2013) en su estudio durante la ejecución del salto.

En nuestro estudio hemos comparado el comportamiento de las variables mecánicas derivadas del perfil F-v en relación con las cargas representativas del porcentaje magro y graso corporales. Esto, de acuerdo con las consideraciones de Jaric y Markovic (2013), supondría trabajar con un *carga positiva*.

En este sentido, hemos podido comprobar que la media del porcentaje de masa grasa relativa al peso corporal en los sujetos observados es del 17,1%, lo que supondría una carga positiva ligera que maximizaría de manera significativa la producción de potencia máxima (SJ_{Pmax}) durante el salto ($r= 0.343$, I.C.95% = -0,06 a 0,65) en SJ (ver **tabla 5.14.**).

Según Jaric y Markovic (2013), los estudios que examinaron los saltos verticales con carga adicional han aportado información inconsistente respecto a la carga óptima que maximiza la potencia (desde el propio peso corporal hasta el 60% de la carga que el sujeto es capaz de levantar desde una posición de *squat*). Sin embargo, la mayoría de los estudios citados en su revisión bibliográfica mostraron que cargas próximas a cero (propio peso corporal) o ligeramente superiores produjeron máxima potencia durante saltos verticales y esto es coherente con la correlación positiva entre porcentaje de grasa corporal y P_{MAX} durante un SJ observada en nuestro estudio.

Además, estos mismos autores expusieron que una carga positiva demasiado elevada sería contraproducente para conseguir la máxima producción de potencia durante el salto. Esto también apoya nuestros resultados ya que el por-

centaje medio de masa magra supone una carga relativa del 79,1% respecto al peso corporal. De ahí que hayamos observado una correlación negativa entre el porcentaje de masa magra corporal y la potencia máxima producida durante un SJ ($r=-0,329$; I.C.95%=-0,461 a 0,076) (ver **tabla 5.11.**).

En este sentido, podríamos especular que los sujetos con un desequilibrio en el *perfil F-v* orientado hacia las capacidades de fuerza (deficitario en capacidad de velocidad) podrían beneficiarse de la *adición de cargas negativas* (bandas elásticas) para la producción máxima de potencia durante un SJ. De acuerdo con el método de bandas elásticas descrito por estos autores, un incremento gradual en la carga externa desde una carga negativa (gomas traccionando hacia arriba) hasta una carga positiva (gomas traccionando hacia abajo) dio lugar a un incremento en las fuerzas de reacción contra el suelo, disminuyendo considerablemente la velocidad máxima. Es por ello por lo que creemos que sujetos con un desequilibrio en el perfil que presenten orientación hacia las capacidades de fuerza necesitarían valerse de estos métodos para incrementar la velocidad de ejecución, que es precisamente de lo que el sujeto con tales resultados carecería.

6.3.1.5. Relación entre la variable SJ_{V0} respecto a %_Masa magra y %_Masa grasa

Los resultados referentes al comportamiento de SJ_{V0} respecto al porcentaje de masa magra total y al porcentaje de masa grasa total durante el SJ, muestran un comportamiento similar al de P_{MAX} (discutida en el subapartado anterior). Creemos que este comportamiento similar de ambas variables se debe al carácter biológicamente poco modificable (genética) de SJ_{V0} . Esto hace que el comportamiento de SJ_{V0} esté cercanamente ligado al de P_{MAX} durante la acción balística del salto tal y como muestran los resultados observados en esta investigación.

6.3.2. Relación entre composición corporal y perfil mecánico F-v en CMJ

El principal hallazgo observado en el estudio de la composición corporal en relación con las variables mecánicas del *perfil mecánico F-v* en CMJ corresponde a la correlación positiva, moderada y significativa entre las variables CMJ_{hmax} y el porcentaje de masa libre de grasa total ($r=0,411$; I.C.95%=0,019 a 0,693) (**tabla**

5.12.). Esto indica que el rendimiento en salto depende en gran medida del porcentaje de masa magra corporal.

Esto se encuentra en consonancia con el estudio de Bell et al (2014) que, estudiando las asimetrías en cuanto a composición corporal y producción de fuerza entre miembros inferiores, determinaron que la masa magra es un factor determinante para la producción de fuerza y potencia durante el CMJ. Finalmente, merece la pena remarcar el estudio de Montgomery et al. (2012) que mostraron que la cantidad de masa magra en miembros inferiores está positivamente relacionada con capacidad de generar fuerza excéntrica con el cuádriceps, así como con la absorción de energía potencial durante la primera fase de apoyo en un drop jump (DJ) (Montgomery et al., 2012).

No obstante, de manera contraria a las observaciones realizadas en SJ en relación con las variables de la composición corporal, los resultados para CMJ muestran correlaciones poco destacables. Creemos que esto se debe a la naturaleza más compleja de las acciones pliométricas (CMJ) respecto a las puramente concéntricas (SJ).

Este argumento está en línea con las consideraciones de Jiménez-Reyes et al. (2014) que expusieron que el incremento de rendimiento en saltos tipo CMJ respecto a los SJ, se debe a aspectos multifactoriales tales como los efectos de la acumulación y reutilización de energía elástica, la potenciación mioeléctrica (propuesta por Bosco et al. 1982) y, más recientemente demostrados, por el estado de activación muscular durante el movimiento descendente del CMJ.

Desde nuestro punto de vista creemos que las diferencias entre el CMJ y el SJ no se deben a los factores estructurales y morfológicos estudiados y sí a otro tipo de factores tales como los neurológicos que suceden durante la fase preparatoria descendente del CMJ, anteriormente mencionados, como ya contemplaron Samozino et al. (2014) respecto al *perfil mecánico F-v*.

Estos autores mencionaron que el modelo lineal de F-v utilizado para caracterizar las capacidades dinámicas externas del sistema neuromuscular de los miembros inferiores, son el resultado final de diferentes mecanismos implicados en la extensión de los miembros inferiores durante la fase de empuje que, a su

vez, comprenden: (i) las propiedades mecánicas musculares individuales (ii) factores morfológicos musculares (arquitectura muscular) y tendinosos tales como los contemplados en nuestra investigación y (iii) mecanismos neurológicos tales como el reclutamiento motor, frecuencia de disparo (*firing rate*) de las motoneuronas, sincronización de unidades motoras y coordinación intermuscular y segmentaria (Samozino et al., 2014).

En relación a esto último, destaca el estudio de Copic et al. (2014) en el que observaron que jugadoras de voleibol de alto rendimiento presentaban mayores índices de muscularidad, menores índices de adiposidad, así como mayores valores de RFD en saltos CMJ (con y sin ayuda de los brazos) respecto a un grupo de mujeres jóvenes físicamente activas pero no entrenadas específicamente.

Por ello, son necesarios estudios que, desde la perspectiva de las ciencias neurológicas, estudien el comportamiento biológico asociado a este gesto motor.

6.3.3. Relación entre composición corporal y perfil mecánico F-v en *sprint*

Los resultados obtenidos en nuestro estudio muestran que existe una relación moderada positiva entre el porcentaje de masa grasa corporal (baja *carga positiva*; según Jaric & Markovic) y la potencia máxima generada durante el *sprint*, y que la relación es negativa, moderada y significativa entre porcentaje de masa magra (alta *carga positiva*) y P_{MAXH} . Estos datos coinciden con los ya observados en la acción motriz del SJ y, por lo tanto, también coinciden con la anteriormente mencionada *hipótesis MDO* que establece que la óptima carga que maximiza la producción de potencia en movimientos balísticos verticales para individuos físicamente activos corresponde con su propio peso corporal e inercia o cargas ligeramente superiores. Con este hallazgo podemos concluir que la tal hipótesis también se cumple en la producción de potencia mecánica horizontal.

Por otro lado, merece la pena resaltar la relación negativa, moderada y significativa entre porcentaje de grasa total y la variable RF_{peak} , así como la relación positiva, moderada y significativa entre porcentaje de masa magra total y la variable RF_{peak} . Esto indica que la composición corporal juega un papel muy importante en la aplicación de fuerza horizontal durante los primeros apoyos

("A" en la **figura 6.2.**) de una carrera de velocidad, de manera que cuanto mayor sea el porcentaje de masa magra, mayor será la capacidad que el sujeto tendrá de aplicar fuerza horizontal en sentido del movimiento.

6.4. MORFOLOGÍA Y ARQUITECTURA MUSCULAR EN RELACIÓN CON LAS VARIABLES DERIVADAS DEL PERFIL MECÁNICO F-V

A continuación pasaremos a discutir las variables de la arquitectura muscular en relación al perfil mecánico F-v. Es importante remarcar que, a nivel didáctico y explicativo, hemos fragmentado la arquitectura muscular en tres variables: longitud, grosor y penneación. No obstante, dichas variables son funcionalmente indisolubles y su estudio así debe ser contemplado.

