

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA



**CARGA ÓPTIMA PARA EL DESARROLLO DE LA
POTENCIA MÁXIMA EN JÓVENES TENISTAS
DURANTE EJERCICIOS DE MEDIA SENTADILLA Y
PRESS BANCA**

TESIS DOCTORAL

D. FELIPE CASTILLO WÖRNER

LCDO. CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

LAS PALMAS DE GRAN CANARIA, 2012

**D. RAFAEL REYES ROMERO, SECRETARIO DEL
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA DE LA
UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA,**

CERTIFICA,

Que la Comisión de Investigación del Departamento en su sesión de fecha 18 de septiembre de 2012, tomó el acuerdo de dar el consentimiento para su tramitación, a la tesis doctoral titulada "*Carga óptima para el desarrollo de la potencia máxima en jóvenes tenistas durante ejercicios de media sentadilla y press banca*" presentada por el doctorando D. Felipe Castillo Wörner y dirigida por el doctor D. Juan Manuel García Manso.

Y para que así conste, y a efectos de lo previsto en el Art. 73.2 del Reglamento de Estudios de Doctorado de esta Universidad, firmo la presente en Las Palmas de Gran Canaria, a diecinueve de septiembre de dos mil doce.




UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

Departamento/Instituto/Facultad de Educación Física

Programa de doctorado: ACTIVIDAD FÍSICA, SALUD Y RENDIMIENTO DEPORTIVO

TÍTULO DE LA TESIS

CARGA ÓPTIMA PARA EL DESARROLLO DE LA POTENCIA MÁXIMA EN JÓVENES TENISTAS DURANTE EJERCICIOS DE MEDIA SENTADILLA Y PRESS BANCA.

Tesis Doctoral presentada por D/D^a Felipe Castillo Wörner

Dirigida por el Dr/a. D/D^a. Juan Manuel García Manso

Codirigida por el Dr/a. D/D^a.

El/la Director/a,

El/la Codirector/a

El/la Doctorando/a,

(firma)

(firma)

(firma)

Las Palmas de Gran Canaria, a 18 de Septiembre del 2012

UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA,

SALUD Y RENDIMIENTO DEPORTIVO



**UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS
DE GRAN CANARIA**

**CARGA ÓPTIMA PARA EL DESARROLLO DE LA
POTENCIA MÁXIMA EN JÓVENES TENISTAS
DURANTE EJERCICIOS DE MEDIA SENTADILLA Y
PRESS BANCA**

**TESIS DOCTORAL DEL LCDO. EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL
DEPORTE**

D. FELIPE CASTILLO WÖRNER

DIRECTOR:

**D. JUAN MANUEL GARCÍA MANSO, PROFESOR TITULAR DE ESCUELA
UNIVERSITARIA DEL DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA DE LA UNIVERSIDAD
DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA**

LAS PALMAS DE GRAN CANARIA, JULIO DE 2012

AGRADECIMIENTOS

Antes que nada, quisiera agradecer el trabajo, la tenacidad y el inquebrantable compromiso de D. Juan Manuel García Manso en el desarrollo de esta Tesis Doctoral. Gracias por abrirme la puerta de su despacho y no dejarme solo. Gracias por enseñarme el significado de la palabra trabajo, rigor y compromiso. Gracias por enseñarme tanto profesor, sin su apoyo y dirección, esto no hubiera sido posible.

Quisiera también agradecer especialmente al D. David Rodríguez-Ruiz por su apoyo constante en los momentos en los que fue necesario. Agradecer, además, la colaboración de D. Carlos Pablos Abella, por su colaboración en nuestra expedición a Valencia.

Mi sincero agradecimiento a todos y cada uno de los sujetos que se han prestado de forma libre y desinteresada a la realización de este duro protocolo de pruebas propias de esta tesis doctoral; y a los compañeros del Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo, del departamento de Educación Física de la presente universidad.

De forma especial, me gustaría agradecer a algunas personas que han contribuido en la consecución de este objetivo, ya sea desde un punto de vista académico, personal o ambas. D. Hugo Olmedillas, D. José Navarro, D. Oscar Bernal, D. Eduardo Barbosa, D. Eduardo Del Toro, Dña. Ana Monzón, D. Javier Peris Iñigo.

Gracias a mi Madre, mis Hermanos y mi Padre, recientemente difunto, por nunca dejar de creer en mí, por su apoyo incondicional durante toda mi vida y por tenerlos a mi lado siempre, a pesar de la distancia.

Finalmente, dar las gracias a mi mujer por apoyarme cada día y creer en mí incluso en los momentos en los que yo mismo dudé. Gracias por haber decidido ser parte de mi vida en esta idea y por darme el regalo más hermoso que me podías dar. Gracias mi amor.

PUBLICACIONES

Castillo, F., Valverde, T., Morales, A., Pérez-Guerra, A., de Leon, F., y Garcia-Manso, J., 2012. Maximum power, optimal load and optimal power spectrum for power training in upper-body (bench press): a review. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, vol. 5, no. 1, pp. 18-27.

Castillo, F., Garcia-Manso, J., Valverde, T., y Rodriguez-Ruiz, D., 2012. Chronic adaptive bone and muscle structure response in adult male tennis players. *Gazzetta Medica Italliana-Archivo per le scienze Mediche*. Aceptado, pendiente de publicación.

Castillo, F., Valverde, T., Morales, A., Pérez-Guerra, A., Rodríguez-Ruiz, D., y Garcia-Manso, J.M. 2012. Maximum power, optimal load and optimal power spectrum for power training in lower-body (squat): a review. In submission.

Castillo, F., Valverde, T., Pérez-Guerra, A., Morales, A., Rodríguez-Ruiz, D., García-Manso, J.M. Maximal bench press power output, optimal load and optimal power spectrum in semi-professional tennis players. In submission.

Castillo, F., Valverde, T., Pérez-Guerra, A., Morales, A., Rodríguez-Ruiz, D., García-Manso, J.M. Maximal half squat power output, optimal load and optimal power spectrum in semi-professional tennis players. In submission.

ÍNDICE

ÍNDICE	Pagina
ÍNDICE	I - VIII
RESUMEN	IX
ABSTRACT	X
INTRODUCCIÓN	1
FORMULACIÓN E IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	4
- Modelo de investigación	4
- Objetivos generales	4
- Objetivos específicos	5
- Hipótesis experimental	6
- Limitaciones del estudio	6
CAPITULO 1	7
FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	7
- Evolución del tenis	8
- Factores determinantes de rendimiento en el tenis:	10
- Características técnicas	10
- Características tácticas	10
- Potencia Muscular	11
- Introducción	11
- Definición de Potencia	11
- Expresión y desarrollo de la potencia máxima	12
- Expresión y desarrollo de la potencia pico	12
- Expresión y desarrollo de la potencia media	13
- Expresión y desarrollo de la potencia específica	13

ÍNDICE	Página
- Carga óptima para el desarrollo de la potencia máxima	13
- Concepto de carga óptima	13
- Aspectos metodológicos y factores condicionantes que intervienen en la evaluación de la potencia y la identificación de la carga óptima.	17
• Valores presentados como pico o medias de producción de potencia,	18
• Pesos libres vs. maquinas de resistencia guiada,	19
• Composición corporal y características antropométricas de los sujetos analizados,	20
• Incidencia de la inercia total del sistema mecánico,	21
• Nivel de entrenamiento de los sujetos analizados,	22
• Dominio técnico del gesto deportivo,	23
• Métodos de valoración de la potencia,	24
• Influencia de la composición muscular	26
• Tipo de movimiento y contracción muscular,	26
• Estado de forma o fase de la temporada	27
• Especialidad deportiva,	28
• Diferencias entre géneros,	29
- Resumen	30
- Análisis e interpretación de los estudios que evalúan la carga óptima en ejercicios del miembro inferior.	31
- Carga óptima y miembro inferior	32
○ Movimientos clásicos sin salto (no balísticos)	32
○ Movimientos o acciones balísticas (saltos)	42
○ Carga optima y potencia en SJ y CMJ	43
- Análisis e interpretación de los estudios que evalúan la carga óptima en ejercicios del miembro superior.	53
- Carga óptima y miembro superior	53
- Press banca con lanzamiento (con y sin CEA)	64

ÍNDICE	Página
- Composición corporal y características morfo-funcionales del tenista	70
- Somatotipo del jugador de tenis	72
- Evolución de la composición corporal en el jugador de tenis	73
- Componente graso en jugadores de tenis	75
- Análisis por edad del componente graso en tenistas	76
• Jugadores master	76
• Jugadores jóvenes	76
• Jugadores menores de 18 años	77
• Resumen	80
CAPITULO 2	81
METODOLOGÍA	81
- Muestra de estudio	81
- Selección de la muestra	82
- Organización de la muestra	82
- Limitaciones del estudio	83
- Consentimiento informado	83
- Caracterización de la muestra de estudio	84
- Caracterización formal de la muestra de estudio: datos personales	84
- Caracterización deportiva funcional de la muestra: perfil deportivo	85
• Organización del tenis español	86
• Posición de los sujetos en el ranking nacional	87
• División y organización de la muestra	88
• Experiencia deportiva de la muestra de estudio	89
- Niveles de fuerza en nuestros sujetos de estudio	90
- Caracterización antropométrica de la muestra de estudio	91
- Protocolo O-SCALE	91
- Componente graso	91
- Pliegues cutáneos	91
- Perímetros musculares y óseos	92
- Diámetros óseos	93

ÍNDICE	Página
- Protocolo de Yuhasz	93
- Ecuación de Yuhasz	94
- Componente graso determinado por absorciometría fotónica dual de rayos X	95
- Absorciometría fotónica dual de rayos X	95
- Temporalización del estudio	95
- Secuencia cronológica del desarrollo de la investigación	95
- Diseño experimental	96
- Sesiones de trabajo	97
- Temporalización del trabajo durante el primer día en el laboratorio	97
• Consentimiento informado	97
• Valoración antropométrica	97
• Absorciometría Fotónica Dual de rayos X	98
• Familiarización de la muestra	98
- Temporalización del trabajo durante la segunda día en el laboratorio	98
• Evaluación indirecta de la fuerza máxima	98
• Evaluación del miembro inferior	99
○ Protocolo de calentamiento y evaluación de la fuerza máxima en media sentadilla	99
• Evaluación del miembro superior	99
○ Protocolo de calentamiento y evaluación de la fuerza máxima en press banca	99
- Temporalización del trabajo durante el tercer día en el laboratorio	100
• Protocolo experimental para la identificación de la carga óptima	100
• Calentamiento y test de carga óptima para el miembro inferior	100
• Calentamiento y test de carga óptima para el miembro superior	102

ÍNDICE	Página
- Procedimientos	104
- Métodos de valoración antropométrica	104
- Protocolo O-SCALE	104
- Estatura corporal	104
- Peso corporal	105
- Técnica de la toma de pliegues cutáneos	105
- Técnica de la toma de circunferencias corporales	107
- Técnica y descripción de la toma de diámetros óseos	110
- Absorciometría fotónica dual de rayos X	111
• Protocolo - Absorciometría fotónica dual de rayos X	112
• Calibración	112
- Métodos de valoración de la fuerza y la potencia	113
- Valoración indirecta de la fuerza máxima	113
• Media sentadilla	113
• Press banca	114
- Valoración de la potencia	115
• Selección y tratamiento de datos	116
• Selección y tratamiento del dato definitivo	119
• Lista de variables estudiadas	121
• Análisis de las variables estudiadas	122
○ Método I	122
○ Método II	122
○ Criterios de análisis	123
- Análisis estadístico	123
- Evolución de los analizados con el con el incremento de la carga de trabajo	124
- Contraste de las series	125
- Materiales	126
- Material antropométrico	126
- Material de prueba	127
- Encoder lineal	128
- Goniómetro articular electrónico	129

ÍNDICE	Página
CAPITULO 3	130
RESULTADOS	130
- Composición corporal - Miembro Inferior	130
• Contenido mineral óseo, densidad mineral ósea, masa libre de grasa, masa grasa y masa total de los miembros inferiores	130
• Diferencias entre grupos - Miembro inferior	131
- Composición corporal - Miembro superior	132
• Contenido mineral óseo, densidad mineral ósea, masa libre de grasa, masa grasa y masa total de los miembros superiores	132
• Diferencias entre grupos - Miembro superior	133
- Contenido mineral óseo, densidad mineral ósea, masa libre de grasa, masa grasa y masa total del tronco	134
• Valores para la masa grasa total y componente graso en porcentajes por segmentos corporales	135
- Correlaciones entre los valores de MLG y los valores de fuerza máxima y pico de potencia	137
RESULTADOS Y ORDENAMIENTO DE LOS DATOS DE POTENCIA MÁXIMA	138
• Miembro inferior	138
• Respuesta de la potencia pico y la potencia media en media sentadilla con contramovimiento y sin contramovimiento	138
- Método I	138
• Carga óptima	140
• Rangos óptimos de carga	140
• Correlaciones	141
• Velocidad	142
• Ángulos de máxima eficiencia	143
• Recorridos	144

ÍNDICE	Página
- Método II	145
• Criterios de análisis	146
- Método II - Miembro inferior	147
• Potencia pico, potencia media y su relación con la fuerza máxima absoluta en media sentadilla	147
• Potencia pico, potencia media y su relación con la fuerza máxima relativa al peso corporal en media sentadilla	148
• Potencia pico, potencia media y su relación con la posición en el ranking de cada grupo en media sentadilla	150
- Miembro superior	152
• Respuesta de la potencia pico y la potencia media en press banca con contramovimiento y sin contramovimiento	152
- Método I	152
• Carga óptima	152
• Rangos óptimos de carga	154
• Correlaciones	154
• Velocidad	155
• Recorridos	156
- Método II - Miembro superior	156
• Potencia pico, potencia media y su relación con la fuerza máxima absoluta en press banca	157
• Potencia pico, potencia media y su relación con la fuerza máxima relativa al peso corporal en press banca	158
• Potencia pico, potencia media y su relación con la posición en el ranking de cada grupo de sujetos en press banca	159

ÍNDICE	Página
CAPITULO 4	161
DISCUSIÓN	161
- Composición corporal	161
- Carga óptima y producción de potencia	167
o Miembro inferior	167
o Miembro superior	174
CAPITULO 5	179
CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS	179
- Composición corporal	179
- Potencia mecánica: Generalidades	179
o Miembro inferior	179
o Miembro superior	180
- Carga óptima y potencia máxima	180
o Miembro inferior	180
o Miembro superior	181
- Futuras líneas de investigación	182
ANEXOS	183
- Índice de figuras	186
- Índice de tablas	187
- Unidades de medida	195
- Glosario	196
BIBLIOGRAFÍA	211

RESUMEN

RESUMEN

El desarrollo experimentado en el entrenamiento deportivo a través de los años nos ha llevado a implementar nuevas y diferentes estrategias metodológicas que permiten adaptar la capacidad de rendimiento a las exigencias de cada modalidad deportiva. En esta línea, nuestros esfuerzos han estado dirigidos al estudio de la potencia muscular y, más específicamente, a la identificación de una *carga óptima (CO)* de entrenamiento de la fuerza con la cual poder obtener la mejor relación entre fuerza y velocidad en los gestos deportivos específicos de la modalidad analizada. Además tratamos de valorar la respuesta específica de tenistas jóvenes, durante la ejecución de elementos de entrenamiento como la *media sentadilla (MS)* y un el *press banca (PB)* en dos variantes: con y sin contramovimiento. Con el fin de confirmar nuestras hipótesis iniciales, analizamos a un grupo de 18 tenistas semi-profesionales. En términos prácticos, buscamos encontrar la carga con la que debería trabajar un tenista si lo que buscamos es la mejora de la potencia máxima en los ejercicios antes mencionados. Esto se traducirá en mayores valores absolutos de generación de potencia, y cambios en la morfología y la respuesta mecánica muscular que se verán reflejados en el rendimiento atlético y el nivel de juego. Así mismo, se llevo a cabo un análisis descriptivo de las características morfofuncionales de este grupo de sujetos, con el objeto de relacionar sus características con su nivel de rendimiento. Los resultados más relevantes de este trabajo permiten comprobar que la práctica regular y prolongada del tenis conlleva una adaptación específica en las estructuras óseas, musculares y morfológicas: componente grasa, y principalmente en el contenido mineral óseo (CMO) y en la densidad mineral ósea (DMO) del lado dominante de la extremidad superior. Nuestros resultados en CO para el trabajo de potencia no muestran diferencias significativas frente a las publicaciones de referencia en torno a la intensidad (% 1-RM) y los rangos óptimos de carga obtenidos en MS y en PB en ninguna de las variantes analizadas. Así mismo, nos parece importante plantear que los conceptos de carga óptima (CO), rangos óptimos de carga (ROC), potencia pico (PP) y potencia media (PM) deben ser analizados como un fenómeno complejo de respuesta multifactorial donde cada una de las variables involucradas juega su papel determinado en el balance de una compleja ecuación. Dicha ecuación depende principalmente del nivel y grado de especialización de los sujetos analizados, así como del método de valoración de la potencia empleado. Al mismo tiempo, existen otros parámetros que juegan un papel importante como el nivel de entrenamiento, la especialidad deportiva o la edad de los sujetos.

ABSTRACT

ABSTRACT

The experienced development in sports training throughout the years has led us to implement new and different methodological strategies to adapt the performance capacity to the demands of each sport. In this line, our efforts have focused on the study of muscle strength and, more specifically, the identification of an *optimal load (OL)* resistance training at which the best combination between force and strength on the specific athletic movements can be obtained. Also, we tried to assess the specific response of young players, during the execution of training elements such as *half squat (HS)* and *bench press (BP)* in two versions: (one) with and (another) without countermovement. In order to confirm our initial hypothesis, we analyzed a group of 18 semi-professional level players. In practical terms, we searched the load at which a player should work in order to improve the maximal power in the exercises previously mentioned. From our perspective, this will result in higher absolute power values and changes in the morphology and mechanical muscle response that will be reflected in the athletic performance and the subjects' game level. Also, a descriptive analysis of the subjects' morphofunctional characteristics was performed, in order to relate their characteristics to their level of performance. The most significant results of this work show how the tennis regular and prolonged practice leads to a specific bone, muscle and morphologic structure adaptation in the fat component and, mainly, in the *bone mineral content (BMC)* and *bone mineral density (BMD)* of the upper limbs' dominant side. Our results, in Optimal Load, for the power training, show no significant differences in comparison to referenced publications about intensity (% 1-RM) and optimal load ranges obtained in HS and BP in any of the analyzed variants. Also, it seems important to state that the concepts of OL, *optimal power spectrum (OPS)*, *peak power (PP)* and *mean power (MP)* should be analyzed as a complex multifactorial response where each involved variable plays a particular role in the balance of a complex equation. This equation depends, mainly, on the level and specialization degree of the analyzed subjects, as well as the power assessment method. At the same time, there are other parameters that play an important role, such as the training level, the sports specialty or the subjects' age.

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

Son muchos los deportes en los que el entrenamiento de fuerza juega un rol fundamental en la mejora de su rendimiento (Harman 1993, Kawamori et al. 2004, Pearson et al. 2009). Esto es especialmente relevante cuando hablamos de la búsqueda de elevados niveles de rendimiento (Keogh et al. 1999).

Es aceptado que la mayoría de las acciones deportivas que involucran lanzamientos, saltos o movimientos que incluyen aceleraciones rápidas, se sustentan en la implementación de gestos técnicos muy específicos que dependen, desde el punto de vista físico, de los niveles de potencia (Newton et al. 1996, Sleivert et al. 2004, Young et al. 2005, Cronin et al. 2005). Es decir depende de la fuerza muscular y de la velocidad como esta se desarrolla.

La fuerza y la velocidad, por si mismas y analizadas de forma aislada, son dos de las capacidades más relevantes a la hora lograr elevados niveles de rendimiento en muchos deportes. Sin embargo, es la relación entre ambas lo que nos importa en aquellas modalidades deportivas en las que es necesario generar niveles significativos de fuerza en un corto periodo de tiempo. Es decir, en aquellas acciones deportivas donde lo relevante es disponer de la capacidad de acelerar una determinada masa, o nuestro propio cuerpo, a grandes velocidades en el menor tiempo posible. La combinación de estas variables es lo que representa lo que conocemos como potencia muscular. Entre las numerosas posibilidades, el tenis es un ejemplo, donde, por sus requerimientos y características, se requiere una elevada potencia muscular para alcanzar elevados niveles de rendimiento.

Recordemos que el tenis es un deporte contralateral asimétrico, en el cual intervienen esfuerzos de alta intensidad (sprints cortos, saques o golpesos) que son repetidos un número elevado de veces durante cada partido (Fernández et al. 2006, Fernández-Fernández et al. 2009). Durante la practica, esta modalidad deportiva involucra numerosos periodos de alta y baja intensidad, por lo que puede ser considerado como un deporte anaeróbico intermitente, con fases de recuperación de carácter aeróbico. La variabilidad de estas intensidades de trabajo depende, en parte, de la duración del ejercicio y los periodos de descanso que tengan lugar durante un partido.

La duración de los puntos suele ser inferior a 10 segundos, teniendo que tener en cuenta que dicha duración ha disminuido en los últimos 20 años (Kovacs et al 2007). Por tanto, para comprender como se desarrollan estas acciones, y la forma en como afectan al organismo del deportista, es necesario mencionar otros factores condicionantes tales como el tipo de pista, (superficie), el nivel de rendimiento de los jugadores, el tipo de bolas utilizadas, la altura donde se juegue (nivel del mar o altura).

Para que un tenista pueda cumplir con los parámetros de rendimiento anteriormente expuestos, se requiere de una base estructural (osteo-muscular) y neuromuscular sólida, que le permita desarrollar y sustentar la fuerza suficiente con la que poder rendir satisfactoriamente, y de forma repetida, en esfuerzos de alta intensidad y con cortos periodos de recuperación. De lo anteriormente expuesto, consideramos importante que el entrenamiento de la fuerza, en sus diferentes manifestaciones, juegue un papel importante en el desarrollo de un tenista de alto nivel.

Esto queda reflejado en los cambios experimentados por los jugadores de tenis, durante las últimas décadas, donde vemos como la fuerza y a la forma como dicha capacidad se manifiesta durante el desarrollo del juego ha contribuido a los cambios antes mencionados por Kovacs. Producto de esta evolución el perfil del jugador de tenis ha sufrido cambios significativos. A día de hoy, los jugadores de mayor nivel y mejor clasificados en el ranking internacional suelen ser más altos, más fuertes y mejor preparados físicamente que hace pocos años.

Estos cambios en la morfología y las capacidades del jugador de tenis actual, nos han llevado a realizar un trabajo centrado en determinar cual sería la carga más específica con la que un jugador es capaz de desarrollar la máxima potencia durante la ejecución de ejercicios clásicos empleados en el entrenamiento de la fuerza para los miembros superiores e inferiores y su posterior transferencia al gesto deportivo. Para ser más precisos, además de valorar la *carga óptima (CO)* en la que se desarrolla la potencia máxima, nos interesa conocer los *rangos óptimos de carga (ROC)*, es decir, aquellas zonas de intensidades en las cuales un sujeto podría encontrar una resistencia que por sus características permita elevados desarrollos de potencia.

Además de estos dos objetivos, nos interesa valorar la influencia que representa, en esta población específica, el tipo de contracción muscular en dos ejercicios ampliamente utilizados en la planificación del entrenamiento de muchos atletas de diferentes disciplinas deportivas. En el caso del miembro inferior, nos referimos a la *media sentadilla (MS)* o squat, mientras para el miembro superior hemos decidido utilizar el *press banca (PB)*. En ambos casos implementaremos dos variantes para cada uno de estos movimientos, uno con y otro sin contramovimiento (CEA). Dichas variantes han sido denominadas como:

- MS_{CM}: Media Sentadilla con contramovimiento.
- MS_{SCM}: Media Sentadilla sin contramovimiento.
- PB_{CM}: Press Banca con contramovimiento.
- PB_{SCM}: Press Banca sin contramovimiento.

RESUMEN

Nuestro objeto de estudio es la potencia muscular. Específicamente, identificar las cargas con las cuales podemos obtener la mejor relación entre fuerza y velocidad, además de valorar la respuesta específica de este tipo de población en particular, durante la ejecución de dos ejercicios y dos variantes específicas de cada uno de ellos. En términos prácticos, buscamos encontrar la carga con la que debería trabajar un tenista si lo que buscamos es la mejora de la potencia máxima en los ejercicios antes mencionados, en cada una de las variables propuestas. Desde nuestra perspectiva, esto se traducirá en mejores valores absolutos de generación de potencia, y mayores niveles de adaptación, los cuales a su vez, se verán reflejados en el rendimiento atlético y el nivel de juego del sujeto.

FORMULACIÓN E IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

MODELO DE INVESTIGACIÓN

Este estudio debe ser englobado dentro de la investigación experimental aplicada ya que con los resultados que se deriven de la evaluación de los sujetos seleccionados buscamos la aplicación práctica al entrenamiento de la fuerza en esta modalidad deportiva. Los resultados obtenidos en las variables de estudio deben proporcionar información útil y pertinente para la elaboración de procedimientos metodológicos que mejoren el desarrollo de la fuerza-velocidad (potencia) en esta población de estudio.

Todos los integrantes de la muestra han sido deportistas jóvenes con un elevado nivel de rendimiento deportivo (tenistas federados). Tras determinar su 1-RM se ejecutó un test de potencia con diferentes intensidades de trabajo (30%, 40%, 50%, 60%, 70% y 80% del 1-RM). El desarrollo de los test de potencia se aplicó en dos ejercicios ampliamente utilizados por un gran número de deportistas de diferentes disciplinas (MS - PB). En cada una de las pruebas, se valoraron dos variantes para cada ejercicio. Dichas variantes guardan relación con el tipo de contracción desarrollado durante la ejecución del ejercicio. Además de los valores de potencia, en este protocolo se consideraron otras variables de interés para el entrenamiento de la fuerza-velocidad: fuerza, velocidad, rangos de desplazamiento (carga) y rangos de flexión articular (goniómetro).

OBJETIVOS GENERALES

- El objetivo principal de este trabajo ha sido valorar la potencia muscular a nivel del miembro inferior y superior en tenistas de nivel semi-profesional en cargas que iban desde el 30% del 1-RM y el 80% del 1-RM.
- En segundo lugar se buscó determinar la CO y los rangos óptimos de carga para el desarrollo de la potencia máxima en los movimientos:
 - o Media sentadilla concéntrica (MS_{SCM}),
 - o Media sentadilla con contramovimiento (MS_{CM}),
 - o Press banca sin contramovimiento (PB_{SCM}),
 - o Press banca con contramovimiento (PB_{CM}).

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer valores de referencia para los valores de potencia máxima y potencia media para deportistas clasificados a nivel nacional en la modalidad de tenis.
 - o Comparar los valores de potencia máxima y potencia media obtenidos por esta población de deportistas con otras poblaciones de referencia.
- Evaluar la influencia que pudiera tener el tipo de contracción en cada uno de los ejercicios propuestos y establecer el potencial de aprovechamiento reactivo de los ejercicios con contramovimiento.
- Estudiar, mediante densitometría axial computarizada, la incidencia que la práctica del tenis tiene sobre la composición corporal de los jugadores evaluados y detectar posibles asimetrías morfológicas derivadas de la práctica intensa de esta modalidad deportiva.
- Estudiar la relación entre la fuerza máxima (1-RM) y la potencia máxima de cada movimiento.
- Estudiar la relación entre la masa muscular total, y de los segmentos principales, con la máxima potencia.
- Determinar cual fue el ángulo de máxima eficiencia para la carga óptima en cada uno de los movimientos propuestos.
- Analizar la relación entre el nivel de rendimiento de los jugadores y sus niveles de fuerza y potencia.
- Identificar las velocidades con las que se alcanzaron los valores de potencia máxima y media en ambos movimientos.
- Analizar las velocidades alcanzadas por nuestros sujetos al momento de alcanzar la potencia máxima y la potencia media y compararlas con valores obtenidos por otras poblaciones de referencia.

HIPÓTESIS EXPERIMENTAL

- La carga óptima para desarrollar la máxima potencia responde a los principios del entrenamiento que conocemos como principios de individualidad y especificidad.
 - o La carga óptima para desarrollar la máxima potencia varía con el ejercicio y el tipo de movimiento.
 - o La carga óptima para desarrollar la máxima potencia depende del nivel de fuerza y la experiencia con este tipo de entrenamiento.
 - o La carga óptima para desarrollar la máxima potencia puede verse condicionada, y no siempre favorecida, por el tipo de contracción muscular.
- La práctica prolongada del tenis conlleva a cambios morfológicos y estructurales que responden a asimetrías laterales en algunos de sus componentes.
 - o Diferencias entre el desarrollo muscular del lado dominante sobre el no-dominante.
 - o Diferencias entre la densidad mineral ósea del lado dominante sobre el no-dominante.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La mayor limitación con la que nos encontramos durante la investigación fue disponer de un número elevado de sujetos que cumplieran con los criterios establecidos para poder ser considerado sujeto de estudio. Estas dificultades fueron especialmente relevantes en nuestro entorno geográfico de investigación (Islas Canarias) por las limitaciones demográficas de la isla y el número de licencias federativas existentes en esta modalidad deportiva.

Otra limitación que hemos encontrado fue la escasa experiencia que, algunos de los jugadores de tenis, tienen en el trabajo con sobrecarga. En esta línea, nos parece importante mencionar que, aunque la intención original fue la de analizar ejercicios más propios o específicos de potencia (ejemplo: snatch, clean & jerk, squat jump o press banca con lanzamiento), resultó imposible implementar estos protocolos debido las deficiencias técnicas que mostraron algunos de los sujetos seleccionados.

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

CAPITULO 1

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

El objetivo principal de este capítulo es dar una visión general del perfil del jugador de tenis, con especial incidencia en los aspectos condicionales y morfológicos y su evolución durante los últimos años. Nos interesa especialmente conocer la influencia que tiene la potencia muscular en el desarrollo de las acciones propias de este deporte y las características morfológicas y constitucionales de sus practicantes.

Podemos definir el tenis como un deporte de características intermitentes, en el cual se entrelazan momentos de esfuerzos acíclicos de máxima intensidad (anaeróbicos) con fases de intensidad moderada (aeróbicas) y fases de recuperación pasiva (Bergeron et al. 1991, Reid et al. 2008).

De entre las diferentes acciones técnicas, el servicio o saque, es uno de los movimientos más representativos de este deporte y uno de los que mejor representan los gestos de mayor intensidad de juego. Por sus características técnicas y mecánicas, este gesto engloba un complejo patrón de ejecución realizado a elevadas velocidades. Jugadores de alto nivel de diferentes épocas (Karlovic, Roddick, Tanner, Johansson, Raonic, Isner, Dent, Gulbis, Harrison, Vemic, Safin, Verdasco y Rusedski) han alcanzado, durante un partido, velocidades de bola de alrededor de 230-240 km·h⁻¹. Para alcanzar estas velocidades, además de una correcta ejecución técnica, es necesario mover la raqueta a elevadas velocidades y golpear la bola con la máxima potencia (Elliott et al. 1995).

En el caso del miembro inferior, la musculatura de las piernas es la encargada de llevar a cabo los desplazamientos del sujeto a través de la pista ajustándose a las necesidades de juego. Estos movimientos deben ser ágiles y rápidos pero no dependen tanto de la potencia muscular. En ambos casos (brazos y piernas) factores condicionales relacionados con la fuerza, la velocidad y la resistencia juegan un papel importante en la práctica del tenis.

Por sus características mecánicas, su popularidad y su facilidad de ejecución, la media sentadilla y el press banca son dos de los ejercicios más ampliamente utilizados por numerosos deportistas para el entrenamiento de la fuerza. La media sentadilla es un gesto idóneo para identificar y valorar tanto el nivel como los aumentos de la fuerza de la musculatura extensora de la cadera y rodillas (Neitzel et al. 2000, Abelbeck 2002, Kraemer et al. 2004). Por su parte, el press banca interviene en el fortalecimiento del pecho (pectoral mayor y menor), brazos (tríceps en sus tres porciones), y hombros (principalmente deltoides en su porción anterior y medial) (Wilson et al. 1989, Barnett et al. 1995).

EVOLUCIÓN DEL TENIS

Para entender el tenis consideramos pertinente hablar acerca de cómo esta disciplina deportiva, y sus jugadores, han ido evolucionando a través de los años. Todas las disciplinas deportivas sufren, con el tiempo, cambios en su reglamento, forma de juego y su entrenamiento. Estas transformaciones, o aportaciones, moldean poco a poco el deporte original hasta llevarlo a su estado actual.

Estos cambios condicionan la forma de jugar y entender este deporte y, por tanto, la forma en que se entrena. Conocer estos cambios, así como el perfil morfológico de sus practicantes nos permitirá conocer mejor cuales son sus requerimientos dentro de la pista. Esta evolución nos permite comprender algunas de las razones por las que la fuerza, la velocidad y la potencia son elementos importantes en la preparación del tenista de nuestros tiempos.

Desde la óptica de la condición física, los jugadores de tenis han mejorado de manera significativa en todas las facetas del juego respecto a lo que se apreciaba pocos años antes. En las diferentes fases del juego intervienen, en diferente proporción, la fuerza, la potencia, la velocidad, la agilidad y la resistencia adaptándose a las diferentes situaciones de juego (König et al. 2001). Más específicamente, otros autores (Kovacs 2007, Kovacs et al. 2007) plantean que, a día de hoy, el éxito en el tenis se sustenta en gran medida en la fuerza, velocidad (potencia) y agilidad que posean los jugadores. En esta línea, Fernández-Fernández et al. (2009) coinciden con la anterior propuesta y señalan que para ser competitivo y exitoso en el tenis moderno se requiere velocidad, agilidad y potencia, además de una capacidad aeróbica media a elevada.

Estos últimos autores plantean que el éxito en este deporte no solo se basa en sobresalir o intentar potenciar un determinado atributo físico prioritario sino que hablan de un correcto aprovechamiento de la compleja interacción existente entre los diferentes componentes físicos que intervienen en el tenis.

En esta línea, mencionar que la simple observación del juego nos permite afirmar que el tenis requiere una serie de habilidades y destrezas, de dependencia metabólica anaeróbica, que están íntimamente relacionadas con los aspectos antes mencionados de velocidad, agilidad y potencia. Dichas acciones se combinan con numerosas acciones de baja intensidad (aeróbicas), que pueden prolongarse en ocasiones durante prolongados periodos de tiempo (tres o más horas de partido). Por ejemplo, hoy podemos ver cómo un jugador puede servir a velocidades superiores a los $200\text{-}210\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ durante todo un partido sin mostrar mermas relevantes en su potencia de saque.

FACTORES DETERMINANTES DEL RENDIMIENTO EN EL TENIS

Como en cualquier modalidad deportiva, identificar los factores determinantes del rendimiento es fundamental para el logro de buenos resultados jugando al tenis. Kovacs (2007) plantea que existen cuatro aspectos claves en el rendimiento de un tenista y los agrupa en: técnicos, tácticos, psicológicos y físicos. A nuestro entender consideramos necesario ampliar estos aspectos incluyendo, además, las variables morfofuncionales que muestran los practicantes de esta modalidad deportiva.

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

La técnica consiste en la ejecución de movimientos que obedecen a una serie de patrones tempo-espaciales que garantizan la eficiencia de un gesto. Por tanto es lógico pensar que si no se dispone de un correcto dominio de las acciones técnicas características del tenis (golpeos, saque, desplazamientos, preparación del golpe, etc.) es imposible lograr un rendimiento adecuado en el juego. Una base técnica sólida permite resolver favorablemente las innumerables dificultades que se presentan durante un partido de tenis.

CARACTERÍSTICAS TÁCTICAS

Un adecuado dominio técnico resulta insuficiente si su aplicación no responde a las necesidades de una situación de juego concreta. Esto supone adoptar el modelo técnico más adecuado para resolver eficientemente los planteamientos estratégicos y tácticos seleccionados en cada partido.

Todo gesto técnico debe responder a las necesidades de una situación de juego y, por tanto, viene condicionado por las posibilidades del propio deportista y de las de su oponente. Es decir, de la estrategia del juego y los comportamientos tácticos que se desarrollan durante el partido. En esta línea, McPherson (1999) estudió la toma de decisión en jugadores de tenis, estableciendo que conforme aumenta su rendimiento o nivel de pericia, realizan una toma de decisiones más rápida y acertada, junto con una ejecución más eficaz.

POTENCIA MUSCULAR

INTRODUCCIÓN

El entrenamiento de fuerza juega un rol fundamental en el desarrollo los programas de acondicionamiento físico de casi todas modalidades deportivas (Harman 1993, Kawamori et al. 2004, Pearson et al. 2009) especialmente cuando hablamos del entrenamiento de deportistas con elevados niveles de rendimiento (Keogh et al. 1999). Algunos autores aseguran que la mayor parte de las acciones deportivas que involucran lanzamientos, saltos o movimientos de aceleraciones rápidas sustentan su rendimiento en la implementación de gestos técnicos hechos a la máxima potencia (Newton et al. 1996, Sleivert et al. 2004, Cronin et al. 2005, Young et al. 2005).

El tenis no es en ningún caso una excepción a esta condición, ya que la fuerza muscular esta presente en todas sus acciones debido a que es la cualidad que permite al jugador de tenis generar el movimiento de su propio cuerpo a través de la pista, además de golpear la bola con la máxima contundencia (Behm 1995). Por tanto nos parece razonable asumir que un tenista de cierto nivel debe entrenar tanto su fuerza como la velocidad con que ésta se desarrolla, para poder optimizar sus acciones.

Esto nos obliga a adentrarnos en el mundo de la fuerza, y por tanto debemos conocer algunos términos y aspectos que resultan de especialmente relevantes de cara al entendimiento de nuestro objeto de estudio. DEFINICIÓN: desde el punto de vista de la física, la potencia se define como la cantidad de trabajo que se realiza por unidad de tiempo (Watios o Julios/segundo) y, por lo tanto, matemáticamente expresa el producto de la fuerza por la velocidad.

$$\text{Potencia} = \text{Trabajo/Tiempo} = (\text{Fuerza} \times \text{Desplazamiento})/\text{Tiempo} = \text{Fuerza} \times \text{Velocidad}$$

Desde un punto de vista deportivo, este concepto representa la máxima fuerza que es capaz de desarrollar un músculo, o grupo muscular, en un mínimo tiempo cuando realiza un gesto deportivo (Komi et al. 1993, Bompa 2003, Kraemer et al. 2004, Cronin et al. 2005). Algunos autores la definen simplemente como la naturaleza explosiva de la producción de fuerza (Pearson et al. 2009) o la cantidad de trabajo realizado por unidad de tiempo.

Knuttgen et al. (1987) plantean que la potencia máxima es conseguida a velocidades de movimiento intermedias pero próximas a la máxima velocidad de acortamiento muscular. De forma teórica, podemos asumir que el músculo desarrolla la potencia máxima cuando la velocidad de acortamiento es $1/3$ de la máxima velocidad de acortamiento de dicho músculo y cuando se aplica una fuerza equivalente a $1/3$ de la fuerza máxima potencial. González-Badillo et al. (1995) señalan que la potencia máxima se alcanza con cargas que se encuentran entre el 30% y el 40% de la *fuerza isométrica máxima (FIM)*, lo cual corresponde aproximadamente al 35%-45% de la máxima velocidad de contracción. Sin embargo, estas afirmaciones son puramente teóricas y no siempre coincide con los valores de fuerza y velocidad en los cuales el músculo obtiene el *máximo rendimiento mecánico*. La experiencia nos enseña que ambos parámetros varían de uno a otro movimiento, así como también, para diferentes grupos musculares.

EXPRESIÓN Y DESARROLLO DE LA POTENCIA MÁXIMA

Se refiere al mayor nivel o cantidad de potencia alcanzada en una contracción muscular o movimiento deportivo (Gollnick et al. 1986). La potencia máxima en un gesto técnico varía en función de la magnitud de la carga, el tipo de contracción y la técnica de ejecución (Zatsiorsky et al. 2006). Sus valores Puede oscilar entre los 50 W generados durante los apoyos de una carrera de larga distancia y los 7000 W de un movimiento de halterofilia.

EXPRESIÓN Y DESARROLLO DE LA POTENCIA PICO

Baker et al. (2005) definen este concepto como la máxima producción de potencia observada en todo el rango o espectro de movimiento de un gesto deportivo. Los autores hacen referencia al concepto de *pico de potencia (PP)*, refiriéndose a la mayor potencia instantánea para un periodo de 1 milisegundo sin movimiento aparente. Algunos autores definen esta capacidad como el momento en el que se alcanza el *Umbral de Rendimiento Muscular (URM)*, que corresponde al máximo rendimiento mecánico que puede dar un atleta en un determinado gesto o movimiento (González-Badillo et al. 2002).

EXPRESIÓN Y DESARROLLO DE LA POTENCIA MEDIA

Como su nombre indica, la *potencia media (PM)* corresponde a un valor medio obtenido a partir de la suma de todos los valores de valencia positiva desarrollados durante la ejecución de la fase concéntrica de un determinado ejercicio divididos por el número de datos obtenidos en dicho gesto o acción motriz. Sus valores son expresados en vatios, ya sea de forma absoluta (W) o relativa ($W \cdot kg^{-1}$).

EXPRESIÓN Y DESARROLLO DE LA POTENCIA ESPECÍFICA

El concepto de *potencia específica (PE)* se refiere a la potencia que un deportista es capaz de desarrollar al ejecutar su gesto de competición (González-Badillo et al. 2002). En el caso del tenis, podemos hablar de *PE* cuando un jugador ejecuta un determinado golpe o movimiento específico dentro de la pista, pudiendo mencionar el servicio como el más claro ejemplo de este concepto para esta modalidad deportiva.

CARGA ÓPTIMA PARA EL DESARROLLO DE LA POTENCIA MÁXIMA

CONCEPTO. El concepto de *carga óptima (CO)* se refiere a la intensidad o resistencia que nos permite obtener la máxima producción de potencia durante la ejecución de un determinado movimiento o gesto deportivo. Es decir, la *CO* corresponde a la combinación perfecta entre velocidad de ejecución de un movimiento y desplazamiento de la carga. Cormie et al. (2011) definen este concepto como la carga de trabajo con la que un sujeto es capaz de desarrollar la máxima energía en un movimiento deportivo.

El uso de estas cargas en el entrenamiento de fuerza proporciona el estímulo adecuado para desarrollar la máxima potencia en un determinado gesto deportivo (Kaneko et al. 1983, McBride et al. 2002, Kawamori et al. 2004). Estos autores enfatizan el hecho de que la habilidad del sistema neuromuscular para producir elevados valores de potencia es la clave del éxito en numerosas disciplinas deportivas.

Muchos de los estudios relacionados con la determinación de la CO han analizado tres tipos de ejercicios con sus respectivas variantes específicas. En primer término, encontramos los trabajos de tipo global (*total body*) donde podemos encontrar ejercicios de *clean*, *snatch*, *power clean*, *hang power clean*, entre otros. En segundo lugar encontramos los trabajos que han analizado gestos deportivos que involucran a la musculatura del miembro inferior (ejemplo: sentadilla, media sentadilla, *squat jump*, prensa de pierna o extensión de rodilla). Finalmente, encontramos ejercicios para el miembro superior que afectan a varios grupos musculares (ejemplo: curl de bíceps o press banca). Por lo tanto, la experiencia práctica nos muestra que la CO dependerá del tipo de ejercicio y grupo muscular involucrado.

Por ejemplo, si hablamos de levantamientos olímpicos, usualmente la intensidad óptima de carga está entre el 70% y el 90% del 1-RM dependiendo de la metodología empleada y el tipo de sujetos analizados (Haff et al. 1997, Kawamori et al. 2005, Kilduff et al. 2007, Cormie et al. 2007_A, Pennington et al. 2010). Sin embargo, encontramos trabajos donde la CO ha sido hallada en intensidades inferiores. Por ejemplo, Stone et al. (2003_B) encontraron que la CO en *midhigh clean pull* al 30% de la FDM. En un estudio similar, Kawamori et al. (2006) encontraron valores superiores para la CO en el mismo ejercicio. En este caso, la PP se dio con el 60%, mientras que, Winchester et al. (2005) encontraron que la PP en *power clean* fue alcanzada con el 70% en la fase inicial del estudio y con el 50% en la fase final (pre-post). Finalmente, Thomas et al. (2007) encontraron valores inferiores para la CO en *hang pull* (40% & 50%).

Si hablamos de los trabajos que analizaron el miembro inferior, encontramos que la CO estuvo usualmente entre 50% y 70%, siendo el 60% del 1-RM la carga más ampliamente recomendada (Izquierdo et al. 1999, Siegel et al. 2002, Jandacka et al. 2008). A su vez, los trabajos que analizaron SJ y CMJ establecieron la CO entre el 0% y el 60% del 1-RM dependiendo de los métodos de la valoración de potencia y de las características de los sujetos analizados (McBride et al. 1999, McBride et al. 2002, Baker et al. 2001_B, Stone et al. 2003_A, Dugan et al. 2004, Harris et al. 2007, Thomas et al. 2007, Nuzzo et al. 2008, Bevan et al. 2010).

Finalmente, cuando hablamos del miembro superior, podemos dividir los trabajos en aquellos que han centrado su atención en movimientos con y sin lanzamiento al finalizar la fase concéntrica en el PB. Los estudios hechos hasta la fecha en PB sin lanzamiento han situado la CO en el 50% y los rangos óptimos de carga entre el 40% y el 70% del 1-RM (Mayhew et al. 1997, Izquierdo et al. 1999, Cronin et al. 2000, Cronin et al. 2001, Izquierdo et al. 2002, Siegel et al. 2002, Asçi et al. 2007, Marques et al. 2007, Jandacka et al. 2008, Pearson et al. 2009, Sánchez-Medina et al. 2010). Por su parte, los trabajos que han analizado el PB con lanzamiento han encontrado que la CO ha oscilado entre el 15% y el 60% del 1-RM, siendo el 50%, la carga más recurrente a la hora de indicar una CO (Newton et al. 1997, Baker et al. 2001_A, Cronin et al. 2001).

A continuación ofrecemos un breve resumen con algunas de las variables que a nuestro juicio intervienen en la obtención de los resultados de producción de potencia con una CO. Además, nos parece interesante aportar una revisión bibliográfica de los trabajos realizados a día de hoy en torno a este concepto, centrándonos en aspectos tales como el tipo de muestra, (nivel de rendimiento de los sujetos analizados) tipo de movimiento, tipo de acciones musculares, intensidades donde se alcanzó tanto la PP como la PM.

Esta revisión ha sido organizada en según dos criterios. El primero de ellos hace referencia a los trabajos en los cuales se ha analizado el miembro inferior en cualquiera de las variantes de la sentadilla o saltos. En segundo término, nos hemos centrado en los trabajos que han considerado el miembro superior, específicamente en el ejercicio de press banca y sus respectivas variantes.

Si bien es cierto, a día de hoy existe un cierto grado de consenso frente al concepto de CO y sus beneficios asociados, sin embargo no existe acuerdo claro respecto a cuál es la CO para cada ejercicio o para cada tipo de población. Las razones son variadas, ya que según los estudios revisados, la potencia máxima se ha alcanzado con cargas que van desde el 0% del 1-RM, hasta cargas del 90% o incluso 100% del 1-RM, dependiendo del tipo de ejercicio evaluado (Kaneko et al. 1983, Wilson et al. 1993, Thomas et al. 1996, Haff et al. 1997, Newton et al. 1997, Izquierdo et al. 1999, McBride et al. 1999, Cronin et al. 2000, Baker et al. 2001_A, Baker et al. 2001_B, Cronin et al. 2001_A, Izquierdo et al. 2002, Siegel et al. 2002, Stone et al. 2003_A, Stone et al. 2003_B, Dugan et al. 2004, Lund et al. 2004, Sleivert et al. 2004, Kawamori et al. 2005, Winchester et al. 2005, Haff et al. 2005, Nacleiro Ayllón et al. 2006, Zink et al. 2006, Asçi et al. 2007, Cormie et al. 2007_A, Cormie et al. 2007_B, Cormie et al. 2007_C, Cormie et al. 2007_D, Harris et al. 2007, Kilduff et al. 2007, Cormie et al. 2008, Harris et al. 2008, Jandacka et al. 2008, Winchester et al. 2009, Bevan et al. 2010, Pennington et al. 2010).

Lo único claro es que la habilidad del sistema neuromuscular para producir elevados niveles de potencia muscular es uno de los principales determinantes del rendimiento en diferentes disciplinas deportivas. Sin embargo, la carga con la cual podemos obtener los mayores beneficios desde el punto de vista adaptativo no está del todo clara. Por esta razón, debemos ser muy cuidadosos a la hora de prescribir una carga u otra para un determinado objetivo, tomando en cuenta una serie de aspectos metodológicos y factores condicionantes que juegan un papel fundamental en identificación y valoración de la potencia.

ASPECTOS METODOLÓGICOS Y FACTORES CONDICIONANTES QUE INTERVIENEN EN LA EVALUACIÓN DE LA POTENCIA E IDENTIFICACIÓN DE LA CARGA ÓPTIMA

Antes de adentrarnos en este apartado nos interesa hacer hincapié en el hecho de que estamos analizando un fenómeno de tipo multifactorial donde cada una de las variables se entrelazan entre sí y, por tanto, resulta complejo definir cual o cuales son más o menos importantes respecto a las demás.

Al realizar una revisión bibliográfica de los trabajos que han evaluado la fuerza y la potencia muscular, o la carga con la que entrenar estas capacidades, lo primero que debemos crear son criterios metodológicos que permitan la interpretación correcta de los datos que aportan los estudios analizados.

En general, los investigadores abordan el estudio de la potencia muscular usando parámetros cinéticos observados durante un ejercicio. A partir de una carga externa utilizada y conociendo su desplazamiento y el tiempo que se tarda en realizarlo, se estima el valor de la potencia óptima, así como otros parámetros cinemáticos de utilidad para evaluar las características mecánicas de un músculo o un grupo muscular durante el desarrollo de un ejercicio o gesto deportivo.

Con frecuencia la metodología utilizada en estos trabajos cambia significativamente haciendo difícil la comparación de los resultados obtenidos en los diferentes estudios. Entre los aspectos más conflictivos destacan los siguientes: información poco detallada de las características morfofuncionales de la muestra; ausencia de una descripción clara de la ejecución de los ejercicios (ejemplo: contramovimiento o no); si la fase excéntrica fue lenta o rápida; si se hizo parada o no al final de la fase excéntrica; si se incluían saltos; si se bloquearon o no los segmentos libres; si hubo suelta de la barra o lanzamiento al finalizar la ejecución; falta de información sobre los valores de peso correspondientes a los segmentos corporales desplazados (brazos, piernas o cuerpo completo); empleo de diferentes incrementos de las cargas utilizadas en la evaluación; diferentes límites (inferior y superior) en las cargas utilizadas; utilización de ejercicios distintos (MS, $\frac{1}{4}$ S, Sentadilla completa, SJ, CMJ, PB, PB/L); empleo de distintos instrumentos de medición; diferentes parámetros utilizados en la interpretación de los datos (potencia máxima ó potencia media), entre otros, son algunos de los principales problemas metodológicos encontrados en los trabajos revisados.

Antes del análisis específico de los movimientos propuestos en este trabajo, explicaremos brevemente algunos de estos aspectos metodológicos que afectan a la revisión.

- Valores presentados como pico o medias de producción de potencia
- Pesos libres vs. maquinas de resistencia guiada
- Composición corporal y características antropométricas de los sujetos analizados
- Incidencia de la inercia total del sistema mecánico
- Nivel de entrenamiento de los sujetos analizados
- Dominio técnico del gesto deportivo
- Métodos de valoración de la potencia
- Influencia de la composición muscular
- Tipo de movimiento y contracción muscular
- Estado de forma o fase de la temporada
- Especialidad deportiva
- Diferencias entre géneros

VALORES PRESENTADOS COMO PICO O MEDIAS DE PRODUCCIÓN DE POTENCIA

Uno de los principales problemas que hemos encontrado durante el desarrollo del marco teórico de esta investigación ha sido la interpretación de los datos que muestra la bibliografía. En este sentido, resultó frecuentemente encontrar valores que no indicaban con precisión si hacían referencia a PP o PM. Recordemos que la potencia máxima es definida por Baker et al. (2005) como la máxima producción de potencia en todo el rango o espectro de movimiento/contracción concéntrica. Estos autores hacen referencia a este valor con el nombre de *pico de potencia (PP)*, el cual se refiere a la mayor producción de potencia instantánea para un periodo de 1 ms sin movimiento aparente. Otros autores definen esta capacidad como el momento en el que se alcanza el *Umbral de Rendimiento Muscular (URM)*, que corresponde al máximo rendimiento mecánico que puede dar un atleta en un determinado gesto o movimiento (González-Badillo et al. 2002).

La *potencia media (PM)* corresponde a un valor medio obtenido a partir de la suma de todos los valores de valencia positiva desarrollados durante la ejecución de la fase concéntrica de un determinado ejercicio divididos por el número de datos obtenidos durante la duración espacio temporal de dicho gesto o acción motriz. Desde nuestra perspectiva, resulta imprescindible puntualizar si los valores aportados por cada trabajo se refieren a valores pico o valores medios. De esta forma facilitamos al lector la interpretación y comparación de los resultados.

PESOS LIBRES VS. MÁQUINAS DE RESISTENCIA GUIADA

Los materiales que se utilizan habitualmente en el entrenamiento con sobrecargas son organizados en dos grupos: máquinas y pesos libres. El término máquinas usualmente se refiere a mecanismos de entrenamiento los cuales funcionan mediante cables, poleas, o rieles que delimitan el desplazamiento de la carga. Los pesos libres se refieren a barras, mancuernas o pesos no guiados más que por quien los utiliza. Los ejercicios de pesos libres son ejecutados habitualmente en bancos (press banca) o racks de sentadillas (*NSCA Hot Topic Series*).

La implementación de uno u otro sistema radica especialmente en la seguridad de los sujetos analizados. Recordemos que la utilización de pesos libres supone aumentar el nivel de participación y activación la musculatura estabilizadora (Garhammer 1989, McCaw et al. 1994). Por contra, los ejercicios en máquinas provocan el efecto contrario (Andrews et al. 1983, Ariel 1983, Lander et al. 1985, McCaw et al. 1994) permitiéndonos centrarnos un poco más en la fuerza y despreocuparnos de la acción de los estabilizadores y fijadores, lo cual limita cualquier posible riesgo en su ejecución.

Los trabajos analizados indican que implementar uno u otro método no necesariamente se traducirá en diferencias importantes. En esta línea, Dugan et al. (2004) compararon la producción de potencia durante la ejecución de un SJ a través de ambos métodos. Los resultados de este trabajo indican que el método empleado no afectó la carga con la cual se logró alcanzar la PP. No obstante, los autores sugieren que la metodología (máquinas o pesos libres) pueden o no influir en el rendimiento, dependiendo de las competencias del sujeto con cada metodología.

McBride et al. (2002) aportaron resultados similares a los obtenidos por los autores antes mencionados (Dugan et al. 2004) en el caso del SJ, encontrando que la PP se daba con el 30% del 1-RM en *Smith Machine*. Por su parte, Harris et al. (2007) tampoco encontraron grandes diferencias a la hora de identificar la CO en SJ en maquina. En este caso la PP fue alcanzada con el $21.6 \pm 7.1\%$ del 1-RM, mientras que la PM se dio con el $39.0 \pm 8.6\%$ del 1-RM. Finalmente, Thomas et al. (2007) encontraron que la principal diferencia entre ambas metodologías fue el significativo aumento de los valores de producción de potencia en los valores obtenidos en maquina vs. los pesos libres.

Sin embargo, cabe destacar que estas diferencias no se dieron en relación a las cargas con las cuales se lograron alcanzar estos valores pico. Esto nos indica que a pesar de que los valores de producción de potencia puedan variar, las cargas con las cuales se obtuvieron dichos valores no debieran verse influenciadas por el hecho de realizarse con pesos libres o con maquina.

COMPOSICIÓN CORPORAL Y CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS DE LOS SUJETOS ANALIZADOS

La composición corporal y las características antropométricas de los deportistas son variables determinantes en el rendimiento en cualquier modalidad deportiva, y especialmente, en las disciplinas de fuerza. La valoración de la potencia no es la excepción y por tanto es un parámetro que también puede verse afectado por las características que presentan los sujetos analizados. En esta línea, Izquierdo et al. (1999) encontraron valores diferentes a los obtenidos en trabajos posteriores (Izquierdo et al. 2002). Dichas diferencias pueden ser atribuidas, entre otros aspectos a las diferencias en la composición corporal de los sujetos analizados, ya que las edades de los sujetos analizados en el primer trabajo fueron considerablemente superiores.

INCIDENCIA DE LA INERCIA TOTAL DEL SISTEMA MECÁNICO

Si lo que buscamos es valorar con precisión algunos parámetros cinéticos, debemos considerar la inercia total del sistema mecánico (masa de la carga levantada más la inercia de las palancas y los segmentos corporales) para poder calcular con precisión la carga con la que poder optimizar el entrenamiento de la potencia (Rambaud et al. 2008). No hacerlo supone alterar la interpretación de los resultados y llegar a conclusiones erróneas, donde se tiende a subestimar los valores de fuerza (Nelson et al. 1983) y potencia (Rambaud et al. 2008).

En esta línea, Nelson et al. (1983) plantean que el efecto de la gravedad sobre el rendimiento muscular debe ser tenido siempre en consideración a la hora de evaluar la fuerza. Según estos autores, no tener en cuenta este parámetro conlleva, en evaluaciones con dinamómetro isocinético (*Cybex*) a errores del 4% para la musculatura extensora de la rodilla y de un 15% para los músculos flexores.

Dugan et al. (2004) plantean que la pendiente de la curva de potencia está fuertemente influenciada por la inclusión o exclusión del peso corporal (o los segmentos corporales) en los cálculos de producción de potencia. Según los autores de este trabajo, a pesar que aun existe controversia en relación a este tema, lo más sensato es incluir el peso corporal en los cálculos de la potencia. Este punto de vista esta basado en el hecho de que las propiedades de contracción de los músculos extensores de las piernas y el resultado de la fuerza y la velocidad del sistema son determinadas por la carga total del sistema el cual esta determinado por la carga, el peso corporal y la aceleración de la barra.

De forma similar, otros autores (Cormie et al. 2007_A, Baker et al. 2001_B) también plantean esta problemática en el cálculo de los valores de potencia. Cormie et al. (2007_A) sugieren que tanto en el caso del SJ como del squat, los cálculos de la potencia, así como las intensidades de carga con las cuales se alcanza la PP y la PM se ven influenciados por el hecho de tener en cuenta o no la suma de la carga levantada más la masa corporal.

NIVEL DE ENTRENAMIENTO DE LOS SUJETOS ANALIZADOS

Desde nuestra óptica, el nivel de entrenamiento que presentan los sujetos analizados juega un papel importante en los resultados finales de una investigación de estas características. Como sabemos, la producción de potencia es dependiente de los niveles de fuerza máxima que presentan los sujetos, lo cual a su vez es dependiente del nivel de entrenamiento de cada grupo de estudio. Por tanto, no resulta extraño suponer que mientras más entrenados estén estos sujetos, mayores serán sus niveles de rendimiento y fuerza y por ende, sus valores de producción de potencia también deberían ser mayores.

Uno de los primeros trabajos que hacen hincapié en este aspecto ha sido desarrollado por Zatsiorsky (1995). Este autor plantea algunos aspectos logísticos (además de los puramente fisiológicos o biomecánicos), que deberían ser considerados a la hora de valorar la potencia máxima. Dichos elementos guardan relación con la capacidad del deportista, la experiencia previa (background) o el periodo del año en el que se encuentra. Según el autor, estos parámetros juegan un papel crucial en la determinación de una carga o un rango óptimo de cargas para el desarrollo de la potencia máxima en cualquier movimiento o gesto deportivo.

Otros autores (Baker 2001_A, Baker et al. 2001_A) también destacan la importancia que tiene el tipo y estado de entrenamiento en el estudio de esta capacidad. A pesar de lo simple que parece ser esta puntualización, no es menos importante, puesto que un sujeto entrenado en fuerza o en potencia presenta resultados que son totalmente diferentes, tanto en su magnitud como en su forma de desarrollo. Esta afirmación se ve confirmada con los resultados obtenidos en estos estudios (Baker 2001_A, Baker et al. 2001_A) donde se concluye que el porcentaje óptimo de carga para el desarrollo de la potencia máxima en jugadores de rugby de elite (gente con elevados niveles de fuerza) sería menor que en sujetos menos entrenados. En otras palabras, se plantea que los deportistas entrenados en fuerza serían capaces de desplazar su umbral de CO hacia intensidades relativas inferiores, dependiendo del tipo y tiempo de entrenamiento al que se vean sometidos. Además se plantea el hecho de que estos cambios podrían verse reflejados en poco tiempo.

Kawamori et al. (2005) coinciden con los planteamientos de Baker y colaboradores afirmando que los sujetos más fuertes alcanzan sus valores de PP en *Hang Power Clean* cuando la carga de trabajo corresponde al 70% del 1-RM, mientras que los sujetos menos fuertes lo hicieron cuando la carga de trabajo correspondió al 80% del 1-RM. Por su parte, Cronin et al. (2001_A) afirman que las diferencias existentes entre sus resultados y otros publicados en la bibliografía especializada, se deben entre otros factores a la experiencia previa o *background* de los sujetos de su investigación.

En esta revisión encontramos que los trabajos analizados principalmente estaban compuestos por sujetos jóvenes con diferentes niveles de rendimiento. En el caso de los sujetos que realizaban algún tipo de deporte, estos presentaban diferencias significativas en las características de los mismos (deportes de resistencia, fuerza, velocidad o equipo). Menos frecuentes han sido los grupos de sujetos que analizaron individuos de edad avanzada o los grupos de mujeres. En nuestro caso, recordemos que no se analizaron a atletas profesionales, lo cual, desde este punto de vista, podría haber afectado nuestros resultados y por ende los de cualquier investigación.

DOMINIO TÉCNICO DEL GESTO DEPORTIVO

Un dominio correcto de la técnica de ejecución es también un factor clave para la aplicación de fuerza y velocidad. Esto a su vez se verá directamente reflejado en el desarrollo de la potencia. Por ejemplo, en el caso de los saltos (SJ o CMJ), sabemos que la magnitud del movimiento disminuye en las cargas más elevadas, sobre todo en sujetos no experimentados en la realización de este tipo de trabajos de fuerza.

Por ejemplo, si consideramos los dos trabajos de Harris et al. (2007, 2008), vemos que los valores de fuerza y producción de potencia han sido bastante elevados. En parte, estos valores podrían guardar relación con las características de los sujetos analizados, quienes presentaban bastante experiencia en el desarrollo de este tipo de trabajos de fuerza. Además, debemos considerar que el desarrollo de ambos protocolos considero la ejecución de 1¼ de sentadilla con salto en maquina. El rango de flexión de la articulación de la rodilla (110°), así como la simpleza técnica del gesto, permitieron a estos deportistas lograr generar niveles óptimos de tensión ya que tanto el grado de acortamiento de las estructuras involucradas en el desarrollo del gesto como el control del movimiento fueron óptimos.

Por contra, otros trabajos en los que se analizaron a sujetos sin un gran nivel de especialización en este tipo de movimientos, muestran que la falta de un correcto dominio del gesto deportivo o ejercicio analizado podría generar un descenso en los valores de producción de fuerza y potencia. En esta temática, Jandacka et al. (2008) analizaron los niveles de producción de potencia en estudiantes de educación física (sujetos físicamente activos, pero no entrenados) encontrando importantes diferencias en los niveles de fuerza alcanzados. Las carencias en esta cualidad condicionan los resultados de producción de potencia, tanto en varones como en mujeres.

Similar es el caso de los resultados obtenidos por Izquierdo et al. (1999) quienes analizaron a un grupo de sujetos físicamente activos con edad avanzada, sin mayor experiencia en trabajos con sobrecarga. En este estudio no se especificó si los sujetos analizados tenían o no experiencia en el desarrollo de la media sentadilla, lo cual junto con sus edades (≈ 40 y 65), podría haber condicionado los resultados de fuerza y potencia, quedando por debajo de otros trabajos de referencia. Por contraparte, no sucede lo mismo si nos centramos en el trabajo de Cormie et al. (2008) donde se analizaron sujetos desentrenados. En esta oportunidad, los valores conseguidos en SJ no fueron especialmente diferentes a los obtenidos en otros trabajos desarrollados con sujetos entrenados.

MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA POTENCIA

La utilización de un método u otro, para la valoración y el cálculo de la producción de potencia, pueden acarrear diferencias significativas en los resultados (Dugan et al. 2004, Sleivert et al. 2004, Cormie et al. 2007_A). Entre otras cosas, estos autores sugieren que incluir o no la masa corporal en los cálculos de producción de potencia, podría generar diferencias en los valores. Así mismo, cada instrumento presenta un grado de fiabilidad diferente lo cual afecta directamente a los resultados publicados en los diferentes trabajos analizados, por tanto no podemos dejar de considerarlo.

Por esta razón nos parece razonable conocer a grandes rasgos algunos de los diferentes métodos de valoración de la potencia empleados en los trabajos incorporados en esta revisión. En esta línea, Izquierdo et al. (1999) emplearon un transductor de posición lineal, mientras que Siegel et al. (2002) emplearon un mecanismo de luz cronoscópica (modelo 63501 IR, Lafayette Instrument Company, Lafayette, IN) conectado a un mecanismo de tiempo (Clock Modelo 54050, Lafayette). Izquierdo et al. (2002) emplearon un transductor de posición lineal y un encoder rotatorio, mientras que Zink et al. (2006) se decantaron por la implementación de una plataforma de fuerza para la toma de datos. Cormie et al. (2007_A) utilizaron un protocolo en el donde se busco comparar las diferencias existentes en tornos seis diferentes métodos de valoración. En este trabajo se considero un transductor de posición lineal, un transductor de posición lineal más peso corporal, dos transductores de posición lineal y una plataforma de fuerza, un transductor de posición lineal más una plataforma de fuerza y finalmente, dos transductores de posición lineal más una plataforma de fuerza. Por su parte, Cormie et al. (2007_C) únicamente implementaron dos transductores de posición lineal más una plataforma de fuerza para su protocolo. Finalmente, Jandacka et al. (2008) utilizaron un encoder rotatorio con una frecuencia de muestreo de 100 Hz (FitroDyne Premium - University of Komensky, Bratislava).

Estas diferencias en los mecanismos y medios que cada grupo de trabajo implementa en sus protocolos pueden, de una u otra forma, condicionar los resultados de estos estudios. En esta línea debemos destacar que resulta muy complicado el poder estandarizar estos protocolos y la implementación utilizada en estos trabajos. En el caso de los trabajos de salto (SJ & CMJ) vemos como, McBride et al. (1999 & 2002) implementaron el uso de un transductor de posición lineal más una plataforma de fuerza (1-LPT+PF). Así fue el caso de Dugan et al. (2004) quienes analizaron si existían cambios en relación a los mecanismos de toma y cálculo de los datos. Además de este primer método, en este trabajo se controlaron otros dos protocolos (1-LPT y PF). Otro de los trabajos que implementaron un transductor de posición lineal fue el que desarrollaron Baker et al. (2001_B). En este caso, se incorporo el peso corporal en los cálculos (1-LPT+PC).

Harris et al. (2007 & 2008) y Bevan et al. (2010) también implementaron 1-LPT en sus trabajos. Por su parte, Stone et al. (2003_A) utilizaron un sistema denominado V-scope 12, mientras que Sleivert et al. (2004) emplearon una plataforma de fuerza en combinación con un acelerómetro. Finalmente, Cormie et al. (2007_B, & 2007_C) añaden otro transductor de posición lineal más la plataforma de fuerza (2-LPT+PF). En razón a las diferencias comentadas en este apartado, nos parece importante ser prudentes a la hora de comparar los resultados de uno u otro trabajo, ya que como se ha podido comprobar, los métodos de valoración empleados son variados y por tanto pueden darse diferencias o bien no necesariamente ser tan relevantes.

INFLUENCIA DE LA COMPOSICIÓN MUSCULAR

Es un hecho demostrado que la composición del músculo (tipo de fibra dominante) condicionará de forma significativa los niveles de producción de potencia muscular que cada sujeto es capaz de desarrollar. Esto se debe a que existe una relación significativa entre el porcentaje de fibras rápidas y los niveles de este potencial mecánico (Tihany, 1983). Recordemos que las fibras lentas (ST) y fibras rápidas (FT) tienen similares capacidades para generar fuerza por área de sección transversal, sin embargo, las fibras FT son mucho más efectivas que las ST a la hora de generar potencia gracias a su mayor velocidad de acortamiento (McCartney et al. 1983). Así mismo, la velocidad de acortamiento de ambos tipos de fibras oscila entre 2 (ST) y 6 (FT) veces la longitud de la fibra/segundo (Faulkner 1986).

TIPO DE MOVIMIENTO Y CONTRACCIÓN MUSCULAR

Cada ejercicio involucra diferentes grupos musculares, por lo tanto, diferentes serán también los rangos de movimiento, la técnica de ejecución y las acciones musculares empleadas en cada ejercicio o gesto deportivo. Es decir, cada ejercicio presenta características propias que definen su naturaleza (Kawamori et al. 2004). Por lo tanto, es lógico pensar y entender que la CO para el máximo desarrollo de la potencia máxima también será diferente según la naturaleza del ejercicio o acción muscular.

En términos prácticos, cuando hablamos de potencia máxima, una acción concéntrica, excéntrica o isométrica no significa lo mismo, es decir, el tipo de acción muscular, juega un papel importante a la hora de identificar la esta intensidad óptima. González-Badillo et al. (1995) y Kawamori et al. (2005) coinciden con a la hora de analizar este fenómeno planteando que el tipo de ejercicio o acción muscular es un factor altamente determinante a la hora de seleccionar el porcentaje de carga óptimo para trabajar el desarrollo de la potencia máxima.

ESTADO DE FORMA O FASE DE LA TEMPORADA

Independientemente del nivel del atleta, y de su experiencia deportiva, debemos tener claro en qué la forma deportiva del sujeto resulta fundamental a la hora de analizar sus resultados de producción de potencia, así como también las intensidades que le han permitido obtener dichos resultados.

En este sentido, Baker (2001_A & 2001_B) nos sugieren que la CO fluctúa con la forma del sujeto dentro de su macrociclo de preparación. Además, este autor plantea que la fluctuación de la CO depende de si el atleta está pasando por un periodo de entrenamiento orientado a la fuerza máxima o un periodo de transformación de la fuerza máxima hacia la fuerza-velocidad.

En este caso, los valores tenderían a desplazarse hacia arriba en relación al porcentaje respecto al 1-RM. En el caso de que el atleta se encuentre desarrollando un programa más orientado a la velocidad, dichos valores porcentuales tenderían a bajar. Finalmente, Stone et al. (2003_A) confirman estas afirmaciones y también plantean que el nivel actual del sujeto será determinante a la hora de definir dicho porcentaje óptimo de carga para el máximo desarrollo de la potencia.

ESPECIALIDAD DEPORTIVA

La especialidad deportiva y el tiempo del cual disponemos para trabajar y/o provocar las adaptaciones esperadas son también algunos de los aspectos que debemos tener en cuenta a la hora de evaluar la potencia máxima y, de esta forma definir las diferentes estrategias para el logro de los objetivos propuestos (Zatsiorsky 1995). Izquierdo et al. (2002) confirman esta hipótesis al evaluar 70 sujetos de diferentes disciplinas deportivas en movimientos similares a los de nuestro estudio (MS_{SCM} y PB_{SCM}). Los resultados mostraron que la potencia máxima se alcanzó al 45% - 60% del 1-RM en MS_{SCM} , mientras que en el caso del PB_{SCM} , los valores máximos fueron alcanzados con cargas de entre el 30% y el 45% del 1-RM, pero mostrando resultados diferentes en función de la disciplina deportiva a la que perteneciesen los sujetos.

Similares resultados fueron obtenidos por González-Badillo et al. (2002), quienes coinciden al observar que la potencia máxima se consigue con diferentes porcentajes del 1-RM, dependiendo de las características de los ejercicios y de los diferentes tipos de deportistas, además de las diferenciaciones puntuales existentes entre sujetos de una misma especialidad. Estas diferencias quedan reflejadas a continuación en la tabla 1. En ella apreciamos cuatro ejercicios básicos del entrenamiento de la fuerza y algunos valores de referencia.

Tabla 1. Media y desviación típica de los valores de velocidad media y porcentajes de carga con los que se alcanza la máxima potencia en diferentes ejercicios.

Ejercicios	VM (m/s)	CO %-1-RM	V/1-RM (m/s)
Arrancada (n = 26)	1.2±0.1	91.0±5.6	1.0±0.1
Cargada de Fuerza (n = 25)	1.1±0.1	87.0±6.7	0.9±0.1
Sentadilla (n = 36)	0.8±0.1	65.0±7.6	0.3±0.1
Press banca (n = 32)	1.2±0.1	40.0±5.5	0.2±0.1

Donde, **VM**: velocidad media; **CO**: porcentaje de carga óptimo con el que se logro la PP; **PP**: potencia pico; **V/1-RM**: velocidad con la que logro la repetición máxima; **m/s**: metros por segundo. **Fuente:** (González-Badillo et al. 2002).

En la tabla 1 vemos que los valores porcentuales con los que se alcanza la máxima potencia van desde el 40% hasta el 91% del 1-RM, dependiendo del tipo de ejercicio. Debido a que la variabilidad encontrada entre cada ejercicio es bastante apreciable, recomendamos ser extremadamente cautos a la hora de definir una intensidad de trabajo, como la óptima para el máximo desarrollo de la potencia durante un determinado ejercicio. Otro aspecto que nos parece interesante mencionar es que, a pesar de ser dos ejercicios distintos (press banca y la arrancada) y generar sus valores máximos de potencia con porcentajes de cargas tan diferentes (40% y 91% del 1-RM), la velocidad de ejecución es prácticamente la misma (1.2 m/s). Este es un claro ejemplo de lo importante que puede llegar a ser la correcta determinación de la carga en términos de desarrollo de potencia, ya que si no lo tenemos del todo claro, podríamos caer en graves errores a la hora de planificar el entrenamiento de un deportista.

DIFERENCIAS ENTRE GÉNEROS

Las diferencias entre género son otro aspecto que algunos autores recomiendan considerar de cara a la prescripción de una determinada carga para el desarrollo de la potencia máxima. En esta línea, Thomas et al. (1996) encontraron que mujeres desentrenadas alcanzaron su máxima producción de potencia entre un 56 y un 78% de su 1-RM durante un ejercicio de doble *leg press*, lo cual supone valores ligeramente superiores a los que habitualmente son observados en muestras masculinas. Más adelante, Thomas et al. (2007) encontraron diferencias en un grupo de sujetos experimentados en fuerza y pertenecientes a la primera división (NCAA) de fútbol americano universitario (n=33). La muestra de estudio fue dividida en dos grupos. Un grupo (n=19) estaba compuesto por varones y el otro (n=17) por mujeres. Las cargas valoradas correspondieron al 30%, 40%, 50%, 60% y 70% del 1-RM en tres ejercicios o movimientos: *squat jump (SJ)*; *hang pull (HP)* y un *press banca con lanzamiento y sin contramovimiento (PB/L_{SCM})*. Los resultados indican que sí existió una interacción significativa entre la carga y el género en el caso del PB/L_{SCM}. Tanto en hombres como mujeres, los valores máximos de potencia fueron alcanzados con el 30% del 1-RM/PB. En las mujeres se observó que cargas del 30% 40% y 50% del 1-RM fueron significativamente superiores ($p \leq 0.05$) a las del 60% y 70% del 1-RM/PB, por lo cual los autores recomiendan el uso de cargas que estén entre el 30% y el 50% como óptimas de cara a conseguir buenos resultados de producción de potencia.

En el caso de los varones, la producción de potencia al 30% del 1-RM/PB, resulto ser significativamente mayor que la encontrada con las demás cargas valoradas (40%: $p=0.046$; 50%, 60% y 70% del 1-RM/PB: $p<0.001$). En definitiva, los autores concluyen que en ejercicios de tipo balístico como el PB o el SJ, si el objetivo principal de la sesión de entrenamiento es la potencia, se deben considerar las diferencias de género.

RESUMEN: En razón a los condicionantes anteriormente expuestos, resulta evidentemente necesario reflexionar y entender la situación particular de nuestro deportista a la hora de analizar y determinar cuál es su intensidad optima de carga para el desarrollo de la potencia máxima. Solo una detección individualizada de un sujeto en particular parece ser la opción más fiable de cara a la identificación de la CO. Kawamori et al. (2004) confirman esta idea sugiriendo que dicha intensidad (CO) debería ser identificada de manera específica de acuerdo con los factores antes mencionados. Por tanto, debemos ser capaces de encontrar y ordenar correctamente todas estas variables para poder organizar y seleccionar adecuadamente los objetivos de nuestros atletas y los métodos a través de la cuales conseguiremos dichos objetivos. Todo este proceso debe hacerse siempre teniendo en cuenta el concepto de globalidad o concepto multifactorial que rodea la preparación de nuestro atleta. Por tanto, de cara al futuro, recomendamos el desarrollo de programas que incluyan estos elementos de diferenciación y puntualización de carga para así poder lograr un mejor desarrollo de la potencia muscular y el rendimiento asociado a ella.

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS ESTUDIOS QUE HAN EVALUADO LA CARGA ÓPTIMA EN EJERCICIOS DEL MIEMBRO INFERIOR

La fuerza y la velocidad resultan claves en el rendimiento de cualquier modalidad deportiva (Bevan et al. 2010). Por tanto, no es extraño suponer que la resultante de ambas variables (potencia) juega un papel preponderante en el éxito de muchas de estas disciplinas deportivas. Es por esto que muchos investigadores han puesto su interés en la relación existente entre la fuerza y el porcentaje de carga respecto al 1-RM necesarios para obtener los mejores resultados en torno a esta variable (potencia) en diversos tipos de movimientos, acciones musculares o gestos deportivos.

A día de hoy podemos sostener que existe un relativo consenso en la literatura acerca del concepto de CO y de su importancia. Sin embargo, lo que aún no está del todo claro es porque razón las intensidades de carga varían en relación al tipo de movimiento y tipo de contracción muscular desarrollada en cada caso. A continuación, con el objeto de profundizar un poco más en relación a los resultados aportados en cada estudio desarrollado en torno a esta temática, organizamos una acuciosa revisión de los diferentes trabajos analizados en función del tipo de ejercicio y acción muscular. En primer lugar, centraremos nuestra atención en los trabajos en los que han valorado la respuesta de la potencia en el miembro inferior y luego en el miembro superior, bajo el mismo ordenamiento. De cada trabajo analizado se darán a conocer datos referentes al tipo de sujetos (edades, estatura, peso corporal), especialidad deportiva, niveles de rendimiento, valores de fuerza, potencia, intensidades óptimas de carga para el desarrollo de la PP y PM y valores de producción de dichas variables.