6.4.1. Penneación y grosor en relación con el perfil mecánico F-v en salto

La penneación, o ángulo que se forma entre la fibras musculares y la línea de tensión de carga, es una importante característica de la morfología muscular que condiciona de manera directa el funcionamiento biomecánico de la fibra muscular en sí misma, y por consiguiente el funcionamiento del sistema locomotor puesto que:

- i. Cuanto mayor es la penneación de un músculo, más tejido contráctil se puede unir a una determinada área del tejido aponeurótico del tendón y, por lo tanto, tendrá mayor capacidad de producir fuerza. (Aagaard et al., 2001; Blazevich & Sharp, 2005). Esto está en línea con la afirmación de Cormie et al. (2011) en la que se expuso que la máxima fuerza generada por una fibra muscular aislada es directamente proporcional a su área de sección transversal (CSA) independientemente del tipo de fibra.
- ii. De acuerdo con Lieber y Friden (2001), los dos parámetros más importantes de la arquitectura muscular son la PCSA (*physiological-CSA*; o área del músculo perpendicular a las fibras que lo componen) y la longitud de fibras musculares. La PCSA es el único parámetro de la arquitectura muscular que se considera proporcional a la máxima fuerza tetánica generada por un músculo (Aagaard et al., 2001; Kawakami et al., 2001; Lieber & Friden, 2001). Sin embar-

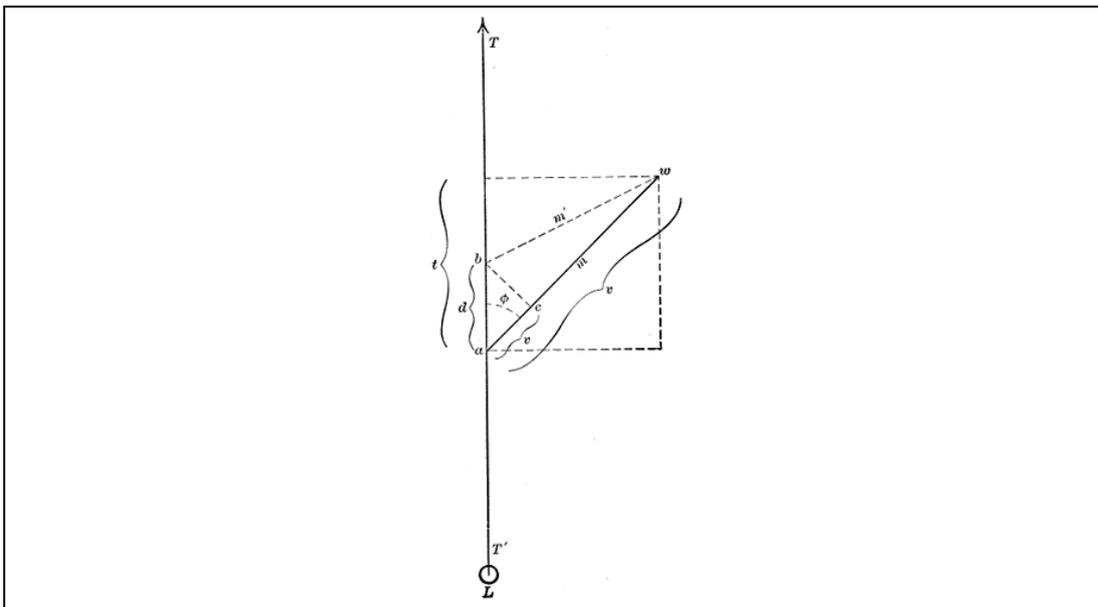
go, este valor casi nunca corresponde con la ACSA (*anatomical-CSA*; o área de sección transversal perpendicular al eje longitudinal del músculo) del músculo medida desde alguno de los planos anatómicos tradicionales, como debería ser obtenida, utilizando técnicas no invasivas de imagen tales como MRI o ultrasonidos.

- iii. Aunque existen métodos indirectos para la determinación de la PCSA (Lieber & Friden, 2001), este valor, y por lo tanto, la máxima capacidad de generar fuerza por el músculo humano penneado, no es fácil de estimar *in vivo* (Aagaard et al., 2001). No obstante, de acuerdo con Seynnes et al.(2007), el espesor muscular está altamente correlacionado con la capacidad de producir fuerza. En este sentido, De Boer et al.(2008) mostraron que, tras un periodo de inactividad física o descarga, se produce reducción del espesor de los músculos gastrocnemio medial y vasto lateral que puede deberse a un descenso en la síntesis de proteínas miofibrilares y a un incremento de la degradación proteica. Esta alteración en el recambio proteico probablemente dé lugar a la reducción del espesor muscular, por tanto de su CSA, la cual está directamente relacionada con el número de sarcómeras en paralelo.
- iv. Desde esta perspectiva, afrontamos esta discusión asumiendo que el espesor muscular medido mediante imagen ecográfica podría ser representativo del diámetro en la CSA muscular.
- v. Un músculo con poca penneación permite mayor rotación (respecto a la unión con el tejido aponeurótico) durante la contracción muscular en relación a un músculo con mayor penneación. De acuerdo con Blazeovich y Sharp (2005), este comportamiento rotacional del músculo penneado permite un mayor desplazamiento del tendón respecto a un determinado acortamiento fibrilar. Esto, según Blazeovich (2006), conlleva una optimización de la relación longitud-tensión de la sarcómera; ya que permite que esta trabaje más cerca de su longitud óptima.
- vi. Debido a la penneación, la velocidad de acortamiento de un músculo a lo largo de su línea de acción puede exceder la velocidad de contracción de las fi-

bras que lo componen. Esto, de acuerdo Azizi y Brainerd (2007) y con Kumagai et al (2000), supondría un efecto de amplificación de la velocidad contráctil.

Los epígrafes anteriores muestran lo que Azizi y Brainerd (2007) denominaron *Architectural Gearing Ratio* (a partir de ahora AGR), que se puede definir como relación entre el acortamiento de la fibra muscular respecto al acortamiento del músculo en su conjunto a lo largo del eje de producción de fuerzas ($AGR = \varepsilon_x/\varepsilon_f$) y está determinado por la penneación de las fibras musculares, donde ε_x representa el acortamiento o velocidad de acortamiento de una fibra y ε_f representa el acortamiento o velocidad de acortamiento del músculo en su conjunto.

Figura 6.5. *Architectural Gearing Ratio.*

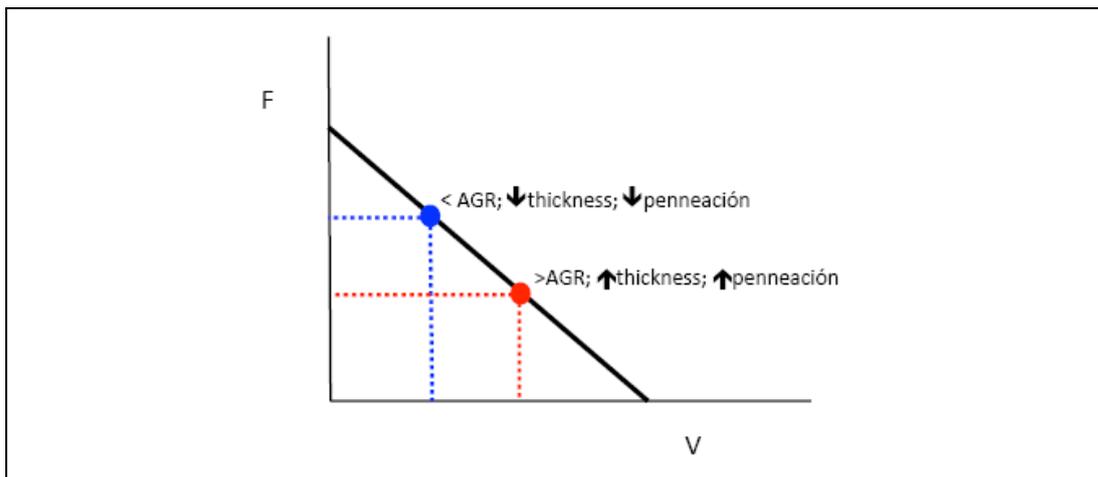


Fenómeno de rotación de fibras durante la contracción muscular o AGR. Tomado de Aagaard et al., 2001; Azizi & Brainerd, 2007; Blazevich et al., 2007.

El AGR depende directamente de la relación F-v del funcionamiento mecánico de la musculatura. De esta manera las contracciones que se desarrollen con bajos requerimientos de fuerza y altas velocidades contráctiles estarían asociadas a altos índices AGR (esto es, mayor acortamiento miofibrilar respecto al acortamiento del músculo en su conjunto durante movimientos rápidos). Por el contrario, tal y como se muestra en la **figura 6.6.**, aquellas contracciones que re-

quieran altos niveles de fuerzas y sean, por consiguiente, desarrolladas a velocidades menores, estarían asociadas a bajos índices AGR (es decir, menor acortamiento de las fibras musculares respecto a su respectivo músculo durante la contracción) (Azizi & Brainerd, 2007).

Figura 6.6. Comportamiento del índice AGR respecto a la relación fuerza-velocidad.