CARGA ÓPTIMA Y MIEMBRO INFERIOR

MOVIMIENTOS CLÁSICOS SIN SALTO

En primer termino, nos centraremos en analizar los trabajos que han estudiado la respuesta de la potencia en *media sentadilla* (*MS*), en sus variantes con y sin contramovimiento (MS_{CM} - MS_{SCM}). En esta parte de nuestra revisión hemos incluido 7 estudios, de los cuales 2 corresponden a MS_{SCM} y los otros 5 trabajos corresponden a MS_{CM} .

De los estudios analizados, únicamente los sujetos incluidos en el estudio de Jandacka et al. (2008) han evaluado un grupo de genero femenino ($n=52$), mientras que el resto de trabajos han empleado muestras masculinas ($n=231$). Su nivel de rendimiento y experiencia en el entrenamiento de la fuerza ha variado de un trabajo a otro, siendo predominantes los sujetos de un nivel intermedio, es decir, personas que a pesar de presentar ciertos niveles de experiencia en el entrenamiento de fuerza, no poseen niveles especialmente altos. Únicamente uno de los grupos analizados alcanzo un valor de fuerza relativa igual a 2.0.

Entre los sujetos analizados encontramos dos grupos de individuos adultos y mayores, con edades aproximadas de 40 y 65 años como media (Izquierdo et al. 1999), mientras que el resto eran adultos jóvenes ($\approx 19-26$ años). Cada grupo estaba constituido por atletas pertenecientes a diferentes modalidades deportivas como velocistas, levantadores de peso, culturistas, ciclistas, jugadores de balonmano, voleibol, corredores de media distancia, y saltadores de longitud (Izquierdo et al. 2002, Zink et al. 2006, Cormie et al. 2007_C) o simplemente se trataba de individuos jóvenes moderadamente activos (Siegel et al. 2002, Jandacka et al. 2008). Dichos valores son presentados en detalle a continuación en la tabla 2_A y 2_B.

Tabla 2A. Estudios que analizan media sentadilla con (MS_{CM}) y sin contramovimiento (MS_{SCM}). Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.

Media Sentadilla con (MS_{CM}) y sin (MS_{SCM}) Contramovimiento					
Artículo / Referencia	Muestra	Edad / (Años)	PC / (kg)	Rendimiento / 1-RM - RM/PC/N	MV/POT
Izquierdo et al. (1999) MS_{SCM}	G40: 26 H-FA	42±2.9	84.0±9.6	117.5±3.9 / 1.4 (N)	LPT
	G65: 21 H-FA	65±4.1	78.0±9.3	101.0±5.1 / 1.3 (N)	
Siegel et al. (2002) MS_{CM}	Hombres: 25 Estudiantes / EE	23.0±4.0	89.0±30.0	136.0±23.0 / 1.5 (I)	LCT
	Hombres: 70 HA: 11	22.6±3	80.6±10	HA: 154.0±17.6 / 1.9 (I)	1-LPT Encoder Rotatorio
Izquierdo et al. (2002) MS_{SCM}	JB: 19	22.4±6	83.1±10	JB: 133.4±15.7 / 1.6 (I)	
	CR: 18	21.4±1	67.0±15	CR: 131.4±17.6 / 2.0 (I)	
	CMD: 10	23.1±5	66.4±4	CMD: 106.9±10.8 / 1.6 (I)	
	GC: 12	20.6±1	71.9±8	GC: 103.0±4.9 / 1.4 (N)	

Donde, MS_{SCM} : media sentadilla sin contramovimiento; MS_{CM} : media sentadilla con contramovimiento; **PC**: peso corporal; **1-RM**: una repetición máxima; **RM/PC/N**: repetición máxima, dividida por el peso corporal y nivel de rendimiento; **MV/POT**: método de valoración de la potencia; **G₄₀**: grupo uno, 40 años de edad media del grupo; **G₆₅**: grupo dos, 65 años de edad media del grupo; **H**: hombres; **M**: mujeres; **FA**: físicamente activos; **N**: nivel novicios; **I**: nivel intermedio; **LPT**: transductor de posición lineal; **EE**: experiencia de entrenamiento; **LCT**: luz cronoscópica de tiempo; **HA**: halterófilos; **JB**: jugadores de balonmano; **CR**: ciclistas de ruta; **CMD**: corredores de media distancia; **GC**: grupo control;

Tabla 2B. Estudios que analizan media sentadilla con (MS_{CM}) y sin contramovimiento (MS_{SCM}). Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.

Media Sentadilla con (MS_{CM}) y sin (MS_{SCM}) Contramovimiento					
Artículo / Referencia	Muestra	Edad / (Años)	PC / (kg)	Rendimiento / 1-RM - RM/PC/N	MV/POT
Zink et al. (2006) MS_{CM}	12 - Hombres EE ≠ Deportes	26.8±4.7	92.3±15.3	175.1±30.6 / 1.9 (I)	PF
Cormie et al. (2007 _B) MS_{CM}	10 Hombres EE ≠ Deportes	20.0±1.5	88.8±15.1	171.0±22.1 / 1.9 (I)	1-LPT; 2-LPT 1-LPT+PC; PF 1-LPT+PF; 2-LPT+PF
Cormie et al. (2007 _c) MS_{CM}	12 M / V - SL - JF	19.8±1.4	90.1±14.8	170.4±21.7 / 1.9 (I)	2-LPT+PF
Jandacka y Vaverka (2008) MS_{CM}	H: 55 (EEF) M: 48 (EEF)	21.8±1.5 21.1±1.2	75.2±8.7 58.7±6.6	≈ 100 (N) ≈ 57 (I)	LPT FitroDyne

MS_{SCM} : media sentadilla sin contramovimiento; MS_{CM} : media sentadilla con contramovimiento; **PC**: peso corporal; **1-RM**: una repetición máxima; **RM/PC/N**: repetición máxima, dividida por el peso corporal y nivel de rendimiento; **MV/POT**: método de valoración de la potencia; **H**: hombres; **M**: mujeres; **FA**: físicamente activos; **N**: nivel novicios; **I**: nivel intermedio; **EE**: experiencia de entrenamiento; **PF**: plataforma de fuerza; **1-LPT**: un transductor de posición lineal; **1-LPT+PC**: un transductor de posición lineal + peso corporal; **2-LPT**: dos transductores de posición lineal; **1-LPT+PF**: un transductor de posición lineal + plataforma de fuerza; **2-LPT+FP**: dos transductores de posición lineal + plataforma de fuerza; **V**: velocistas; **SL**: saltadores de largo; **JF**: jugadores de fútbol (americano); **EEF**: estudiantes de educación física.

Como podemos apreciar, en las tablas 2_A & 2_B vemos que, como era de esperar, los individuos más fuertes, son aquellos sujetos que realizaban deportes de fuerza (halterófilos) o potencia (velocistas). Esta respuesta se ve agudizada al analizar los valores de fuerza en términos relativos a su peso corporal (1-RM/PC). Así mismo, en términos absolutos, los sujetos que presentaron mayores niveles de fuerza fueron los individuos analizados por Izquierdo et al. (2002), específicamente los halterófilos. Así mismo, también destacan los sujetos analizados por Zink et al. (2006), y Cormie et al. (2007_A & 2007c). Estos grupos corresponden a halterófilos, velocistas, saltadores de longitud y jugadores de fútbol Americano (1-RM de 154.0±17.6 kg; 171.0±22.1 kg; 175.1±30.6 kg; 170.4±21.7 kg). Destacan también los elevados niveles de fuerza relativa que mostraron los sujetos analizados en el trabajo de Izquierdo et al. (2002), específicamente los ciclistas de ruta (131.4±17.6 kg - 2.0). Finalmente, mencionar que los sujetos más débiles (novicios o desentrenados) fueron practicantes de modalidades de resistencia (corredores), sujetos que no hacían deporte de forma regular (grupo control) y sujetos de mayor edad (Izquierdo et al. 1999, Izquierdo et al. 2002, Jandacka et al. 2008).

La CO encontrada en estos estudios ha mostrado importantes diferencias en la producción de PP y PM. Los valores han oscilado entre el 0% y el 71% del 1-RM dependiendo principalmente de la metodología de valoración de la potencia y del nivel de rendimiento de los sujetos analizados. En esta línea, vemos que los rangos óptimos de carga para el entrenamiento de la potencia (ROC) muestran un comportamiento similar. Por ejemplo, si excluimos el trabajo de Cormie et al. (2007_A) vemos que dichas cargas oscilaron entre el 45% y el 70% del 1-RM.

Frente a estas contradicciones o diferencias en los resultados, algunos autores (Stone et al. 2003_A, Driss et al. 2001) sugieren que la CO se da con intensidades de carga más elevadas en individuos que presentan mayores niveles de fuerza máxima. Por contra, (Baker 2001_A) sugiere que atletas más fuertes y mejor preparados alcanzaron su potencia máxima empleando rangos de intensidades inferiores a las utilizadas por sujetos menos entrenados, independientemente del gesto analizado. Otros autores plantean que la CO podría ser siempre igual con independencia del nivel de fuerza que tenga el sujeto (Cormie et al. 2010).

En nuestro caso, nos centraremos en los niveles de fuerza relativa aportados por cada grupo de sujetos. Estos valores nos dirán que tan fuerte es cada individuo y, por tanto, nos darán una referencia algo más clara acerca del tipo de sujeto o nivel de rendimiento de los individuos analizados en cada trabajo. Desde esta perspectiva podemos observar cómo en el trabajo de Izquierdo et al. (2002) los sujetos más fuertes (HA-CR) alcanzaron su CO en una intensidad más baja (45% del 1-RM), mientras que los sujetos con menores niveles de fuerza encuentran dicha intensidad óptima de carga con el 60% del 1-RM, lo cual coincidiría con lo antes planteado anteriormente por Baker (2001_A). Similar es lo sucedido en el caso de los sujetos de Jandacka et al. (2008). Recordemos que este grupo de sujetos únicamente correspondió a estudiantes de educación física, no reportándose ningún tipo de actividad deportiva específica. En este caso, una vez más, vemos como un grupo de sujetos no entrenados alcanzan su PP con intensidades de carga algo superiores a las encontradas en otros trabajos donde se analizaron sujetos entrenados. Por su parte, Zink et al. (2006) analizaron a 12 sujetos experimentados en diferentes disciplinas deportivas, alcanzando niveles de fuerza (1-RM) de 175.1 ± 30.6 kg, lo cual corresponde a una fuerza relativa de 1.9 veces su peso corporal, es decir, se trata de sujetos de nivel intermedio. Nótese que, en función de su peso corporal, estos sujetos han estado muy cerca del nivel avanzado. En esta oportunidad, al igual como ha sucedido en los demás estudios comentados, donde el nivel de entrenamiento de los sujetos analizados también fue mayor, este grupo de sujetos ha alcanzado su CO en una intensidad inferior (40% del 1-RM) a la que han mostrado los resultados de Jandacka et al. (2008) o Izquierdo et al. (1999).

Finalmente, mencionar que los trabajos de Cormie y colaboradores analizan sujetos clasificados en un nivel intermedio que muestran valores óptimos de PP cuando las cargas se encontraron entre el 56% y el 71% del 1-RM. Sin embargo, en uno de estos trabajos (Cormie et al. 2007_A) debemos considerar el método de valoración empleado para evaluar las diferencias encontradas. En definitiva, estos trabajos muestran una cierta tendencia que nos indica que los sujetos menos entrenados alcanzarían sus valores de CO con intensidades relativas superiores a las obtenidas por los sujetos más entrenados. A continuación (tabla 3_A & B), presentamos un resumen de los datos obtenidos por los estudios anteriormente evaluados. En ella se observan la CO y los espectros o ROC, PP y PM. Además, presentamos valores medios y desviación típica de los resultados de cada trabajo en las variables antes mencionadas.

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 3_A. Rendimiento en media sentadilla con y sin contramovimiento. Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media.

Media Sentadilla con (MS _{CM}) y sin (MS _{SCM}) Contramovimiento					
Artículo / Referencia	CO / (% - 1RM)	ROC / (% - 1RM)	PP - Watos / (M-DT)	PM - Watos / (M-DT)	
Izquierdo et al. (1999)	G40: 60%	60 - 70%	No Presentados	G40: 486±20	
MS _{SCM}	G65: 70%	(AG)		G65: 390±28	
Siegel et al. (2002)	60%	50 - 70%	≈ 950	No Presentados	
Izquierdo et al. (2002)	MS _{CM}	HA: 45%	No Presentados	937±153	
	MS _{SCM}	JB: 60%		752±195	
		CR: 45%		498±110	
		CMD: 60%		473±60	
Zink et al. (2006)	MS _{CM}	GC: 60%	0.92±0.1/DN	No Presentados	
		40%			40 - 50%
Cormie et al. (2007c)	MS _{CM}	56%	42 - 71%	≈ 4000 ^{DG}	No Presentados
Jandacka y Vaverka (2008)	MS _{CM}	H:67±8%	50 - 70%	997.2±152.8	No Presentados
		M:69±8%	50 - 70%	611.8±107.7	

MS_{SCM}: media sentadilla sin contramovimiento; MS_{CM}: media sentadilla con contramovimiento; G₄₀: grupo uno, 40 años edad media; G₆₅: grupo dos, 65 años edad media; H: hombres; M: mujeres; CO: carga óptima; ROC: rango óptimo de cargas; PP: potencia pico; PM: potencia media; M/DT: media y desviación típica; 1-RM: una repetición máxima; AG: ambos grupos; HA: halterófilos; JB: jugadores balonmano; CR: ciclistas ruta; CMD: corredores media distancia; GC: grupo control; DN: datos normalizados; DG: valores directo desde grafico; 1-LPT: un transductor de posición lineal; 1-LPT+PC: un transductor de posición lineal + peso corporal; PF: plataforma de fuerza; 2-LPT: dos transductores de posición lineal; 1-LPT+PF: un transductor de posición lineal + PF; 2-LPT+PF: dos transductores de posición lineal + PF; D/MV_{POT}: dependiendo del método de la potencia.

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 3B. Rendimiento en media sentadilla con (MS_{CM}) y sin contramovimiento (MS_{SCM}). Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media presentados como medias y desviación típica.

Media Sentadilla con (MS_{CM}) y sin (MS_{SCM}) Contramovimiento				
Artículo / Referencia	CO / (% - 1RM)	ROC / (% - 1RM)	PP - Watos / (M-DT)	PM - Watos / (M-DT)
Cormie et al. (2007 _B) MS_{CM}	Potencia Pico		Potencia Pico	Potencia Media
	1-LPT: 0%			
	1-LPT+PC: 71%		4,215.1±1,227.1	2,379.6±618.8
	2-LPT: 0%	Potencia Pico		
	PF: 71%	0 - 71%	2,718.6±361.0	1,516.8±295.5
	1-LPT+PF: 71%	DMC		
	2-LPT+PF: 56%		4,104.2±1,162.0	2,381.5±594.0
	Potencia Media			
	1-LPT: 12%	Potencia Media	3,243.8±448.8	1,510.8±248.7
	1-LPT+PC: 42%	12 - 42%		
	2-LPT: 12%	DMC	3,291.3±326.4	1,901.5±393.2
	PF: 27%			
1-LPT+PF: 12%		3,206.3±411.5	1,874.6±386.4	
2-LPT+PF: 12%				

MS_{SCM} : media sentadilla sin contramovimiento; MS_{CM} : media sentadilla con contramovimiento; G_{40} : grupo uno, 40 años de edad media del grupo; G_{65} : grupo dos, 65 años de edad media del grupo; **H**: hombres; **M**: mujeres; **CO**: carga optima; **ROC**: rango optimo de cargas; **PP**: potencia pico; **PM**: potencia media; **M/DT**: media y desviación típica; **1-RM**: una repetición máxima; **AG**: ambos grupos; **HA**: halterófilos; **JB**: jugadores de balonmano; **CR**: ciclistas de ruta; **CMD**: corredores de media distancia; **GC**: grupo control; **DN**: datos normalizados; **DG**: valores aportados directo desde el grafico; **1-LPT**: un transductor de posición lineal; **1-LPT+PC**: un transductor de posición lineal + peso corporal; **PF**: plataforma de fuerza; **2-LPT**: dos transductores de posición lineal; **1-LPT+PF**: un transductor de posición lineal + PF; **2-LPT+PF**: dos transductores de posición lineal + PF; **D/MV_{POT}**: dependiendo del método de la potencia.

Como era de esperar, los mayores valores de potencia también correspondieron a los sujetos más fuertes (PP: $4,215.1 \pm 1,227.1$ W; PM: $2,381.5 \pm 594.0$ W). Si embargo, llama la atención que sujetos similares en niveles de fuerza y preparación muestren, con relativa frecuencia, diferentes niveles de potencia. Por ejemplo, si comparamos los valores aportados por Izquierdo et al. (2002) con los de Cormie et al. (2007_A) vemos que la fuerza en términos relativos ha sido prácticamente la misma, sin embargo los valores de potencia han sido muy diferentes. En el trabajo de Cormie (2007_A) vemos que los valores de PM no bajan de $1,510.8 \pm 248.7$ W, mientras que los sujetos de Izquierdo et al. (2002) no pasan de 937 ± 153 W. Estas diferencias en cierta medida podrían ser debidas a las diferencias metodológicas implementadas en cada protocolo. La influencia de la metodología de evaluación empleada en el estudio de la potencia muscular es un tema que ya ha sido abordado en profundidad por autores como Dugan et al. (2004) o Cormie et al. (2007_A).

En esta líneas, Stone et al. (2003_A) centran su atención en las diferencias que pudieran existir en relación al tipo de sujetos analizados en cada estudio. Cormie et al. (2007_C) también plantean que las discrepancias se deben, además de motivos metodológicos, diferencias en el tipo de sujetos analizados. Estos autores plantean que la combinación de equipo cinéticos y cinemáticos deben ser utilizados en orden de obtener la representación más valida de generación de potencia durante movimientos dinámicos.

Todo parece indicar que existe una elevada relación entre fuerza máxima (1-RM) y producción de potencia (Moss et al. 1997, Blackburn et al. 1998, McBride et al. 1999, Stone et al. 2003_A, Carlock et al. 2004, Wisløff et al. 2004, Ugrinowitsch et al. 2007, Miyaguchi et al. 2008, Nuzzo et al. 2008, Cormie et al. 2009, Cormie et al. 2010). No obstante, la mayor relación entre ambos parámetros ocurre cuando las intensidades de carga son más elevadas (Schmidtbleicher 1992). La razón de este comportamiento es debido a que los sujetos más fuertes suelen presentar características neuromusculares más favorables (Toji et al. 2004, Folland et al. 2007). También debe ser tenido en cuenta que los sujetos más fuertes suelen presentar un mayor desarrollo muscular y, por tanto, un área de sección transversal (anatómica o fisiológica) elevada (Costill et al. 1979, Jones et al. 1989, Staron et al. 1991, Campos et al. 2002). En el caso de los deportistas más explosivos la hipertrofia corresponde principalmente a las fibras tipo II (Thorstensson et al. 1976, Dons et al. 1979, Staron et al. 1991, Campos et al. 2002).

En los movimientos habitualmente utilizados en el entrenamiento de la potencia, salvo aquellos con suelta de la carga, se observa que la velocidad de la barra disminuye en la última parte del movimiento. Esto es lo que se conoce como fase de desaceleración. Esta fase es especialmente relevante cuando las cargas son moderadas o bajas. Esta disminución de las velocidades de desplazamiento de la carga se da en la porción final del desplazamiento de la misma y se debe a un descenso de la activación de la musculatura agonista para poder detener la carga al final del movimiento (Newton et al. 1996). Cuando hablamos de acciones balísticas, como puede ser un squat jump o un press banca con lanzamiento, vemos que la aceleración de la carga continua durante todo el rango de movimiento, por tanto, la fuerza, la velocidad alcanzada en la fase concéntrica y la potencia es mayor que la obtenida en movimientos que no incorporan lanzamiento o fase de salto (Newton et al. 1996).

Un aspecto clave en el desarrollo de fuerza y potencia muscular es el tipo de movimiento que se realiza en la ejecución del ejercicio. Las acciones que incorporan un contramovimiento previo a la fase concéntrica se realizan para incrementar la eficacia del gesto y potenciar la respuesta mecánica muscular. Esta hipótesis se cumple para PP y PM en los trabajos de salto (SJ vs. CMJ) desarrollados por McBride et al. (1999) y Stone et al. (2003_A). Los autores de estos trabajos sugieren que la fuerza máxima es primordial a la hora de lograr grandes valores de potencia sobre la capacidad o habilidad de los sujetos de utilizar el contramovimiento en una determinada acción o gesto motriz. Una acción muscular excéntrica estimula el reflejo de estiramiento lo que se traduce en un aumento de la energía elástica, permitiendo en principio mejorar los niveles de fuerza y potencia durante una posterior acción concéntrica (Norman et al. 1979, Komi 1984, Walshe et al. 1998, Miyaguchi et al. 2006).

El origen de las bases mecánicas que subyacen los CEA fue establecido inicialmente por Cavagna et al. (1965). Dichas bases han sido revisadas por numerosos estudios posteriores orientados a analizar cómo se manifiesta y la magnitud de sus efectos. Los beneficios potenciales de un CEA se deben al aprovechamiento y re-utilización de la energía elástica almacenada en los componentes elásticos en serie y paralelo del sistema musculotendinoso (Cavagna et al. 1968, Asmussen et al. 1974, Cavagna et al. 1974) reflejo espinal (Dietz et al. 1981, Bosco et al. 1982_A, Nicol et al. 1998) y respuestas de latencia prolongadas (Jones et al. 1971).

La potenciación elástico-refleja, puede originar incrementos de un 10-15% en la producción de potencia (Asmussen et al. 1974, Enoka 1994, Cronin et al. 2000, Cronin et al. 2001). No obstante, como se ha visto en esta revisión, los beneficios de un CEA varían considerablemente entre cada individuo (Wilson et al. 1993, Walshe et al. 1996), especialmente cuando existen deficiencias técnicas en la ejecución y los niveles de fuerza son bajos.

Cronin et al. (2001_A) plantean que parte de la pérdida de eficacia en algunas acciones con contramovimiento podría deberse a dos fenómenos: pérdida de energía elástica por descensos demasiado lentos y fases de acoplamiento prolongadas, o por la falta habilidad de los músculos para generar fuerza a elevadas velocidades de acortamiento o contracción muscular. Algunos trabajos muestran que la VP en un movimiento con CEA ocurría demasiado tarde y por tanto sus efectos positivos sobre el movimiento fueron menores (Newton et al. 1997, Cronin et al. 2001_A).

Otros estudios sugieren que el aprovechamiento elástico-reflejo solo maximiza la parte inicial de la fase concéntrica del movimiento (Thys et al. 1975, Chapman et al. 1985, Wilson et al. 1991, Newton et al. 1997, Cronin et al. 2000).

Algunos trabajos demostraron que la potenciación se manifiesta en los primeros 200 ms de la fase concéntrica (Cronin et al. 2000, Newton et al. 1997), vinculando la eficacia en la fase inicial del empuje con la máxima fuerza que posea el deportista. Bosco et al. (1982_B) sugieren que fases de alargamiento mayores a 500 ms producen mayores periodos de acoplamiento lo que provocan una disminución de la energía elástica que pudiera haberse almacenado el músculo durante la fase excéntrica.

Schmidtbleicher (1992) no comparte plenamente esta afirmación, sugiriendo que aunque la fuerza máxima es el factor condicional principal en la manifestación de la potencia, especialmente al inicio de la fase de empuje, todo será condicionado por la carga externa usada, disminuyendo su influencia a medida que la carga es menor.

En acciones con CEA, la aceleración y la fuerza pico muestran un incremento considerable. Para ello es necesario disponer de suficiente fuerza para reducir la velocidad excéntrica de la carga hasta llegar a cero antes de iniciar la fase concéntrica de empuje.

El cambio en el momentum es directamente proporcional al cambio en la velocidad y la masa de la carga, aumentando con fases excéntricas rápidas y cortas y disminuyendo en el caso contrario. Este cambio en el momentum es también proporcional a la fuerza que ha causado ese cambio y la duración sobre la cual los cambios han tenido lugar. La suma de la fuerza externa en la fase excéntrica supuestamente permite mayores aceleraciones durante la fase inicial de la fase concéntrica. Sin embargo, los potenciales beneficios dependen de la habilidad que tenga el sujeto de incrementar la fuerza rápidamente vía reclutamiento de un elevado número de unidades motoras y de una recuperación rápida de energía elástica.

MOVIMIENTOS O ACCIONES BALÍSTICAS (SALTOS)

Las acciones de tipo balísticas como el *squat jump* (SJ) o el *countermovement squat jump* (CMJ) también pretenden eliminar, o reducir al máximo, la fase de desaceleración que tiene lugar al final del gesto en el caso del squat tradicional. La velocidad media en el caso de acciones de tipo balístico es igual al cambio en el desplazamiento al inicio de la fase concéntrica y el punto en el cual la carga es proyectada, dividido por la duración de esa fase. El punto en el que el atleta pierde el contacto con el suelo es el momento en el que el ya no es capaz de aplicar más fuerza muscular y por tanto cualquier cambio posterior en la velocidad es consecuencia de la fuerza de gravedad y no debe ser incluida en ninguna cinemática o cinética de calculo (Frost et al. 2010).

En casi todas las acciones deportivas, y entre ellas el squat explosivo, vemos que el deportista se ve obligado a dedicar una porción substancial del movimiento a frenar por simples razones mecánicas y, especialmente, para garantizar la integridad de las estructuras musculares y articulares implicadas en el movimiento. Esto supone que durante el recorrido exista una fase en la que el gesto es desacelerado antes de alcanzar la velocidad cero (Elliott et al. 1989, Newton et al. 1996). La carga, también resulta un parámetro determinante en la duración de los recorridos de aceleración y frenado de la fase concéntrica del movimiento. Por ejemplo, con cargas bajas es normal ver una desaceleración temprana de la carga debido a una corta activación agonista y una elevada co-activación antagonista (Newton et al. 1994).

Con el fin de adaptar el entrenamiento a las necesidades reales del deportista, algunos atletas y entrenadores prefieren hacer los ejercicios de fuerza de forma explosiva, especialmente cuando el objetivo del entrenamiento es el desarrollo de la potencia. Este tipo de ejercicios suponen cambios significativos en las variables cinéticas y cinemáticas respecto a los movimientos tradicionales en los que no existe salto. Cabe destacar que las diferencias más importantes se dan en la fase concéntrica.

CARGA OPTIMA Y POTENCIA EN SQUAT JUMP Y COUNTERMOVEMENT SQUAT JUMP

Al igual que ocurrió con el squat (MS_{SCM} y MS_{CM}), cuando analizamos el SJ y CMJ vemos que los estudios se han centrado casi exclusivamente, en poblaciones de género masculino de variados niveles de rendimiento. Para comparar los resultados obtenidos en estos trabajos, ofrecemos dos tablas tipo resumen en las cuales hemos buscado ordenar y estructurar algunos parámetros importantes de cara a un mejor entendimiento y ordenamiento de los mismos. Para cada movimiento presentamos datos acerca del tipo de muestra, edad, peso corporal, nivel de rendimiento (valores absolutos y relativos de 1-RM) además del método de valoración de la potencia empleado. En segundo lugar hemos se evaluará la CO, los rangos óptimos de carga, y los valores absolutos de PP y PM.

Al analizar este tipo de movimientos (SJ y CMJ) observamos que de igual forma a lo acontecido en el caso del MS_{SCM} y MS_{CM} , vemos que las intensidades con las cuales se ha logrado obtener la máxima producción de potencia en los diferentes trabajos analizados han mostrado ciertas variaciones. Estos cambios están asociados principalmente al tipo de sujetos analizados (nivel de rendimiento) y a los medios de valoración de la potencia. En esta parte de nuestra revisión hemos incluido 18 estudios, de los cuales solo 2 trabajos han incorporado la evaluación del CMJ, mientras que los 18 trabajos analizaron el SJ. Entre los sujetos analizados encontramos grupos formados principalmente por individuos adultos jóvenes ($\approx 18-25$ años). Cada grupo estuvo compuesto por sujetos pertenecientes a diferentes modalidades deportivas (velocistas, halterófilos, saltadores de longitud, culturistas, jugadores de rugby, fútbol americano y baloncesto) o simplemente se trataba de individuos jóvenes, estudiantes o sujetos moderadamente activos que no presentaban ningún grado de especialización atlética (tablas 4_A, 4_B y 4_C).

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 4_A. Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia en SJ & CMJ.

Squat Jump (SJ) y Countermovement Squat Jump (CMJ)					
Artículo / Referencia	Muestra	Edad / (años)	PC / (kg)	Rendimiento / 1-RM - RM/PC/N	MV _{POT}
McBride et al. (1999) SJ & CMJ	6 / V	19.8±0.8	76.9±2.6	204.3±12.5 / 2.7 (A)	1-LPT+PF
	8 / PL	24.1±1.2	78.2±3.7	225.5±10.8 / 2.9 (E)	
	6 / HA	20.2±1.1	85.3±9.5	243.9±12.8 / 2.9 (E)	
	8 / GC	22.3±0.8	75.6±3.3	161.3±10.9 / 2.1 (I)	
Baker et al. (2001 _B) - (Estudio 1) SJ	32 Hombres JR/ _{Pro} & JR/ _{S-Pro}	22.4±3.8	91.7±11.8	152.9±17.1 / 1.7 (I)	1-LPT+PC
Baker et al. (2001 _B) - (Estudio 2) SJ	32 Hombres JR/Universitarios	18.1±1.1	91.4±9.8	147.6±25.2 / 1.6 (I)	1-LPT+PC
Baker et al. (2001 _B) - (Estudio 3) SJ	17 Hombres JR/ _{Pro}	24.3±3.7	93.4±9.6	161.2±16.9 / 1.7 (I)	1-LPT+PC
McBride et al. (2002) SJ	26 Hombres Con experiencia en entrenamiento	Pre	Pre	Pre-Intervención	1-LPT+PF (Maquina Smith)
		G1: 24.2±1.8	84.4±4.6	G1: 145.8±9.8 / 1.7 (I)	
		G2: 21.6±0.8	80.5±3.8	G2: 152.3±10.1 / 1.9 (I)	
		GC: 22.3±1.8	79.1±4.2	GC: 146.8±8.1 / 1.9 (I)	
		Post	Post	Post- Intervención	
G1: 24.2±1.8	84.6±4.7	G1: 157.8±10.2 / 1.9 (I)			
G2: 21.6±0.8	80.6±3.9	G2: 167.8±10.3 / 2.1 (A)			
GC: 22.3±1.8	81.1±3.7	GC: 155.0±7.5 / 1.9 (I)			

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 4B. Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia en SJ & CMJ.

Squat Jump (SJ) y Countermovement Squat Jump (CMJ)					
Artículo / Referencia	Muestra	Edad / (años)	PC / (kg)	Rendimiento / 1-RM - RM/PC/N	MV _{POT}
Stone et al. (2003) SJ - CMJ	22 Hombres ≠EE	22.2±3.8	87.0±15.3	148.5±44.9 / 1.7 (I)	V-scope 120
Stone et al. (2003) SJ - CMJ	10 Hombres ≠EE 2 Grupos RM-B / RM-A	22.2±3.8	87.0±15.3	RM-B MS _{CM} : 95.0±6.3 / 1.1(NE) MS _{SCM} : 84.7±8.9 / 1.0(NE) RM-A MS _{CM} : 212.5±8.4 / 2.4 (A) MS _{SCM} :190.5±9.4 / 2.2 (A)	V-scope 120
Sleivert and Taingahue (2004) SJ (Tradicional & Split)	30 Hombres 27: RP & 3: BP	20.0±2.2	90.6±9.3	Split SJ: 206.6±34.4 Tradicional SJ: 149.5±22.6	PF & Acelerómetro
Dugan et al. (2004) SJ	2 Hombres	Datos No Presentados	Datos No Presentados	Datos No Presentados	1-LPT+PF 1-LPT & PF
Cormie et al. (2007 _A) SJ	26 Hombres / EE-Nivel Regional 3 Grupos Potencia Fuerza & Potencia Control	P: 22.1±3.2 F&P: 20.5±1.1 GC: 20.0±2.9	P: 81.6±18.8 F&P: 79.8±15.4 GC: 85.5±24.0	P: 107.5±21.8 / 1.3 (N) F&P: 119.4±25.0 / 1.5 (N) GC: 116.3±30.3 / 1.4 (N)	2-LPT+PF
Cormie et al. (2007 _B) SJ	10 Hombres EE ≠ Deportes	20.0±1.5	88.8±15.1	171.0±22.1 / 1.9 (I)	1-LPT; 2-LPT 1-LPT+PC; PF 1-LPT+PF; 2-LPT+PF

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 4c. Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia en SJ & CMJ.

Squat Jump (SJ) y Countermovement Squat Jump (CMJ)					
Artículo / Referencia	Muestra	Edad / (años)	PC / (kg)	Rendimiento / 1-RM - RM/PC/N	MV _{POT}
Cormie et al. (2007c) SJ	12 Hombres V - SL - JF	19.8±1.40	90.1±14.8	170.4±21.7 / 1.9 (I)	2-LPT+PF
Cormie et al. (2007d) SJ	8 Hombres EE	22.8±3.1	86.8±18.7	139.7±31.5 / 1.6 (I)	1-LPT 1-LPT+PF; 2-LPT+PF
Harris et al. (2007) SJ	18 Hombres JR _{NN}	23.1±2.7	105.6±13.4	280.0±50.0 / 2.7 (E)	1-LPT
Thomas et al. (2007) SJ	19 Hombres & 14 Mujeres NCAA 1 ^{ra} D-FA	H: 20±2.0 M: 19±1.0	77.6±7.1 62.7±4.9	121.0±22.5 / 1.6 (I) 83.2±12.6 / 1.3 (I)	ER+PF
Harris et al. (2008) SJ	30 Hombres JR _{NN}	22.3±2.8	100.5±10.6	305.0±46.6 / 3.1 (E)	1-LPT
Cormie et al. (2008) SJ	18 Hombres No Entrenados	21.4±2.6	80.8±16.9	112.8±23.3 / 1.4 (N)	2-LPT+PF
Bevan et al. (2010) SJ	36 Hombres JR _{Pro}	25.5±4.8	101.3±12.8	181.0±24.0 / 1.8 (I)	1-LPT

MS_{SCM}: media sentadilla sin contramovimiento; **MS_{CM}**: media sentadilla con contramovimiento; **SJ**: squat jump; **CMJ**: countermovement Jump Squat; **1-RM**: repetición máxima; **PC**: peso corporal; **N**: nivel; **MV_{POT}**: método de valoración de la potencia; **V**: velocistas; **PL**: Powerlifters; **HA**: halterófilos; **GC**: grupo control; **A**: avanzado; **E**: elite; **I**: Intermedio; **PF**: plataforma de fuerza; **1-LPT+PF**: un transductor de posición lineal + PF; **JR_{PRO}**: jugadores de rugby profesionales; **JR_{S-PRO}**: jugadores de rugby semi-profesionales; **1-LPT+PC**: un transductor de posición lineal + PC; **JR_{Universitarios}**: jugadores de rugby universitarios; **EE**: experiencia de entrenamiento; **G**: grupo; **RM-B**: RM bajo; **RM-A**: RM alto; **NE**: sujetos no entrenados; **JB**: jugadores baloncesto; **1-LPT**: un transductor de posición lineal; **GP**: grupo potencia; **F&P**: grupo fuerza & potencia; **2-LPT+PF**: dos transductores de posición lineal + PF; **2-LPT**: dos transductores de posición lineal; **N**: novicio; **SL**: saltadores longitud; **JF**: jugadores futbol; **NN**: nivel nacional; **H**: hombres; **M**: mujeres; **NCAA 1^{ra} D-FA**: asociación nacional atlética colegial, primera división futbol americano.

De los estudios revisados, únicamente los sujetos incluidos en el estudio de Thomas et al. (2007) han evaluado un grupo de sujetos de género femenino (n=14). El resto de grupos estudiados estaban configurados por varones (n=377). Los sujetos analizados en cada trabajo mostraron diferencias en su nivel de rendimiento y experiencia en el entrenamiento de la fuerza. Predominó el perfil de los individuos en un nivel intermedio, donde a pesar de presentar ciertos niveles de experiencia de entrenamiento, no contaban con niveles de fuerza especialmente elevados. Cabe destacar que también se encontraron sujetos de nivel avanzado y elite, con valores de fuerza relativa superiores a 2.5 y 3.1 veces su peso corporal.

De los trabajos analizados, únicamente uno de los grupos empleado por Stone et al. (2003_A) mostró valores de fuerza relativos inferiores a 1.1 veces su peso corporal. Este grupo de sujetos fue clasificado como sujetos no entrenados. Además, encontramos dos grupos con valores inferiores a 1.5 veces su peso corporal. Dichos sujetos fueron clasificados como nivel novicio (Cormie et al. 2007_B, Cormie et al. 2008). Un escalón por encima, encontramos el nivel de rendimiento que más veces se repitió entre los sujetos analizados. Nos referimos al nivel intermedio. En dicho espectro, encontramos individuos con valores de fuerza relativa de entre 1.7 hasta 2.0 veces su peso corporal. En este grupo situamos a los sujetos analizados por Baker et al. (2001_B), McBride et al. (2002), Stone et al. (2003_A), Cormie et al. (2007_A), Thomas et al. (2007) y Bevan et al. (2010). Aun por encima de este grupo se estableció el nivel avanzado, el cual fue delimitado entre el 2.1 y el 2.7 veces el valor del peso corporal. Dentro de esta categoría solo encontramos tres trabajos (McBride et al. 1999, McBride et al. 2002, Stone et al. 2003_A). Finalmente, los sujetos más fuertes fueron clasificados como elite. Este grupo de sujetos alcanzaron valores de fuerza relativa que estuvieron entre las 2.8 y las 3.1 veces su peso corporal (McBride et al. 1999, McBride et al. 2002, Harris et al. 2007, Harris et al. 2008).

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 5_A. Rendimiento en movimientos de SJ & CMJ. Carga optima, rangos óptimos, valores PP y PM mostrados como medias y desviación típica.

Squat Jump (SJ) y Squat Jump CEA (CMJ)				
Artículo / Referencia	CO / (% - 1RM)	ROC / (% - 1RM)	PP - Watios / (M-DT)	MP - Watios / (M-DT)
Sleivert y Taingahue (2004) SJ (Tradicional & Split)	S-SJ / PP: 60%	S-SJ / PP: 50 - 70%	S-SJ	S-SJ
	S-SJ / PM: 50%	S-SJ / PM: 30 - 60%	17.58±2.85	7.07±1.25
	T-SJ / PP: 40%	T-SJ / PP: 30 - 60%	T-SJ	T-SJ
	T-SJ / PM: 40%	T-SJ / PM: 30 - 60%	17.10±3.15	7.32±1.34
Dugan et al. (2004) SJ	30%		6,800.0	
	30%	No Definido	5,250.0	No Definido
	30%		6,950.0	
Cormie et al. (2007 _A) SJ	0%	No Definido	GP: 60 - 70 (W·kg ⁻¹) F&P: 60 - 70 (W·kg ⁻¹) GC: 57 (W·kg ⁻¹)	No Definido
	0% 1-RM 30% FDM	0 - 12% 1-RM 30 - 40% FDM	≈ 6500 ^{DG}	No Definido
Cormie et al. (2007 _D) SJ	30%		5,659.0±1,087.0	
	30%	No Definido	4,935.0±1,104.0	No Definido
	30%		4,945.0±1,098.0	
Harris et al. (2007) SJ	PP: 21.6±7.1%	PP: 10 - 35 %	4,110.0±570.0	1,620±200
	PM: 39.0±8.6%	PM: 22 - 27%		
Thomas et al. (2007) SJ	Hombres: 30%	Hombres: 30 - 40%	Hombres: ≈ 1800 ^{DG}	No Presentados
	Mujeres: 40%	Mujeres: 30 - 50%	Mujeres: ≈ 1500 ^{DG}	

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 5B. Rendimiento en movimientos de SJ & CMJ. Carga optima, rangos óptimos, valores PP y PM mostrados como medias y desviación típica.

Squat Jump (SJ) y Squat Jump CEA (CMJ)				
Articulo / Referencia	CO / (% - 1RM)	ROC / (% - 1RM)	PP - Watos / (M-DT)	MP - Watos / (M-DT)
Cormie et al. (2007 _B) SJ	PP: 1-LPT: 0%			
	PP: 1-LPT + PC: 42%	Potencia Pico	6,496.9±1,135.9	3,932.7±829.3
	PP: 2-LPT: 0%	0 - 42%		
	PP: PF: 0%	D-MV/ _{POT}	3,379.5±505.8	1,851.6±390.8
	PP: 1-LPT + PF: 0%		6,404.8±1,168.3	3,931.5±867.2
	PP: 2-LPT + PF: 0%			
	PM: 1-LPT: 0%			
	PM 1-LPT + PC: 27%	Potencia Media	6,260.9±1,181.9	2,484.6±567.1
	PM: 2-LPT: 0%	0 - 27%		
	PM: PF: 0%	D-MV/ _{POT}	6,393.1±1,115.1	3,562.4±732.0
PM: 1-LPT + PF: 0%		6,332.0±1,085.4	3,506.3±727.0	
PM: 2-LPT + PF: 0%				
Cormie et al. (2008) SJ	0 kg 30% FDM	0 - 20 kg 30 - 40% FDM	4,616.4±1,040.8	No Definido
Harris et al. (2008) SJ	PP: 20% PM: 20%	No Definido	4,520±1070	1,600±230
Bevan et al. (2010) SJ	0%	0% - 20%	4,750.9±529.4	No Definido

CO: carga optima; **1-RM:** repetición máxima; **ROC:** rango optimo de cargas; **PP:** potencia pico; **PM:** potencia media; **M/DT:** media y desviación típica; **SJ:** squat jump; **CMJ:** countermovement squat jump; **G:** grupo; **RM-B:** RM bajo; **RM-A:** RM alto; **S-SJ:** split jump squat; **T-SJ:** tradicional jump squat; **GP:** grupo potencia; **F&P:** grupo fuerza & potencia; **D-MV/_{POT}:** dependiendo del método de valoración de la potencia; **FDM:** fuerza dinámica máxima.

Los resultados encontrados en estos trabajos nos indican que tanto la CO como los ROC son altamente dependientes, tanto del tipo de sujetos analizados (nivel de rendimiento y experiencia de entrenamiento), como de los medios con los cuales se valoró la producción de potencia en ambos movimientos. En el caso del SJ vemos que la CO (PP y PM) oscilaron entre el 0% y 60% del 1-RM, pasando por cargas del 10%, 20%, 30%, 40% y 50%, dependiendo del estudio analizado. Por su parte, en el caso de CMJ vemos que los trabajos revisados muestran que la CO ha sido alcanzada con cargas algo inferiores, estando entre el 10% y el 40% del 1-RM.

Como ya comentamos antes, algunos autores (Stone et al. 2003_A, Driss et al. 2001) sugieren que la CO se da con inmensidades de carga mas elevadas en sujetos más entrenados y con grande niveles de fuerza. No obstante, (Baker 2001_A) sugiere que los sujetos más entrenados alcanzan su máxima producción de potencia con intensidades porcentualmente inferiores independientemente del gesto analizado. Otros autores plantean que la CO podría ser siempre igual con independencia del nivel de fuerza que tenga el sujeto (Cormie et al. 2010). Desde nuestra perspectiva, estas diferencias no pueden ser analizadas de forma lineal ya que en nuestra opinión, este fenómeno corresponde a una situación de tipo multifactorial, donde son muchas las variables involucradas en las diferencias antes comentadas. Recordemos que en el caso del squat (en sus dos variantes) vimos que los resultados encontrados en algunos de los trabajos revisados tienden a apoyar el planteamiento de (Baker et al. 2001_B), quienes afirman el hecho de que los sujetos más fuertes (desde el punto de vista relativo) logran generar su potencia máxima con intensidades inferiores a las de otros sujetos menos preparados. En otras palabras, los sujetos más fuertes encuentran su CO con cargas inferiores respecto a su 1-RM.

En el caso de los saltos vemos que este patrón de respuesta no se refleja de forma tan evidente. Por ejemplo, McBride et al. (1999) analizaron a un grupo de sujetos entrenados en diferentes disciplinas deportivas entre los que destacan, por su fuerza, los powerlifters y los halterófilos. A pesar de ser más fuertes que los demás grupos analizados, la CO en CMJ y SJ no mostraba diferencias evidentes. Por su parte, (Baker et al. 2001_B) encontraron que los rugbistas de nivel profesional alcanzan su CO con una intensidad de carga inferior a la que necesitaron los jugadores de nivel universitario ($JR_{\text{pro}}: 55.2 \pm 9.9\%$ vs. $JR_{\text{Universitarios}}: 57.1 \pm 12.6\%$).

En contraposición, podemos citar el trabajo de (Stone et al. 2003_A) en el cual se concluye que, tanto en el movimiento de CMJ como SJ, los sujetos más débiles alcanzan su CO con intensidades inferiores (10% del 1-RM) a las que necesitaron emplear los sujetos más fuertes (40% 1-RM). En esta línea, Cormie et al. (2007_B) no encontraron variaciones de la CO en tres grupos de sujetos no entrenados, los cuales fueron sometidos a un periodo de intervención, donde se implementaron tres protocolos de entrenamiento. La CO fue identificada como el 0% 1-RM en los tres grupos analizados en ambas situaciones de valoración de la potencia (pre y post).

Similar ha sido el caso de los valores presentados por Harris et al. (2007 & 2008) cuando analizó a un grupo de sujetos con experiencia en el trabajo con sobrecarga. Cabe destacar que estos sujetos han sido clasificados como elite ya que presentaban niveles de fuerza superiores a 3.0 veces su peso corporal. En ambos casos la CO se alcanzó con cargas de aproximadamente un 20% del 1-RM. Estos valores, junto con el 30% del 1-RM, son las cargas más recurrentes independientemente del tipo de sujetos analizados.

Esto nos indica que ser sujetos altamente entrenados no conlleva que la CO este por debajo de otros grupos de menor nivel de rendimiento. Esto se confirma al ver los resultados obtenidos por Cormie et al. (2008). Este estudio muestra como un grupo de sujetos de bajo nivel encuentran su CO en el 0%. Es decir, que a pesar de tener un nivel inferior al de los sujetos analizados por Harris et al. (2007 & 2008), la intensidad que les permitió manifestar todo su potencial estuvo por debajo del que emplearon sujetos con experiencia en dicho movimiento.

En definitiva, el nivel de entrenamiento de los sujetos sí afecta la intensidad con la cual un grupo de individuos es capaz de alcanzar su máxima potencia en estos movimientos (CMJ y SJ). Sin embargo, no queda del todo claro como dicha variable (nivel de entrenamiento) interviene en la globalidad de los casos, ya que en cada estudio el análisis es complejo. Recordemos que estamos analizando un fenómeno multifactorial, por tanto no debemos olvidar que los resultados de cada trabajo son consecuencia de un cúmulo de situaciones y variables.

En esta línea, no podemos dejar de analizar otro aspecto que actualmente genera cierta controversia en lo referente a los resultados de producción de potencia. Como todos sabemos, existe una íntima relación entre los niveles de fuerza y la generación de potencia que un individuo es capaz de desarrollar. Sin embargo, vemos que existen diferencias en relación a los valores de producción de PP y PM, en sujetos o poblaciones donde tanto los niveles de fuerza como el grado de especialización deportiva son similares. Por ejemplo, si nos centramos en los resultados de PP, vemos que dichos valores han oscilado entre los 1500 y 1800 W obtenidos por Thomas et al. (2007) hasta los 6800 W alcanzados por Dugan et al. (2004). A su vez, los valores de PM oscilaron entre los 1600 W (Harris et al. 2008) hasta los 3900 W (Cormie et al. 2007_A) lo cual indica que existen importantes diferencias tanto a nivel de PP como PM.

Al comparar los resultados de PM obtenidos por (Baker et al. 2001_B) vemos que dichos resultados oscilaron entre $1,726 \pm 187$ y los $1,851 \pm 210$ W. Recordemos que para este grupo de sujetos, los niveles de fuerza estuvieron entre 147.6 ± 25.2 kg (1.6) y 161.2 ± 16.9 kg (1.7), lo cual ubica a estos sujetos en un nivel intermedio. Por su parte, Cormie et al. (2007_A) alcanzaron valores para PM entre los $1,851.6 \pm 390.8$ W y los $3,931.5 \pm 867.2$ W, dependiendo del método de valoración de la potencia. Considerando que los niveles de fuerza alcanzados por este grupo de sujetos no fueron especialmente superiores a los resultados recién mencionados (171.0 ± 22.1 kg -1.9) y considerando que ambos trabajos analizaron a sujetos entrenados en potencia, sorprende el hecho de que en algunos casos el valor de PM es prácticamente el doble.

Otro aspecto que nos llama la atención es el hecho de que sujetos con similares niveles de fuerza y preparación muestren en algunos casos intensidades de carga diferentes a la hora de optimizar su producción de potencia. Dugan et al. (2004) plantean que los métodos de valoración juegan un papel importante a la hora de determinar la CO y los valores de potencia obtenidos con cada carga. Otro de los autores que apoya esta idea es Cormie, quien en uno de sus trabajos del año 2007 (Cormie et al. 2007_A) buscaron encontrar si existía algún grado de influencia entre el método de valoración de la potencia y la intensidad con la cual se alcanzaban los valores máximos.

Los resultados obtenidos en un grupo de sujetos de nivel intermedio confirman que sí existen diferencias en relación a este parámetro, por tanto, no debemos desconocerlo. Cabe destacar que estas diferencias han afectado tanto a los valores de potencia como a las cargas con las cuales dichos valores han sido obtenidos.

ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS ESTUDIOS QUE HAN EVALUADO LA CARGA ÓPTIMA EN EJERCICIOS DEL MIEMBRO SUPERIOR

En este caso, no centraremos en primer término en los trabajos que han estudiado la respuesta de la potencia en PB, en sus variantes con y sin contramovimiento (PB_{CM} - PB_{SCM}) para posteriormente introducirnos de lleno en las variantes con lanzamiento de la barra al finalizar la fase concéntrica del movimiento. En esta oportunidad, los resultados encontrados en los diferentes trabajos analizados en torno a este tipo de movimientos, muestran que las intensidades con las cuales se ha logrado obtener la máxima potencia han variado algo menos que lo encontrado en el miembro inferior.

CARGA ÓPTIMA Y MIEMBRO SUPERIOR

El análisis de la CO en PB_{CM} y PB_{SCM} ha incluido 13 estudios. Nueve de estos han examinado el comportamiento de la potencia en PB_{SCM} , tres han estudiado el PB_{CM} y uno de ellos estudio ambos movimientos (Cronin et al. 2001_A). Exceptuando el trabajo desarrollado por Jandacka et al. (2008) y Naclerio y García (2006) en el cual se incluyeron mujeres en la muestra (n=52), el resto de sujetos evaluados fueron hombres (n=311), lo que nos da una n total de 363 sujetos de diferente nivel de rendimiento y experiencia de entrenamiento analizados. Uno de los grupos analizados (Izquierdo et al. 1999) estuvo formado por sujetos de edad media (≈ 40 años) y avanzada (≈ 65 años), mientras que el resto de los sujetos correspondió a jóvenes adultos ($\approx 20-25$ años), entre los cuales encontramos participantes de diferentes modalidades deportivas tales como halterófilos, culturistas, jugadores de baloncesto, balonmano, voleibol, ciclistas, velocistas, corredores de media distancia entre otros (tabla 6 A - B).

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 6A. Estudios que analizan el press banca con (PB_{CM}) y sin contramovimiento (PB_{SCM}). Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.

Press Banca con (PB _{CM}) y sin (PB _{SCM}) Contramovimiento					
Artículo / Referencia	Muestra	Edad / (Años)	PC / (kg)	Rendimiento / 1-RM - RM/PC/N	MV/ _{POT}
Mayhew et al. (1997) PB _{CM}	24 Hombres FA / EE	20.1±1.5	80.6±12.5	93.9±28.3 / 1.17 (I)	Encoder Óptico Digital
Izquierdo et al. (1999) PB _{SCM}	G40: 26 H-FA	42±2.9	84.0±9.6	59.5±2.0 / 0.71 (N)	1-LPT
	G65: 21 H-FA	65±4.1	78.0±9.3	47.0±2.4 / 0.60 (N)	
Cronin et al. (2000) PB _{SCM}	27 Hombres EE	21.9±3.1	89.0±12.5	RM/B: 72.0±6.6 / 0.81 (N) RM/A: 100.9±7.2 / 1.13 (I)	1-LPT
Cronin et al. (2001 _A) PB _{CM} / PB _{SCM}	27 Hombres EE	21.9±3.1	89.0±12.5	86.3±13.7 / 0.97 (N)	1-LPT
Siegel et al. (2002) PB _{CM}	25 Hombres Estudiantes / EE	23.0±4.0	89.0±30.0	79.3±14.1 / 0.89 (N)	LCT
	70 Hombres HA: 11	22.6±3	80.6±10	HA: 87.3±1 / 1.08 (I)	1-LPT Encoder Rotatorio
Izquierdo et al. (2002) PB _{SCM}	JB: 19	22.4±6	83.1±10	JB: 77.2±1 / 0.93 (I)	
	CR: 18	21.4±1	67.0±15	CR: 53.9±7 / 0.80 (N)	
	CMD: 10	23.1±5	66.4±4	CMD: 53.9±7 / 0.81 (N)	
Naclerio y García (2006) PB _{SCM}	37 Sujetos / NEEF	22.0±2.1	No Especificado	76.0±10.2 (-)	1-LPT
	33 Hombres / 4 Mujeres				

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 6B. Press banca con y sin contramovimiento. Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima, fuerza relativa y métodos de valoración de la potencia.

Press Banca con (PB _{CM}) y sin (PB _{SCM}) Contramovimiento					
Artículo / Referencia	Muestra	Edad / (Años)	PC / (kg)	Rendimiento / 1-RM - RM/PC/N	MV/POT
Naclerio et al. (2006) PB _{SCM}	9 Hombres Powerlifters	18 - 39	99.3±15.9	137.0±34.5 / 1.38 (A)	1-LPT
Marques et al. (2007) PB _{SCM}	14 Hombres Jugadores Balonmano	22.3±3.7	82.5±12.2	68.9±10.1 / 0.84 (N)	Encoder Rotatorio
	Velocistas: 13	24.1±6.1	72.5±7.1	82.3±18.4 / 1.4 (N)	
	Baloncesto: 16	23.3±3.5	84.3±10.3	79.2±14.1 / 0.9 (N)	
Asçi y Açıkada (2007) PB _{SCM}	Balonmano: 16	22.6±4.9	86.1±8.9	77.2±12.8 / 0.9 (N)	3-LPT
	Voleibol: 5	23.2±3.8	81.6±6.7	75.5±12.2 / 0.9 (N)	
	Culturistas: 6	24.2±3.1	77.5±7.2	86.3±10.8 / 1.1 (N)	
Jandacka y Vaverka (2008) PB _{CM}	Hombres: 55 (EEF)	21.8±1.5	75.2±8.7	68.99±17.3 / 0.92 (N)	1-LPT
	Mujeres: 48 (EEF)	21.1±1.2	58.7±6.6	31.50±6.2 / 0.54 (N)	FitroDyne
Pearson et al. (2009) PB _{SCM}	12 Hombres Físicamente Activos	33.9±3.5	97.8±12.5	119.7±23.9 / 1.22 (I)	1-LPT
Sánchez et al. (2010) PB _{SCM}	100 Hombres	25.1±5.0	79.4±8.3	98.7±12.5 / 1.24 (I)	1-LPT

PB_{SCM}: press banca sin contramovimiento; **PB_{CM}**: press banca con contramovimiento; **PC**: peso corporal; **1-RM**: repetición máxima; **MV/POT**: método de valoración de potencia; **G₄₀**: grupo uno, 40 años de edad media; **G₆₅**: grupo dos, 65 años de edad media; **H**: hombres; **M**: mujeres; **FA**: físicamente activos; **N**: novicios; **I**: intermedio; **EE**: experiencia de entrenamiento; **LCT**: luz cronoscópica de tiempo; **HA**: halterófilos; **JB**: jugadores balonmano; **CR**: ciclistas ruta; **CMD**: corredores media distancia; **GC**: grupo control; **ER**: encoder rotatorio; **1-LPT**: un transductor de posición lineal; **3-LPT**: tres transductores de posición lineal; **V**: velocistas; **SL**: saltadores de largo; **JF**: jugadores de fútbol; **EEF**: estudiantes de educación física; **RM_B**: sujetos con niveles de fuerza inferiores; **RM_A**: sujetos con mayores niveles de fuerza .

Como se esperaba, los sujetos más activos y fundamentalmente aquellos que requieren entrenamiento de la fuerza o de potencia, han mostrado mayores niveles de fuerza, sobretodo cuando dichos valores son expresados de forma relativa ($1\text{-RM}/P_C$). En esta oportunidad, los sujetos más fuertes fueron aquellos que se dedicaban al powerlifting (Nacleiro et al. 2006). En segundo lugar encontramos los sujetos analizados por Sánchez-Medina et al. (2010) quienes alcanzaron el nivel intermedio junto con los sujetos analizados por Pearson et al. (2009). Estos últimos eran soldados de elite del equipo *New Zealand America's Cup*. Finalmente, los sujetos más débiles (novicios o no entrenados) fueron practicantes de modalidades de resistencia (ciclistas y corredores) o sujetos que practicaban regularmente ningún tipo de actividad física o eran mayores.

Como sabemos, existe un estrecha relación entre fuerza máxima y la máxima producción de potencia que un sujeto es capaz de desarrollar (Moss et al. 1997, Blackburn et al. 1998, McBride et al. 1999, Stone et al. 2003_A, Carlock et al. 2004, Wisløff et al. 2004, Ugrinowitsch et al. 2007, Miyaguchi et al. 2008, Nuzzo et al. 2008, Cormie et al. 2010, Cormie et al. 2009, Baker et al. 2008, Baker et al. 2009). No obstante, la mayor relación entre ambos parámetros ocurre con carga altas (Schmidtbleicher 1992). Este comportamiento es debido a que los sujetos más fuertes poseen características neuromusculares favorables (Toji et al. 2004, Folland et al. 2007). También debe ser tenido en cuenta que los sujetos más fuertes suelen presentar un mayor desarrollo muscular con áreas de sección transversal más elevadas (Costill et al. 1979, Jones et al. 1989, Staron et al. 1991, Campos et al. 2002). En el caso de los deportistas más explosivos la hipertrofia corresponde básicamente a las fibras tipo II (Thorstensson et al. 1976, Dons et al. 1979, Staron et al. 1991, Campos et al. 2002).

Los rangos de CO oscilaron entre el 30% y el 70% del 1-RM, con valores siempre cercanos al 50% como CO. No obstante, dicha CO no parece mostrar un comportamiento estable en todos los trabajos analizados. Esto se ve en parte influenciado por la edad, el nivel de entrenamiento y el tipo de sujetos estudiados. Por ejemplo, en el trabajo de Izquierdo et al. (2002) vemos que los sujetos más fuertes alcanzaron su CO con intensidades inferiores mientras que, tanto los sujetos analizados por Cronin et al. (2001_A) o Asçi et al. (2007) encontraron su CO en intensidades superiores. Este es el caso de los culturistas analizados por Asçi et al. (2007) quienes necesitaron un 63% de su 1-RM. Similar fue el caso de los sujetos más fuertes analizados por Cronin et al. (2001_A) quienes emplearon un 60% de su 1-RM.

Algunos estudios (Poprawski 1987, Driss et al. 2001, Stone et al. 2003_A) sugieren que la CO ocurre con intensidades de carga superiores en individuos con mayores niveles de fuerza máxima. Poprawski (1987) propuso cargas de aproximadamente un 70% del 1-RM para los sujetos más fuertes y un 50% para los más débiles. No obstante, (Baker et al. 2001_A) sugieren que los atletas más fuertes alcanzan su CO con intensidades inferiores a las empleadas por sujetos menos entrenados independientemente del gesto analizado. Cormie et al. (2010) sugieren que la CO es siempre la misma, independientemente de los niveles de fuerza de los sujetos analizados. Además de estas ideas, encontramos que la edad puede ser también importante a la hora de identificar la CO. Esto queda reflejado en el trabajo de Izquierdo et al. (1999) donde se analizaron a sujetos de edades más avanzadas y se encontró que las cargas estuvieron algo por encima de las encontradas por los mismos autores en sujetos de menor edad. A continuación, en las siguientes tablas (7_A y 7_B) presentamos un resumen detallado con los resultados encontrados en los trabajos hasta ahora comentados. En ellas se exponen datos acerca de la carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media presentados como medias y desviación típica en los movimientos clásicos de press banca con (PB_{CM}) y sin contramovimiento (PB_{SCM}).

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 7_A. Rendimiento en press banca con y sin contramovimiento. Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media.

Press Banca con (PB _{CM}) y sin (PB _{SCM}) Contramovimiento				
Artículo / Referencia	CO / (% - 1RM)	ROC / (% - 1RM)	PP - Watos / (M-DT)	PM - Watos / (M-DT)
Mayhew et al. (1997) PB _{CM}	40% Pre &	40 - 60% Pre	437.0 ±138.6	No Identificados
	40% Post	40 - 60% Post	474.2 ±121.7	
Izquierdo et al. (1999) PB _{SCM}	G ₄₀ : 45%	30 - 45%	No Identificados	G ₄₀ : 293±11
	G ₆₅ : 30%	(Ambos Grupos)		G ₆₅ : 237±11
Cronin et al. (2000) PB _{SCM}	PP: RM/A: 60%		PB _{SCM} RM/B: 501.8±55.3	PB _{SCM} RM/B: 237.6±29.0
	PM: RM/A: 60%	40 - 60% PP	RM/A: 572.7±79.8	RM/A: 314.6±62.0
	PP: RM/B: 40%	40 - 60% PM	PB _{CM}	PB _{CM}
	PM: RM/B: 60%		RM/B: 444.9±66.5 RM/A: 556.0±80.9	RM/B: 243.8±52.1 RM/A: 353.1±66.3
Cronin et al. (2001 _A) PB _{CM} / PB _{SCM}	Potencia Pico: 50%	Potencia Pico: 50% - 70%	PB _{SCM} ≈ 555 ^{DG}	PB _{SCM} ≈ 275 ^{DG}
	Potencia Media: 70%	Potencia Media: 50% - 70%	PB _{CM} ≈ 560 ^{DG}	PB _{CM} ≈ 325 ^{DG}
Siegel et al. (2002) PB _{CM}	Potencia Pico: 50%	Potencia Pico: 40% - 60%	No Identificados	≈500 ^{DG}
	HA: 30%	HA: 30 - 45%		486±10
Izquierdo et al. (2002) PB _{SCM}	BL: 30%	BL: 30 - 45%		468±76
	CR: 45%	CR: 45 - 60%	No Identificados	272±52
	CMD: 45%	CMD: 45 - 60%		269±45
	GC: 45%	GC: 30 - 60%		266±30
Naclerio y García (2006) PB _{SCM}	PM: 53.3±10.7%			
	PP: 47.1±10.7%	No Identificados	627.0±150.7	371.4±93.7

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 7B. Rendimiento en press banca con (PB_{CM}) y sin contramovimiento (PB_{SCM}). Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media presentados como medias y desviación típica.

Press Banca con (PB_{CM}) y sin (PB_{SCM}) Contramovimiento				
Artículo / Referencia	CO / (% - 1RM)	ROC / (% - 1RM)	PP - Watos / (M-DT)	PM - Watos / (M-DT)
Naclerio et al. (2006) PB_{SCM}	45.5±10.6%	No Identificados	No Identificados	619.2±150.3
Asçi y Açıkada (2007) PB_{SCM}	Velocistas: 52±12%	50% - 63%	No Identificados	Velocistas: 227±115
	Baloncesto: 50±14%			Baloncesto: 232±201
	Balonmano: 58±16%			Balonmano: 190±98
	Voleibol: 54±12%			Voleibol: 300±307
	Culturistas: 63±16%			Culturistas: 221±96
Marques et al. (2007) PB_{SCM}	PP: 38% PM: 52%	PP: 38 - 52% PM: 38 - 52%	≈ 820	≈ 450
Jandacka y Vaverka (2008) PB_{CM}	M:56±9% F:63±8%	50 - 70% 50 - 70%	279.4±73.5 109.2±73.5	No Identificados
Pearson et al. (2009) PB_{SCM}	50%	No Identificados	≈ 600	306±75
Sánchez et al. (2010) PB_{SCM}	54.2%	40 - 65%	453±69	938±148

Donde, PB_{SCM} : press banca sin contramovimiento; PB_{CM} : press banca con contramovimiento; **CO**: carga óptima para el desarrollo de la potencia; **1-RM**: una repetición máxima; **ROC**: rango optimo de carga para la potencia; **PP**: potencia pico; **PM**: potencia media; **M/DT**: media y desviación típica; **G₄₀**: grupo uno, 40 años de edad media del grupo; **G₆₅**: grupo dos, 65 años de edad media del grupo; **RM_B**: sujetos con niveles de fuerza inferiores; **RM_A**: sujetos con mayores niveles de fuerza; **DG**: valores aportados directamente desde un grafico; **HA**: halterófilos; **JB**: jugadores de balonmano; **CR**: ciclistas de ruta; **CMD**: corredores de media distancia; **GC**: grupo control.

Una vez más y como era de esperarse, los mayores valores de producción de potencia han sido alcanzados por los sujetos más fuertes, quienes llegaron a desarrollar 600 vatios o más en PP y 300 en PM. Específicamente los deportes donde predomina la fuerza velocidad o modalidades atléticas donde se movilizan elevadas cargas (HA) o atletas que realizan gestos explosivos son quienes han obtenido los mayores resultados de producción de potencia. Destacan los bajos valores de potencia alcanzados por el grupo de culturistas analizados por Asçi et al. (2007). En principio, esto podría ser explicado por el tipo de entrenamiento que desarrollan estos sujetos, donde el volumen de trabajo es bastante elevado, pero la velocidad de ejecución de los movimientos es lenta, por tanto sus adaptaciones son específicas de dicho tipo de entrenamiento.

La importancia de la fuerza y más concretamente, la forma en la que esta se manifiesta es especialmente relevante para el desarrollo de la potencia. Esta capacidad es directamente proporcional al pico de aceleración y la masa del objeto desplazado ($a = F/m$). La aceleración máxima de la barra disminuye a medida que se incrementa la carga de trabajo, siendo principalmente afectada la segunda fase de empuje (Sato et al. 2009). Debemos tener en consideración que en el caso de una resistencia constante o movimiento no balístico hay dos fases (aceleración y desaceleración). La porción media del ascenso esta compuesta por la primera fase de desaceleración y es definida como la porción del esfuerzo donde la fuerza aplicada esta por debajo de la carga levantada. La segunda fase de aceleración o zona de máxima fuerza es definida como el periodo donde la fuerza aplicada es mayor que la carga para el segundo periodo de tiempo (Frost et al. 2008). Elliott et al. (1989) valoraron el PB y encontraron que con cargas elevadas, la fase de desaceleración correspondió al 23% de la última parte del rango de movimiento. Este valor se incremento hasta llegar al 52% del desplazamiento total de la carga cuando la intensidad estuvo por debajo del 80% del 1-RM.

No obstante, debemos tener en consideración que cuando las cargas son especialmente elevadas (80% - 100% 1-RM), en lugar de dos fases, la fuerza presenta cuatro fases (aceleración, sticking, fuerza máxima y desaceleración) o regiones (Lander et al. 1985, Elliott et al. 1989).

Sato et al. (2009) sugieren que el pico de aceleración de la barra no cambia desde el 50% al 80% del 1-RM en un grupo de halterófilos experimentados (elite), indicando que la producción de fuerza será mayor mientras la masa de la barra se incrementa y el pico de aceleración permanecerá relativamente constante. El pico de aceleración de la barra disminuye significativamente cuando las cargas se incrementan por sobre el 80% - 85% del 1-RM. Los resultados demuestran que la fuerza afecta la aceleración de la barra en la segunda fase de empuje, alcanzado su máximo cerca del 85% 1-RM.

La duración de la fase de aceleración en la parte concéntrica disminuye con el aumento de la carga. Por ejemplo, Cronin et al. (2003) encontraron que la fase de aceleración cambio desde el 63.8% de la duración de la fase concéntrica a un 82.9% entre el 30% y el 80% del 1-RM. No obstante, Sato et al. (2009) encontraron que el pico de aceleración de la barra no mostró cambios entre el 50% y el 80% del 1-RM entre halterófilos experimentados, indicando que la aceleración permaneció relativamente constante. La fuerza afecta la aceleración de la barra durante la segunda fase de empuje alcanzado su nivel máximo alrededor del 85% del 1-RM. En otras palabras, la producción de fuerza permanece relativamente constante mientras el pico de aceleración disminuye y la masa de la barra o intensidad de la carga se incrementa. Esto mostró que aproximadamente un 80% es el umbral que permite mantener el pico de aceleración de la barra en halterófilos experimentados.

Como mencionamos previamente, la forma en la que la fuerza es desarrollada y aplicada al movimiento es la clave de la aceleración de la barra. En el caso de que la fuerza aparezca prematuramente durante la fase concéntrica, se observará una disminución de la misma cuando nos acerquemos a la parte final del rango de movimiento, o al contrario, si el pico de velocidad es tardío y la fase de aceleración es demasiado larga, debemos esperar un fuerte descenso en los niveles de fuerza y una drástica desaceleración al concluir la fase concéntrica del movimiento (Frost et al. 2008). La magnitud de la aceleración de la barra determina su velocidad en diferentes puntos de desplazamiento. Su media y sus valores máximos variarán dependiendo de la carga de trabajo, disminuyendo la velocidad en la medida que aumenta la carga.

En esta línea, González-Badillo et al. (2010) encontraron una elevada correlación entre la velocidad media y la carga relativa (% - 1-RM) que estima la CO con gran precisión. Estos autores también sugieren que las velocidades medias alcanzadas con cada porcentaje de carga pueden diferir levemente debido a las diferencias en la velocidad alcanzada con el 1-RM. Durante la fase concéntrica, un incremento en la velocidad es asociado a una disminución en la duración de la fase concéntrica y a la magnitud de la carga. Un aumento del 100% en la velocidad media necesitó una reducción del 37.5% de la carga, mientras que una disminución del 50% de la carga fue requerida para alcanzar un incremento equivalente en la velocidad pico.

Por norma general, en el caso de los movimientos analizados en nuestro protocolo (PB, MS) vemos como la velocidad de la barra disminuye en la parte final del movimiento. Esto probablemente sea debido a una disminución de la activación de la musculatura agonista y un posible incremento de la actividad muscular antagónica en pos de frenar la carga en la parte final del rango de movimiento (Newton et al. 1996). En acciones balísticas (saltos o un press con lanzamiento) se observa una aceleración continua a través de todo el espectro de movimiento. Por tanto, en un movimiento balístico es posible obtener mayores resultados de potencia en comparación a un ejercicio similar de resistencia típica de la fuerza (Newton et al. 1996, Bottinelli et al. 1999).

La clave en el desarrollo de la fuerza y la potencia muscular es la clase de movimiento empleado durante la ejecución de un ejercicio. Por norma general, aceptamos que las acciones que incorporan un contramovimiento (CEA) tienden a mejorar la eficiencia de un gesto, mejorando la respuesta mecánica del musculo o el complejo muscular. Esta hipótesis es confirmada para la PM y la PP en dos trabajos (Jandacka et al. 2008, Cronin et al. 2001_A) donde se analizó el desarrollo de un PB en dos de sus variantes (PB_{CM} - PB_{SCM}) sin embargo, esto no se dio igualmente en el estudio de Cronin et al. (2000) donde la PP no se vio afectada por la acción del CEA a lo largo de la fase concéntrica. Los autores plantean que el efecto del CEA es producido a causa de un cambio hacia la izquierda en la curva fuerza tiempo, donde la PP no se ha visto afectada. Consecuentemente, los grandes picos de potencia parecen estar más relacionados con la función de fuerza máxima que con la habilidad individual de utilizar el CEA.

Una acción muscular excéntrica estimula el reflejo de estiramiento y acumula energía elástica (deformación), lo cual permite principalmente una mejora de la fuerza y de los niveles de potencia durante una posterior contracción en fase concéntrica (Cavagna et al. 1965, Miyaguchi et al. 2006). Las bases mecánicas de los CEA fueron inicialmente establecidas por Cavagna et al. (1965) y posteriormente han sido estudiadas en numerosos trabajos con el fin de analizar su manifestación la magnitud de sus efectos.

Los beneficios potenciales del CEA son causados por la acumulación de energía en los componentes elásticos (tendones y complejo actino-miosina) utilización y reutilización del sistema musculo-tendinoso en paralelo (Cavagna et al. 1965, Jones et al. 1971) reflejo espinal (Dietz et al. 1981, Nicol et al. 1998) y un largo periodo de latencia (Nicol et al. 1998).

Mejoras en la capacidad elástico-refleja pueden acarrear mejoras o incrementos de aproximadamente un 10% a un 15% en los niveles de producción de potencia (Komi et al. 1993, Enoka 1994, Cronin et al. 2003, Rambaud et al. 2008). No obstante, como se ha visto en esta revisión, los beneficios del CEA varían considerablemente en cada grupo de individuos (Wilson et al. 1993, Walshe et al. 1996), especialmente cuando hay deficiencias en la ejecución y los niveles de fuerza son bajos. Algunos autores (Bosco et al. 1982_A, Bosco et al. 1982_B, Cronin et al. 2001_A) sugieren que parte de la ineficiencia del contramovimiento es debido a dos fenómenos: pérdida de energía elástica por fases excéntricas demasiado lentas y prolongadas fases de acoplamiento o por la inhabilidad o incapacidad por parte del ejecutante de generar fuerza a elevadas velocidades de contracción muscular.

Por tanto, si el momento de aparición de la velocidad pico presenta cierto retardo, podría deberse en parte a que el efecto del CEA ha disminuido (Newton et al. 1997, Cronin et al. 2001_B). Algunos autores sugieren que la fuerza elástica-refleja solo maximiza la parte inicial de la fase concéntrica del movimiento (Thys et al. 1975, Wilson et al. 1991, Schmidtbleicher 1992, Newton et al. 1997, Cronin et al. 2000) relacionando la eficiencia de la fase inicial de empuje con la fuerza máxima de los atletas.

Bosco et al. (1982_B) sugieren que fases de elongación superiores a 500 ms, producen fases de acoplamiento demasiado prolongadas, causando una disminución de la energía elástica almacenada en el músculo durante la fase excéntrica, lo cual se traduciría en menor rendimiento durante la fase concéntrica. No obstante, Schmidtbleicher (1992) no comparte del todo esta idea, sugiriendo que si la fuerza máxima es el principal factor en el rendimiento de la potencia, especialmente al inicio de la fase de empuje, todo estará condicionado por la carga externa utilizada, disminuyendo su influencia con la disminución de la carga.

Las acciones que incluyan CEA, han mostrado un incremento importante en la aceleración pico y la fuerza pico. Para esto es necesario contar con una suficiente reserva de fuerza que nos permita reducir la velocidad excéntrica de la barra hasta su detención y posterior acción concéntrica. Los cambios en el momentum también son proporcionales a la fuerza que causa tales cambios y la duración sobre la cual estos cambios tienen lugar. La suma de la fuerza externa en la fase excéntrica supuestamente permite mayores aceleraciones durante la porción inicial de la fase concéntrica. Por tanto, los beneficios potenciales dependen de la habilidad de usar los incrementos rápidos de fuerza, vía reclutamiento de un elevado número de unidades motoras y una rápida recuperación de energía elástica.

PRESS BANCA CON LANZAMIENTO: CON Y SIN CICLO ESTIRAMIENTO - ACORTAMIENTO

En esta sección, se han analizado seis trabajos (Newton et al. 1997, Baker et al. 2001_A, Baker 2001_A, Baker 2001_B, Cronin et al. 2001_A, Bevan et al. 2010) de los cuales, tres se han preocupado únicamente del PB-L_{SCM} mientras que los otros tres analizaron el PB-L en sus dos versiones (PB-L_{CM} - PB-L_{SCM}). En todos ellos se analizaron muestras compuestas por sujetos adultos jóvenes de género masculino (n=230) de nivel intermedio o avanzado. Únicamente el trabajo presentado por Cronin et al. (2001_A) Analizo una muestra de sujetos que presentaban un bajo nivel de rendimiento.

Los ejercicios de liberación de la barra, como los analizados en este apartado son llamados ejercicios dinámicos (Hakkinen et al. 1985, Wilson et al. 1993), explosivos o ejercicios de tipo balísticos (Newton et al. 1996). En cualquier caso, la incorporación del lanzamiento de la barra pretende acercar el movimiento al gesto competitivo. De esta forma, podemos adaptar el patrón motor usado en la competición.

Con este tipo de trabajos, podemos adaptar el uso de patrones motores que los atletas realmente necesitan durante sus pruebas de rendimiento. También se pretende eliminar o por lo menos minimizar la fase de desaceleración producida al finalizar el movimiento en los ejercicios tradicionales, de tal forma que el trabajo sea más cercano a la realización del gesto deportivo de competición (Newton et al. 1996, Frost et al. 2008).

Estas razones son las que motivan a los atletas y entrenadores a incorporar esta clase de movimientos en sus rutinas de trabajo, especialmente cuando el objetivo del entrenamiento es el desarrollo de la potencia en cualquier disciplina deportiva. Si recordamos, en el caso del PB, su uso produce importantes cambios a nivel cinético y cinemático, obligándonos a controlar la barra durante todo el rango de movimiento, tanto en la variante con o sin CEA. Nosotros encontramos la diferencia más importante en la duración de la fase concéntrica, lo cual nos permite en un corto periodo de tiempo alcanzar elevados picos y medias de velocidad las cuales se traducirán en mejoras de la fuerza media, PM, y PP en un movimiento tradicional (Newton et al. 1996).