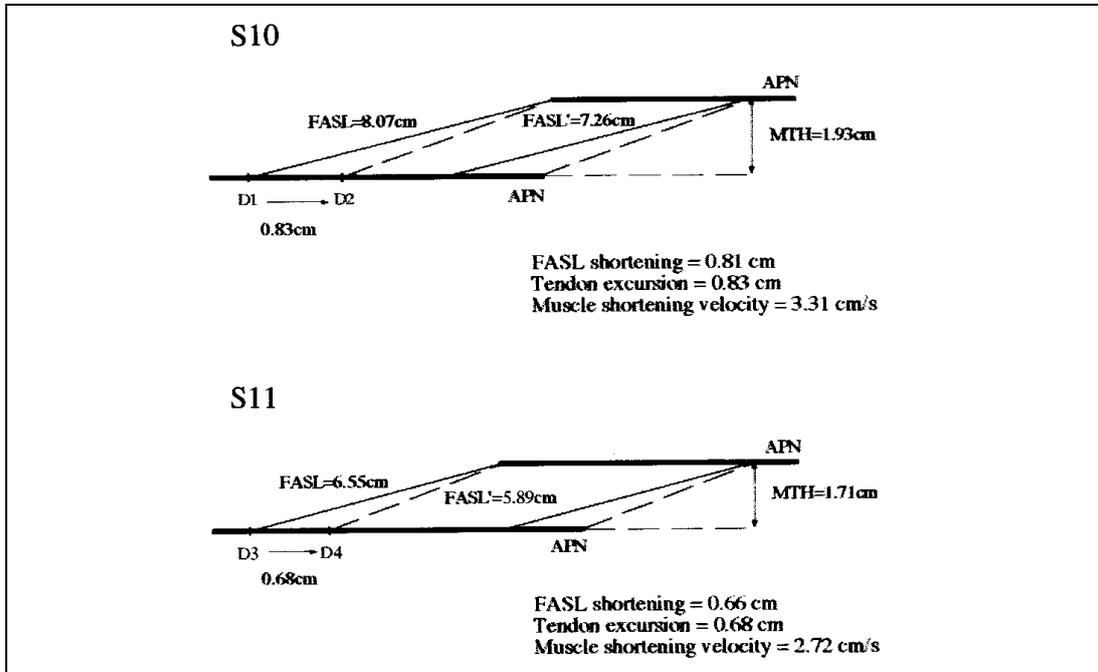


Movimientos a bajas velocidades (líneas y puntos en color azul) provocan menor modificación en el grosor (o thickness) muscular y menor rotación de las fibras (penneación). Movimientos generados a altas velocidades provocan el efecto contrario. *Fuente: elaboración propia; modificado de Azizi & Brainerd, 2007.*

El AGR puede variar en función de la magnitud relativa de los cambios en la forma (grosor) muscular durante la contracción. Los cambios de grosor (o distancia entre aponeurosis) durante la contracción son necesarios dado que el volumen muscular siempre permanece constante a pesar de la contracción mientras que las fibras disminuyen en longitud e incrementan en diámetro durante la contracción (Azizi & Brainerd, 2007).

Estos cambios dinámicos de la morfología y arquitectura muscular han sido pasados por alto en los modelos clásicos que estudiaron la musculatura penneada, asumiendo, entre otras premisas, que la distancia entre **dos capas aponeuróticas (grosor) permanecería constante durante una contracción** (Kumagai et al., 2000).

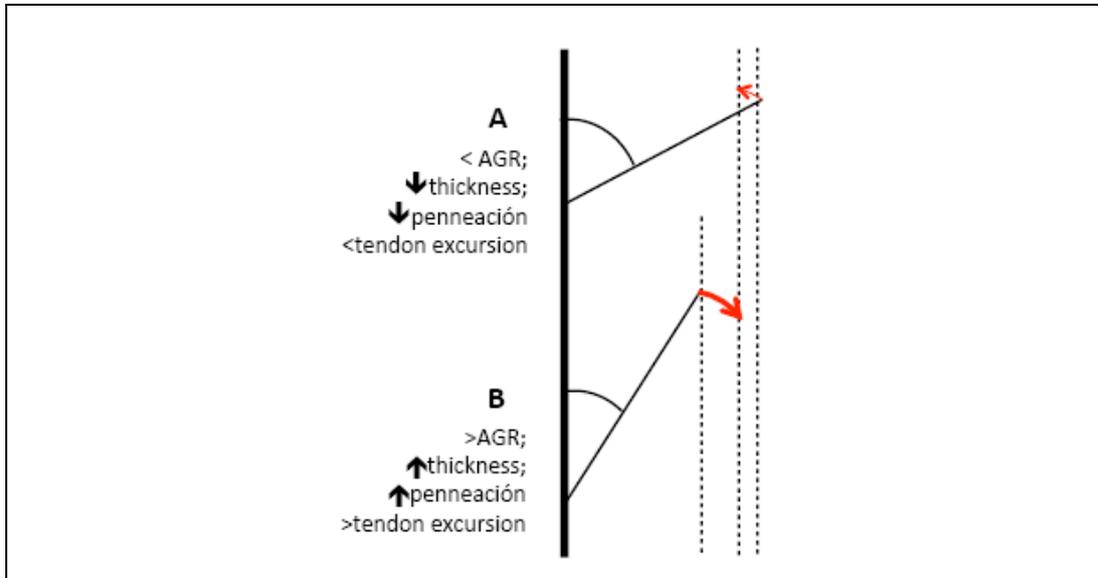
Figura 6.7. Representación esquemática de la visión clásica respecto al comportamiento de la arquitectura muscular durante la contracción.



Los modelos tradicionales referentes al comportamiento de la arquitectura muscular durante la contracción no contemplan la modificación del grosor durante la misma. En el gráfico se muestran dos músculos con diferentes características (S10 y S11): FASL es longitud del fascículo; MTH es el grosor del músculo o distancia entre aponeurosis, D es la distancia de acortamiento del tendón, APN representa las aponeurosis implicadas. Fuente: Kumagai et al., 2000.

Sin embargo, Azizi & Brainerd (2007) determinaron que el grosor muscular (distancia entre aponeurosis) **incrementa** durante las contracciones que se producen ante una baja carga (alta velocidad) y **disminuye** durante contracciones con altas cargas (bajas velocidades).

Figura 6.8. Representación esquemática de la visión actual del comportamiento de la musculatura penneada durante la contracción muscular.



En el gráfico se muestra el comportamiento de dos músculos con diferentes penneaciones. Fuente: elaboración propia; modificado de Azizi & Brainerd, 2007.

Debido a esta última consideración, de acuerdo con los resultados de esta investigación y en línea con los resultados de otras investigaciones en las que se muestran correlaciones positivas entre espesor (grosor) y penneación musculares respecto a la producción de fuerza (Akagi et al., 2009; Brughelli et al., 2010; Ikegawa et al., 2008; Seynnes et al., 2007), se podría considerar que un músculo sano con poca penneación y grosor en reposo podría experimentar mayores cambios en penneación y grosor durante la contracción que aquellos músculos sanos que tiene una mayor penneación y grosor en situación estática o de reposo.

Por lo tanto, consideramos que nuestros resultados están respaldados por la teoría AGR ya que en ellos se observó que la penneación del gastrocnemio lateral (GL.PA) presenta una correlación positiva moderada y significativa con la variable SJ_{F_0} ($r=0,427$; I.C.95%= 0,047 a 0,699). En consonancia con el AGR y con los datos mostrados para penneación, aunque con correlaciones menos fuertes, destacan las correlaciones positivas observadas entre grosor del gastrocnemio lateral y SJ_{F_0} , así como las correlaciones encontradas para las variables referentes a la

longitud de fibras del gastrocnemio lateral y SJ_{F_0} . (obsérvense detalles en **tabla 5.17**).

Además, la teoría *AGR* concuerda con las correlaciones positivas observadas entre grosor relativizado de los músculos vasto lateral ($r=0,249$; I.C.95%=-0,612 a 0,105) y gastrocnemio lateral ($r=0,25$; I.C.95%=-0,581 a 0,152) respecto a la variable $SJ_{profile}$, ya que esta variable expresa la pendiente del *perfil mecánico F-v* mostrando así la orientación hacia las cualidades de fuerza representadas en el eje vertical de dicha relación F-v.

6.4.2. Relación negativa entre la potencia máxima generada en el salto y el grosor-penneación de la musculatura implicada en el salto

Algunos autores han determinado que el rendimiento en salto no depende de la capacidad neuromuscular para desarrollar potencia sino de la capacidad de generar un alto impulso. El propósito del modelo de la aproximación teórica propuesta por Samozino demuestra que la capacidad de generar un alto impulso contra el suelo y, por lo tanto, la capacidad de alcanzar la **máxima velocidad** del centro de masas al final del empuje, están altamente relacionadas con la P_{MAX} que los miembros inferiores pueden producir (sobre un determinado rango de movimiento) durante un salto tipo SJ.

De acuerdo con los datos observados en nuestro estudio anteriormente discutidos, las variables de grosor muscular del vasto lateral, así como del gastrocnemio lateral parecen mostrar una relación negativa con los valores de SJ_{Pmax} . Estas relaciones no son fuertes ni significativas (ver **tablas 5.17 y 5.19**), pero están en plena consonancia con el modelo *AGR*, por lo tanto creemos que un tamaño muestral mayor podría mostrar correlaciones más fuertes, así como niveles mayores de significación estadística.

Esto parece indicar que, para generar una alta P_{MAX} y para la máxima velocidad del centro de masas y potencia durante el SJ, se necesitarían bajas penneaciones y grosores musculares que, en consonancia con el *Architectural Gearing Ratio*, sean capaces de producir **altas velocidades** de contracción durante este tipo de saltos, lo que está en plena consonancia con las correlaciones negativas

observadas entre las variables de espesor muscular del vasto lateral y del gastrocnemio lateral y la variable SJ_{Vo} .

En contraste a esta idea para SJ, destacan las correlaciones positivas observadas referentes CMJ_{Pmax} y CMJ_{Fo} respecto a la penneación del músculo gastrocnemio lateral ($r=0,294$; I.C.95%= $-0,106$ a $0,611$) mostradas en la **tabla 5.20**. Esto está en línea con las consideraciones de Jiménez-Reyes et al. (2014) que exponen que durante el CMJ se produce un incremento (respecto a SJ) del impulso mecánico o trabajo desarrollado durante la fase de empuje que mejora la capacidad de desarrollar potencia en los miembros inferiores. De acuerdo con estos autores, el gesto pliométrico induce una mayor fuerza durante el comienzo del empuje generando a su vez un mayor trabajo mecánico o impulso sobre la fase de empuje). Como anteriormente se ha comentado, a mayor penneación, mayor será la fuerza isométrica desarrollada, por ello una gran penneación del gastrocnemio lateral podría ser la mejor estrategia biológica para resistir la interfase (excéntrica a concéntrica; velocidad= 0) del salto CMJ. Esto concuerda con lo postulado por Earp et al. (2010) que expusieron que la penneación podría ser necesaria para permitir la generación de alta fuerza instantánea necesaria para soportar la fase excéntrica del gesto pliométrico del CMJ.

Para estos mismos autores, el hecho de que solamente se haya encontrado relación entre la penneación del gastrocnemio lateral y no de los otros grupos musculares podría estar indicando que la articulación del tobillo podría tener gran importancia en la generación de fuerzas durante el salto con contramovimiento tal y como sugirieron.

Además, en consonancia con los datos observados, podríamos asignar un papel diferente para el gastrocnemio lateral según la tarea sea un SJ o un CMJ. En este sentido, los datos obtenidos muestran una correlación positiva y moderada de la penneación del músculo gastrocnemio lateral respecto a la altura máxima alcanzada durante el CMJ ($r= 0,301$; I.C.95%= $-0,098$ a $0,616$) pero no en SJ (ver tablas, 5.20. y 5.17., respectivamente). Esto se acerca a las conclusiones expuestas en el estudio de Earp et al. (2010). Estos autores mostraron que la altura de salto, para CMJ, SJ y DJ, podría ser predicha de forma significativa por la penneación de las fibras del músculo gastrocnemio lateral.

6.4.3. Longitud de los fascículos en relación al perfil mecánico F-v en salto

Como anteriormente se mencionó, de acuerdo con Lieber y Friden (2001), los dos parámetros más importantes de la arquitectura muscular son la PCSA y la longitud de fibras musculares.

Es importante destacar al respecto que la longitud fascicular y longitud de fibras no son términos sinónimos. No obstante, la longitud fascicular representa mayores sarcómeras o más sarcómeras en serie (Earp et al., 2010).

Según Cormie et al. (2011), mientras que la velocidad máxima de acortamiento de la sarcómera difiere ampliamente entre varios tipos de fibras, la velocidad de acortamiento de una fibra muscular es proporcional a su longitud (asumiendo un nivel constante de activación).

En párrafos anteriores fue mencionado que, ante un mismo volumen muscular, una menor penneación está relacionada con mayor número de fibras dispuestas en serie y esto, a su vez, estaría vinculado a una mayor índice AGR, lo que supondría altas velocidades y distancias de acortamiento durante la contracción de un músculo sano poco penneado.

En relación a este concepto, Lieber y Friden (2001) mostraron que existe una relación entre longitud de fibras y velocidad. De acuerdo con esta consideración, sería de esperar que longitudes de fibras mayores estuvieran correlacionadas positivamente con los valores de V_0 tanto en el SJ como en el CMJ.

Lamentablemente, los resultados pertinentes a longitud fascicular observados en esta tesis, siempre valores de correlación bajos y a menudo contradictorios para las pruebas de salto, no ayudan a esclarecer la influencia que este parámetro biológico, tan valorado por ciertos autores, tiene sobre el comportamiento de miembros inferiores durante el salto. Esto podría deberse a que el rendimiento en salto, como expone Samozino, podría estar poco influenciado por características fenotípicas, siendo esta circunstancia ideal para el estudio del comportamiento mecánico de los miembros inferiores durante este gesto motor.

6.4.4. Arquitectura muscular en relación al perfil mecánico F-v en *sprint*

En la literatura son pocos los estudios que relacionan arquitectura muscular entre variables mecánicas específicas en pruebas de velocidad. Desde nuestro conocimiento, son remarcables los estudios de Abe et al. (2000) y Kumagai et al. (2000) en los que se mostraron que especialistas en pruebas de velocidad en carrera tenían menores pennaciones y fascículos más gruesos del vasto lateral del cuádriceps y del gastrocnemio medial.

6.4.4.1. Gastrocnemio lateral

Entre todos los resultados obtenidos respecto a arquitectura muscular en relación con las variables mecánicas derivadas del *perfil horizontal F-v* queremos destacar sendas relaciones de las variables (i) F_{0H} y (ii) RF_{peak} respecto a la arquitectura del músculo gastrocnemio lateral (**tabla 5.23.**) que pasaremos a discutir a continuación.

Nuestros resultados muestran que un gastrocnemio lateral delgado y largo parece ser la mejor estrategia biológica para conseguir altos valores en la variable F_{0H} . Esto puede ser observado en la tabla 5.23, donde se muestra una correlación moderada, negativa y altamente significativa entre la variable $GL.MTh_r$ y F_{0H} ($r = -0,689$; I.C.95% = -0,858 a -0,386), así como por la relación positiva moderada entre la variable $GL.LF_r$ y F_{0H} ($r = 0,395$; I.C.95% = -0,02 a -0,694).

Como anteriormente se expuso en el apartado de arquitectura muscular en relación con las variables del perfil mecánico F-v para SJ, un gastrocnemio grueso, muy pennado y corto, parecía ser la mejor estrategia biológica para alcanzar altos valores en la variable mecánica de SJ_{F_0} . *A priori*, esta información podría conducirnos a pensar que se trata de una incongruencia respecto a la relación aquí discutida. No obstante, se ha de tener en cuenta que, aunque ambos son movimientos de extensión pluriarticular de miembros inferiores, salto y *sprint* son acciones motrices diferentes desde el punto de vista biomecánico.

Desde esta perspectiva, estas dos tareas podrían diferenciarse por estrategias motrices diferentes en la articulación del tobillo, de manera que, aunque ambas se ven beneficiadas por mayores libertades articulares en dorsiflexión del

tobillo (tendón aquileo largo, delgado y, por ende, distensible), desde el punto de vista de la contracción sarcomérica, el salto requiere una contracción cuasi-isométrica durante el inicio del movimiento (flexores plantares), mientras que la salida del *sprint* (F_{0H}) requiere desde un principio la contracción concéntrica a la máxima velocidad en plantiflexión de tobillo. Por lo tanto, los resultados obtenidos están en plena consonancia con la *teoría AGR* (Azizi & Brainerd, 2007).

En segundo lugar y en contraste con la relación anterior, nuestros resultados muestran que un gastrocnemio lateral grueso, muy penneado y corto serviría para alcanzar altos valores en la variable RF_{peak} . Para comprender estos resultados, es importante recordar que esta variable representa la eficacia del corredor en la aplicación de fuerza horizontal respecto a la fuerza total resultante en cada uno de los apoyos sucedidos durante una carrera de velocidad (Morin et al., 2011). El valor de este índice (F_H / F_{total}) alcanza sus valores pico durante los dos primeros apoyos tras la salida en una carrera de velocidad. Además, es importante considerar que, dada la baja velocidad de desplazamiento de este instante, el tiempo de contacto del pie contra el suelo es máximo. Por lo tanto, podemos considerar que nuestros resultados de nuevo se encuentran en plena consonancia con la *teoría AGR*.

Esto denota el comportamiento variable dependiente de los sistemas biológicos en relación a las exigencias del tipo de acción motriz desarrollada.

6.4.4.2. Vasto lateral del cuádriceps

La correlación moderada, negativa y significativa entre la grosor del vasto lateral y la variable F_{0H} ($r = -0,488$; I.C.95% = $-0,749$ a $-0,095$) sugiere que, al igual que sucedía para el gastrocnemio lateral, un vasto lateral del cuádriceps delgado podría ser la mejor estrategia biológica para la aplicación de fuerza horizontal durante la salida en una carrera de velocidad (Ver **tabla 5.25.**).