Los cambios en la velocidad de la barra son fácilmente perceptibles en cada intensidad de carga. Newton et al. (1996) cuantificaron este incremento del 27.3% en la velocidad media al 45% del 1-RM. Esta velocidad seguirá incrementándose o se mantendrá mientras el atleta sea capaz de mantener el control de la barra. El punto en el cual la carga pierde contacto con el atleta dejan de producirse cualquier fuerza muscular por tanto cualquier cambio en la velocidad no es posible salvo debido a la gravedad, la cual no es incluida en los cálculos cinéticos o cinemáticos (Frost et al. 2008).

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 8. Estudios que analizan el press banca con lanzamiento en sus dos variantes con (PB-L_{CM}) y sin contramovimiento (PB-L_{SCM}). Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.

Press Banca con (PB-L _{CM}) y sin (PB-L _{SCM}) Contramovimiento					
Artículo / Referencia	Muestra	Edad / (Años)	PC / (kg)	Rendimiento / 1-RM - RM/PC/N	MV/ _{POT}
Newton et al. (1997) PB-L _{CM} / PB-L _{SCM}	17 Hombres EE	20.6±1.9	83.7±8.2	104.0±16 / 1.24 (I)	Encoder Rotatorio
Cronin et al. (2001 _A) PB-L _{CM} / PB-L _{SCM}	27 Hombres EE	21.9±3.1	89.0±12.5	86.3±13.7 / 0.97 (N)	1-LPT
Baker (2001 _A) PB-L _{SCM}	49 Hombres 22: JR _{NN} . 27: JR _{NU}	24.3±3.7 18.1±1.1	93.4± 9.6 91.1± 9.8	134.8±15.2 / 1.44 (A) 111.0±15.3 / 1.22 (I)	1-LPT (PPS)
Baker (2001 _B) PB-L _{SCM}	59 Hombres 19: JR _{PRO} - 23: JR _{SEMI-PRO} 17: JR _{JOVENES}	JR _{NN} : 25.1±3.4 JR _{NU} : 19.7±2.0 JR _{JOVENES} : 17.6±0.9	JR _{NN} : 94.8±10 JR _{NU} : 91.8±7 JR _{JOVENES} : 91.8±10	JR _{NN} : 140.1±14 / 1.48 (A) JR _{NU} : 121.1±13 / 1.32 (I) JR _{JOVENES} : 108.7±16 / 1.18 (I)	1-LPT (PPS)
Baker et al. (2001 _A) PB-L _{SCM}	31 Hombres JR _{PRO} - SEMI-PRO	22.2±3.5	92.0±11.1	129.7±14.3 / 1.41 (I)	1-LPT (PPS)
Bevan et al. (2010) PB-L _{CM}	47 Hombres JR _{PRO}	25.5±4.8	101. ±12.8	124.0±19 - 1.22 (I)	1-LPT (BMS)

PB-L_{SCM}: press banca con lanzamiento, sin contramovimiento; **PB-L_{CM}**: press banca con lanzamiento y con contramovimiento; **PC**: peso corporal; **1-RM**: una repetición máxima; **MV_{POT}**: método de valoración de la potencia; **JR_{NN}**: jugadores de rugby de nivel nacional; **JR_{NU}**: jugadores de rugby de nivel universitario; **JR_{JOVENES}**: jugadores jóvenes de rugby; **JR_{PRO} - SEMI-PRO**: jugadores de rugby profesionales y semi-profesionales; **N**: nivel novicios; **I**: nivel intermedio; **EE**: experiencia de entrenamiento; **1-LPT**: un transductor de posición lineal.

Comúnmente, la mayoría de los ejercicios empleados en el entrenamiento con sobrecarga fuerzan al atleta a detenerse antes de llegar a la porción final del rango de movimiento para garantizar la integridad muscular y estructural, así como las articulaciones implicadas en los gestos. Esto supone que durante el recorrido de la barra hay una desaceleración en el gesto previo a alcanzar la velocidad cero (Häkkinen et al. 1985, Elliott et al. 1989, Newton et al. 1996). Este desplazamiento en parte es acompañado por una reducción de la actividad muscular, manifestada en la actividad electromiográfica en la musculatura agonista y un aumento de la actividad muscular antagonista (co-activación) (Newton et al. 1996).

En estas circunstancias, la intensidad de la carga determina el rango de aceleración y el fin de la fase concéntrica. Cronin et al. (2001_B) sugieren que mayores picos de velocidad serán alcanzados más tarde que cuando realizamos el PB clásico. No obstante, esa fase será determinada por la carga a levantar. Algunos estudios (Elliott et al. 1989, Newton et al. 1996) demostraron que el PB con bajas cargas (45% 1-RM) mostró una fase de desaceleración más corta ($\approx 40\%$ de la duración de la fase concéntrica) que con cargas más elevadas (80% 1-RM). Consecuentemente, sujetos con mayores niveles de fuerza estarán en ventaja durante acciones de tipo balísticas, cuando la capacidad de desarrollar fuerza en un periodo corto de tiempo es elevada.

En los estudios analizados en este trabajo observamos que exceptuando la muestra de Cronin et al. (2001_A) todos los demás han mostrado la habilidad de aplicar importantes niveles fuerza y velocidad a las cargas empleadas lo cual originó elevados valores de PP (PP: entre 600 y 1000 W) superiores a los obtenidos en la variante tradicional del PB donde no se lanzó la barra al finalizar el movimiento. La potencia máxima mostró diferencias tanto en sus valores como en las cargas con las cuales se lograron obtener dichos valores. Por ejemplo, tanto Newton et al. (1996) como Bevan et al. (2010) alcanzaron su CO con el 30% del 1-RM. Estas intensidades fueron considerablemente inferiores a las encontradas por (Baker 2001_A, Baker 2001_B, Baker et al. 2001_A, Cronin et al. 2001_A) quienes concluyen que la CO estuvo entre el 50% y el 60% del 1-RM. Por su parte, los espectros óptimos de carga siempre estuvieron cerca de la carga óptima.

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

Tabla 9. Rendimiento en press banca con lanzamiento con y sin contramovimiento. Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media.

Press Banca con (PB-L _{CM}) y (PB-L _{SCM}) sin Contramovimiento				
Artículo / Referencia	CO / (% - 1RM)	ROC / (% - 1RM)	PP - Watos / (M-DT)	PM - Watos / (M-DT)
Newton et al. (1997) PB-L _{CM} / PB-L _{SCM}	PP _{SCM} : 15%	PP/ _{SCM} : 15% - 30%		≈ 400 ^{DG}
	PM _{SCM} : 30%	PM/ _{SCM} : 30% - 45%	≈ 1000 ^{DG}	
	PP _{CM} : 15%	PP/ _{CM} : 15% - 30%	≈ 1050 ^{DG}	
	PM _{CM} : 30%	PM/ _{CM} : 30% - 45%		563.0±104.0
Cronin et al. (2001 _A) PB-L _{CM} / PB-L _{SCM}	PP _{SCM} : 50%	PP/ _{SCM} : 40% - 60%		
	PM _{SCM} : 60%	PM/ _{SCM} : 50% - 70%	≈ 620 ^{DG}	≈ 290 ^{DG}
	PP _{CM} : 50%	PP/ _{CM} : 40% - 60%	≈ 625 ^{DG}	≈ 340 ^{DG}
Baker (2001/ _A) PB-L _{SCM}	PM _{CM} : 60%	PM/ _{CM} : 50% - 70%		
	JR _{PRO} : 51.1±5.3%	44.4% - 59.2%		610±79
	JR _{SEMI-PRO} : 54.9±5.6	45.1% - 63.1%	No Definido	515±78
Baker (2001/ _B) PB-L _{SCM}	JR _{PRO} : 50%	JR/ _{PRO} : ≈40-60%		NL: 635±87
	JR _{SEMI-PRO} : 50%	JR/ _{SEMI-PRO} : ≈40-60%	No Definido	SL: 561±57
	JR _{UNIVERSITARIOS} : 55%	JR/ _{UNIVERSITARIOS} : ≈40-60%		SRL: 499±81
Baker et al. (2001 _A) PB-L _{SCM}	54.9±5.3%	50% - 60%	No Definido	588.0±95
Bevan et al. (2010) PB-L _{CM}	30%	30% - 50%	873.0±24.2	No Definido

PB-L_{SCM}: press banca con lanzamiento, sin contramovimiento; **PB-L_{CM}**: press banca con lanzamiento y con contramovimiento; **CO**: carga óptima; **1-RM**: una repetición máxima; **ROC**: rango optimo de carga; **PP**: potencia pico; **PM**: potencia media; **M/DT**: media y desviación típica; **DG**: valores aportados desde un grafico; **JR/_{PRO}**: jugadores profesionales de rugby; **JR/_{SEMI-PRO}**: jugadores semi-profesionales de rugby; **JR/_{UNIVERSITARIOS}**: jugadores universitarios de rugby.

Como podemos ver, en los movimientos donde se libera la barra se producen cambios en la fuerza en diferentes fases del recorrido de empuje. Dichos cambios dependen de la carga utilizada, por tanto en cargas elevadas vemos como la fuerza se desarrolla en la fase inicial del movimiento para luego decrecer al finalizar el gesto. El comportamiento de la fuerza ha variado con el tipo de carga. En el caso de las cargas inferiores, vemos que la fuerza máxima es producida al inicio del movimiento y luego disminuye gradualmente hasta la finalización del gesto.

Esto condiciona ciertos cambios en el tamaño, la forma y los tiempos de la fase de aceleración. En el PB, la fase de aceleración es mayor que en un movimiento concéntrico simple. En esta línea, Newton et al. (1996) encontraron que para una acción de tipo balística (PB), trabajando con una carga del 45% del 1-RM se observó que la duración de la fase de aceleración correspondió al 96% del total del movimiento, mientras que en el caso de una de tipo concéntrica este valor correspondió al 60%. Esto representó un incremento de $\approx 36\%$ en la velocidad pico y un significativo cambio en la producción de PP. Al igual que en el caso del PB tradicional, cuando incluimos un contramovimiento en un PB-L, vemos como la PM se ve favorecida, sin embargo, esta no es la misma situación que se da en PP.

COMPOSICIÓN CORPORAL Y CARACTERÍSTICAS MORFO-FUNCIONALES DEL TENISTA

De entre los principales factores que determinan el rendimiento en tenis, en este trabajo ponemos especial interés en el perfil morfofuncional del practicante de esta modalidad deportiva, tratando de identificar sus diferencias o particularidades respecto de otros deportistas y el efecto que la práctica continuada tiene sobre los jugadores de tenis. Además, somos conscientes que sus características, especialmente la masa muscular, incidirán sobre la capacidad de generar potencia.

El interés por conocer la *composición corporal (CCorp)* de los sujetos que participan en una determinada disciplina deportiva supone la valoración y cuantificación de sus características morfológicas, además de analizar que aspectos pueden ser un factor determinante en el rendimiento de las mismas. En el caso de un tenista, esto no es la excepción, por tanto se puede considerar como un aspecto relevante de cara al rendimiento en este deporte. En esta línea, varios estudios han observado que biotipos y características morfológicas son más adecuados para los requerimientos biomecánicos y demandas técnicas de cada deporte (Carter 1985, Wang et al. 1995). También es altamente aceptado, que el ejercicio conlleva respuestas adaptativas morfológicas, óseas (McClanahan et al. 2002, Bembem et al. 2011) y musculares (Häkkinen et al. 1998, Seynnes et al. 2007) que se traducen en cambios del biotipo que marcan diferencias específicas entre la población activa y la sedentaria y entre los practicantes de diferentes modalidades deportivas.

Inicialmente, las técnicas antropométricas fueron las más utilizadas en el campo del deporte para determinar el perfil morfológico de los deportistas y evaluar los cambios que sufren con el entrenamiento y la competición. No obstante, en las últimas décadas el desarrollo y la implementación de técnicas más sofisticadas han contribuido a estudiar la composición corporal en sus diferentes tejidos.

Uno de estos avances ha sido la densitometría y, principalmente, la *absorciometría fotónica dual de rayos X o dual energy X-ray absorptiometry (DXA)*. Su aplicación ha supuesto mejorar significativamente la calidad de las evaluaciones a la vez que ha permitido un estudio más pormenorizado de los cambios morfológicos que sufre la composición corporal de los deportistas por la práctica de una modalidad deportiva (Medelli et al. 2009, Rector et al. 2009, Ferry et al. 2011, Harley et al. 2011).

Este trabajo incorpora la densitometría en el estudio de la composición corporal de los jugadores de tenis evaluados, poniendo especial énfasis en las adaptaciones que afectan a la estructura ósea de los mismos. Aunque el DXA fue inicialmente diseñado para medir la composición mineral ósea (Company et al. 2010), también es aceptado como una herramienta útil y fiable para determinar el porcentaje graso (Malina 2007) y la masa libre de grasa (*lean body mass*) (Mazess et al. 1990).

Esta técnica resulta especialmente interesante a la hora de detectar posibles asimetrías corporales en los sujetos analizados. Las asimetrías normales que presenta el cuerpo humano son definidas como asimetrías fluctuantes (*fluctuating asymmetry*) y representan las desviaciones bilaterales de los rasgos físicos dentro de lo que son valores de normalidad (Van Valen 1962). Estas alteraciones morfológicas pueden ser más acentuadas en algunas modalidades deportivas por efecto de su práctica continua.

Especialmente interesantes han sido la evaluación y estudio de estas asimetrías en deportes como el voleibol (Chilibeck et al. 1995, Akar et al. 2002, Nikander et al. 2006) el tenis y el balonmano (Sanchis-Moysi et al. 2004, Vicente-Rodríguez et al. 2004). Una de las principales peculiaridades de estas modalidades deportivas es que incluyen un elevado número de impactos y lanzamientos de alta intensidad. La dimensión y localización de estas asimetrías suelen estar asociadas a la magnitud y al tipo de cargas mecánicas a las que son sometidos tejidos de determinadas partes del cuerpo de los deportistas, así como también al tiempo de aplicación y al momento de la vida en el que se realiza la actividad (etapa pre o post-puberal).

El tenis es un deporte que incluye numerosas acciones de golpeo a la pelota (Reid et al. 2008, Groppe et al. 1992) y donde el éxito se sustenta en gran medida en la intensidad con que se realizan estas acciones (Kovacs 2007). Ello condiciona significativamente el biotipo del jugador idóneo y determina una composición corporal específica adaptada a las demandas físicas y técnicas de la modalidad (Sánchez-Muñoz et al. 2007).

SOMATOTIPO DEL JUGADOR DE TENIS

El somatotipo es un sistema propuesto por Sheldon et al. (1940) y posteriormente modificado, entre otros, por Parnell (1958) y Heath et al. (1967) para clasificar la forma corporal y su composición. Es un hecho que el somatotipo del jugador de tenis actual ha cambiado sensiblemente con respecto al de jugadores de otras épocas. No obstante, resulta difícil poder acceder a documentación científica sobre el somatotipo del jugador profesional de tenis alto nivel (top-10) y su evolución en el tiempo ya que, el grueso de las investigaciones son desarrolladas con poblaciones de jugadores jóvenes o nivel medio.

En esta línea, Elliott et al. (1989) identificaron valores para endomorfia, mesomorfia y ectomorfia en 120 jóvenes tenistas australianos de entre 10 y 17 años de edad. La muestra se dividió en cuatro grupos según las edades de los sujetos (10 - 11 años; 12 - 13 años; 14 - 15 años y 16 - 17 años). Los valores encontrados en este trabajo son aportados a continuación en la tabla 10.

Tabla 10. Media y desviación típica para los valores del somatotipo (endomorfia, mesomorfia y ectomorfia) en jugadores de tenis australianos de diferentes edades.

Componente	10 - 11 años (M/DT)	12 - 13 años (M/DT)	14 - 15 años (M/DT)	16 - 17 años (M/DT)
Endomorfia	2.4±1.1	2.4±1.1	2.1±1.0	2.2±0.9
Mesomorfia	4.3±0.8	4.1±1.0	3.8±1.0	4.1±0.6
Ectomorfia	3.4±1.1	3.8±1.3	4.2±1.1	3.9±1.1

Donde, **M/DT**: media y desviación típica.

En otro estudio posterior, Solanellas et al. (1996) evaluaron un grupo de jóvenes tenistas, de edades similares, reportando los siguientes valores: endomorfia: 4.1; mesomorfia: 2.4; ectomorfia: 3.7. Por su parte, Sánchez et al. (2005) evaluaron a 61 tenistas españoles de género masculino con edades entre 12 y 14 años encontrando valores diferentes según su nivel de rendimiento.

Los resultados de este trabajo muestran que entre los mejores jugadores (Top-8) se apreciaba un perfil con menor componente graso y una mejor relación talla/peso corporal (endomorfia: 2.33 vs. 3.76; mesomorfia: 4.64 vs. 4.97; ectomorfia: 3.85 vs. 3.27). En un estudio posterior, Sánchez-Muñoz et al. (2007) encontraron valores de 2.4 ± 0.7 ; 5.2 ± 0.8 ; 2.9 ± 0.7 para varones y 3.8 ± 0.9 ; 4.6 ± 1.0 ; 2.4 ± 1.0 para mujeres, en una muestra de 123 jugadores (57 H y 66 M) de categoría élite junior (16.2 ± 0.4 años). No se encontraron diferencias significativas entre los 12 primeros y el resto de jugadores. En otro estudio, Torres Luque et al. (2006) encontraron valores de 3.1 ± 1.1 para endomorfia, 4.5 ± 1.1 mesomorfia y 3.2 ± 1.2 y ectomorfia, en 47 jóvenes tenistas de la categoría cadete (14-16 años) de nivel regional y nacional.

En términos generales, y a la luz de los datos observados en la bibliografía, podemos pensar que, pese a las grandes diferencias inter-individuales potenciales, el somatotipo de los jugadores de tenis presenta un somatotipo ecto-mesomórfico. Lamentablemente, estos valores no pueden ser comparados con datos de jugadores adultos de alto nivel ya que carecemos de información relevante en torno a esta variable en jugadores de esas características.

EVOLUCIÓN DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL EN EL JUGADOR DE TENIS

La composición corporal difiere de la anatomía morfológica y representa la suma de los diversos tejidos y sistemas que conforman el organismo humano. Su conocimiento facilita la comprensión de muchos procesos, especialmente aquellos que generan cambios en la composición de los tejidos o en las proporciones de los mismos, permitiendo incluso, en algunos casos, explicar los mecanismos fisiológicos que condicionan el rendimiento deportivo.

Sí analizamos las características de los mejores tenistas de la historia, podemos ver que, en la actualidad, los jugadores son más altos, más fuertes y más potentes que en el pasado. Esto ha traído significa que el perfil fisiológico y morfológico de estos deportistas haya cambiado significativamente en las últimas décadas. Los cambios acontecidos en torno a este aspecto se pueden observar en el perfil de los jugadores que a día de hoy se encuentran dominando el circuito mundial actual.

Si los comparamos con otros jugadores de décadas anteriores, observamos que la magnitud de estos cambios es importante. Específicamente, un ejemplo de esta evolución la encontramos cuando observamos la estatura media de los jugadores *Top-10* del año 2010 (M/DT: 189.7±6.2 cm), la cual es significativamente superior a la estatura media que tenían los jugadores del *Top-10* en el año 1980 (180.3±5.4 cm; TE: 1.7).

Tabla 11. Media y desviación típica de la estatura de los jugadores “*Top 10*” en las tres últimas décadas (1980 - 2010).

Tenistas Top 10	Estatura (cm)	DT
Jugadores Top 10 - 1980 (22/12/1980)	180.3	±5.4
Jugadores Top 10 - 1990 (04/06/1990)	184.7	±4.8
Jugadores Top 10 - 2000 (05/06/2000)	187.5	±4.3
Jugadores Top 10 - 2010 (07/06/2010)	189.7	±6.2

Donde, **DT**: desviación típica.

El peso corporal de estos jugadores también ha mostrado cambios respecto a las décadas pasadas. Parte de estos cambios están condicionados por la mayor estatura de los jugadores actuales. En esta línea, vemos también que la evolución del PC de este grupo de jugadores pertenecientes al *Top 10* de la ATP, a partir de los años 80 hasta nuestros días nos muestra que su peso corporal ha aumentado considerablemente (tabla 12).

Tabla 12. Media y desviación típica para los valores del peso corporal en jugadores “*Top 10*” en las tres últimas décadas (1980 - 2010).

Tenistas Top 10	Peso Corporal (kg)	DT
Jugadores Top 10 - 1980 (22/12/1980)	71.4	±6.0
Jugadores Top 10 - 1990 (04/06/1990)	78.0	±4.1
Jugadores Top 10 - 2000 (05/06/2000)	83.2	±4.8
Jugadores Top 10 - 2010 (07/06/2010)	84.4	±6.1

Donde, **DT**: desviación típica.

Este aumento también se debe al incremento de masa muscular de estos sujetos. Estos cambios condicionan la forma de jugar y los mecanismos energéticos implicados en estas tareas, por tanto, el entrenamiento debe ser diferente. El hecho de que tanto la estatura como el PC muestren un aumento significativo ($p < 0.05$) sobre los valores que presentaban los jugadores hace 30 años se traduce en un aumento del IMC.

Tabla 13. Media y desviación típica para los valores del índice de masa corporal en jugadores “*Top 10*” en las tres últimas décadas (1980 - 2010).

Tenistas Top 10	IMC	DT
Jugadores Top 10 - 1980 (22/12/1980)	21.96	±1.01
Jugadores Top 10 - 1990 (04/06/1990)	22.86	±0.86
Jugadores Top 10 - 2000 (05/06/2000)	23.67	±1.11
Jugadores Top 10 - 2010 (07/06/2010)	23.45	±1.24

Donde, **IMC**: índice de masa corporal; DT: desviación típica.

Tal evolución morfológica ha tenido repercusión directa sobre el desarrollo del juego. Así mismo, podemos comprobar que acciones tales como el saque, y algunos desplazamientos o golpes han cambiado significativamente sus características técnicas y mecánicas. El biotipo, la CCorp y las características antropométricas son un aspecto bastante particular entre los deportistas cada disciplinas deportiva. Evidentemente, el tenis no es la excepción a esta regla y por tanto, nos parece de importante conocer y entender esta variable.

COMPONENTE GRASO EN JUGADORES DE TENIS

En el tenis, se observan valores en el componente graso que suelen estar por debajo del 12% del PC. Estos valores están evidentemente por debajo de los valores medios que encontramos en poblaciones sedentarias, aunque próximos al de otros especialistas deportivos. A continuación, a lo largo de este apartado, presentamos una breve revisión bibliográfica del tema. Para facilitar su lectura, hemos ordenado los trabajos encontrados en torno a este tema, utilizando como criterio de división, las edades de los participantes analizados en cada estudio, dividiéndolos en grupos por edades.

El primero de los grupos analizados fue denominado grupo, máster (G/MÁSTER) y está formado por los jugadores mayores de cuarenta años. En segundo lugar, se encuentra el grupo compuesto por jugadores mayores de dieciocho y menores de 39 años de edad. Este grupo se denomina grupo jóvenes (G/JÓVENES). Finalmente, el tercer grupo estará compuesto por las publicaciones en las que se estudiaron a jugadores menores de dieciocho años y se denominará grupo menores (G/MENORES).

ANÁLISIS POR EDADES DEL COMPONENTE GRASO EN JUGADORES DE TENIS

JUGADORES MÁSTER

Dentro de este grupo encontramos el trabajo desarrollado por Vodak et al. (1980) quienes realizaron un estudio sobre composición corporal de un grupo de tenistas utilizando como técnica la hidrodensitometría. En esta oportunidad, la grasa corporal fue calculada mediante la ecuación de Siri en una muestra 50 tenistas varones (42.0±6.0 años) y 25 mujeres de *nivel amateur*. Los resultados de este trabajo arrojan valores del componente graso de 16.3±4.3% entre los varones. Swank et al. (1998) estudiaron este parámetro en jugadores de tenis de diferentes edades [G1 (n=13): 40-59 años; G2 (n=15): >60 años] que tenían más de 20 años de experiencia en la práctica de este deporte. El porcentaje graso fue de 17.1±4.8% (G1) y 21.2±7.2% (G2) respectivamente. Cabe destacar que independientemente de la edad de los sujetos analizados, en ambos trabajos se obtienen valores inferiores a los observados en otros estudios donde la muestra eran sujetos sedentarios con edades similares.

JUGADORES JÓVENES

En el caso de este grupo de jugadores, Bergeron et al. (1991) presentaron valores medios de 10.6±4.5% en 10 jóvenes tenistas (20.3±2.5 años) miembros de la primera división de tenis universitario de Estados Unidos. Unos años más tarde, el mismo autor (Bergeron et al. 1995) publicó valores de 8.0±3.0% para otro grupo de jóvenes tenistas (20.5±1.9 años) de similares características. Más adelante, Calbet et al. (1998) encontraron valores medios algo más elevados (16.5±6.9%) en nueve jugadores profesionales (26.2±5.6 años). Posteriormente, Girard et al. (2006) estudiaron a 12 tenistas de nivel regional y nacional (23.4±1.6 años) encontrando valores medios de 14.1±3.0% para el componente graso.

Un año más tarde, Morante et al. (2007) realizaron un estudio en cual intentaron valorar el estrés térmico y la presión a la cual se ven sometidos los jugadores de tenis durante un partido de competición. Con dicho objetivo, se analizaron 43 partidos individuales al mejor de tres sets. La muestra de este estudio estuvo compuesta por 25 jugadores (19 H - 6 M) de nivel de nivel recreacional a semi-profesional. La edad media de la muestra fue de 23.9 ± 5.1 años. Dentro de este estudio, además de otros parámetros, se evaluó el componente graso de los jugadores. Para la valoración de este parámetro se midieron 9 pliegues cutáneos, encontrando con valores de $10.2 \pm 5.1\%$ entre los jugadores de categoría masculina. Sanchis-Moysi et al. (2010_B) evaluaron el volumen muscular, tipo y distribución de las fibras y la fuerza muscular de la extremidad superior en un grupo de 15 tenistas profesionales (22.9 ± 3.9 años). Para el desarrollo de este protocolo, los sujetos fueron divididos en dos grupos (G1 - n=7) y (G2 - n=8). A los sujetos del G1 se les valoró la composición corporal mediante DXA. En este caso, los valores para el componente graso fueron de $10.3 \pm 3.5\%$.

Finalmente, dentro de este grupo, encontramos el trabajo desarrollado por Olmedillas et al. (2010) quienes evaluaron la relación entre los niveles de hipertrofia muscular y el incremento de la expresión del receptor de leptina en el músculo tríceps braquial del brazo dominante en 9 tenistas de nivel profesional (M/DT, edad: 24.1 ± 3.6 años). Para la valoración del componente graso se empleo la técnica de absorciometría fotónica dual de rayos X (DXA). Los valores encontrados fueron de un $11.8 \pm 6.7\%$ del peso corporal.

JUGADORES MENORES DE 18 AÑOS

En este grupo encontramos el trabajo desarrollado por Perry et al. (2004) quienes evaluaron el impacto de las características físicas de un grupo de 33 tenistas adolescentes (M/DT 15.1 ± 1.3 años) durante el desarrollo de un test de campo (H: 23 & M: 10). Nótese que de los resultados obtenidos en este trabajo, solo se han sido considerados los datos de los tenistas de género masculino. Al momento de realizar el estudio, todos los jugadores analizados presentaban una experiencia mínima de 4 años de entrenamiento sistemático y estaban incorporados al ranking nacional. Uno de los parámetros valorados en este estudio fue el componente graso, calculado a partir de la densidad corporal usando la ecuación de Siri, encontrándose valores de $10.8 \pm 6.9\%$ de grasa corporal.

Otro de los trabajos que consideraron muestras de jugadores menores de 18 años fue el desarrollado por Kovacs et al. (2007). Los autores de este estudio evaluaron a ocho jugadores de tenis de nivel nacional colegial (USA), encontrando que valores para el componente graso fueron de $7.5 \pm 1.0\%$ (Pre) y $7.9 \pm 1.0\%$ (Post) durante un periodo pre y post entrenamiento (valor promedio de $7.7 \pm 1.5\%$). Nótese que para este trabajo, no se especificó la edad de los jugadores. Finalmente, Juzwiak et al. (2008) analizaron la composición corporal y el perfil nutricional de 44 tenistas adolescentes de nivel Club, divididos en dos grupos, según sus edades. El grupo uno (G1) estuvo formado por 17 jóvenes de entre 10 y 13 años (12.6 ± 1.0 años), mientras que el Grupo dos (G2) estuvo compuesto por 27 jugadores de entre 14 y 18 años (16.4 ± 1.1 años). Para la valoración de la composición corporal se empleó la técnica de absorciometría fotónica dual de rayos X. Los valores encontrados para el componente graso fueron de $15.8 \pm 5.2\%$ (G1) y $14.6 \pm 7.5\%$ (G2).

A continuación, en la tabla 14, se observan las referencias antes mencionadas en orden cronológico, especificando, el número de sujetos que participaron en cada estudio, las edades medias encontradas, el nivel de rendimiento, el peso corporal expresado en kilogramos, y finalmente, el porcentaje graso.

Tabla 14. Media y desviación típica de las edades, peso corporal y componente graso en jugadores de tenis de diferentes niveles de rendimiento.

Autor/año	(n)	Edad	Nivel	Peso (kg)	% Graso
Vodak et al. 1980	25	42.0±6.0	CS-A	77.1 ± 8.8	16.3 ± 4.3
Bergeron, 1991	10	20.3±2.5	TU	72.8 ± 9.8	10.6 ± 4.5
Bergeron, 1995	12	20.5±1.9	TU	- ± -	8.0 ± 3.0
Calbet et al. 1998	9	26.2±5.6	P	77.3 ± 10.3	16.5 ± 6.9
Swank et al. 1998	28	49.7±4.3	USTA	80.6 ± 8.6	17.1 ± 4.8
		66.2±4.0		80.9 ± 13.2	21.2 ± 7.2
Perry et al. 2004	23	15.1±1.3	N	64.6 ± 13.7	10.8 ± 6.9
Girard et al. 2006	12	23.4±1.6	R-N	72.2 ± 4.5	14.1 ± 3.0
Morante y Brotherhood, 2007	19	23.9±5.1	R-SP	76.7 ± 10.1	10.2 ± 5.1
				77.0 ± 1.6	7.54 ± 0.8 Pre
Kovacs et al. 2007b	8	-	CT	76.6 ± 1.9	7.89 ± 0.6 Post
				76.8 ± 2.2	7.71 ± 1.5 Prom
Juzwiak et al. 2008	17	12.6±0.9	CS-A	49.2 ± 7.0	15.8 ± 5.2 DXA
	27	16.4±1.1	CS-A	67.0 ± 9.5	14.6 ± 7.5 DXA
Sanchis-Moysi et al. 2010 _B	7	24.1±4.0	P	75.7 ± 8.9	10.3 ± 3.5
Olmedillas et al. 2010	9	24.1±3.6	P	75.8 ± 9.0	11.8 ± 6.7

Donde: **CS-A:** hace referencia a un club de nivel Estándar - amateur; **CT** hace referencia a jugadores de nivel colegial en Australia; **TU:** tenis universitario USA; **P:** hace referencia a jugadores Profesionales; **USTA:** representa una escala para clasificar tenistas de la categoría Sénior (Escala de Clasificación de 0 al 7); **N:** hace referencia a jugadores de nivel Nacional; **R-N;** hace referencia a jugadores de nivel Regional a nacional; **Pre:** Antes de un periodo de entrenamiento; **Post:** Posterior a un periodo de entrenamiento; **Prom:** Promedio de los valores obtenidos antes y después de un periodo de entrenamiento.

RESUMEN

Si observamos los valores medios obtenidos en cada uno de los estudios consultados, encontramos que los resultados del componente graso en jugadores de tenis de diferentes edades y niveles de rendimiento estuvieron aproximadamente en un 12%. Por otra parte, si solo consideramos los valores encontrados en poblaciones similares a la nuestra (G2: jóvenes mayores de 18 años), encontramos que dichos valores son levemente inferiores a los obtenidos al considerar todas las edades. En este caso, los valores corresponderían aproximadamente a un 11% para el tejido graso. Finalmente, mencionar que los valores obtenidos en los estudios consultados están levemente por encima de los resultados encontrados por los jugadores que participaron en nuestro estudio. En nuestro caso, los resultados muestran valores medios de un $8.6 \pm 2.2\%$. Por tanto, nuestros resultados podrían considerarse bastante cercanos a lo que se esperaba para este tipo de deportistas.

METODOLOGÍA

CAPITULO 2

METODOLOGÍA

En esta sección se reflejan las características, generales y específicas, de la muestra estudiada, así como la secuencia temporal de seguida durante la investigación y los criterios de selección utilizados. Además, damos a conocer lo que fue el diseño experimental, los métodos de medición empleados para la caracterización de la muestra, el procedimiento experimental y los diferentes materiales e implementos que han sido utilizados durante el desarrollo de la investigación. Finalmente, les ofrecemos una descripción de los procedimientos y parámetros estadísticos utilizados en el tratamiento de los datos obtenidos.

MUESTRA DE ESTUDIO

Para el desarrollo de esta investigación se ha seleccionado y estudiado una muestra de 18 tenistas semi-profesionales de género masculino (edad: 21.4 ± 3.4 años; estatura: 178.3 ± 4.7 cm; peso corporal: 73.6 ± 6.8 kg; IMC: 23.2 ± 2.1 kg/m²). Al momento de realizarse el estudio, todos los integrantes de la muestra contaban con una experiencia mínima de 7 años en la práctica de esta modalidad deportiva (M/DT: 11.8 ± 3.6 años) y un volumen semanal de entrenamiento cercano a las 13 horas como media de grupo (12.3 ± 3.6 horas/semana). Así mismo, todos los jugadores indicaron estar familiarizados con el entrenamiento básico de sobrecarga, incluyendo en sus rutinas de trabajo ambos movimientos utilizados dentro de nuestro protocolo de investigación (MS - PB).

Los valores de fuerza obtenidos por los sujetos de la muestra quedan reflejados más adelante en la tabla 20. En ella se muestran los valores medios para las pruebas indirectas de fuerza en los ejercicios de MS_{CM} y PB_{CM}. En ambos casos se representan los valores absolutos obtenidos por la muestra en su totalidad, así como los valores alcanzados por los grupos creados a partir de su posición en el ranking. Finalmente, destacar que al momento del estudio, todos los jugadores de la muestra se encontraban activos e incluidos en el ranking de la *Real Federación Española de Tenis (RFET)* del año 2009 y en las clasificaciones elaboradas por las respectivas federaciones territoriales y provinciales a las que cada jugador pertenecía. Actualmente compiten a nivel provincial, regional, nacional e internacional en sus diferentes categorías.

SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Para la selección de la muestra nos pusimos en contacto con los entrenadores de los clubes de tenis en la isla de Gran Canaria. Posteriormente, a cada uno se le expusieron los requisitos mínimos para que un jugador pudiera formar parte del grupo de estudio.

Estos criterios de inclusión respondían a niveles de rendimiento alcanzados en parámetros físicos y de nivel de juego (posición en el ranking). En el caso de los más jóvenes, además de los aspectos antes mencionados, se consideraron algunas características morfológicas mínimas que permitieran homogeneizar los sujetos estudiados. Se considero como requisito tenístico y físico que, todos los participantes, debían estar compitiendo, o por lo menos entrenando activamente y de forma regular, en el momento en el que se desarrolló la investigación. Otro aspecto que fue considerado para la inclusión en la muestra fue el no presentar ninguna patología que representara algún tipo de riesgo para el individuo durante el desarrollo del protocolo de investigación. También se consideró como criterio de inclusión el nivel de experiencia que tenían los sujetos en el trabajo con sobrecargas, excluyendo a aquellos que no presentaban un nivel mínimo aceptable.

ORGANIZACIÓN DE LA MUESTRA

Los sujetos seleccionados fueron organizados en dos grupos (n=9), considerando como único criterio de ordenamiento, su posición en el ranking federativo de esa temporada. El grupo uno (G1) estaba formado por los jugadores que tenían una mejor ubicación en el ranking, mientras que con la mitad restante se configuró el grupo dos (G2). Nuestra intención al dividir la muestra fue poder evaluar posibles diferencias que pudiesen existir entre los sujetos del estudio que pudieran estar vinculadas al nivel de rendimiento. Además, de intentar establecer alguna relación entre los niveles de producción de fuerza y potencia con el nivel de juego de los sujetos analizados. En definitiva, además de conocer los valores de fuerza y potencia, así como de los aspectos condicionales y morfológicos que las determinan, buscamos confirmar si los jugadores que se encuentran mejor preparados físicamente (fuerza) son los que mejor responden jugando al tenis o no. De esta forma pretendemos establecer un ordenamiento o categorización de los aspectos que deberíamos considerar de cara mejorar el rendimiento en un grupo de jugadores de tenis.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La principal limitación en torno a la muestra de estudio a sido la imposibilidad de contar con un elevado numero se sujetos con la experiencia y el nivel necesario para formar parte de nuestra muestra. En esta línea, se ha hecho especialmente difícil, hasta el punto de no poder conformar una muestra de género femenino que nos permitiera valorar y comparar posibles diferencias entre géneros. Consideramos que la principal razón de esta limitación es consecuencia de nuestro entorno geográfico donde el número de sujetos aptos que practican tenis a un nivel aceptable es reducido.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Durante el proceso de reclutamiento de la muestra, los sujetos fueron detalladamente informados acerca de la naturaleza de la investigación a la cual serian sometidos y los posibles riesgos que asumían como sujetos experimentales. Una vez que los sujetos aceptaron formar parte de estudio, dieron su consentimiento mediante documento firmado (*Anexo 01*). En dicho documento expresaban su conformidad con lo anteriormente expuesto, especificando los siguientes aspectos:

- Criterios éticos del estudio, según los cuales el equipo investigador asumía las directrices establecidas, para la investigación con seres humanos, propuestas en la 18ª Asamblea Médica Mundial celebrada en Helsinki en junio de 1964 y enmendada en asambleas posteriores hasta la 59ª Asamblea General celebrada en Seúl en octubre de 2008.
- Información detallada y concisa de las características de las diferentes pruebas a realizar como sujeto experimental del estudio.
- Consentimiento para el registro y tratamiento de los datos obtenidos por los investigadores del Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo, así como de la utilización de estos datos en estudios y publicaciones de carácter científico.
- Aclaración de la posibilidad de negarse, cuando así lo considerase, a realizar cualquier prueba. El único requisito solicitado por el personal del laboratorio fue hacerlo mediante un comunicado previo a cualquiera de los investigadores.

CARACTERIZACIÓN DE LA MUESTRA DE ESTUDIO

Con el objeto de aportar una visión mas precisa de las características generales y específicas, de nuestro grupo de estudio, hemos optado por organizar este apartado en tres niveles o subtipos.

- En primer término, nos referiremos a los *aspectos formales de la muestra*, entendiendo por formales, todos aquellos aspectos que se refieren a la identificación y ordenamiento de los datos de cada sujeto.
- En segundo lugar, nos centraremos en las *características deportivas y funcionales* de los individuos analizados. En este caso, nos planteamos observar aspectos como la cantidad de años de entrenamiento acumulados y la cantidad de horas semanales que cada jugador le dedicaba a entrenar. Además, incluimos algunos parámetros de rendimiento referentes a los test de fuerza que fueron implementados para el desarrollo del protocolo.
- Por último, presentamos una caracterización antropométrica de los sujetos, en la cual damos a conocer las principales características propias de dicho sub-apartado.