Por otro lado, la relación positiva significativa entre grosor del vasto lateral y la variable RF_{peak} ($r = 0,463$; I.C.95% = $0,063$ a $0,735$) muestran, al igual que sucedía en gastrocnemio lateral, que un gran grosor en esta musculatura favorece

la aplicación de fuerzas horizontales durante la salida de una carrera de velocidad.

Es importante remarcar que, en relación con los datos de grosor muscular, no se encontró correlación positiva para las variable de penneación de vasto lateral respecto a la variable *RF_peak*, tal y como se esperaba. Sin embargo, esta relación positiva y significativa sí fue hallada para la variable *RF_mean* ($r= 0,456$; I.C.95%= 0,054 a 0,731), lo que indica que grosor y penneación son estrategias biológicas favorables para la aplicación de fuerza horizontal durante los primeros apoyos en una carrera de velocidad, donde la velocidad del desplazamiento es baja y se dispone de más tiempo en cada apoyo para generar mayores cantidades fuerza en relación con el resto de la carrera donde las velocidades son cada vez mayores en la sucesión de cada apoyo.

De igual forma, se esperaba una relación negativa para las variables de longitud de fascículos (*VL.LF_r*) respecto a las dos variables *RF* (*_mean* y *_peak*). Sin embargo fue encontrada una relación positiva muy significativa para *RF_peak* mientras que no existe relación con respecto a la variable *RF_mean* (0%).

Según nuestro conocimiento, no existe literatura tan especializada que nos permita hacer comparaciones ni extraer conclusiones que nos permitan entender el carácter tan controvertido de los datos hallados.

6.4.4.3. *Bíceps femoral*

A la vista de los resultados referentes a la arquitectura del músculo bíceps femoral (**tabla 5.25.**) podemos observar que:

- i. Dadas las correlaciones negativa, moderada y significativa para la variable *BF.MTh_r* ($r= -0,45$; I.C.95%= $-0,727$ a $-0,046$); y moderada, positiva no significativa para la variable absoluta *BF.LF* ($r= 0,311$; I.C.= $-0,116$ a $0,641$), se requeriría un bíceps femoral delgado y largo para la aplicación de fuerza horizontal durante la salida (F_{0H}). Creemos que, puesto que el sujeto parte de una posición de salida agrupada con cadera y rodilla flexionadas, las disposición en serie de las fibras musculares (más longitud y menos grosor) favorecerían la generación

de fuerza en todo el rango de extensión de rodilla y de cadera (optimización relación L-t) y, por lo tanto, la aplicación de fuerza horizontal.

- ii. Las variables relacionadas con las cualidades de velocidad V_{maxH} ($r = -0,26$; I.C.95% = $-0,607$ a $0,171$) y V_{0H} ($r = -0,285$; I.C.95% = $-0,624$ a $0,144$), así como la variable representativa de la eficacia en la aplicación de fuerza en relación a la velocidad (DRF) ($r = -0,293$; I.C.95% = $-0,629$ a $0,136$) presentan correlaciones negativas respecto a las variables de longitud fascicular. Dada la complejidad de estos resultados y la ausencia de literatura al respecto, no hemos sido capaces de comparar nuestros resultados con otra fuentes para extraer conclusiones fehacientes. Sin embargo, podríamos especular que un bíceps femoral corto, sin llegar provocar restricciones importantes en el rango articular durante el gesto, podría ser favorable para el aumento del *stiffness* vertical que se produce paralelo al incremento de la velocidad durante un *sprint* tal y como describió Morin et al.(2006). Esto podría explicarse por el papel extensor de los isquiosurales sobre la articulación de la rodilla durante la acción en cadena cinética cerrada (CCC) del apoyo en la carrera de velocidad.

Aunque coherentes, los datos de arquitectura muscular referentes al músculo bíceps femoral se deben tomar con precaución ya que, a diferencia de los músculos vasto lateral y gastrocnemio lateral, el bíceps femoral carece de referencias anatómo-ecográficas claras, además de presentar una gran variabilidad entre sujetos, lo que dificulta tanto la adquisición de la imagen como la determinación de los parámetros de arquitectura muscular. Este puede ser el motivo por el que, según nuestro conocimiento, existan pocos estudios que midan mediante ecografía este grupo muscular.

6.5. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Las limitaciones detectadas de este estudio son:

- a) La condición física heterogénea de la muestra empleada podría ser un factor limitante a la hora de establecer conclusiones extrapolables a población deportista altamente entrenada en deportes de fuerza, velocidad o resistencia.

Futuros estudios deberían contemplar de forma separada estos conjuntos poblacionales especializados.

b) Todos los sujetos que conforman la muestra de estudio son de sexo masculino. Serían interesantes investigaciones futuras que desarrollen la misma metodología empleada en este estudio también con mujeres.

c) Todos los sujetos de nuestros estudios presentaron desequilibrios hacia las cualidades de velocidad respecto al perfil óptimo F-v (todos presentaron déficit de fuerza). Futuros estudios debería incluir criterios de selección de la muestra que presenten desequilibrios hacia las cualidades de fuerza (déficit de velocidad) respecto al perfil F-v óptimo.

d) Con el fin de identificar desequilibrios musculares que pudieran conducir a una disminución del rendimiento y al aumento del riesgo lesional del sistema músculo-esquelético de los miembros inferiores, futuros estudios deberían contemplar el comportamiento neuromuscular analítico (isocinético) en relación con las variables del perfil mecánico F-v.

e) En este sentido, serían interesantes estudios ecográficos para identificar la textura muscular y tendinosa en relación con las variables mecánicas del perfil óptimo F-v.

f) Además, el registro de la actividad electromiográfica durante las pruebas isocinéticas de laboratorio y durante las pruebas de salto, podrían dar explicación a todos los parámetros mecánicos observados no explicables mediante el estudio de las características biológicas aquí contempladas.

g) Consideramos esta tesis como un punto de partida una segunda fase de tratamiento de resultados en la que se incluirán análisis estadísticos multivariantes que permitan dar un enfoque complementario a las correlaciones aquí observadas.

Capítulo VIII

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

COMPOSICIÓN CORPORAL

- I. La *fuerza vertical teórica isométrica máxima* guarda una relación positiva con el porcentaje de masa magra para ambas pruebas de salto. Esta misma variable está relacionada de forma inversa con el porcentaje de masa grasa corporal para la prueba SJ.
- II. La *potencia vertical máxima* generada durante el salto SJ está relacionada negativamente con el porcentaje de masa magra total. Existe una relación positiva entre esta variable mecánica y el porcentaje de masa grasa corporal. Sin embargo, la composición corporal no está relacionada con la potencia vertical máxima generada durante el salto CMJ.
- III. La masa magra corporal se relaciona de forma inversa y la masa grasa lo hace de forma directa con la *velocidad máxima* alcanzada durante el SJ. No se encontraron relaciones entre estas variables morfológicas y la velocidad máxima alcanzada en el CMJ.
- IV. El *rendimiento en el salto* tanto en SJ como CMJ se encuentra influido positivamente por composición magra aunque la relación es más acusada en el CMJ. Además, el porcentaje corporal graso afecta negativamente al rendimiento en el salto CMJ.
- V. La *pendiente del perfil mecánico fuerza-velocidad* es mayor cuanto mayor es el porcentaje de masa magra total para la prueba SJ, estos dos parámetros no están relacionados en el caso del salto CMJ.

- VI. La *fuerza generada en la primera acción motriz* en la carrera de velocidad se relaciona de forma inversa con la masa magra y de forma directa con la masa grasa.
- VII. La composición corporal no influye sobre la *velocidad horizontal máxima teórica* ni sobre la *velocidad pico alcanzada* durante el *sprint*.
- VIII. La *potencia horizontal máxima relativizada* alcanzada durante el *sprint* está afectada positivamente por el porcentaje de masa magra y negativamente relacionada con el porcentaje de masa grasa.
- IX. Se concluye que la composición corporal influye en la producción de potencia en las tareas SJ y *sprint* y que, independientemente de los valores obtenidos respecto a la producción de potencia, se observa que en rendimiento en salto depende del equilibrio del *perfil F-v* y no tanto de los valores de potencia mecánica generada durante el salto.

MORFOLOGÍA TENDINOSA

- X. Ninguna variable biológica relativa a las características de los tendones estudiados ha mostrado influencia sobre la *fuerza vertical isométrica máxima teórica* ni sobre la *potencia máxima* generada para ambas pruebas de salto.
- XI. La longitud del tendón de Aquiles parece tener una influencia positiva sobre la variable *velocidad teórica máxima de desplazamiento del centro de masas* en el SJ. Sin embargo, esta relación no se encontró para el CMJ.
- XII. Las características tendinosas estudiadas no influyen sobre la *altura máxima alcanzada* en SJ. Sin embargo, parece haber una influencia positiva del grosor del tendón rotuliano sobre la altura máxima alcanzada en el CMJ.

- XIII. El grosor de los tendones aquileo y rotuliano muestra una influencia negativa sobre la producción de *fuerza horizontal en el instante de la salida* en la prueba de *sprint*. Además la longitud del tendón de Aquiles guarda una correlación positiva con este parámetro.
- XIV. El grosor del tendón de Aquiles parece estar correlacionado negativamente con la *velocidad máxima* alcanzada en el *sprint*.
- XV. En resumen , puede afirmarse que los tendones delgados y largos se considerarían tendones más distensibles que favorecerían la producción de fuerza en un mayor rango articular. Esto es claramente apreciable en el tendón de Aquiles para las tareas puramente concéntricas de flexión plantar del tobillo que acontecen en el SJ y en el primer movimiento del tobillo durante el *sprint*.

ARQUITECTURA MUSCULAR

- XVI. Cuanto mayor es la penneación del gastrocnemio lateral, mayor es la *fuerza vertical isométrica máxima teórica* generada durante el SJ y mayor es la *potencia mecánica* y la *altura máxima alcanzada* durante el CMJ.
- XVII. Respecto a la prueba de *sprint*, la longitud de fibras del gastrocnemio lateral se relaciona de forma directa con la *fuerza horizontal teórica isométrica máxima*, sin embargo el grosor y el ángulo de penneación lo hacen de forma inversa. Estos dos parámetros, además se relacionan directamente con la *potencia máxima horizontal*.

- XVIII.** Ninguno de los parámetros estudiados referentes a la arquitectura muscular del músculo bíceps femoral tiene una influencia destacable sobre las variables mecánicas observadas para el salto SJ. En cambio, la longitud de fibras y el grosor del músculo bíceps femoral parecen tener una influencia positiva sobre la *fuerza teórica isométrica máxima* y *altura máxima*, respectivamente, alcanzada durante el CMJ.
- XIX.** Para los parámetros relacionados con el *sprint*, la longitud de fibras del bíceps femoral parece mostrar una relación inversa con la *velocidad máxima alcanzada*, con la *velocidad máxima teórica* y con la *potencia mecánica* generada durante la carrera de velocidad. Sin embargo, parece existir una relación positiva de esta variable biológica con respecto a la variable mecánica *fuerza horizontal teórica isométrica máxima*.
- XX.** Se encontró que la *pendiente del perfil mecánico F-v* aumentaba con el grosor del vasto lateral del cuádriceps en ambas pruebas de salto y que la longitud de sus fibras se relacionaba positivamente con la *fuerza vertical isométrica máxima teórica* del CMJ.
- XXI.** El grosor del vasto lateral del cuádriceps se relaciona de forma inversa con la *fuerza horizontal teórica isométrica máxima* de la prueba de *sprint*.
- XXII.** En conclusión, el comportamiento de la arquitectura muscular depende de la naturaleza y momento de la tarea motriz realizada.
- XXIII.** Parece que el perfil mecánico F-v para la prueba de *sprint* está más afectado por las características fenotípicas estudiadas que las pruebas de salto.
- XXIV.** A pesar de que la prueba SJ y CMJ son tareas motrices similares, las relaciones encontradas para la primera no aparecen en la segunda, lo que sugiere que los mecanismos subyacentes dependen de factores diferentes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aagaard, P., Andersen, J. L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A. M., Wagner, A., Magnusson, S. P., Simonsen, E. B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol*, 534(Pt. 2), 613-623.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, S. P., Halkjaer-Kristensen, J., & Dyhre-Poulsen, P. (2000). Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *J Appl Physiol* (1985), 89(6), 2249-2257.
- Abe, T., Kumagai, K., & Brechue, W. F. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance {Abe, 2000 #943}runners. *Med Sci Sports Exerc*, 32(6), 1125-1129.
- Abellaneda, S., Guissard, N., & Duchateau, J. (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *J Appl Physiol* (1985), 106(1), 169-177. doi: 10.1152/jappphysiol.90577.2008
- Akagi, R., Takai, Y., Kato, E., Fukuda, M., Wakahara, T., Ohta, M., Fukunaga, T. (2009). Relationships between muscle strength and indices of muscle cross-sectional area determined during maximal voluntary contraction in middle-aged and elderly individuals. *J Strength Cond Res*, 23(4), 1258-1262. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181918a9b
- Aouichaoui, C., Trabelsi, Y., Bouhlel, E., Tabka, Z., Dogui, M., Richalet, J. P., & Buvry, A. B. (2012). The relative contributions of anthropometric variables to vertical jumping ability and leg power in Tunisian children. *J Strength Cond Res*, 26(3), 777-788. doi: 10.1519/JSC.0b013e31822a61a2
- Arakawa, H., Nagano, A., Hay, D. C., & Kanehisa, H. (2013). The effects of ankle restriction on the multijoint coordination of vertical jumping. *J Appl Biomech*, 29(4), 468-473.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., & Albracht, K. (2007). Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *J Exp Biol*, 210(Pt 15), 2743-2753. doi: 10.1242/jeb.003814
- Argimon, J. M., Jiménez, J. (2006). *Métodos de investigación clínica y epidemiológica*. Madrid: Elsevier.
- Azizi, E., & Brainerd, E. L. (2007). Architectural gear ratio and muscle fiber strain homogeneity in segmented musculature. *J Exp Zool A Ecol Genet Physiol*, 307(3), 145-155. doi: 10.1002/jez.a.358
- Bell, D. R., Sanfilippo, J. L., Binkley, N., & Heiderscheit, B. C. (2014). Lean mass asymmetry influences force and power asymmetry during jumping in collegiate athletes. *J Strength Cond Res*, 28(4), 884-891. doi: 10.1519/JSC.0000000000000367

- Belli, A., & Bosco, C. (1992). Influence of stretch-shortening cycle on mechanical behaviour of triceps surae during hopping. *Acta Physiol Scand*, 144(4), 401-408. doi: 10.1111/j.1748-1716.1992.tb09313.x
- Blazevich, A. J. (2006). Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry. *Sports Med*, 36(12), 1003-1017.
- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R., & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol (1985)*, 103(5), 1565-1575. doi: 10.1152/jappphysiol.00578.2007
- Blazevich, A. J., Gill, N. D., Bronks, R., & Newton, R. U. (2003). Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Med Sci Sports Exerc*, 35(12), 2013-2022. doi: 10.1249/01.MSS.0000099092.83611.20
- Blazevich, A. J., & Sharp, N. C. (2005). Understanding muscle architectural adaptation: macro- and micro-level research. *Cells Tissues Organs*, 181(1), 1-10. doi: 10.1159/000089964
- Bobbert, M. F. (2001). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *J Exp Biol*, 204(Pt 3), 533-542.
- Bobbert, M. F. (2012). Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *J Appl Physiol (1985)*, 112(12), 1975-1983. doi: 10.1152/jappphysiol.00787.2011
- Bobbert, M. F., & Casius, L. J. (2005). Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Med Sci Sports Exerc*, 37(3), 440-446.
- Bojsen-Moller, J., Magnusson, S. P., Rasmussen, L. R., Kjaer, M., & Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol (1985)*, 99(3), 986-994. doi: 10.1152/jappphysiol.01305.2004
- Bosco, C. (1994). *La valoración de la fuerza con el test de Bosco* (J. M. Padullés, Trans.). Barcelona: Paidotribo.
- Bosco, C., Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 50(2), 273-282.
- Bosco, C., Viitasalo, J. T., Komi, P. V., & Luhtanen, P. (1982). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand*, 114(4), 557-565. doi: 10.1111/j.1748-1716.1982.tb07024.x
- Bottinelli, R., Schiaffino, S., & Reggiani, C. (1991). Force-velocity relations and myosin heavy chain isoform compositions of skinned fibres from rat skeletal muscle. *J Physiol*, 437, 655-672.

- Bozic, P. R., Pazin, N., Berjan, B., & Jaric, S. (2012). Evaluation of alternating consecutive maximum contractions as an alternative test of neuromuscular function. *Eur J Appl Physiol*, 112(4), 1445-1456. doi: 10.1007/s00421-011-2106-x
- Brocherie, F., Girard, O., Forchino, F., Al Haddad, H., Dos Santos, G. A., & Millet, G. P. (2014). Relationships between anthropometric measures and athletic performance, with special reference to repeated-sprint ability, in the Qatar national soccer team. *J Sports Sci*, 32(13), 1243-1254. doi: 10.1080/02640414.2013.862840
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : modelling and recommendations for future research. *Sports Med*, 38(8), 647-657.
- Brughelli, M., Cronin, J., & Nosaka, K. (2010). Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players. *J Strength Cond Res*, 24(3), 717-721. doi: 10.1519/JSC.0b013e318197009a
- Buchheit, M., Samozino, P., Glynn, J. A., Michael, B. S., Al Haddad, H., Mendez-Villanueva, A., & Morin, J. B. (2014). Mechanical determinants of acceleration and maximal sprinting speed in highly trained young soccer players. *J Sports Sci*, 1-8. doi: 10.1080/02640414.2014.965191
- Carpentier, A., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1996). Velocity-dependent muscle strategy during plantarflexion in humans. *J Electromyogr Kinesiol*, 6(4), 225-233.
- Cavagna, G. A., Mazzanti, M., Heglund, N. C., & Citterio, G. (1985). Storage and release of mechanical energy by active muscle: a non-elastic mechanism? *J Exp Biol*, 115, 79-87.
- Cavanagh, P. R., & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 42(3), 159-163.
- Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med Sci Sports Exerc*, 33(2), 326-333.
- Copic, N., Dopsaj, M., Ivanovic, J., Nesic, G., & Jaric, S. (2014). Body composition and muscle strength predictors of jumping performance: differences between elite female volleyball competitors and non-trained individuals. *J Strength Cond Res*. doi: 10.1519/JSC.0000000000000468
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: Part 1--biological basis of maximal power production. *Sports Med*, 41(1), 17-38. doi: 10.2165/11537690-000000000-00000
- Coupe, C., Hansen, P., Kongsgaard, M., Kovanen, V., Suetta, C., Aagaard, P., Magnusson, S. P. (2009). Mechanical properties and collagen cross-linking