CARACTERIZACIÓN FORMAL DE LA MUESTRA DE ESTUDIO

DATOS PERSONALES

Con la intención de identificar y conocer mejor a cada uno de los sujetos analizados, se les pasó un cuestionario en el que debían responder aspectos de identificación personal, y temas referentes a su nivel de entrenamiento y experiencia en el trabajo con sobrecarga (*Anexo-02*). Algunas de estas características generales de los jugadores quedan reflejadas en la tabla 15. En ella vemos los valores medios y la desviación típica de los datos correspondientes a la raza, género, edad, estatura, peso corporal e índice de masa corporal. Estos datos son presentados tanto para la muestra completa (n=18) en su conjunto como para los grupos 1 y 2. Cabe destacar que, ninguna de las variables antes mencionadas ha mostrado diferencias significativas ($p \leq 0.05$) al analizar la distribución de la muestra en su totalidad. Tampoco encontramos diferencias estadísticamente significativas al comparar los resultados entre grupos.

Tabla 15. Datos referentes al tipo de muestra, género, raza, edad decimal, estatura, peso corporal e índice de masa corporal para cada grupo y de la totalidad de la muestra. Valores expresados como medias y desviación típica.

Tipo de muestra	Jugadores semi-profesionales de tenis / RFET			
	Género masculino			
Raza	16 - sujetos de raza blanca, caucásiana			
	2 - sujetos de raza negra			
Variable	ED (años) (M /DT)	EST (cm) (M /DT)	PC (kg) (M /DT)	IMC (kg/m ²) (M /DT)
Muestra completa (n = 18)	21.4±3.4	178.3±4.7	73.6±6.8	23.2±2.1
Grupo 1 (n = 9)	20.2±2.9	179.5±2.9	72.0±6.2	22.3±1.8
Grupo 2 (n = 9)	22.6±3.5	175.9±6.1	75.2±7.3	23.9±2.1

Donde, **RFET**: real federación española de tenis; **M/DT**: media y desviación típica; **ED**: edad decimal de la muestra; **EST**: Estatura de la muestra; **PC**: peso corporal de la muestra; **IMC**: índice de masa corporal.

CARACTERIZACIÓN DEPORTIVO FUNCIONAL DE LA MUESTRA DE ESTUDIO

En este apartado incluimos la clasificación que ocupan los jugadores en el ranking, experiencia y años de entrenamiento, así como también la cantidad de horas semanales que le dedican a su preparación, ya sea en pista u otras actividades orientadas a mejorar su capacidad física y técnica. De esta forma, buscamos establecer una relación entre la cantidad de años y horas de entrenamiento con el nivel de rendimiento de los jugadores.

Con dicho objetivo, hemos ordenado a los jugadores en función de su posición en el ranking y los puntos acumulados durante el año en cual fueron evaluados. Esta información queda disponible (tabla 17) tanto para el total de la muestra (n=18), como para ambos grupos de trabajo (G1 - G2). Antes de continuar, nos parece adecuado mencionar que en la muestra se incluyen dos jugadores de origen extranjero. Dichos jugadores no aparecen en el ranking de la *RFET*, por tanto, la categoría a la que pertenecen estos jugadores tampoco aparece especificada. Por esta razón, al solo disponer de los puntos obtenidos por estos jugadores, hemos considerado dichos puntos para compararlos con el número de puntos obtenidos por los demás jugadores. De esta forma hemos podido incorporar a estos jugadores dentro de cada grupo.

Otro aspecto que nos gustaría puntualizar en relación a nuestros jugadores, es que el tenista identificado con la calve “TEN01” lleva más de 4 años viviendo y participando activamente en el torneo universitario en Carolina del Norte, Estados Unidos. Por esta razón, este jugador no puntúa en España y por tanto, su ranking no es repetitivo de su nivel. Dicho esto, procedemos a la división de los jugadores y su incorporación en cada grupo de trabajo.

En el caso los sujetos ubicados en el G1, hemos empleado como criterio el número de puntos obtenidos. Es decir, los sujetos mejor ranqueados han formado dicho grupo. Por su parte, los sujetos del G2 corresponden a los que han presentado una clasificación inferior en el ranking. Finalmente, antes de conocer el nivel o las categorías a las que pertenecen nuestros jugadores, nos parece importante dar a conocer una breve reseña acerca de cómo está estructurado actualmente el ranking de la *RFET*. De esta forma podremos conocer un poco mejor el tipo de jugadores con los que hemos trabajado durante la investigación.

ORGANIZACIÓN DEL TENIS ESPAÑOL

Para entender las características de la muestra y su organización, entendemos necesario hacer una breve introducción sobre algunos elementos básicos a nivel organizativo en el tenis español. Actualmente, la *RFET* cuenta con más de 20.000 inscritos con ficha federativa en la categoría masculina. Por razones obvias, toda esta compleja estructura de torneos, jugadores, cuerpos técnicos, árbitros y todo el mundo que está relacionado con el tenis en general se rigen por normas y mecanismos que velan por su correcto funcionamiento.

Uno de estos mecanismos es el encargado de ordenar esta enorme cantidad de jugadores en sus diferentes categorías. Dichas categorías varían constantemente y dicha variación depende de una moneda de cambio elemental. Nos referimos a los que conocemos vulgarmente como los “*puntos*”. Por lo tanto, si un jugador pretende subir su ranking o mejorar su posición dentro de su categoría, debe intentar sumar la mayor cantidad de puntos que le sea posible a lo largo de un año o temporada regular. Con dicho objetivo, un jugador de tenis solo puede aspirar a una cosa, que es ganar la mayor cantidad de partidos posibles.

En resumen, el sistema es muy simple y responde a la siguiente lógica: a mayor número de partidos ganados, mayor cantidad de puntos obtenidos, lo que a su vez, se traduce en un mejor puesto en el ranking. Finalmente, con el objeto de reflejar más claramente el ordenamiento por categorías existente a día de hoy dentro del tenis español, presentamos la siguiente tabla en la cual observamos el nivel de nuestros jugadores.

Tabla 16. Ordenamiento por categorías del ranking nacional de España (*RFET*).

Ranking	Categoría
JT entre el nº 1 y el nº 50	Categoría 1
JT entre el nº 51 y el nº 150	Categoría 2-A
JT entre el nº 151 y el nº 300	Categoría 2-B
JT entre el nº 301 y el nº 500	Categoría 3-10
JT entre el nº 501 y el nº 1000	Categoría 3-09
JT entre el nº 1001 y el nº 2000	Categoría 3-08
JT entre el nº 2001 y el nº 4000	Categoría 3-07
JT entre el nº 4001 y el nº 7000	Categoría 3-06
JT entre el nº 7001 y el nº 10000	Categoría 3-05
JT entre el nº 10001 y el nº 15000	Categoría 3-04
JT entre el nº 15001 y el nº 17000	Categoría 3-03
JT entre el nº 17001 y el nº 20000	Categoría 3-02
JT entre el nº 20001 hasta el Final	Categoría 3-01

Donde, **JT**: jugadores de tenis; (ubicados entre un punto y otro del ranking de la *RFET*).

POSICIÓN DE LOS SUJETOS EN EL RANKING NACIONAL

El ordenamiento del tenis español es bastante estricto y no da lugar a equivocaciones a la hora de categorizar a un grupo de jugadores en función de su clasificación. En nuestro caso y como ya se ha comentado en el apartado de limitaciones, hemos encontrado algunos problemas en relación al número de sujetos analizados ya que por razones geográficas contamos con una muestra reducida y algo heterogénea. En esta línea, el jugador mejor clasificado incorporado a nuestro trabajo ocupaba el puesto número 104 de la clasificación de la *RFET*, es decir, pertenecía a la categoría 2-A. Así mismo, otros de nuestros jugadores analizados pertenecían a la categoría 3-08, llegando incluso a contar con un jugador de la categoría 3-07, sin embargo, debemos mencionar que en algunos de los casos, sobre todo este último (*TEN_01*), el ranking de los jugadores no se corresponde literalmente con su verdadero nivel de juego.

Tabla 17. Ordenamiento de la muestra (Ranking - Puntos - Categorías).

Muestra	Ranking	Puntos	Categoría
TEN11	104	2122	Categoría 2-A
TEN04	164	1467	Categoría 2-B
TEN03	174	1393	Categoría 2-B
TEN09	225	1117	Categoría 2-B
TEN15	Extranjero	929	Sin Categoría
TEN18	290	920	Categoría 2-B
TEN06	Extranjero	523	Sin Categoría
TEN16	799	376	Categoría 3-09
TEN14	877	337	Categoría 3-09
TEN08	1087	281	Categoría 3-08
TEN05	1160	261	Categoría 3-08
TEN10	1460	203	Categoría 3-08
TEN13	1496	197	Categoría 3-08
TEN17	1530	192	Categoría 3-08
TEN12	1684	149	Categoría 3-08
TEN07	1713	148	Categoría 3-08
TEN02	1860	142	Categoría 3-08
TEN01	3221	80	Categoría 3-07

Donde, **TEN01**: es la clave de numeración que se le asigno al sujeto numero 1 de la muestra. Cada clave sucesiva representa al siguiente sujeto de la muestra.

En la tabla anterior (tabla 17), apreciamos la clave que fue asignada a cada jugador y el número de ranking en el que se encontraba al momento de realizar el estudio. En ella observamos además, la cantidad de puntos ganados y la categoría a la que pertenece cada jugador. Esta última referencia nos resulta de vital importancia a la hora de ubicar a los jugadores de origen extranjero, ya que ellos no presentan ranking en España.

DIVISIÓN Y ORGANIZACIÓN DE LA MUESTRA

Como mencionamos antes, la muestra de estudio presentó características algo heterogéneas en lo referente a sus niveles de experiencia en el trabajo de sobrecarga. Por tanto, para optimizar el análisis y el ordenamiento de los resultados, además de confirmar algunas de nuestras hipótesis, se ha optado por dividirla en función del nivel de rendimiento de nuestros jugadores.

Para poder establecer con cierta fidelidad cuál es el nivel de cada jugador, hemos decidido aplicar como criterio de referencia el ranking de la *RFET* ya que nos permite cuantificar el nivel de este y de cualquier grupo de jugadores. Sin embargo, entendemos que la selección de este criterio no esta exenta de limitaciones. En la tabla 18, podemos observar el lugar que ocupa cada jugador dentro del grupo en el que fue asignado.

Tabla 18. División de grupos por Ranking.

GRUPO 1	GRUPO 2
TEN11	TEN08
TEN04	TEN05
TEN03	TEN10
TEN09	TEN13
TEN15	TEN17
TEN18	TEN12
TEN06	TEN07
TEN16	TEN02
TEN14	TEN01

Donde, **TEN01**: es la clave de numeración que se le asigno al sujeto numero 1 de la muestra. Cada clave sucesiva representa al siguiente sujeto de la muestra.

EXPERIENCIA DEPORTIVA DE LA MUESTRA DE ESTUDIO

Otro de los aspectos que hemos tenido en cuenta a la hora de clasificar a nuestros sujetos ha sido la experiencia deportiva y la cantidad de horas semanales que cada uno le dedica a la práctica de esta disciplina deportiva.

Tabla 19. Valores medios y desviación típica de los datos referentes a la experiencia deportiva y horas de entrenamiento semanal que habitualmente realizan nuestros jugadores. Datos aportados para toda la muestra (n=18), así como para cada grupo.

Experiencia Deportiva	Años de entrenamiento (M /DT)	Horas / Semana (M / DT)
Muestra Completa (n=18)	11.8±3.6	12.3±3.6
Grupo 1 (n=9)	11.6±2.8	14.2±2.7*
Grupo 2 (n=9)	12.1±4.5	10.2±3.8*

Donde, **M/DT**: media y desviación típica; *: $p \leq 0.05$.

Los datos expuestos en la tabla 19 nos indican que, los participantes de este estudio presentaban unos niveles de experiencia similares, no encontrándose diferencias significativas en los años de practica de esta actividad (G1 vs. G2; TE: 0.2), lo cual nos permite asumir que ambos grupos pueden ser considerados como sujetos entrenados en su disciplina deportiva. No obstante, en el caso de las horas de entrenamiento semanales, vemos que sí se observaron diferencias significativas ($p \leq 0.05$) entre los dos grupos (G1 vs. G2; $p=0.04$; TE: 1.1). Esto nos dice que, como era de esperar la cantidad de horas de entrenamiento en pista muestran una relación directa con el rendimiento de los sujetos de cada grupo, lo cual a su vez, nos permite confirmar que las horas de entrenamiento son un factor determinante del rendimiento en el tenis.

NIVELES DE FUERZA EN NUESTROS SUJETOS DE ESTUDIO

Los niveles de fuerza alcanzados por nuestros sujetos en las pruebas (1-RM_{MS}/1-RM_{PB}) mostraron valores de normalidad estando levemente por encima de los resultados observados en otros grupos de poblaciones sedentarias (Thomas et al. 1996, Izquierdo et al. 1999, Izquierdo et al. 2001, Jandacka et al. 2008). Sin embargo, estos valores han estado por debajo de los niveles de fuerza encontrados en otras investigaciones en las que los sujetos practicaban en disciplinas de tipo intermitente (Wisløff et al. 1998, Baker et al. 2001_A, Baker et al. 2001_B, Izquierdo et al. 2002, Asçi et al. 2007, Cormie et al. 2007_A, Thomas et al. 2007, Harris et al. 2007). A continuación, en la tabla 21, se observan los valores de rendimiento referentes al test de fuerza máxima para ambos ejercicios propuestos en nuestro protocolo de trabajo. Podemos apreciar que los resultados obtenidos en MS_{CM} no muestran diferencias significativas ($p \leq 0.05$) entre ambos grupos (MC vs. G1; TE: 0.04); (MC vs. G2; TE: 0.1); (G1 vs. G2; TE: 0.1). Así mismo, en el ejercicio de PB_{CM} tampoco vemos diferencias significativas ($p \leq 0.05$) en los resultados obtenidos por ambos grupos, quedando el valor de la *muestra completa* (MC) en un punto intermedio entre ambos grupos (MC vs. G1; TE: 0.1); (MC vs. G2; TE: 0.1); (G1 vs. G2; TE: 0.2).

Tabla 20. Prueba indirecta de fuerza máxima en MS_{CM} y PB_{CM} . Datos presentados como medias y desviación típica para cada grupo y para la muestra en su totalidad.

1- RM_{MS}	(M/DT)	1- RM_{PB}	(M/DT)
MC: MS_{CM} (n=18)	108.4±13.0	MC: PB_{CM} (n=18)	73.1±7.2
G1: MS_{CM} (n=9)	107.8±15.6	G1: PB_{CM} (n=9)	72.2±7.3
G2: MS_{CM} (n=9)	109.1±10.7	G2: PB_{CM} (n=9)	73.9±7.4

Donde, **MC:** muestra completa; **G1:** grupo 1; **G2:** grupo 2; **MS_{CM} :** media sentadilla con contramovimiento; **1- RM_{MS} :** una repetición máxima en media sentadilla; **PB_{CM} :** press banca con contramovimiento; **1- RM_{PB} :** una repetición máxima en PB; **M/DT:** media y desviación típica.

CARACTERIZACIÓN ANTROPOMÉTRICA DE LA MUESTRA DE ESTUDIO

PROTOCOLO O-SCALE

Para la caracterización antropométrica de la muestra se emplearon los datos obtenidos a través del protocolo O-SCALE. Dicho protocolo considera los valores de peso y talla corporal, así como los datos obtenidos a partir de la toma de 8 pliegues cutáneos, 10 perímetros musculares y 2 diámetros óseos. Con el objeto de enriquecer este protocolo, se ha decidido añadir un dato más en cada uno de los tres apartados antes mencionados. Por lo tanto, el número total de pliegues cutáneos valorados quedó en 9, los perímetros musculares fueron 11 mientras que los diámetros óseos analizados fueron 3.

COMPONENTE GRASO

Para la valoración de este componente se utilizaron dos protocolos: DXA y ecuación de Yuhasz. Por motivos técnicos, solo 13 de los 18 jugadores fueron evaluados con DXA (jugadores analizados en canarias). En el caso de los jugadores analizados en Valencia, solo contamos con una valoración doblemente indirecta de su composición corporal.

PLIEGUES CUTÁNEOS

Los pliegues cutáneos valorados dentro del protocolo de estudio, incluido un pliegue extra (*pliegue pectoral*) quedan reflejados en la tabla 21, donde se especifica cada uno de ellos. Además podemos observar los valores medios y la desviación típica para dichas medidas. Nótese que los datos expuestos en esta tabla corresponden al total de la muestra (n=18).

Tabla 21. Media y desviación típica para los valores de los pliegues cutáneos medidos utilizando el protocolo O-SCALE, en su versión completa.

Pliegues Cutáneos	Valor Numérico (mm) (M / DT)
Tricipital	8.7±3.3
Subescapular	10.5±3.1
Bicipital	4.2±1.1
Pectoral	7.4±3.1
Cresta iliaca	11.9±4.9
Supraespinal	7.9±3.9
Abdominal	13.0±3.3
Anterior del muslo	10.9±3.8
Pierna	8.2±3.5

Donde; **M/DT**: media y desviación típica.

PERÍMETROS MUSCULARES Y ÓSEOS

Los perímetros musculares y óseos nos sirven para establecer aspectos relacionados con el biotipo de los sujetos analizados. En la tabla 22 se reflejan algunas circunferencias musculares y óseas valoradas para la caracterización de la muestra de estudio.

Tabla 22. Media y desviación típica de los valores de los perímetros musculares y óseos encontrados en nuestra muestra de estudio.

PM/O (Protocolo O-Scale)	Perímetro (cm) (M/DT)
Brazo relajado en extensión	29.7±2.8
Brazo contraído en flexión	32.1±2.7
Antebrazo en extensión	27.7±2.0
Perímetro de la Muñeca	16.9±0.6
Tórax en espiración final	90.9±5.3
Perímetro de la Cintura	79.1±5.6
Perímetro Glúteo	95.7±5.2
Superior del muslo	57.1±4.4
Medial del muslo	54.6±3.9
Perímetro de la Pantorrilla	36.7±2.3
Perímetro del Tobillo	22.0±1.2

Donde; **PM/O**: Perímetros musculares y óseos; **M/DT**: media y desviación típica.

DIÁMETROS ÓSEOS

En la tabla 23, observamos algunos diámetros óseos de interés para el estudio. En ella se aprecia que, prácticamente, no existen diferencias entre grupos para el diámetro biepicondilar del humero. La situación se repite cuando observamos el diámetro biepicondilar del fémur, donde los valores son similares entre los jugadores. Finalmente, solo en el caso del diámetro biestiloideo radial, podemos observar una leve diferencia entre los valores obtenidos por ambos grupos.

Tabla 23. Valores medios y desviación típica de los diámetros óseos (biepicondilar del humero, biepicondilar del fémur y biestiloideo radial).

Segmento	Muestra valorada	Diámetro (mm)
Biepicondilar del Húmero	MC: (n=18)	68.4±3.2
	G1: (n=9)	67.6±4.1
	G2: (n=9)	69.6±1.8
Biepicondilar del Fémur	MC: (n=18)	90.2±5.7
	G1: (n=9)	90.0±3.6
	G2: (n=9)	90.6±7.5
Biestiloideo Radial	MC: (n=18)	53.9±2.4
	G1: (n=9)	53.3±2.1
	G2: (n=9)	54.4±2.7

Donde, **MC:** muestra completa; **G1:** grupo 1; **G2:** grupo 2; **M/DT:** media y desviación típica.

PROTOCOLO DE YUHASZ

En la actualidad existen numerosos procedimientos para la determinación de la grasa corporal de un sujeto. Muchas de estas ecuaciones responden a criterios específicos según el tipo de población a analizar. Es decir, el nivel de fiabilidad que presentan dichas ecuaciones viene determinado por las características etáreas, morfológicas y funcionales de la población para la que esta se diseña, así como por el tipo de población al cual se le aplica. Por lo tanto, dadas las características de nuestros sujetos y debido a las importantes diferencias existentes entre los resultados alcanzados con una u otra ecuación, se decidió implementar el uso de la ecuación propuesta por Yuhasz (1962).

Tabla 24. Ecuación Yuhasz (1962):

$$\% \text{ Graso} = [(((\text{Pliegue tríceps (mm.)} + \text{Pliegue subescapular (mm.)} + \text{Pliegue suprailíaco (mm.)} + \text{Pliegue abdominal (mm.)} + \text{Pliegue muslo (mm.)} + \text{Pliegue pantorrilla (mm.)}) * 0.097) + 3.64) / 100]$$

Como se mencionó anteriormente, la selección de este protocolo responde especialmente al tipo de muestra para la cual fue diseñada esta ecuación y al tipo de muestra con la que estamos trabajando. Es decir, en este protocolo se reflejan de forma cercana las características presentes en nuestra muestra de estudio. Recordemos que esta ecuación fue desarrollada para un tipo específico de población que, por sus características, concuerda con nuestra muestra de estudio. Nos referimos a jóvenes deportistas de entre 18 a 30 años de edad.

A guiso de ejemplo, este protocolo de valoración antropométrica considera la valoración de 6 pliegues cutáneos (tricipital, subescapular, cresta iliaca, abdominal, anterior del muslo y pierna), los cuales quedan expuestos a continuación en la siguiente tabla. En ella se especifican los valores encontrados en cada uno de los pliegues cutáneos valorados dentro del protocolo descrito por Yuhasz.

Tabla 25. Media y desviación típica de los valores obtenidos en los pliegues cutáneos valorados en el protocolo propuesto por Yuhasz.

Pliegues Cutáneos	Valor Numérico (mm) (M / DT)
Tricipital	8.7±3.3
Subescapular	10.5±3.1
Cresta iliaca	11.9±4.9
Abdominal	13.0±3.3
Anterior del muslo	10.9±3.8
Pierna	8.2±3.5

Donde; **M/DT**: media y desviación típica.

COMPONENTE GRASO DETERMINADO POR ABSORCIOMETRÍA FOTÓNICA DUAL DE RAYOS X

ABSORCIOMETRÍA FOTÓNICA DUAL DE RAYOS X

Por motivos técnicos, únicamente 13 de los 18 sujetos analizados en esta investigación fueron evaluados mediante esta metodología indirecta para la valoración de la composición corporal (DXA). Así mismo, debemos recordar que los 18 jugadores que participaron del estudio fueron evaluados mediante otra técnica doblemente indirecta.

Para la valoración indirecta, los sujetos fueron evaluados en posición supino, usando la tecnología de absorciometría fotónica dual de rayos X (DXA) modelo (*QDR-1500, Hologic Corp., Software version 7.10, Waltham, MA*). La absorciometría fotónica dual de rayos X, también conocida como DXA, es una metodología que nos permite cuantificar con elevada fiabilidad, la masa libre de grasa (g), la masa grasa (g & %), el área ósea total (g/cm^2) y contenido mineral óseo (g). El proceso de calibración del aparato fue llevado a cabo usando una espina lumbar fantasma (*lumbar spine phantom*), siguiendo las recomendaciones del fabricante (Hologic), antes de cada valoración.

En suma, todos los sujetos de nuestra muestra ($n=18$) fueron analizados por medio de un método doblemente indirecto (antropometría convencional), partiendo desde los pliegues grasos, medidas de longitud, diámetros, circunferencias corporales y segmentarias.

TEMPORALIZACIÓN DEL ESTUDIO

Dentro de este apartado nos centraremos en la organización y estructuración de lo que fue el desarrollo y puesta en marcha del protocolo de esta investigación. Hablaremos de cada una de las etapas por las que atravesó el proceso, especificando paso a paso lo que fue el diseño experimental y como se fue dando hasta nuestros días.

SECUENCIA CRONOLÓGICA DEL DESARROLLO DE LA INVESTIGACIÓN

El desarrollo de la presente investigación dio comienzo a finales de Octubre del año 2009 con una primera fase en la cual se realizó un proceso de acercamiento o toma contacto con los materiales y los procedimientos a través de los cuales realizaríamos la toma de los datos en nuestros sujetos de estudio.

Con el objeto de ir mecanizando y perfeccionando la utilización de los materiales y el protocolo de investigación, en esta primera fase también se realizaron valoraciones experimentales con sujetos físicamente sanos y activos. Este proceso se llevo a cabo íntegramente en el Laboratorio de Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo del Departamento de Educación Física de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (ULPGC).

Una vez finalizado el proceso de familiarización, a finales de diciembre del mismo año, comenzamos a implementar el protocolo de investigación con los sujetos de estudio seleccionados. Este proceso de toma de datos se prolongo hasta abril en las Palmas de Gran Canaria. Debido al escaso número de jugadores que cumplían con los requisitos mínimos para ser aceptados en la muestra, y con el objeto de incrementar el número de sujetos para ser analizados, decidimos desplazarnos a la Comunidad Valenciana donde tuvimos la posibilidad de evaluar a cinco tenistas más que se ofrecieron a participar en el estudio. Esto nos obligó a desplazarnos a la FCAFD de la Universidad de Valencia para reproducir el procedimiento en la muestra complementaria. Una vez que finalizado el proceso de recolección de datos se procedió a su posterior análisis. De los datos obtenidos durante ambos periodos de valoración se sacaron los resultados de este trabajo.

DISEÑO EXPERIMENTAL

Para el desarrollo de nuestra investigación hemos optado por la realización de dos movimientos ampliamente utilizados en la planificación anual del entrenamiento de este tipo de deportistas para el desarrollo de la fuerza y potencia muscular: media sentadilla y al press banca. Para cada uno de estos movimientos se evaluaron dos variantes, cuya diferencia radicó en el tipo de movimiento empleado para la realización de cada gesto: con o sin contramovimiento. En primer término se planteo una MS_{SCM} y una MS_{CM} ; mientras que en el caso del PB, también se opto por una variante sin contramovimiento la cual se denomino PB_{SCM} y otra segunda variante que se llevo a cabo con contramovimiento denominada PB_{CM} .

SESIONES DE TRABAJO

Con el objeto de un lograr un correcto aprovechamiento del tiempo y de los recursos con los que contábamos se decidió dividir el protocolo de trabajo en tres días de evaluación, espaciados por descansos de tres días entre cada uno de ellos. En la primera sesión de trabajo se realizó lo que fue la valoración antropométrica de la muestra y un protocolo de acercamiento e introducción a las diferentes técnicas y metodologías empleadas a lo largo del mismo en cada una de sus pruebas. Durante el segundo día se llevaron a cabo las pruebas de valoración indirecta de la fuerza (1-RM) para los ejercicios de MS_{CM} y PB_{CM} . Finalmente durante el tercer día se llevó a cabo el test de identificación de carga óptima en las dos variantes propuestas para ambos ejercicios. A continuación se exponen en profundidad los detalles de cada uno de estos días de trabajo.

TEMPORALIZACIÓN DEL TRABAJO DURANTE EL PRIMER DÍA EN EL LABORATORIO

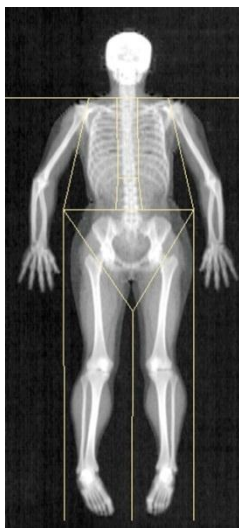
CONSENTIMIENTO INFORMADO

Durante la primera visita al laboratorio, todos los sujetos recibieron un documento escrito de conocimiento informado en el cual se especificaban las características del protocolo de estudio y los posibles riesgos que dicho protocolo implicaba. Dicho documento se encuentra disponible en el apartado de anexos (anexo - 01).

VALORACIÓN ANTROPOMÉTRICA

Una vez firmado el consentimiento informado, los sujetos fueron sometidos a una valoración antropométrica tradicional mediante el protocolo O-Scale más las variables antropométricas complementarias. Previo a dicha valoración, los sujetos recibieron un cuestionario sobre datos personales, hábitos alimenticios y temas referentes a su entrenamiento. Dicho documento se encuentra disponible en el apartado de anexos (anexo - 02).

ABSORCIOMETRÍA FOTÓNICA DUAL DE RAYOS X. Además del protocolo antropométrico



tradicional, los sujetos de la muestra fueron evaluados mediante una prueba complementaria (DXA). Nótese, que en el caso de los jugadores evaluados en la ciudad de Valencia, no se pudo realizar esta técnica de valoración, debido a la imposibilidad de contar con los materiales necesarios para dicha evaluación, por lo tanto, esta última prueba solo fue realizada a los jugadores evaluados en Canarias (n=13). Es decir, sobre un total de 18 jugadores, se realizó la prueba en 13 de ellos, lo que en términos porcentuales corresponde a un 72.2% del total de los jugadores que componen la muestra. A partir del análisis de los datos obtenidos en la prueba del

DXA, buscamos confirmar los resultados logrados a través de la primera metodología (antropometría convencional) o bien analizar las posibles diferencias que pudiesen existir entre ambas. Además, nos interesa confirmar los datos propuestos por otros autores, quienes hacen referencia a diferencias significativas, en términos relación a la MLG, MG, CMO, DMO y volumen total del segmento dominante en jugadores de tenis.

FAMILIARIZACIÓN DE LA MUESTRA. Una vez finalizada la valoración de la composición corporal, se procedió a realizar un protocolo de acercamiento a lo que sería el trabajo a desarrollar durante los días 2 y 3. En primer lugar se les impartió una charla orientativa acerca de las pruebas a las que serían sometidos a lo largo de la investigación. Tras la charla orientativa, se les solicitó que realizaran el protocolo completo de trabajo.

TEMPORALIZACIÓN DEL TRABAJO DURANTE EL SEGUNDO DÍA EN EL LABORATORIO

EVALUACIÓN INDIRECTA DE LA FUERZA MÁXIMA. Durante la segunda visita al laboratorio, los sujetos fueron sometidos a un test indirecto para la determinación de su fuerza máxima en los ejercicios de MS_{CM} y PB_{CM} . Para la obtención de este valor, se utilizó la ecuación propuesta por Brzycki (1993). Dicha ecuación queda representada en la siguiente tabla.

Tabla 26. Ecuación de Brzycki.

$$1-RM = kg / (1,0278 - 0,0278 * \text{repeticiones}).$$

EVALUACIÓN DEL MIEMBRO INFERIOR

PROTOCOLO DE CALENTAMIENTO Y EVALUACIÓN DE LA FUERZA MÁXIMA EN MEDIA SENTADILLA CON CONTRAMOVIMIENTO

Para el calentamiento de la prueba de fuerza, los sujetos comenzaron pedaleando 15 minutos en el cicloergómetro. Las cargas utilizadas durante este protocolo fueron de carácter progresivo, manteniéndose una cadencia de pedaleo constante. El calentamiento consistió específicamente en: 5 minutos de pedaleo con carga y velocidad constante (100 W a 80-90 RPM). A continuación se realizaron 3 series de 2 minutos a una intensidad de 150 W, manteniendo la cadencia de pedaleo estable, entre 80-90 RPM. Entre cada una de estas series, durante la recuperación, continuaban pedaleando a una intensidad de 100 W a una velocidad constante de 80-90 RPM durante 1 minuto. Para finalizar el calentamiento se realizó un minuto extra con carga y velocidad constante a 60 W a 70-80 RPM (tabla 27). Al finalizar el calentamiento en el cicloergómetro, los sujetos realizaron un trabajo específico de sobrecarga del miembro inferior. Dicho trabajo consistió en tres series de tres repeticiones de sentadilla profunda con una carga correspondiente al 50% del PC de cada sujeto (tabla 28). Para este protocolo se utilizaron 2 minutos de recuperación pasiva antes de realizar el siguiente trabajo. Nótese que, con la intención de evitar potenciales inhibiciones en los levantamientos, no se realizaron trabajos de estiramiento previos al desarrollo del test.

EVALUACIÓN DEL MIEMBRO SUPERIOR

PROTOCOLO DE CALENTAMIENTO Y EVALUACIÓN DE LA FUERZA MÁXIMA EN PRESS BANCA

El calentamiento para el test indirecto de fuerza máxima en PB, se inició con 3 series de 8 repeticiones de flexo-extensiones en el suelo (fondos de brazos o flexiones). Las series se realizaron en las mismas condiciones en las que posteriormente se evaluó el PB. Es decir, la separación de las manos debía corresponder estrictamente a la distancia con la cual se realizó posteriormente la valoración del PB. Se prestó atención en controlar la profundidad de la ejecución (rango de movimiento). Paralelamente se realizaron otras 3 series de 8 repeticiones de flexo-extensiones de codo, pero en esta ocasión con apoyo estrecho de las manos, (no más de 10 centímetros de separación). En esta oportunidad, se mantuvieron las mismas consideraciones antes mencionadas.

TEMPORALIZACIÓN DEL TRABAJO DURANTE EL TERCER DÍA EN EL LABORATORIO

PROTOCOLO EXPERIMENTAL PARA LA IDENTIFICACIÓN DE LA CARGA ÓPTIMA

El test experimental para la identificación de la carga óptima consistió en la valoración de un amplio espectro de cargas en ambos ejercicios, en todas las variantes propuestas (MS_{CM} ; MS_{SCM} ; PB_{CM} ; PB_{SCM}). Las cargas analizadas correspondieron al 30% 40%, 50%, 60%, 70% y 80% del 1-RM de cada jugador, en cada movimiento. Estas cargas han sido seleccionadas con el objeto de cubrir un amplio espectro de opciones en términos de intensidades de trabajo en las que se podrían desarrollar niveles de potencia aceptables. Así mismo, la selección de las cargas analizadas en este trabajo viene condicionada a partir de la información obtenida en la bibliografía especializada.

La finalidad de este test es la identificación de las cargas que nos permitirán generar los mayores niveles de producción de potencia muscular en cada movimiento y sus respectivas variantes. La evaluación del test de carga óptima se llevo a cabo utilizando un *MuscleLab TM modelo 4000e*, cuyas características técnicas serán descritas más adelante en el apartado correspondiente a los materiales. Simplemente comentar que esta herramienta nos permite medir el desplazamiento vertical y el tiempo de dichos desplazamientos, obteniendo valores de velocidad, aceleración, fuerza y potencia.

CALENTAMIENTO Y TEST DE CARGA ÓPTIMA PARA EL MIEMBRO INFERIOR

El calentamiento utilizado para el test de CO se llevo a cavo en dos etapas. La primera de ella se realizo con un cicloergómetro y consistió en quince minutos de pedaleo, divididos según se expone a continuación en la tabla 27. Una vez concluido la fase inicial de trabajo en el cicloergómetro, los sujetos procedieron a realizar una serie de trabajos específicos con sobrecarga, los cuales son descritos mas adelante.

Tabla 27. Protocolo de calentamiento previo al test de carga óptima para el miembro inferior. Trabajo desarrollado en cicloergómetro.

Tiempo de trabajo	Wattios	RPM
5' de trabajo C-VC	100 - W	70-80 RPM
2' de trabajo C-VC	150 - W	70-80 RPM
1' de trabajo C-VC	100 - W	70-80 RPM
2' de trabajo C-VC	150 - W	70-80 RPM
1' de trabajo C-VC	100 - W	70-80 RPM
30" de trabajo C-VC	200 - W	70-80 RPM
1' de trabajo C-VC	100 - W	70-80 RPM
30" de trabajo C-VC	200 - W	70-80 RPM
2' de trabajo C-VC	50 - W	70-80 RPM

Donde, **C-VC**: carga y velocidad constante; **W**: wattios; **RPM**: revoluciones por minuto.

Una vez finalizado el calentamiento sobre el cicloergómetro, se procedió a ejecutar la segunda parte del protocolo que incluía sobrecargas y movimientos de tipo pliométrico. El objetivo de estos trabajos fue despertar el sistema nervioso de los sujetos, con el fin de lograr elevados niveles de activación neural para alcanzar los máximos registros de fuerza y velocidad. Esto en definitiva se traducirá en mayores opciones de generar potencia. En el caso de los ejercicios propuestos para la segunda fase del calentamiento (SC - MS_{CM} + Saltos), se considero que la pausa solo debía ser empleada al finalizar ambos ejercicios, es decir, la ejecución fue combinada.

Tabla 28. Protocolo de calentamiento para el test de carga optima en media sentadilla.

Ejercicio	Series	Repeticiones	Carga	Pausa
SC	3	3	60% - PC	0"
MS _{CM} + Saltos	3	3	30% - PC	1' y 30"

Donde, **SC**: sentadilla completa; **MS_{CM}**: media sentadilla con contramovimiento más salto; **PC**: peso corporal.

Una vez concluidas las series de calentamiento, los sujetos descansaron 3 minutos antes de realizar su primer intento en el test de carga óptima. Durante cada uno de los test, los sujetos fueron verbalmente motivados y alentados con el fin de alcanzar el máximo de sus posibilidades en cada uno de las pruebas rendidas.

Tabla 29. Desarrollo del test de carga óptima en media sentadilla.

Ejercicio	% de carga (1-RM)	Pausa
MS _{CM}	30%	2'
MS _{CM}	40%	3'
MS _{CM}	50%	3'
MS _{CM}	60%	3'
MS _{CM}	70%	3'
MS _{CM}	80%	3'

Donde, **MS_{CM}**: media sentadilla con contramovimiento; **1-RM**: una repetición máxima.

Una vez finalizado el test de MS_{CM}, los sujetos dispusieron de 5 minutos para su recuperación antes de iniciar el test de MS_{SCM} en idénticas condiciones. Una vez realizado el test de MS_{SCM}, los sujetos descansaron 5 minutos para luego realizar el test de PB en las dos versiones propuestas.

CALENTAMIENTO Y TEST DE CARGA ÓPTIMA PARA EL MIEMBRO SUPERIOR

Se realizó un calentamiento general y uno específico. El primero consistió en 3 series 8 repeticiones de flexo-extensiones de codo. Paralelamente y de forma alternada, los sujetos realizaron 3 series de 8 repeticiones de flexo-extensiones de codo con apoyo estrecho. Los sujetos dispusieron de 2 minutos de descanso entre cada serie. Una vez finalizado el calentamiento, volvieron a tener 2 minutos de recuperación pasiva.

Tabla 30. Calentamiento general para el test de carga óptima en press banca.

Ejercicio	Series	Repeticiones	Pausa
FEC - AA	3	8	0''
FEC - AE	3	8	1'30''

Donde, **FEC - AAP**: flexo-extensiones de codo con apoyo amplio; **FEC - AE**: flexo-extensiones de codo con apoyo estrecho.

Posteriormente cada sujeto realizó 2 series de 3 repeticiones con el 80% de su PC, más 2 series de 4 repeticiones de trabajo pliométrico de flexo-extensiones de codo. En este caso, cada individuo dispuso de 2 minutos de pausa al finalizar cada serie de trabajo.

Tabla 31. Protocolo de calentamiento específico, test de carga óptima en press banca.

Ejercicio	Series	Repeticiones	Carga (% - PC)	Pausa
PB	2	3	80% PC	0''
FEC - AAP	2	4	S/C	2''

Donde, **% - PC**: porcentaje respecto al peso corporal; **PB**: press banca; **FEC - AAP**: flexo-extensiones de codo con apoyo amplio en ejecución polimétrica; **S/C**: sin carga.

Tres minutos después de finalizar el calentamiento, los sujetos iniciaron el test de CO empezando con una carga del 30% de su 1-RM. Una vez finalizado, tuvieron una pausa de 2 minutos antes de efectuar el test de potencia con una carga del 40%. A continuación, y en adelante tuvieron 3 minutos entre cada una de las siguientes intensidades de carga hasta llegar al 80% del 1-RM. Finalmente, una vez concluido el test de PB_{CM} , los sujetos descansaron 5 minutos para luego iniciar el siguiente test (PB_{SCM}) en idénticas condiciones.