- of the patellar tendon in old and young men. *J Appl Physiol* (1985), 107(3), 880-886. doi: 10.1152/jappphysiol.00291.2009
- Dallinga, J. M., Benjaminse, A., & Lemmink, K. A. (2012). Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?: a systematic review. *Sports Med*, 42(9), 791-815. doi: 10.2165/11632730-000000000-00000
- de Boer, M. D., Seynnes, O. R., di Prampero, P. E., Pisot, R., Mekjavic, I. B., Biolo, G., & Narici, M. V. (2008). Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles. *Eur J Appl Physiol*, 104(2), 401-407. doi: 10.1007/s00421-008-0703-0
- de Lacey, J., Brughelli, M., McGuigan, M., Hansen, K., Samozino, P., & Morin, J. B. (2014). The Effects of Tapering on Power-Force-Velocity Profiling and Jump Performance in Professional Rugby League Players. *J Strength Cond Res*. doi: 10.1519/JSC.0000000000000572
- Deschenes, M. R., & Kraemer, W. J. (2002). Performance and physiologic adaptations to resistance training. *Am J Phys Med Rehabil*, 81(11 Suppl), S3-16. doi: 10.1097/01.PHM.0000029722.06777.E9
- Desmedt, J. E. (1983). Size principle of motoneuron recruitment and the calibration of muscle force and speed in man. *Adv Neurol*, 39, 227-251.
- Desmedt, J. E., & Godaux, E. (1977). Fast motor units are not preferentially activated in rapid voluntary contractions in man. *Nature*, 267(5613), 717-719.
- di Prampero, P. E., Fusi, S., Sepulcri, L., Morin, J. B., Belli, A., & Antonutto, G. (2005). Sprint running: a new energetic approach. *J Exp Biol*, 208(Pt 14), 2809-2816. doi: 10.1242/jeb.01700
- Earp, J. E., Joseph, M., Kraemer, W. J., Newton, R. U., Comstock, B. A., Fragala, M. S., . . . Maresh, C. M. (2010). Lower-body muscle structure and its role in jump performance during squat, countermovement, and depth drop jumps. *J Strength Cond Res*, 24(3), 722-729. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181d32c04
- Edman, K. A. (1988). Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. *J Physiol*, 404, 301-321.
- Edman, K. A. (2002). Contractile performance of skeletal muscle fibers. In P. V. Komi (Ed.), *Strength and power in sport*: Blackwell Scientific Publications.
- Enoka, R. M., & Fuglevand, A. J. (2001). Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle Nerve*, 24(1), 4-17.
- Ettema, G. J., Huijting, P. A., & de Haan, A. (1992). The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *J Exp Biol*, 165, 121-136.

- Ettema, G. J., van Soest, A. J., & Huijting, P. A. (1990). The role of series elastic structures in prestretch-induced work enhancement during isotonic and isokinetic contractions. *J Exp Biol*, 154, 121-136.
- Folland, J. P., & Williams, A. G. (2007). The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med*, 37(2), 145-168.
- Fukashiro, S., Komi, P. V., Jarvinen, M., & Miyashita, M. (1993). Comparison between the directly measured achilles tendon force and the tendon force calculated from the ankle joint moment during vertical jumps. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 8(1), 25-30. doi: 10.1016/S0268-0033(05)80006-3
- Fukunaga, T., Kubo, K., Kawakami, Y., Fukashiro, S., Kanehisa, H., & Maganaris, C. N. (2001). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci*, 268(1464), 229-233. doi: 10.1098/rspb.2000.1361
- Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., Guilhem G. (2014). What is the best method to asses lower limb force-velocity relationship? *Int J Sports Med*. doi: 10.1055/s-0034-1385886
- Gómez-Gómez, M., Danglot-Banck, C., Velásquez-Jones, L. (2001). Bases para la revisión crítica de artículos médicos. *Rev Mex Pediatr*, 68(4), 152-159.
- Gonzalez Badillo, J. J., & Gorostiaga, E. M. (1995). *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza: aplicación al alto rendimiento deportivo*. Barcelona: INDE.
- Gonzalez Badillo, J. J., & Ribas, J. (2002). *Bases de la programación del entrenamiento de fuerza*. Barcelona: INDE.
- Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijting, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1984). Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med*, 5(6), 301-305. doi: 10.1055/s-2008-1025921
- Haff, G. G., Whitley, A., McCoy, L. B., O'Bryant, H. S., Kilgore, J. L., Haff, E. E., Stone, M. H. (2003). Effects of different set configurations on barbell velocity and displacement during a clean pull. *J Strength Cond Res*, 17(1), 95-103.
- Harridge, S. D. (2007). Plasticity of human skeletal muscle: gene expression to in vivo function. *Exp Physiol*, 92(5), 783-797. doi: 10.1113/expphysiol.2006.036525
- Henneman, E., Clamann, H. P., Gillies, J. D., & Skinner, R. D. (1974). Rank order of motoneurons within a pool: law of combination. *J Neurophysiol*, 37(6), 1338-1349.
- Hernández-Sampieri, R., Fernández-Collado, C., Baptista Luci, P. (2008). *Metodología de la investigación* (4ª ed.). Mexico D.F.: McGraw-Hill.
- Hof, A. L., Geelen, B. A., & Van den Berg, J. (1983). Calf muscle moment, work and efficiency in level walking; role of series elasticity. *J Biomech*, 16(7), 523-537.
- Ikegawa, S., Funato, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H., Fukunaga, T., & Kawakami, Y. (2008). Muscle force per cross-sectional area is inversely related with

- pennation angle in strength trained athletes. *J Strength Cond Res*, 22(1), 128-131. doi: 10.1519/JSC.0b013e31815f2fd3
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Gonzalez-Badillo, J. J., Ratamess, N. A., Kraemer, W. J., Hakkinen, K., . . . Gorostiaga, E. M. (2007). Detraining and tapering effects on hormonal responses and strength performance. *J Strength Cond Res*, 21(3), 768-775. doi: 10.1519/R-21136.1
- Jaric, S., & Markovic, G. (2009). Leg muscles design: the maximum dynamic output hypothesis. *Med Sci Sports Exerc*, 41(4), 780-787. doi: 10.1249/MSS.0b013e31818f2bfa
- Jaric, S., & Markovic, G. (2013). Body mass maximizes power output in human jumping: a strength-independent optimum loading behavior. *Eur J Appl Physiol*, 113(12), 2913-2923. doi: 10.1007/s00421-013-2707-7
- Jiménez-Reyes, P. (2010). *Relación entre la fuerza, la potencia, la carga de entrenamiento y el rendimiento deportivo en velocistas de nivel nacional e internacional.*, Universidad Pablo de Olavide, Sevilla.
- Jimenez-Reyes, P., Samozino, P., Cuadrado-Penafiel, V., Conceicao, F., Gonzalez-Badillo, J. J., & Morin, J. B. (2014). Effect of countermovement on power-force-velocity profile. *Eur J Appl Physiol*. doi: 10.1007/s00421-014-2947-1
- Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S. Y., & Fukunaga, T. (1995). Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 72(1-2), 37-43.
- Kawakami, Y., Akima, H., Kubo, K., Muraoka, Y., Hasegawa, H., Kouzaki, M., Fukunaga, T. (2001). Changes in muscle size, architecture, and neural activation after 20 days of bed rest with and without resistance exercise. *Eur J Appl Physiol*, 84(1-2), 7-12. doi: 10.1007/s004210000330
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol*, 540(Pt 2), 635-646.
- Komi, P. V. (1986). The stretch-shortening cycle and human power output. In C. I. H. Kinetics (Ed.), *Human muscle power* (pp. 27-40).
- Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjaer, M., & Magnusson, S. P. (2007). Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol (Oxf)*, 191(2), 111-121. doi: 10.1111/j.1748-1716.2007.01714.x
- Kubo, K., Kanehisa, H., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukashiro, S., & Fukunaga, T. (2000). In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand*, 170(2), 127-135. doi: 10.1046/j.1365-201x.2000.00768.x
- Kubo, K., Korimoto, M., Komuro, T., Tsunoda, N., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2007). Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *Eur J Appl Physiol*, 99, 235-243.

- Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W. F., Ryushi, T., Takano, S., & Mizuno, M. (2000). Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *J Appl Physiol* (1985), 88(3), 811-816.
- Kurokawa, S., Fukunaga, T., & Fukashiro, S. (2001). Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *J Appl Physiol* (1985), 90(4), 1349-1358.
- Lamontagne, M., & Kennedy, M. J. (2013). The biomechanics of vertical hopping: a review. *Res Sports Med*, 21(4), 380-394. doi: 10.1080/15438627.2013.825795
- Lieber, R. L., & Friden, J. (2001). Clinical significance of skeletal muscle architecture. *Clin Orthop Relat Res*(383), 140-151.
- Linthorne, N. P. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *AM J Phys*, 69(11), 1198-1204.
- López-Chicharro, J., Fernández-Vaquero, A. (2008). *Physiology of exercise*. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Mendiguchia, J., Samozino, P., Martínez-Ruiz, E., Brughelli, M., Schmikli, S., Morin, J. B., & Mendez-Villanueva, A. (2014). Progression of mechanical properties during on-field sprint running after returning to sports from a hamstring muscle injury in soccer players. *Int J Sports Med*, 35(8), 690-695. doi: 10.1055/s-0033-1363192
- Milner, T. E., Cloutier, C., Leger, A. B., & Franklin, D. W. (1995). Inability to activate muscles maximally during cocontraction and the effect on joint stiffness. *Exp Brain Res*, 107(2), 293-305.
- Miyatake, N., Miyachi, M., Tabata, I., & Numata, T. (2012). Evaluation of anthropometric parameters and physical fitness in elderly Japanese. *Environ Health Prev Med*, 17(1), 62-68. doi: 10.1007/s12199-011-0220-3
- Montgomery, M. M., Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Wideman, L., & Henson, R. A. (2012). Influence of lean body mass and strength on landing energetics. *Med Sci Sports Exerc*, 44(12), 2376-2383. doi: 10.1249/MSS.0b013e318268fb2d
- Morin, J. B., Edouard, P., & Samozino, P. (2011). Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. *Med Sci Sports Exerc*, 43(9), 1680-1688. doi: 10.1249/MSS.0b013e318216ea37
- Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B., & Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *Int J Sports Med*, 27(2), 158-165. doi: 10.1055/s-2005-837569
- Morin, J. B., Samozino, P., Bonnefoy, R., Edouard, P., & Belli, A. (2010). Direct measurement of power during one single sprint on treadmill. *J Biomech*, 43(10), 1970-1975. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.012
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech*, 40(15), 3341-3348. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.05.001

- Morin, J. B., & Seve, P. (2011). Sprint running performance: comparison between treadmill and field conditions. *Eur J Appl Physiol*, 111(8), 1695-1703. doi: 10.1007/s00421-010-1804-0
- Muhl, Z. F. (1982). Active length-tension relation and the effect of muscle pinnation on fiber lengthening. *J Morphol*, 173(3), 285-292. doi: 10.1002/jmor.1051730305
- Muraoka, T., Muramatsu, T., Fukunaga, T., & Kanehisa, H. (2004). Geometric and elastic properties of in vivo human Achilles tendon in young adults. *Cells Tissues Organs*, 178(4), 197-203. doi: 10.1159/000083731
- Narici, M. V., & Maganaris, C. N. (2007). Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging. *Exerc Sport Sci Rev*, 35(3), 126-134. doi: 10.1097/jes.0b013e3180a030ec
- Nikolaidis, P. T. (2014). "Age-related Differences in Countermovement Vertical Jump in Soccer Players 8-31 Years Old: the Role of Fat-free Mass.". *Am J Sports Med*, 2(2), 60-64.
- Nordin, M., Frankel, V.H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (J. Butler Ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Prilutsky, B. I., & Zatsiorsky, V. M. (1994). Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *J Biomech*, 27(1), 25-34.
- Rios-Diaz, J., de Groot Ferrando, A., Martinez-Paya, J. J., & del Bano Aledo, M. E. (2010). [Reliability and reproducibility of a morpho-textural image analysis method over a patellar ligament ultrasonography]. *Reumatol Clin*, 6(6), 278-284. doi: 10.1016/j.reuma.2010.01.008
- Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc*, 20(5 Suppl), S135-145.
- Samozino, P. (2009). *Capacités mécaniques des membres inférieurs et mouvements explosifs. Approches théoriques intégratives appliquées au saut vertical*. Université Jean Monnet Saint-Étienne, Saint-Étienne.
- Samozino, P., Edouard, P., Sangnier, S., Brughelli, M., Gimenez, P., & Morin, J. B. (2014). Force-velocity profile: imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *Int J Sports Med*, 35(6), 505-510. doi: 10.1055/s-0033-1354382
- Samozino, P., Morin, J. B., Hintzy, F., & Belli, A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *J Biomech*, 41(14), 2940-2945. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.028
- Samozino, P., Morin, J. B., Hintzy, F., & Belli, A. (2010). Jumping ability: a theoretical integrative approach. *J Theor Biol*, 264(1), 11-18. doi: 10.1016/j.jtbi.2010.01.021
- Samozino, P., Rejc, E., Di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J. B. (2012). Optimal force-velocity profile in ballistic movements--altius: citius or fortius? *Med Sci Sports Exerc*, 44(2), 313-322. doi: 10.1249/MSS.0b013e31822d757a

- Samozino, P., Rejc, E., di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J. B. (2014). Force-velocity properties' contribution to bilateral deficit during ballistic push-off. *Med Sci Sports Exerc*, 46(1), 107-114. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182a124fb
- Seynnes, O. R., de Boer, M., & Narici, M. V. (2007). Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol (1985)*, 102(1), 368-373. doi: 10.1152/jappphysiol.00789.2006
- Seynnes, O. R., Erskine, R. M., Maganaris, C. N., Longo, S., Simoneau, E. M., Grosset, J. F., & Narici, M. V. (2009). Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *J Appl Physiol (1985)*, 107(2), 523-530. doi: 10.1152/jappphysiol.00213.2009
- Seynnes, O. R., Kamandulis, S., Kairaitis, R., Helland, C., Campbell, E. L., Brazaitis, M., Narici, M. V. (2013). Effect of androgenic-anabolic steroids and heavy strength training on patellar tendon morphological and mechanical properties. *J Appl Physiol (1985)*, 115(1), 84-89. doi: 10.1152/jappphysiol.01417.2012
- Spector, S. A., Gardiner, P. F., Zernicke, R. F., Roy, R. R., & Edgerton, V. R. (1980). Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: implications for motor control. *J Neurophysiol*, 44(5), 951-960.
- Stenroth, L., Peltonen, J., Cronin, N. J., Sipila, S., & Finni, T. (2012). Age-related differences in Achilles tendon properties and triceps surae muscle architecture in vivo. *J Appl Physiol (1985)*, 113(10), 1537-1544. doi: 10.1152/jappphysiol.00782.2012
- Temfemo, A., Hugues, J., Chardon, K., Mandengue, S. H., & Ahmaidi, S. (2009). Relationship between vertical jumping performance and anthropometric characteristics during growth in boys and girls. *Eur J Pediatr*, 168(4), 457-464. doi: 10.1007/s00431-008-0771-5
- Thompson, B. J., Ryan, E. D., Herda, T. J., Costa, P. B., Walter, A. A., Sobolewski, E. J., & Cramer, J. T. (2012). Consistency of rapid muscle force characteristics: influence of muscle contraction onset detection methodology. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(6), 893-900. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.05.008
- Thompson, O. C. (2000). Diseños de la investigación en ciencias de la salud. I. *Rev Hosp Gral Dr M Gea González*, 3(4), 182-186.
- Thorstensson, A., Grimby, G., & Karlsson, J. (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol*, 40(1), 12-16.

- Tillin, N. A., & Bishop, D. (2009). Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. *Sports Med*, 39(2), 147-166. doi: 10.2165/00007256-200939020-00004
- Toji, H., & Kaneko, M. (2007). Effects of aging on force, velocity, and power in the elbow flexors of males. *J Physiol Anthropol*, 26(6), 587-592.
- Trimble, M. H., Kukulka, C. G., & Thomas, R. S. (2000). Reflex facilitation during the stretch-shortening cycle. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(3), 179-187.
- Ugarkovic, D., Matavulj, D., Kukolj, M., & Jaric, S. (2002). Standard anthropometric, body composition, and strength variables as predictors of jumping performance in elite junior athletes. *J Strength Cond Res*, 16(2), 227-230.
- Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol*, 513 (Pt 1), 295-305.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 56(6), 650-656.
- Vereecke, E. E., & Channon, A. J. (2013). The role of hind limb tendons in gibbon locomotion: springs or strings? *J Exp Biol*, 216(Pt 21), 3971-3980. doi: 10.1242/jeb.083527
- Winter, E. M. (2005). Jumping: power or impulse. *Med Sci Sports Exerc*, 37(3), 523-524.
- Winter, S. L. (2007). *The in vivo expression of the force-length relationship and its effect on sustained isometric force.*, The Pennsylvania State University, Pennsylvania.
- Yamauchi, J., & Ishii, N. (2007). Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *J Strength Cond Res*, 21(3), 703-709. doi: 10.1519/R-20516.1
- Yamauchi, J., Mishima, C., Fujiwara, M., Nakayama, S., & Ishii, N. (2007). Steady-state force-velocity relation in human multi-joint movement determined with force clamp analysis. *J Biomech*, 40(7), 1433-1442. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.06.010