Tabla 32. Desarrollo del test de carga óptima en press banca con contramovimiento.

Ejercicio	% de carga (1-RM)	Pausa
PB_{CM}	30%	2'
PB_{CM}	40%	3'
PB_{CM}	50%	3'
PB_{CM}	60%	3'
PB_{CM}	70%	3'
PB_{CM}	80%	3'

Donde, **PBCM**: press banca con contramovimiento; **1-RM**: una repetición máxima.

PROCEDIMIENTOS

MÉTODOS DE VALORACIÓN ANTROPOMÉTRICA

PROTOCOLO O-SCALE

La valoración antropométrica de los sujetos de la muestra se llevo a cabo siguiendo los criterios del protocolo de O-SCALE. Creado originalmente en 1985 por Dr. Richard Ward, Dr. William D. Ross y su equipo de investigación de la Universidad Simon Fraser (Burnaby, B.C. Canadá), a día de hoy es un protocolo ampliamente utilizado y avalado por la comunidad científica. Se emplean dos variantes para el desarrollo de este protocolo. La primera de ellas es la denominada *short* (corta). Dirigida a valoraciones de tipo no científico. En nuestro caso hemos utilizado la variante *full* y, como su nombre indica, es una variante completa donde encontramos las siguientes medidas:

- Estatura
- Peso
- Ocho pliegues cutáneos (mas el pliegue pectoral) en nuestro caso
- Diez perímetros corporales (mas un perímetro corporal)
- Dos diámetros óseos (mas un diámetro óseo).

La metodología que se utilizo para la valoración antropométrica de la muestra, se llevo a cabo a partir de los criterios establecidos por el protocolo O-SCALE. A continuación, procedemos a describir en detalle los aspectos más relevantes incluidos en la implementación de dicho protocolo de valoración antropométrica.

ESTATURA CORPORAL. La idea principal de esta técnica es lograr la obtención de la mayor distancia posible entre el suelo y el “vertex” del sujeto, que corresponde a la zona o punto de mayor altura de la línea media sagital que alcanza el cráneo con la posición orientada en el plano de Frankfort, que es el plano horizontal proyectado a través del borde orbital inferior y el borde superior del orificio auditivo (plano orbito-auricular: POA). Para la toma de este parámetro se ubico al sujeto en posición bípeda, con la espalda totalmente recta, los pies paralelos, los brazos relajados y cayendo naturalmente al costado del tronco y siempre mirando al frente. Una vez que el sujeto ha sido ubicado en la posición requerida se procedió a anotar la medida alcanzada.

Nótese que el proceso de toma de datos fue repetido en dos ocasiones. En caso de encontrarse diferencias superiores a 0.4 mm., el proceso se repetía una vez más. Mencionar que el proceso fue controlado en todo momento por el mismo investigador.

PESO CORPORAL

Al ser este valor solo una referencia o indicador más que un fin último en nuestra investigación, no se evaluó siempre en las condiciones a todos los sujetos, es decir, se organizó dependiendo de la disponibilidad de los mismos y del laboratorio. Por tanto, no se estableció un protocolo horario para el pesaje, así como tampoco, un protocolo de ingesta previo al pesaje. Lo que si estaba establecido era que la toma del PC fuera realizada con la mínima ropa posible y siempre en la misma báscula.

TÉCNICA Y DESCRIPCIÓN DE LA TOMA DE PLIEGUES CUTÁNEOS

La valoración del perfil antropométrico de los sujetos consideró nueve medidas específicas de pliegues cutáneos, las cuales fueron realizadas bajo el criterio del protocolo O-SCALE, en su versión completa. Los pliegues valorados fueron los siguientes: tricípital, subescapular, bicipital, pectoral, Cresta iliaca, supraespinal, abdominal, anterior del muslo y pierna o gemelar. Cabe mencionar que la toma de datos se realizo siempre en el lado dominante del deportista y en todo momento por el mismo investigador. Cada dato fue tomado por triplicado, a menos que los dos primeros datos fueran iguales o no presentaran una diferencia mayor a 0.4 mm.

PLIEGUE TRICIPITAL. Para la medición del pliegue tricípital primero se identificó la distancia media existente entre el acromion y el radio. Una vez encontrado el punto exacto donde se realizo la medida, se hizo una tenue marca con un bolígrafo dermatográfico de tinta especial de fácil eliminación. La medición se realizo con el sujeto de pie, con la columna vertebral erecta y los brazos relajados cayendo por el costado del tronco. Una vez que el sujeto se encuentre en la posición adecuada, se realizo la toma del pliegue. La toma del pliegue se realizo siempre con los dedos pulgar e índice en la zona marcada anteriormente. El caliper se aplicó un centímetro por debajo de los dedos, usando la técnica antes descrita. Una vez que el caliper estuvo colocado en la posición correcta, soltamos la presión digital, esperamos dos segundos y realizamos la lectura o medida.

PLIEGUE SUBESCAPULAR. En este caso, se utilizó como punto de referencia el ángulo inferior de la escápula derecha. Una vez identificada la línea de caída de la escápula, se trazó una línea imaginaria que continúa en su dirección. Para la toma de este pliegue, el sujeto permaneció de pie, con los hombros en posición erecta y relajada, pero limitando cualquier posible sifosis a nivel dorsal de la espalda. La toma del pliegue, se hizo justo por debajo y levemente a la derecha del ángulo inferior de la escápula. El caliper se colocó un centímetro por debajo de los dedos, usando la técnica antes descrita.

PLIEGUE BICIPITAL. En este punto, usamos la misma línea que se marcó para la medición del pliegue tricipital (acromio-radial), pero en este caso, por la parte frontal del brazo dominante. La toma del pliegue se realizó con los dedos pulgar e índice, en posición vertical, justo un centímetro por debajo de la marca. En este caso, se colocó una marca en la zona específica de medición.

PLIEGUE PECTORAL. Para este pliegue frecuentemente se describen tres sitios para su evaluación. Nosotros nos centramos en el borde axilar del músculo pectoral mayor, utilizando como referencia el punto medio de la distancia entre el pliegue de la axila y el pezón. Al momento de realizar la medición, el sujeto se encontró de pie, con la zona ya marcada y lista para tomar el dato correspondiente. Es importante considerar que la dirección del pliegue es oblicua, siguiendo una dirección que es paralela a la línea imaginaria que va desde el hombro hasta la cadera del lado opuesto.

PLIEGUE ILIACO. Para la toma de este pliegue se identificó la línea media del torso o línea media axilar y el borde superior de la cresta iliaca. Una vez identificado estos puntos se realizó la medición, la cual se hizo en la parte inmediatamente superior a la cresta iliaca, en la línea axilar media. El ángulo del pliegue, depende de la línea natural de tensión en la piel del sujeto. El caliper se aplicó justo un centímetro por debajo de los dedos pulgar e índice que sujetaban el pliegue.

PLIEGUE SUPRAESPINAL. Para identificar este pliegue, en primer lugar, debemos encontrar la espina iliaca. Este punto se encuentra levemente por debajo y a la derecha de la cresta iliaca (zona abdominal). Una vez identificada la zona de presión, se procedió a la medición, la cual se realizó con el caliper en posición perpendicular al pliegue.

PLIEGUE ABDOMINAL. Este fue el único pliegue se tomo en el lado izquierdo del cuerpo de los sujetos. Esta medición se hizo a la altura media del ombligo, ligeramente al costado. El pliegue fue tomado de forma perpendicular a la línea media horizontal del ombligo. De esta forma, todo el tejido adiposo fue tomado paralelamente al pliegue. Una vez identificada la zona de presión, se procedió a realizar la medición, la cual se hizo con el caliper en posición perpendicular al pliegue.

PLIEGUE FRONTAL DEL MUSLO. La localización del punto de medición es clave y debe ser en el plano medio sagital del aspecto anterior del muslo. En la mitad de la distancia entre el surco inguinal y el borde proximal de la rotula. Para la identificación del punto exacto se midió la distancia existente entre los puntos antes mencionados. Una vez identificada la línea media entre ambos puntos de referencia, se hizo una pequeña marca y luego se realizo la medición. La toma del pliegue se efectuó en la pierna derecha y se realizo con el sujeto sentado en una silla, con ambas rodilla en un rango de flexión de 90°, aunque debemos mencionar que esta técnica también puede ser implementada con el sujeto en posición bípeda. La medición se hizo con el caliper en posición perpendicular al pliegue.

PLIEGUE MEDIAL DE LA PIERNA. El eje del pliegue gemelar está determinado por la línea vertical en el centro de la parte medial del gemelo. El punto exacto de la medición fue ubicado en la parte de mayor diámetro de la pierna. Para facilitar la toma de este dato se le pidió a los sujetos que apoyaran el pie en un cajón especialmente acondicionado para esta tarea. El ángulo de flexión de la articulación de la rodilla fue de 90° al momento de la medición.

TÉCNICA Y DESCRIPCIÓN DE LA TOMA DE CIRCUNFERENCIAS CORPORALES

La medición de circunferencias corporales es recomendable pero es considerada opcional dentro del protocolo O-SCALE. Para estas mediciones se utilizo una cinta antropométrica (Holtain) y, al igual que en el caso de la toma de pliegues cutáneos, las mediciones fueron realizadas en todo momento por el mismo investigador. Se guardo especial atención en el ángulo de colocación de la cinta, intentando que en todo momento sea 100% perpendicular al miembro o segmento valorado.

Al igual que en el caso de la valoración de los pliegues cutáneos, la toma de datos fue realizada por triplicado, a menos que los dos primeros datos fueran iguales o no presentaran una diferencia mayor a 0.4 mm. Las circunferencias corporales valoradas fueron las siguientes: brazo relajado en extensión, brazo contraído en flexión (90°), antebrazo en extensión, muñeca, tórax en espiración final, cintura, superior del muslo, medial del muslo y pantorrilla. Nótese que la toma de datos se realizó siempre en el lado dominante del deportista.

BRAZO RELAJADO. Esta medición se realizó con el sujeto de pie en posición erecta, con los brazos relajados. A continuación, le pedimos al sujeto que relaje el brazo, luego pasamos la cinta por debajo de su brazo para identificar el perímetro de circunferencia que presenta el segmento a dicha altura.

BRAZO EN FLEXIÓN. Esta medición se realizó con el sujeto de pie, manteniendo una contracción voluntaria máxima con el brazo en flexión. El ángulo de flexión de la articulación del codo debió ser en todo momento de 90° y debió permanecer en máxima tensión durante lo que duró la medición.

ANTEBRAZO. Se define como el máximo perímetro en la parte de más volumen del antebrazo a una distancia no mayor a 6 centímetros del radial. La medida se realizó en posición bípeda, con la espalda erecta, los pies paralelos, con el brazo completamente extendido y con la mano en supinación. Se guardó especial atención al ángulo de medida, intentando que la cinta métrica este en todo momento perpendicular al segmento evaluado.

MUÑECA. Para la valoración de este perímetro se considero la parte distal del proceso estiloides, (cerca de la base de la mano). Esta circunferencia corresponde al perímetro obtenido en la región más estrecha del antebrazo. Al momento de la medición, el sujeto se mantuvo de pie, en posición erecta o de atención antropométrica, con la extremidad superior en extensión completa. Se procuró que la palma de la mano se mantuviera en todo momento en supinación y en relajo.

TÓRAX - ESPIRACIÓN FINAL. Este perímetro fue tomado horizontalmente a nivel del mesoesternal. La medida fue tomada con el sujeto de pie o de atención antropométrica, con los brazos al costado. Nótese que la medida se ha tomado al final de una espiración normal. Como medida adicional, se considero también el perímetro del tronco en inspiración final forzada. Se midió la zona guardando especial atención al ángulo de medida, intentando que la cinta métrica este en todo momento perpendicular al tronco.

CINTURA. Comúnmente, esta medida es denominada contorno del talle y corresponde a la zona donde se produce un angostamiento de la línea del tronco. Suele encontrarse levemente por encima del ombligo. Este perímetro se evaluó considerando que la cintura se encuentra en la mitad entre la cresta iliaca por debajo y el apéndice xifoideo por arriba. La cinta métrica se paso alrededor del tronco a nivel del onfálio, siempre procurando mantener la línea horizontal y al mismo tiempo, no ejercer demasiada presión sobre los tejidos. Esta medida resulta especialmente difícil de encontrar en personas con un elevado índice graso.

GLÚTEO. Esta medida corresponde a la máxima circunferencia entre los muslos y los glúteos. Anatómicamente se encuentra aproximadamente a nivel de la sínfisis púbica. También se pueden usar como referencias de medición los trocánteres. Se evaluó el perímetro horizontal de mayor relieve a nivel posterior (zona glútea). Para realizar la medición, el sujeto debió permanecer inmóvil, relajado y con los pies paralelos, en posición de atención antropométrica. Se paso la cinta alrededor de las caderas en un plano horizontal en el nivel de mayor relieve de las nalgas.

Con el fin de aportar un mayor número de datos, los que a su vez nos entregan un mayor volumen de información, hemos decidido dividir el siguiente perímetro (muslo) y presentar dos valores que a nuestro juicio podrían ser de utilidad de cara a futuras investigaciones con poblaciones de deportistas.

SUPERIOR DEL MUSLO. Con el sujeto de pie, en posición erecta, con los pies paralelos y el peso distribuido de forma equivalente, se midió el perímetro del muslo en su porción superior. La medida se realizo dos centímetros por debajo de la línea glútea o sobre la unión de la protuberancia del músculo glúteo con el muslo. Una vez más, se hizo especial hincapié en que la cinta se encontrase perpendicularmente al eje longitudinal del fémur.

MEDIAL DEL MUSLO. Con el sujeto de pie, en posición erecta, los pies paralelos y el peso distribuido de forma homogénea, se midió el perímetro del muslo en su porción medial o central. La medida se realizó horizontalmente y a mitad del camino entre el trocánter y el borde proximal de la rodilla. Este punto, generalmente coincide con la zona que presenta el mayor contorno de la pierna a nivel posterior.

GEMELO. Con el sujeto de pie, en posición erecta, con los pies paralelos y el peso distribuido de forma equivalente, se midió el perímetro de la pierna en su porción medial o central en función del eje de la tibia, a la altura donde se observa el mayor perímetro muscular.

TOBILLO. Esta valoración se realizó con el sujeto de pie, en posición erecta, los pies paralelos y el peso distribuido de forma homogénea. Se midió la porción más angosta y cercana a los maléolos del tobillo de la pierna derecha.

TÉCNICA Y DESCRIPCIÓN DE LA TOMA DE DIÁMETROS ÓSEOS

La valoración de los diámetros óseos forma parte del protocolo completo *full version O-SCALE System*. En esta oportunidad, el protocolo consiste en dos valoraciones óseas, las cuales fueron realizadas en el siguiente orden: biepicondilar del humero; bicondilar del fémur.

Además, y con el fin de enriquecer el protocolo, hemos optado por agregar un parámetro más. Se trata del diámetro biestiloideo radial. La valoración de estos tres diámetros óseos, se utilizó el criterio estipulado por el protocolo O-SCALE, en su versión completa. Dicho protocolo contó con las siguientes especificaciones:

- La toma de datos fue realizada en todo momento por el mismo investigador.
- La toma de datos fue realizada por triplicado, a menos que los dos primeros datos fueran iguales o no presentaran una diferencia mayor a 0.4 mm.

A continuación, al igual como se hizo con los pliegues cutáneos, procedemos a describir en detalle el desarrollo de esta sección del protocolo.

BIEPICONDILAR DEL HUMERO. Se refiere a la distancia existente entre el epicóndilo medial y lateral del humero. Para esta valoración se sugiere que el sujeto este de pie, en posición erecta, con los pies paralelos y el peso del cuerpo distribuido de forma equivalente. Para encontrar la posición correcta donde hacer la medición, el investigador debió en primer lugar realizar una palpación manual. A continuación, se le pidió al sujeto que realizara una elevación del brazo en flexión del codo (90°). Luego, el brazo flexionado tenía que estar en un ángulo de 90° con respecto al tronco. Una vez que el sujeto se encuentre en posición, se procedió a realizar la medición.

BIEPICONDILAR DEL FÉMUR. Corresponde a la máxima distancia existente entre los cóndilos femorales, cuando el sujeto se encuentra sentado, con la rodilla flexionada en 90°. Esta posición es la misma que se usa para medir el pliegue frontal del muslo. Esta medida también puede ser tomada con el sujeto de pie. En este último caso, el sujeto debe levantar su pierna dominante y apoyarla en un cajón o una silla. Lo importante es que se forme un ángulo de 90° de flexión de rodilla. Para encontrar la posición correcta, el investigador debió en primer lugar realizar una palpación manual. Una vez realizada dicha palpación, se procedió a tomar la medición.

BIESTILOIDEO RADIAL. En este caso, la medición se puede hacer tanto de pie, como sentado, siendo la primera opción, la más recomendable. Adquiere especial importancia en esta medida la estatura, tanto del sujeto como del investigador. En nuestro caso, esta medición se realizo estando ambos de pie. Para encontrar la posición correcta, el investigador debió en primer lugar realizar una palpación manual. Una vez identificado el lugar exacto se procedió a tomar la medida.

ABSORCIOMETRÍA FOTÓNICA DUAL DE RAYOS X

Una vez concluidas las mediciones antropométricas preliminares, y tras completar el cuestionario de hábitos alimenticios y temas referentes a su entrenamiento, se procedió a la realización de una segunda evaluación antropométrica mediante un DXA. Nótese que esta exploración solo se les realizo a los jugadores evaluados en Canarias (13 jugadores), ya que en Valencia no se logro realizar dicha exploración por no disponer de los medios técnicos necesarios.

Esta técnica de valoración de la composición corporal ha sido extensamente validada, tanto por métodos directos e indirectos (Heymsfield 2005). La absorciometría fotónica dual de rayos X se remota a principios de los 80 y principalmente se basa en la medición de la atenuación que sufre un haz de radiaciones ionizantes al atravesar las estructuras corporales. El modelo con el que contamos, nos permite específicamente realizar exploraciones a nivel de la cadera, espalda lumbar y cuerpo completo. En nuestro caso, hemos optado por una exploración de cuerpo completo. Dentro de las ventajas más importantes que nos aporta esta técnica podemos destacar el hecho de que nos permite dividir la masa corporal en tres componentes. Nos referimos la masa libre de grasa, la masa grasa y contenido mineral óseo, por lo que disminuye considerablemente la posibilidad de error debido a la variabilidad que presenta la masa magra en la estimación hidrodensitométrica de la composición corporal. Otra de sus ventajas es la seguridad y simpleza en la aplicación, tanto para el sujeto de estudio como para el operario.

PROTOCOLO - ABSORCIOMETRÍA FOTÓNICA DUAL DE RAYOS X

Previamente cada sujeto recibió una pequeña charla acerca de las características y requerimientos de la prueba. Posteriormente, los sujetos debieron firmar un consentimiento informado en el cual nos autorizan al registro y tratamiento de los datos resultantes de esta prueba en particular, por los investigadores del laboratorio de *Análisis y Planificación del Entrenamiento Deportivo*, así como de la utilización de los datos obtenidos en estudios y publicaciones de carácter científico. En dicho documento se expresa su conformidad con lo anteriormente expuesto, y se dan por aceptados los posibles riesgos que pudiera conllevar el desarrollo de la prueba.

CALIBRACIÓN

El proceso de calibración del aparato se llevo a cabo antes de la realización de cada medición, siempre siguiendo las recomendaciones del fabricante (Hologic). Con dicho objetivo, se utilizo un Fantoma de espina lumbar o Spine phantom, (imagen a la derecha).



Imagen: Fantoma de espina lumbar (Spine phantom)

Una vez que el DXA estaba calibrado, se le solicitaba a los sujetos que siguieran un simple protocolo, el cual consistía en quedar con un mínimo de ropa indispensable, además de despojarse de toda prenda o accesorio metálico que pudiera alterar o interferir con los resultados. Cumplido este requisito se recostaban en la camilla en posición de cubito supino, para luego poder ser ubicados correctamente por el investigador. Una vez colocados se les solicitaba permanecer inmóviles durante los 18 minutos, tiempo que duraba la exploración. Posteriormente, se realizaba el corte y análisis de los datos obtenidos. Este proceso fue siempre desarrollado por el mismo investigador y siempre bajo la supervisión de un técnico de laboratorio.

MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA FUERZA Y LA POTENCIA

VALORACIÓN INDIRECTA DE LA FUERZA MÁXIMA

Para la determinación indirecta de la fuerza máxima en los ejercicios de media sentadilla y press banca se utilizó la ecuación propuesta por Brzycki (1993). Este protocolo consiste en una serie de levantamientos con cargas submáximas, en donde a medida que sube la cantidad de peso, baja la cantidad de repeticiones que realiza el sujeto. En nuestro caso, al no contar con un historia reciente con los valores fuerza alcanzados por los sujetos, hemos tenido que usar como referencia el peso corporal de los jugadores y trabajar en base a porcentajes.

MEDIA SENTADILLA. El calentamiento general de la prueba de fuerza comenzó con un pedaleando 15 minutos en cicloergómetro. Las cargas utilizadas fueron de carácter progresivo, manteniéndose una cadencia de pedaleo constante a durante la prueba.

Tabla 33. Calentamiento general - Test indirecto de fuerza en media sentadilla.

Tiempo de trabajo	Wattios	RPM
5' de trabajo con C-VC	100 W	80-90 RPM
2' de trabajo con C-VC	150 W	80-90 RPM
1' de trabajo con C-VC	100 W	80-90 RPM
2' de trabajo con C-VC	150 W	80-90 RPM
1' de trabajo con C-VC	100 W	80-90 RPM
2' de trabajo con C-VC	150 W	80-90 RPM
2' de trabajo con C-VC	60 W	70-80 RPM

Donde, **C-VC:** carga y velocidad constante; **W:** wattios; **RPM:** revoluciones por minuto.

Una vez concluido el calentamiento general, los sujetos de estudio procedieron a la realización de la parte específica de este protocolo, el cual consistió en:

Tabla 34. Calentamiento específico - Test indirecto de fuerza en media sentadilla.

Ejercicio	Series	Repeticiones	Carga	Pausa
SC	3	3	50% PC	2'

Donde, **SC**: sentadilla completa; **PC**: peso corporal.

Posteriormente se inició el desarrollo del test indirecto de valoración de la fuerza máxima, considerando como peso de referencia el PC.

Tabla 35. Protocolo para la determinación de la fuerza máxima en media sentadilla.

Número de repeticiones	Criterio de pausa entre series
10 repeticiones de MS 50% del PC	1'30"
8 repeticiones de MS 60% del PC	1'30"
6 repeticiones de MS 70% del PC	1'30"
3 repeticiones de MS 80% del PC	2'
3 repeticiones de MS 100% del PC	2'

Donde, **MS**: media sentadilla; **PC**: peso corporal.

Una vez finalizadas las series de trabajo con el PC, los sujetos descansaron tres minutos, para posteriormente realizar un test indirecto con una carga propuesta individualmente por parte del evaluador. La carga propuesta en ningún caso debería permitirles realizar más de 6 repeticiones completas (Brzycki 1993). En el caso de que el examinado moviera con demasiada facilidad la carga en las primeras repeticiones se paraba el test, se le daba un descanso nunca inferior a seis minutos y se le pedía hacer un nuevo intento con una carga superior.

PRESS BANCA. El calentamiento para el test indirecto de fuerza máxima en PB se inició con 3 series de 8 repeticiones de flexo-extensiones de codo en el suelo. Paralelamente a la realización del ejercicio descrito, se realizaron otras 3 series de 8 repeticiones de flexo-extensiones de codo, pero en esta ocasión con apoyo estrecho. Finalizado el calentamiento, 2 minutos de recuperación pasiva para luego hacer el test de fuerza máxima en PB.

Tabla 36. Protocolo para la determinación de la fuerza máxima en press banca.

Número de repeticiones	Criterio de pausa entre series
10 repeticiones con el 30% del PC	1'30"
8 repeticiones con el 50% del PC	1'30"
6 repeticiones al 60% del PC	1'30"
4 repeticiones al 70% del PC	2'
2 repeticiones al 90% del PC	2'

Donde; **PC**: peso corporal de los sujetos.

Una vez finalizadas las series de trabajo desarrolladas con el PC, los sujetos descansaron no menos de 6 minutos para luego realizar un test de fuerza indirecto de acuerdo con las especificaciones del protocolo propuesto por Brzycki (1993).

VALORACIÓN DE LA POTENCIA

La potencia desarrollada por nuestros sujetos de estudio fue evaluada mediante un software denominado *MuscleLab, TM modelo 4000e*, el cual nos permite estudiar el comportamiento de los desplazamientos y las velocidades con las cuales se produce un determinado movimiento a través de una serie de mecanismos. Este modelo además dispone de diferentes estaciones de control y evaluación de la fuerza.

En este caso hemos utilizado dos de estas estaciones de control. La primera de ellas es el Encoder lineal. Dicho aparato nos permite realizar una valoración de la velocidad de ejecución de un determinado movimiento y del recorrido o desplazamiento de una carga dada generada en dicho movimiento. A partir de estas dos variables, este mecanismo nos permite calcular la potencia generada en un movimiento. La segunda estación que se utilizó para la valoración de potencia fue el goniómetro articular electrónico. Su función principal estuvo enfocada el control de los ángulos de trabajo durante la ejecución de los ejercicios, tanto en la MS como en el PB, en ambas variantes de cada ejercicio. A través de esta estación de control se definió qué valores fueron considerados como válidos para posteriormente ser incorporados en nuestra base de datos. Cabe destacar que este mecanismo (goniómetro) era calibrado antes de cada test.

Como ya hemos mencionado antes, la idea de nuestro trabajo ha sido identificar tanto la carga óptima como los espectros de carga óptimos con los que nuestra población en particular es capaz de obtener los mayores valores de generación de potencia. Con dichos objetivos se llevo a cavo un test de valoración de la potencia desarrollada en ambos movimientos propuestos. Cada test consistió en la valoración de un amplio espectro de cargas (30%, 40%, 50%, 60%, 70% y 80% del 1-RM) en ambos ejercicios y variantes (MS_{CM} ; MS_{SCM} ; PB_{CM} ; PB_{SCM}) en las cargas ya descritos.

SELECCIÓN Y TRATAMIENTO DE DATOS

La selección y tratamiento de los datos fue realizada en base a los siguientes criterios:

- Análisis del desplazamiento de la carga
- Estudio del recorrido angular
- Evolución de la curva de fuerza-tiempo

Con el fin de obtener una medida fiable y valida, se realizaron tres intentos en cada ejercicios (MS_{CM} ; MS_{SCM} ; PB_{CM} ; PB_{SCM}) e intensidad propuesta. De los datos obtenidos, solo se utilizaron como datos definitivos, los levantamientos en los que se logró el mayor desarrollo potencia entre las tres repeticiones hechas en cada ejercicio y en cada carga de trabajo, pero siempre que se cumpliera con los criterios antes mencionados.

Análisis del desplazamiento de la carga empleada (figura 1), Esta fue la variable principal de control para la selección del dato definitivo. A partir de esta variable se delimitan todas las demás. El *MuscleLab, TM modelo 4000e* nos permitía representar esta variable tanto en centímetros como en metros. En nuestro caso, se empleo la nomenclatura en centímetros.

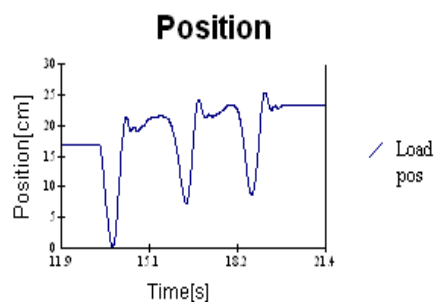


Figura 1: *Desplazamiento*

El estudio del recorrido angular efectuado durante el desarrollo de cada ejercicio fue prioridad a la hora de analizar nuestros resultados (figura 2). En el caso de las sentadillas, se consideraron como datos validos, aquellos intentos en los que la ejecución del movimiento sea completa, como mínimo, acercándonos a los 90°.

Así mismo, no se consideraron como validos aquellos movimientos que no alcanzaron a llegar como mínimo a 80° de flexión de la articulación de la rodilla. Tampoco se consideraron como validos, valores en los que el grado de flexión sobrepasara los 100°, (rango de movimiento) de la articulación de la rodilla. En el caso del ejercicio de PB, las condiciones fueron las mismas.

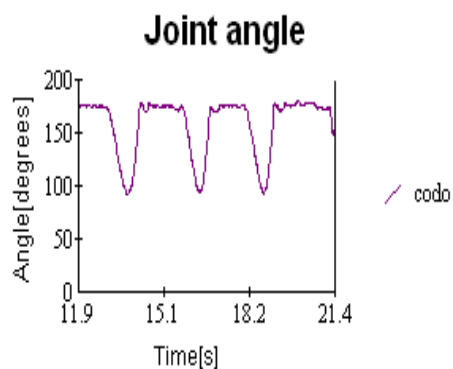


Figura 2: *Angulo de flexión articular*

Evolución de la curva de fuerza-tiempo (figura 3). Para que este parámetro fuese considerado valido, se tomo en cuenta el desarrollo completo de dicha curva. En el caso de una MS_{CM} o un PB_{CM}, se considero imprescindible la apreciación gráfica de la fase excéntrica que correspondía a la fase de contramovimiento. En caso de no ser así, el dato no fue considerado como valido.

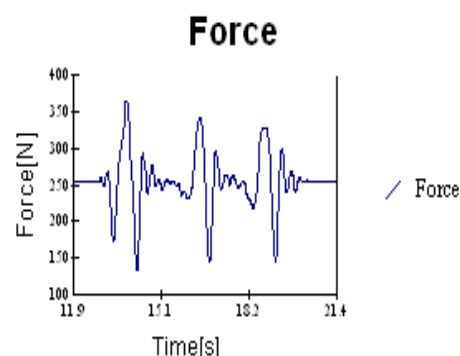
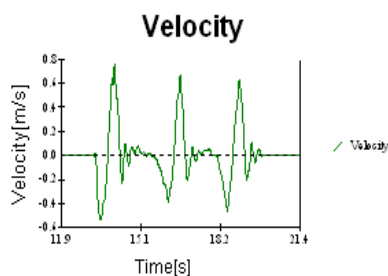
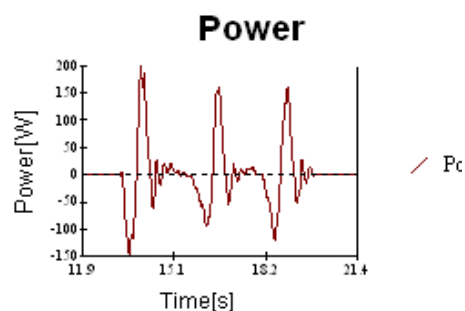


Figura 3: *Curva de fuerza / tiempo*

En el caso específico de los ejercicios en sus variantes sin contramovimiento, no se considero como válidos, aquellos intentos en los que existía un contramovimiento evidente. En caso de no existir contramovimiento, y si los otros parámetros de referencia eran correctos, entonces el dato se consideraba como aceptado.

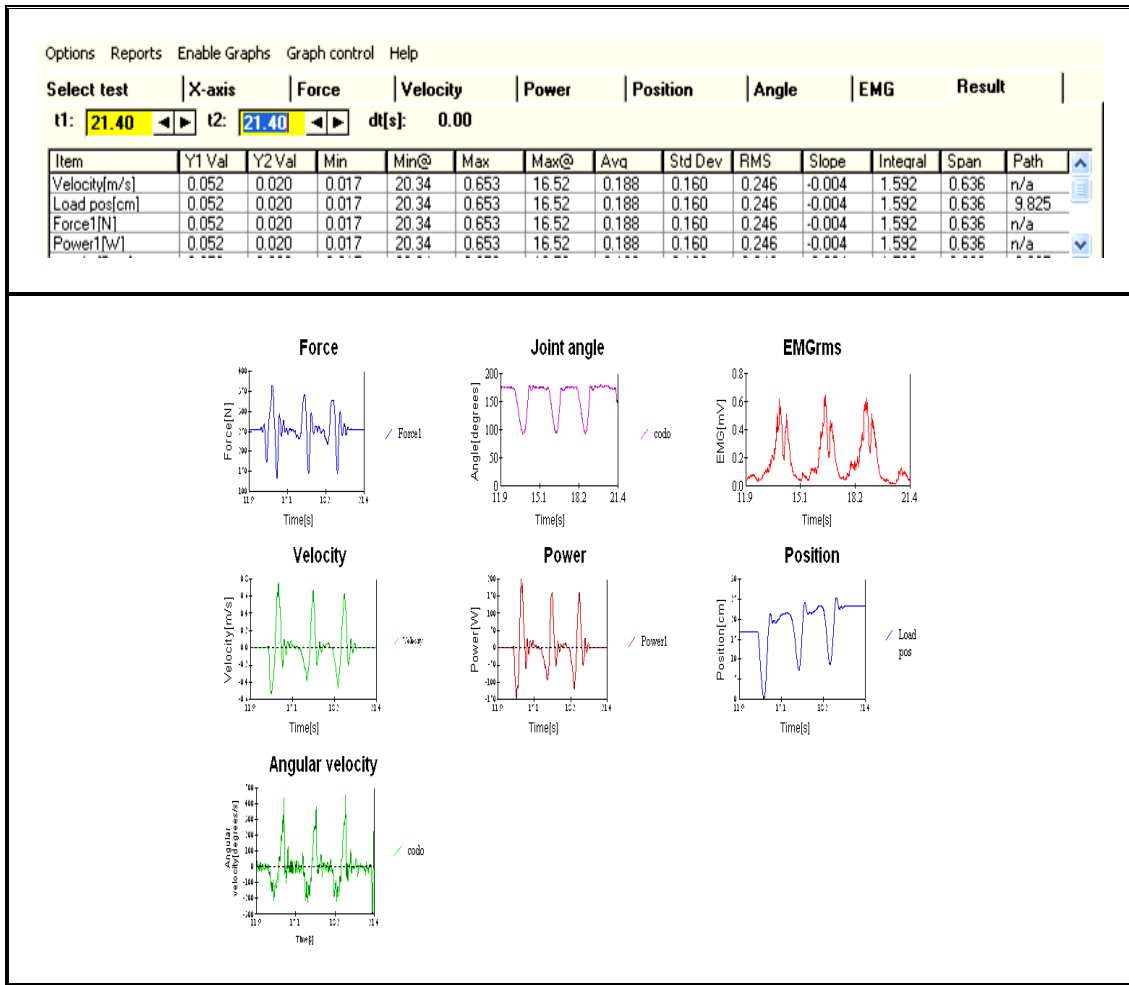
En las figura 4 y 5 respectivamente, se observan los gráficos que representan la potencia (figura 4) y velocidad (figura 5). Para que estos valores fueran considerados como validos se exigieron las mismas premisas expuestas anteriormente para los demás indicadores antes mencionados.



Destacar el hecho que ambos gráficos estuvieron en todo momento estrechamente relacionados, encontrando su punto de máximo desarrollo prácticamente al mismo momento en la ejecución del ejercicio. Respecto a los trabajos sin contramovimiento, se consideraron como validos

aquellos datos en los que se cumplían los parámetros antes mencionados. Finalmente, en la figura 6 se observa el reporte avanzado que nos entregaba el *MuscleLab, TM modelo 4000e*.

Figura 6: Reporte avanzado de datos (MuscleLab, TM modelo 4000e).



En este reporte se puede ver una serie de datos referentes a la fuerza, potencia, velocidad y desplazamiento realizado por los sujetos de estudio. Además, se observan variables de interés para el investigador, de cara al análisis de los datos obtenidos. Es el caso de la *electromiografía (EMG)* y la *velocidad angular (VA)*.

SELECCIÓN Y TRATAMIENTO DEL DATO DEFINITIVO

Tras un análisis inicial de cada serie, se procedió a la selección del dato definitivo en cada una de ellas para cada ejercicio en las diferentes cargas evaluadas. Para seleccionar cada dato se consideró como criterios: que la repetición donde se obtenía la potencia máxima, contara con una correcta ejecución del movimiento, con rangos de movimiento completos y siguiendo los criterios cinemáticas específicos de cada movimiento. Una vez seleccionado el dato en cuestión, se procedía a su exportación para su posterior corte y análisis en profundidad de la repetición seleccionada.

El proceso de exportación se realizaba con el objeto de facilitar su posterior análisis y corte definitivo mediante el Software informático UltraEdit-32 versión 11.10b+2 (*IDm Computer Solution, Inc.*). En este programa se cortaba el dato para poder analizar únicamente la porción que nos interesaba en cada caso.

Recordemos que la resolución de medición del espacio con *MuscleLab, TM modelo 4000e*, es bastante elevada, alcanzando una frecuencia de muestreo de 100Hz, con una resolución de medición <0.075 mm. Esto quiere decir que si el sujeto hace tres intentos, la duración total del ejercicio es de alrededor de 15 a 20 segundos. Esto supone grandes volúmenes de información irrelevante ya que generalmente un dato no dura más de un segundo, por lo tanto, debemos deshacernos de todo los datos sobrantes para poder realizar el análisis de la porción que nos interesa.

Finalizada la selección y el corte del dato, se procedió a su análisis. Dicho análisis se llevo a cabo con una planilla Excel de Windows XP. En dicha planilla se revisaba el dato y se comprobaba si cumplía con los requisitos antes mencionados, (recorrido de la carga en centímetros, recorrido angular efectuado, y evolución de la curva de fuerza-tiempo). En el proceso de análisis se busco identificar diferentes variables que resultan de interés para nuestro trabajo. Dichas variable quedan reflejadas en la tabla 37. Una vez que los valores fueron corroborados se guardaron en la base de datos, para su posterior análisis estadístico.

Tabla 37. Lista de variables estudiadas.

Variables estudiadas	
Fi	Fuerza inicial (0.3 milisegundos)
Dfi	Diferencia en Newtons generados hasta los 0.3 milisegundos
%Tfi	% de duración en función del total de la duración del ejercicio
Lfi	Longitud de desplazamiento de la carga hasta los 0.3 ms
Lfi%	Desplazamiento de la carga hasta los 0.3 ms (expresado en %)
Fac	Fuerza de aceleración (Máximo gradiente fe fuerza)
Tfac	Tiempo utilizado hasta el punto de máximo gradiente
%Tfac	% del tiempo, en función de la duración total del ejercicio
Lfac	Longitud de desplazamiento de carga hasta el punto de máximo gradiente
Lfac%	% en función del desplazamiento total
Pic F	Valor de fuerza en Newtons generados
Df/Pic	Diferencia en Newtons generados hasta el pico de fuerza
T Pic F	Tiempo empleado hasta lograr el pico de fuerza
%T Pic F	% en función del tiempo total de ejecución del ejercicio
L Pic	Longitud de desplazamiento de carga hasta el pico de fuerza
L Pic %	% en función del desplazamiento total
Pot	Valor de potencia en Watios generados
T Pot	Tiempo empleado hasta lograr el pico de potencia
%T Pot	% en función del tiempo total de ejecución del ejercicio
Lpot	Longitud de desplazamiento de carga hasta el pico de potencia
Lpot %	% en función del desplazamiento total
V Mx	Velocidad máxima ($m \cdot s^{-1}$)
T VMx	Tiempo empleado hasta lograr la velocidad máxima
% T VMx	% en función del tiempo total de ejecución del ejercicio
L V Mx	Longitud de desplazamiento de carga hasta la velocidad pico
L VMx %	% en función del desplazamiento total
F Med	Fuerza media
V Med	Velocidad media
P Med	Potencia media
Cms/desp	Centímetros de desplazamiento de la carga
%/Desp	Recorrido angular
A°/PP	Angulo de flexión articular al momento del pico de potencia
A°/PV	Angulo de flexión articular al momento del pico de velocidad
A°/PF	Angulo de flexión articular al momento del pico de fuerza
RF	Reserva de fuerza

ANÁLISIS DE LAS VARIABLES ESTUDIADAS

El ordenamiento y análisis de las principales variables estudiadas se ha llevado a cabo en base a dos criterios principales, los cuales serán expuestos en detalle a continuación.

MÉTODO I. El primero de estos criterios centra su atención en los valores medios obtenidos en las variables de PP y PM en cada carga analizada (30%, 40%, 50%, 60%, 70% y 80% 1-RM). Es decir, una vez que tenemos todos los valores de PP con el 30% del 1-RM, obtenemos la media de la muestra en dicha carga. Posteriormente, este procedimiento se repitió con todas las demás cargas restantes (40%, 50%, 60%, 70% y 80% 1-RM). Una vez hallados los valores medios para cada intensidad de carga, se identificó la carga óptima para este grupo de sujetos. Dicha intensidad fue aquella carga que permitió a nuestra muestra (número total de sujetos analizados) alcanzar su valor máximo de producción de potencia. Posteriormente, se procedió al análisis estadístico para establecer los espectros óptimos de cargas. En pocas palabras, esta metodología no considera las intensidades óptimas con las que cada sujeto alcanzó sus valores máximos, sino que se guía por los valores del conjunto. Por esta razón hemos querido incorporar un segundo análisis de los datos.

MÉTODO II. El segundo método de análisis de datos ha considerado las intensidades de carga con las que cada sujeto alcanzó sus valores máximos de producción de PP y PM. Es decir, dejamos de lado los valores absolutos (medias) y nos centramos únicamente en las “intensidades porcentuales” con las que cada sujeto ha alcanzado “su” valor máximo de producción de potencia. Una vez conocida la intensidad de cada sujeto en cada carga, este método busca identificar un valor medio. En otras palabras, este método buscaba encontrar valores más específicos para nuestro grupo de estudio. De esta forma, buscamos obtener un valor más representativo y cercano de las intensidades que permitieron a nuestros sujetos llegar a alcanzar sus valores máximos de producción de potencia en cada uno de los movimientos analizados.

Con el objeto de profundizar aun más en el análisis de nuestros datos hemos querido establecer una serie de criterios para incorporar a la discusión de nuestros resultados. Para alcanzar este objetivo proponemos a continuación un ordenamiento un poco más específico de los resultados obtenidos por nuestra muestra de estudio a partir del método II.

El criterio de ordenamiento de los resultados fue desarrollado en función de los datos con los que contábamos y en base a lo que a nuestro entender, podría aportar información de interés en relación al comportamiento de la potencia en jugadores de tenis

CRITERIOS DE ANÁLISIS

Los criterios utilizados para el análisis han sido:

1. Nivel de fuerza máxima absoluta alcanzado por cada sujeto,
2. Niveles de fuerza relativos al peso corporal,
3. Intensidades de carga en función del ranking que presento cada sujeto.

El desarrollo e implementación de cada uno de los criterios recién mencionados ha considerado la división de nuestra muestra en dos grupos de 9 jugadores cada uno. Nótese que para este análisis, el ordenamiento de los sujetos cambia en función de la cualidad a analizar. Es decir, los grupos no son fijos sino que los sujetos son ordenados en función de los valores alcanzados según el criterio a analizar. De esta forma, podemos comparar el comportamiento de cada grupo de forma independiente en función de cada variable de análisis.

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

En este apartado se siguieron las recomendaciones propuestas por Verdura et al. (1999) y Hopkins (2000) aplicándose para cada variable estadísticas descriptivas y comparativas. La primera incluía la media, desviación típica, valores máximos, mínimos y errores. La segunda incluía tres tipos de análisis: análisis de variables repetidas, comparación de grupos y relación entre variables.

En el análisis comparativo el primer paso fue verificar la normalidad de los datos de cada serie utilizando, por las características de la muestra (≤ 30 sujetos), el test de Shapiro Wilk. Una vez confirmada la normalidad de los datos, se analizaron los cambios observados por la variable de PP mediante un análisis de la varianza (ANOVA de un factor) para medidas repetidas, donde el control de la tasa de error se determinó con el test de los efectos principales de Bonferroni.

Cada comparación se evalúa utilizando un nivel de significación para un nivel alfa de $p \leq 0.05$. Para el análisis comparativo de los dos grupos (G1 y G2) se aplicó una comparación de medias (prueba T con un IC 95%) para series independientes, considerando como significativos valores con $p \leq 0.05$. Las relaciones entre variables se calcularon mediante el coeficiente de correlación de Pearson aplicándose a la comparación de variables morfológicas y condicionales con los valores máximos de rendimiento obtenidos en cada ejercicio evaluado.

EVOLUCIÓN DE LOS PARÁMETROS ANALIZADOS CON EL INCREMENTO DE LA CARGA DE TRABAJO

Con el objeto de incrementar la sensibilidad y calidad del análisis, así como para mejorar la capacidad de detectar de una forma práctica las diferencias encontradas en los valores de generación de potencia allí donde los hubiera, hemos calculado las diferencias porcentuales entre cada intensidad de trabajo.

Para tal efecto, hemos calculado los valores absolutos (W) alcanzados en cada carga evaluada, frente al aumento o disminución producida con la siguiente carga de trabajo. Por ejemplo, si consideramos el valor (W) obtenido al trabajar con una carga del 30% y lo comparamos con la carga sucesiva del 40%, observamos que existe un aumento frente a dicho valor absoluto obtenido en la carga anterior. A partir de la diferencia obtenida frente a ese nuevo valor, se calcula el valor porcentual del aumento.

Si observamos estas diferencias porcentuales de los valores (W) en las variables de PP y PM, podemos apreciar que al comparar la intensidad mínima de trabajo, que correspondió al 30% frente al 80% del 1-RM. Estas diferencias encontradas entre cada una de las cargas valoradas puede resultar de gran ayuda para los entrenadores a la hora de cuantificar o seleccionar una posible carga de trabajo en un deportista o tipo de población con la que esperamos trabajar.

CONTRASTE DE LAS SERIES

Para incrementar la sensibilidad y calidad del análisis, así como para mejorar la capacidad de detectar diferencias o efectos allí donde los hubiera, se calculo el *tamaño del efecto (TE)*. El valor de TE (*effect size*) en lengua anglosajona, se refiere a la magnitud del impacto de la variable independiente sobre la variable dependiente. En nuestro caso, utilizamos el TE propuesto por Glass (Δ).

Para valorar los efectos aportados por este tratamiento, hemos decidido aplicar la escala propuesta por Rhea (2004). Esta escala fue desarrollada específicamente con el objeto de valorar o clasificar los efectos estadísticos en trabajos de investigación en los cuales se analizó el entrenamiento o la manifestación de la fuerza. Conviene mencionar que los resultados obtenidos se interpretan en función del nivel de rendimiento (años de entrenamiento) de los sujetos valorados. Dicha escala queda representada en la tabla 38.

Tabla 38. Tamaño del efecto en investigaciones de entrenamiento de fuerza. Se aprecian los valores y su ponderación en función del nivel de entrenamiento.

Magnitud	S-NO	S-RE	S-AE
Muy Bajo	<0.50	<0.35	<0.25
Bajo	0.50 - 1.25	0.35 - 0.8	0.25 - 0.50
Moderado	1.25 - 1.9	0.8 - 1.50	0.50 - 1.0
Elevado	>2.0	>1.50	>1.0

Donde, **S-No:** sujetos que no han sido consistentemente entrenados por al menos un año; **S-RE:** sujetos recreacionalmente entrenados durante uno a cinco años; **S-AE:** Sujetos altamente entrenados (sistemáticamente durante al menos cinco años).

Por nuestra parte, con el objeto de emplear esta escala de interpretación, hemos clasificado a nuestros sujetos como medianamente entrenados o entrenados a nivel recreacional, pero desatacando el hecho de que esta clasificación es solo aplicable a los niveles de entrenamiento de fuerza, ya que en lo referente al tenis, todos los jugadores reunían las condiciones para ser clasificados como altamente entrenados en tenis (mínimo de siete años de entrenamiento sistemático).

MATERIALES

En este apartado se expone todo lo referente a la implementación y apoyo tecnológico utilizado en cada momento durante el desarrollo de la investigación. En esta parte de nuestro trabajo se distinguen tres sub - apartados, los cuales pasamos a desarrollar a continuación. El primero hace referencia a los implementos utilizados para la obtención de los datos antropométricos y referentes a la composición corporal de la muestra. A través de estos implementos se desarrollo el perfil antropométrico de los jugadores de la muestra.

MATERIAL ANTROPOMÉTRICO

Para la evaluación de las características antropométricas de la muestra de estudio, se utilizaron una serie de instrumentos, los cuales a continuación procederemos a mencionar en orden cronológico según su utilización.



En primer lugar se controlo la estatura (cm) y el peso corporal (kg) de los sujetos, para lo cual se utilizo una báscula y estadiómetro de la marca, Altitud, (Barcelona, España).



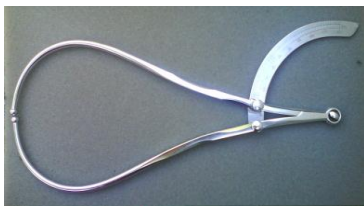
Imagen: *báscula y estadiómetro Altitud*

En segundo lugar se utilizo un lápiz dermográfico de fácil eliminación para definir las zonas donde se tomaron los pliegues cutáneos. El tercer paso a seguir fue la toma de pliegues cutáneos. Para dicho fin se empleo un Lipómetro Holtain Skinfold Caliper



(Holtain Ltd. Dyfed, UK), con una amplitud de 0 a 48 mm y una graduación de 0,2 mm, con presión constante de 10 g. En cuarto lugar, se valoraron las circunferencias y diámetros corporales. En esta oportunidad, se utilizo una cinta métrica metálica de la marca Holtain Ltd. Dyfed, UK, con una escala de 0.1 cm.

Imagen: *Lápiz demográfico, Lipómetro Holtain Skinfold Caliper y cinta métrica*



Finalmente, se procedió a la medición de tres diámetros óseos. La toma de estos datos se realizó mediante un paquímetro convencional de la marca (Holtain Ltd. Dyfed, UK).

Imagen: *Paquímetro convencional Holtain Ltd.*

Una vez terminado el protocolo antropométrico, los sujetos fueron sometidos a la prueba del DXA. A día de hoy, existen tres versiones comerciales disponibles en USA. Cada versión presenta diferentes configuraciones a nivel de hardware y software. En nuestro caso, para la valoración de la composición corporal de la muestra se utilizó un aparato de absorciometría fotónica dual de rayos X, modelo, Hologic QDR - 1500, Hologic software versión 7.10 Waltham, MA.



Imagen: *Absorciometría de rayos X de energía dual.*

MATERIAL DE PRUEBA

En el caso del calentamiento, ya sea cuando se trató de la familiarización, como también en los protocolos previos al test de valoración indirecta de la fuerza y test de carga óptima, todas las pruebas, se llevaron a cabo sobre un cicloergómetro modificado de balance pendular marca *Monark Ergonomic 818 E* (*Monark Exercise AB, Kroonsväg 1, S-780 50 Vansbro, Sweden*).

Tanto en la valoración indirecta de la fuerza máxima, como en los test de potencia del miembro inferior, contamos con un soporte para sentadilla, de la marca Salter, modelo F-244. Este soporte consta de dos pilares móviles con sus respectivos y regulables con sus seguros para la colocación de la barra.

Para la valoración indirecta de la fuerza y durante el test de carga óptima (potencia) del miembro superior se utilizó un banco para PB de la marca Salter. Este modelo cuenta con soportes en tres alturas diferentes, además de seguros en cada una de ellas.

Para todos los trabajos de levantamientos, en ambos ejercicios, ya sea en fase de familiarización, calentamiento, test de fuerza o test de carga óptima, la barra que se utilizó durante todo el proceso fue una barra olímpica masculina de la marca Salter, con un peso de 20 kilos, 220 cm de longitud y extremos móviles. Además, contamos con discos de la marca Salter, con cargas que van desde 25, 20, 15, 10, 5, 2.5, hasta 1,25 kg.

Para el análisis de las variables estudiadas, contamos con el uso de *MuscleLab, TM modelo 4000e*, Ergotest technology A. S, Bosco System, con el software *MuscleLab, version 7,18*, Ergotest technology A. S, Bosco System, el cual dispone de diferentes estaciones de control y evaluación de la fuerza. En nuestro caso, para el desarrollo de la investigación hemos utilizado principalmente dos de estas estaciones de control. La primera de ellas es un encoder, el cual fue utilizado para la valoración de la fuerza y la potencia muscular. La segunda estación que se utilizó fue el Goniómetro articular electrónico. Su función principal fue la de controlar los ángulos de trabajo durante la ejecución de los ejercicios, tanto en la MS como en el PB. A través de esta estación de control se definió que valores fueron considerados como válidos para posteriormente ser incorporados en nuestra base de datos.

ENCODER LINEAL

Dentro del paquete *MuscleLab, TM modelo 4000e* contamos con un Encoder lineal, el cual nos permitió medir el desplazamiento de una determinada carga en función del tiempo que se requiere para la ejecución del desplazamiento de dicha carga. Este dispositivo puede ser utilizado ya sea con pesos libres o con máquinas y realiza una medición directa del espacio recorrido por la resistencia en función del tiempo



(generalmente se refiere a desplazamiento vertical). La frecuencia de muestreo es de 100 Hz, y la resolución de medición es <0.075 mm. Su rango máximo de recorrido haciendo a 3.5 m. Su velocidad máxima de registro de datos es de 24 m/s. Sus dimensiones son 135x80x55 mm y su peso es de 550 g.

Imagen: *Encoder lineal, MuscleLab, TM modelo 4000e Ergotest technology A. S, Bosco System.*

GONIÓMETRO ARTICULAR ELECTRÓNICO

Este implemento se utilizó para el continuo control y adecuación de la posición angular en los ejercicios evaluados. Este sensor angular *Electro-goniometer*, pertenece al grupo de componentes del *MuscleLab-Ergotest Technology* versión V7.18. A través de la conexión del *MuscleLab* con el PC fijo pudimos visualizar en tiempo real las gráficas de flexión articular de la rodilla y codo en ambos ejercicios, en cada una de las variantes propuestas. Este mecanismo nos permitió contar con una medida exacta del grado de flexión articular que alcanzaban los sujetos en cada movimiento. De esta forma identificamos si un determinado valor de producción de potencia era válido o no.

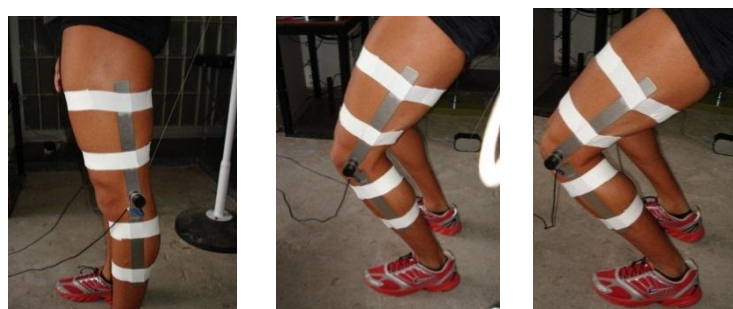


Imagen: *sujeción del sensor angular Electro-goniometer en la articulación de la rodilla (MuscleLab-Ergotest Technology, versión V7.18)*



Imagen: *sujeción del sensor angular Electro-goniometer en la articulación de codo (MuscleLab-Ergotest Technology, versión V7.18)*

RESULTADOS

CAPÍTULO 3

RESULTADOS

En este apartado se incluyen los resultados obtenidos en las pruebas de valoración de la composición corporal (DXA) y la respuesta mecánica muscular (potencia) en los dos movimientos evaluados en cada una de sus variantes. Los datos están ordenados en dos sub-apartados que corresponden a los datos de miembro inferior y superior.

COMPOSICIÓN CORPORAL - MIEMBRO INFERIOR

CONTENIDO MINERAL ÓSEO, DENSIDAD MINERAL ÓSEA, MASA LIBRE DE GRASA, MASA GRASA Y MASA TOTAL DE LOS MIEMBROS INFERIORES

Inicialmente se muestran los resultados de las variables del CMO_P, DMO_P, MLG_P, MG_P, MTT_P (tabla 39). Vemos que en esta parte del cuerpo no se observan asimetrías bilaterales. Apenas se observan mínimas diferencias en la masa total (0.6%; $p=0.8679$) y en la MLG_P (0.3%; $p=0.912$).

Tabla 39. Media y desviación típica para los valores del contenido mineral óseo, densidad mineral ósea, masa libre de grasa, masa grasa y masa total de las piernas. Valores presentados para la muestra en su totalidad.

Tipo de tejido y zona analizada	Pierna Izquierda (M±DT)	Pierna derecha (M±DT)
CMO _P (g)	631.3 ± 58.2	623.6 ± 59.2
DMO _P (g/cm ²)	1.47 ± 0.10	1.45 ± 0.12
MLG _P (g)	9647.9 ± 756.5	9678.5 ± 628.8
MG _P (g)	2176.2 ± 940.5	2175.4 ± 943.8
MTT _P (g)	12430.4 ± 1320.8	12511.6 ± 1110.7

Donde: **CMO_P**: contenido mineral óseo de las piernas; **DMO_P**: densidad mineral ósea de las piernas; **MLG_P**: masa muscular de las piernas; **MG_P**: masa grasa de las piernas; **MTT_P**: masa total de las piernas; **M/DT**: media y desviación típica.

DIFERENCIAS ENTRE GRUPOS - MIEMBRO INFERIOR

Recordemos que nuestra muestra de estudio fue dividida en dos grupos con el objeto de establecer posibles diferencias propias del nivel de rendimiento de los sujetos analizados. El criterio por el cual nos guiamos al dividir la muestra fue la cantidad de puntos acumulados que cada sujeto tenía en el ranking (*REFT*) al momento de la evaluación. En la tabla 40, se muestran los valores obtenidos con el DXA en las variables antes mencionadas por cada grupo de estudio.

Tabla 40. Media y desviación típica para los valores del contenido mineral óseo, densidad mineral ósea, masa libre de grasa, masa grasa, y masa total de las piernas.

Valores por grupos, correspondientes al Miembro Inferior

Tipo de tejido y zona analizada	Pierna Izquierda (Media ± DT)	Pierna Derecha (Media ± DT)
G1 - CMO _P (g)	652.3 ± 59.6	645.1 ± 36.2
G2 - CMO _P (g)	618.2 ± 57.1	610.2 ± 68.7
G1 - DMO _P (g/cm ²)	1.51 ± 0.10	1.50 ± 0.1
G2 - DMO _P (g/cm ²)	1.45 ± 0.1	1.42 ± 0.1
G1 - MLG _P (g)	9586.1 ± 793.1	9766.3 ± 408.1
G2 - MLG _P (g)	9686.5 ± 785.5	9623.6 ± 757.5
G1 - MG _P (g)	2058.3 ± 802.7	1970.3 ± 652.7
G2 - MG _P (g)	2249.9 ± 1064.0	2303.6 ± 1111.1
G1 - MTT _P (g)	12234.7 ± 982.0	12324.9 ± 716.1
G2 - MTT _P (g)	12552.7 ± 1547.6	12628.2 ± 1334.7

Donde, **G1**: grupo 1; **G2**: grupo 2; **CMO_P**: contenido mineral óseo de las piernas; **DMO_P**: densidad mineral ósea de las piernas; **MLG_P**: masa libre de grasa en las piernas; **MG_P**: masa grasa de las piernas; **MTT_P**: masa total de las piernas; **Media / DT**: media y desviación típica.

Los resultados obtenidos en este apartado nos indican que, en las piernas, no se observan diferencias significativas en ninguno de los tejidos analizados, tanto si consideramos los resultados para el total de sujetos analizados o si nos centramos en resultados aportados por cada grupo en función de su ranking.

COMPOSICIÓN CORPORAL - MIEMBRO SUPERIOR

CONTENIDO MINERAL ÓSEO, DENSIDAD MINERAL ÓSEA, MASA LIBRE DE GRASA, MASA GRASA Y MASA TOTAL DE LOS MIEMBROS SUPERIORES

En la tabla 41, se muestran los valores del componente óseo (CMO_B - DMO_B), graso (MG_B), masa libre de grasa (MLG_B) y masa total (MTT_B) de los miembros superiores (brazo dominante y no dominante). Nótese como el brazo dominante es más voluminoso y desarrollado (9.7%; $p=0.036$; IC-95%: 30.8-810.5) que el no-dominante. Este segmento mostró valores más elevados en el CMO_B (19.4%; $p=0.000$; IC-95%: 27.4-58.3), DMO_B (8.1%; $p=0.015$; IC-95%: 0.02-0.13) y MLG_B (0.8%; $p=0.864$; IC-95%: -293.8-347.7) mientras que en el caso del componente graso, los valores fueron inferiores (4.6%; $p=0.626$). Así mismo, al considerar sus valores porcentuales vemos que el brazo dominante presento un $12.2\pm 5.7\%$ vs. $14.2\pm 6.2\%$ para el no dominante. Finalmente, la MTT_B también ha mostrado diferencias significativas entre el segmento dominante y no dominante ($p=0.036$). Sin embargo, cabe destacar que al comparar los valores obtenidos por cada grupo, no se han observado estas diferencias en torno a este parámetro.

Tabla 41. Valores del contenido mineral óseo, densidad mineral, masa libre de grasa, masa grasa y masa total de los brazos. Datos mostrados como media y desviación típica.

Valores por grupos, correspondientes al Miembro superior		
Tipo de tejido y zona analizada	Brazo Dominante (Media \pm DT)	Brazo No Dominante (Media \pm DT)
CMO_B (g)	220.1 \pm 19.3**	177.3 \pm 19.8**
DMO_B (g/cm ²)	0.99 \pm 0.08*	0.91 \pm 0.07*
MLG_B (g)	3579.7 \pm 363.9	3552.7 \pm 426.2
MG_B (g)	524.0 \pm 275.1	549.4 \pm 272.1
MTT_B (g)	4345.3 \pm 477.4*	3924.7 \pm 485.7*

Donde: CMO_B : contenido mineral óseo del brazo; DMO_B : densidad mineral ósea; MLG_B : masa libre de grasa del brazo; MG_B : masa grasa del brazo; MTT_B : masa total del brazo; *: $p\leq 0.05$; **: $p\leq 0.01$.

DIFERENCIAS ENTRE GRUPOS - MIEMBRO SUPERIOR

A continuación se muestran los valores antes comentados (CMO_B , DMO_B , MLG_B , MG_B y MTT_B) más el porcentaje de grasa del miembro superior, de cada subgrupo de la muestra analizada (tabla 42).

Tabla 42. Valores del contenido mineral óseo, densidad mineral, masa libre de grasa, masa grasa, masa total y porcentaje graso de los brazos en nuestros sujetos de estudio. Valores presentados como media y desviación típica para cada grupo analizado.

Valores, por grupos, correspondientes al Miembro Superior

Tipo de tejido y zona analizada	Grupo 1 (M±DT)	Grupo 2 (M±DT)
CMO_{BD} (g)	223.2 ± 23.3	218.2 ± 17.8
CMO_{B-ND} (g)	174.4 ± 26.7	173.0 ± 21.2
DMO_{BD} (g/cm ²)	0.99 ± 0.07	0.99 ± 0.09
DMO_{B-ND} (g/cm ²)	0.91 ± 0.09	0.92 ± 0.06
MLG_{BD} (g)	3461.4 ± 491.5	3653.6 ± 269.6
MLG_{B-ND} (g)	3034.2 ± 485.3	3266.0 ± 366.2
MG_{BD} (g)	479.0± ± 235.1	552.1 ± 309.5
M_{B-ND} (g)	507.4± ± 179.3	575.7 ± 326.4
MTT_{BD} (g)	4156.5 ± 549.3	4463.3 ± 420.6
MTT_{B-ND} (g)	3716.8 ± 625.4	4054.6 ± 361.6
% MG_{BD} (g)	11.3 ± 5.4	12.8 ± 6.1
% MG_{B-ND} (g)	13.5 ± 3.8	14.7 ± 7.7

Donde: **Grupo 1:** sujetos mejor ranqueados; **Grupo 2:** sujetos menos ranqueados; **CMO_{BD} :** contenido mineral óseo del brazo dominante; **CMO_{B-ND} :** contenido mineral óseo del brazo no dominante; **DMO_{BD} :** densidad mineral ósea del brazo dominante; **DMO_{B-ND} :** densidad mineral ósea del brazo no dominante; **MLG_{BD} :** masa muscular del brazo dominante; **MLG_{B-ND} :** masa muscular del brazo no dominante; **MG_{BD} :** masa grasa del brazo dominante; **MG_{N-DA} :** masa grasa del brazo no dominante; **MTT_{BD} :** masa total del brazo dominante; **MTT_{B-ND} :** masa total del brazo no dominante; **% MG_{BD} :** % de masa grasa del brazo dominante; **% MG_{N-DA} :** % de masa grasa del brazo no dominante; *: $p \leq 0.05$; **: $p \leq 0.01$.

Vemos que el CMO_{BD} de los sujetos del G1 fue prácticamente idéntico al mostrado por los sujetos del G2. Este comportamiento se repite en el brazo no dominante, no presentado diferencias significativas entre los grupos (CMO_{BD} : $p=0.673$; CMO_{B-ND} : $p=0.946$). Así mismo, DMO y $\%MG$ mostraron un comportamiento similar en ambos grupos, no encontrándose diferencias significativas (DMO_{BD} : $p=0.978$ - DMO_{B-ND} : $p=0.798$; $\%MG_{BD}$: $p=0.645$ - $\%MG_{B-ND}$: $p=0.752$). Por su parte, tanto MLG , MG y MTT mostraron ciertas diferencias, no significativas, entre grupos (MLG_{BD} : $p=0.377$; MLG_{B-ND} : $p=0.346$), (MG_{BD} : $p=0.661$; MG_{B-ND} : $p=0.884$), (MTT_{BD} : $p=0.278$; MTT_{B-ND} : $p=0.238$).

CONTENIDO MINERAL ÓSEO, DENSIDAD MINERAL ÓSEA, MASA LIBRE DE GRASA, MASA GRASA Y MASA TOTAL DEL TRONCO

Los resultados de composición corporal de los sujetos a nivel del tronco nos indican que únicamente la MG_{TRO} ha mostrado una tendencia significativa al comparar los valores de los dos grupos ($p=0.057$) de la muestra. Por su parte, el CMO_{TRO} , MLG_{TRO} y la MTT_{TRO} , no presentaron diferencias significativas al comparar los grupos analizados (tabla 43).

Tabla 43. Media y desviación típica para los valores del contenido mineral óseo, masa libre de gras, masa grasa y masa total del tronco en nuestros sujetos de estudio. Valores presentados para la muestra en su totalidad, así como para cada grupo.

Valores, por grupo, del tronco				
Tejido Analizado	Muestra Completa (M ± DT)	Grupo 1 (M ± DT)	Grupo 2 (M ± DT)	
CMO_{TRO}	861.9 ± 113.2	869.9 ± 116.6	856.8 ± 103.0	
MLG_{TRO}	30062.1 ± 2255.0	30388.4 ± 3283.7	29858.2 ± 1559.4	
MG_{TRO}	3585.8 ± 3576.7	1774.6 ± 1223.6	4793.4 ± 4213.6	
MTT_{TRO}	34313.5 ± 4032.9	33221.9 ± 3851.2	34995.7 ± 4245.4	

Donde, CMO_{TRO} : contenido mineral óseo del tronco; MLG_{TRO} : masa libre de grasa en el tronco; MG_{TRO} : masa grasa del tronco; MTT_{TRO} : masa total del tronco; $M \pm DT$: media y desviación típica.

VALORES PARA LA MASA GRASA TOTAL Y COMPONENTE GRASO POR SEGMENTOS CORPORALES

La habilidad que posee un jugador para desplazarse por el campo de juego resulta altamente determinante para el éxito en esta disciplina deportiva. Desde esta perspectiva, la cantidad de grasa total, podría convertirse en un factor condicionante de la manifestación de estas habilidades de juego en la pista. Por esta razón, resulta recomendable mantener los niveles del componente graso dentro de ciertos estándares o criterios saludables y específicos para esta modalidad deportiva.

A simple vista, nuestros resultados muestran importantes diferencias en los valores medios (30.8%) del componente graso del troco en estos subgrupos de tenistas. Sin embargo, estadísticamente estas diferencias no resultaron ser significativas. Esto resultados quedan representados a continuación en la tabla 44. Cabe destacar que a nuestro juicio, entendemos que en esta ocasión, este modelo de comprobación de hipótesis no nos parece el más adecuado para detectar, en esta variable, unas diferencias cualitativas tan sensibles para obtener resultados en el rendimiento deportivo.

Tabla 44. Media, desviación típica de los valores encontrados en el componente graso total. Datos presentados para la muestra completa y para cada grupo.

Tipo de tejido y zona del cuerpo analizada (g)	(M ± DT)
MG _{TOT} (g) - Muestra completa	9651.4 ± 5609.5
MG _{TOT} (g) - Grupo 1	7578.7 ± 2788.1
MG _{TOT} (g) - Grupo 2	10946.8 ± 6671.9

Donde, **MG_{TOT}**: masa grasa total; **M±DT**: media y desviación típica.

Algo similar ocurre al analizar los porcentajes de grasa por segmentos corporales. En este caso, vemos que en el tronco no se detectan diferencias significativas. Por tanto, resulta complicado sostener numéricamente algo que parece innegable, como puede ser el hecho de que una menor cantidad de tejido adiposo, resultaría ventajoso para la práctica de este deporte.

Sin embargo, los datos sí nos muestran una tendencia clara, donde a pesar de no verse reflejada estadísticamente, nos indica que los sujetos mejor ranqueados presentan valores inferiores para el componente graso. Esto en definitiva nos permitiría asociar el nivel de rendimiento de dicho grupo con la cantidad de grasa presente en cada segmento analizado. A continuación, presentamos los valores obtenidos para el porcentaje graso de los diferentes segmentos y zonas del cuerpo (tabla 45). En ella se observan datos referentes al total de sujetos analizados, así como también para cada grupo. Nótese que, independientemente del resultado, los valores para el componente graso siempre han sido favorables para el G1, es decir, sus niveles de grasa han sido inferiores en todo momento.

Tabla 45. Media y desviación típica de los valores del componente graso agrupados por segmento corporal. Datos presentados para la muestra completa y para cada grupo.

% Graso	MC (%)	G1 (%)	G2 (%)
% _{G_{B-IZ}}	14.3% ± 6.2	12.7% ± 5.0	15.4% ± 7.0
% _{G_{B-DR}}	12.6% ± 5.4	12.0% ± 4.6	12.9% ± 6.1
% _{G_{P-IZ}}	17.2% ± 7.2	16.2% ± 5.6	17.8% ± 8.3
% _{G_{P-DR}}	17.4% ± 6.8	15.3% ± 4.0	18.7% ± 8.0
% _{G_{TRO}}	9.3% ± 7.2	5.8% ± 3.5	11.5% ± 8.2
% _{G_{TOT}}	13.0% ± 6.1	10.7% ± 3.6	14.5% ± 7.1

Donde, **B_{IZ}**: brazo izquierdo; **B_{DR}**: brazo derecho; **P_{IZ}**: pierna izquierda; **P_{DR}**: pierna derecha; **TRO**: tronco; **TOT**: total; **MC**: muestra completa; **G1**: grupo 1; **G2**: grupo 2.

Según los datos aportados en la tabla 45, existe una ligera tendencia a encontrar jugadores con mayor desarrollo muscular y con menor porcentaje graso cuando aumenta el nivel de rendimiento. Esto, en cierta medida nos permite confirmar nuestras recientes afirmaciones en las que se plantea el hecho de que para rendir mejor en el tenis requiere disponer de ciertos parámetros morfológicos que resultan favorables de cara el éxito en esta disciplina. Esta tendencia se ve acentuada si consideramos los valores en función del brazo dominante vs. no-dominante.

En este caso vemos que, como era de esperar, las diferencias en relación al componente graso tienden a aumentar, debido a los valores aportados por los jugadores zurdos. Dichos valores quedan reportados en la siguiente tabla resumen.

Tabla 46. Media y desviación típica de los valores encontrados en el componente graso agrupados por segmento corporal. Datos presentados para la muestra completa y para cada grupo con relación al miembro superior.

% Graso	%G - B _{DM}	%G - B _{N-DM}	%G - B _{IZ}	%G - B _{DR}
MC (%)	12.2% ± 5.7	14.2% ± 6.2	14.3% ± 6.2	12.6% ± 5.4
G1 (%)	11.3% ± 5.4	13.5% ± 3.8	12.7% ± 5.0	12.0% ± 4.6
G2 (%)	12.8% ± 6.1	14.7% ± 7.7	15.4% ± 7.0	12.9% ± 6.1

Donde, %G: porcentaje graso; B_{DM}: brazo dominante; B_{N-DM}: brazo no dominante; B_{IZ}: brazo izquierdo; B_{DR}: brazo derecho; MC: muestra completa; G1: grupo 1; G2: grupo 2.

Los resultados nos muestran que no se detectaron diferencias significativas en torno al porcentaje de grasa del brazo dominante vs. no dominante al considerar el total de sujetos analizados. A su vez, las diferencias entre grupos nos indican que el comportamiento ha sido bastante similar, no encontrándose diferencias significativas en los valores obtenidos.

CORRELACIONES ENTRE LOS VALORES MLG Y DE FUERZA MÁXIMA Y PICO DE POTENCIA

Los resultados de MLG han mostrado una clara y fuerte relación frente a los niveles de fuerza máxima. Así mismo, cuando se compara la masa muscular de cada segmento con los valores de potencia muscular aplicados en cada caso, dicha relación tiende a disminuir (PB_{50%}-MS_{80%}) (Tabla 47).

Tabla 47. Muestra los niveles de correlación entre los valores de MLG de brazos y piernas frente a los resultados en los test de fuerza máxima (1-RM) y potencia con la carga del 50% del 1-RM (PB) y 80% del 1-RM (MS).

Variabes	1-RM (r - valor de p)	PP (r - valor de p)
MLG _B	0.722 - p<0.005	0.183 - p<0.549
MLG _P	0.430 - p<0.142	0.154 - p<0.615

MLG_B: masa libre de grasa en los brazos; MLG_P: masa libre de grasa en las piernas; r: valor de la correlación, p: valor de significación estadística.

RESULTADOS Y ORDENAMIENTO DE LOS DATOS DE POTENCIA MÁXIMA

En este apartado se incluyen los resultados obtenidos en los ejercicios estudiados (MS y PB) en cada una de las variantes analizadas (MS_{SCM} ; MS_{CM} ; PB_{SCM} ; PB_{CM}). En primer termino, nos centraremos en los resultados del miembro inferior, y posteriormente se aportarán los valores del miembro superior. Dentro de este apartado incluiremos dos protocolos de análisis según el tipo de metodología implementada en el tratamiento de los resultados (Ambos explicados en la metodología).

MIEMBRO INFERIOR

RESPUESTA DE LA POTENCIA PICO Y POTENCIA MEDIA EN MEDIA SENTADILLA CON CONTRAMOVIMIENTO Y SIN CONTRAMOVIMIENTO

MÉTODO I

Recordemos que el primero de los métodos empleados para analizar la PP y PM en MS_{SCM} y MS_{CM} , corresponde a los valores medios obtenidos para dichas variables en cada carga analizada (30%, 40%, 50%, 60%, 70% y 80% 1-RM) en este protocolo. Una vez hallados los valores medios para cada intensidad de carga, se identificó la CO y los ROC. Dichas intensidades fueron las que permitieron a nuestra muestra (número total de sujetos analizados) alcanzar su valor máximo de producción de potencia y sus umbrales óptimos de carga. Esta metodología no considera las intensidades óptimas de cada sujeto, sino que se guía únicamente por los valores del conjunto (medias).

En esta línea, a continuación presentamos una completa tabla resumen (tabla 48) con los algunos de los resultados más relevantes a nivel de miembro inferior. En ella encontramos los valores de PP y PM en W para cada carga analizada, los valores mínimos y máximos, el valor de p, los intervalos de confianza y finalmente, el tamaño del efecto obtenido en cada variante de la MS.

RESULTADOS

Tabla 48. Media y desviación típica de los valores máximos y mínimos para la variable de potencia pico y potencia media alcanzados durante la valoración de la media sentadilla en sus dos variantes, en todas las carga valoradas.

Potencia Pico (n=18)												
Carga		PP - MS _{SCM}					PP - MS _{CM}					
1-RM	Potencia (W)	Mínima	Máxima	p - valor	IC/ _{95%}	TE	Potencia (W)	Mínima	Máxima	p - valor	IC/ _{95%}	TE
30%	315.7±73.3*	178.0	439.2	0.001	149.2-277.1	2.9	309.4±91.6*	167.9	520.3	0.001	114.4-314.3	2.3
40%	395.1±93.3*	222.6	591.2	0.001	88.9-178.6	1.4	385.1±86.9*	229.2	613.6	0.002	44.2-233.0	1.6
50%	453.3±89.2*	314.4	602.6	0.002	22.7-128.4	0.5	459.8±78.9	346.8	637.8	0.416	-26.7-154.6	0.8
60%	500.3±117.9	288.2	747.2	1.000	-39.1-96.3	0.2	493.0±118.7	293.5	734.8	1.000	-69.6-131.0	0.3
70%	528.8±116.0φ	358.0	776.7	-	-	-	521.1±103.1	345.5	749.1	1.000	-69.8-75.0	0.0
80%	524.3±92.3	387.0	707.5	1.000	-35.4-44.5	0.0	523.7±104.8φ	301.5	645.2	-	-	-

Potencia Media (n=18)												
Carga		PM - MS _{SCM}					PM - MS _{CM}					
1-RM	Potencia (W)	Mínima	Máxima	p - valor	IC/ _{95%}	TE	Potencia (W)	Mínima	Máxima	p - valor	IC/ _{95%}	TE
30%	149.0±29.8*	94.4	201.9	0.001	76.9-158.1	2.4	155.7±37.9*	87.6	236.8	0.001	76.6-139.9	2.9
40%	192.3±41.1*	115.7	284.8	0.001	39.2-111.4	1.7	192.7±39.5*	123.8	300.9	0.001	36.7-105.9	1.8
50%	220.1±48.4*	152.2	342.9	0.006	9.7-79.0	0.7	229.7±39.3	162.7	327.4	0.041	0.9-67.6	0.5
60%	246.5±59.0	145.8	381.6	1.000	-16.9-56.5	0.4	253.4±52.1	160.7	371.7	1.000	-28.1-49.3	0.2
70%	258.7±64.8	171.1	368.9	1.000	-24.8-35.5	0.1	264.0±45.2φ	177.2	358.3	-	-	-
80%	264.0±56.4φ	166.9	370.7	-	-	-	261.3±65.2	152.2	375.1	1.000	-45.0-50.4	-0.1

1-RM: una repetición máxima; **MS_{SCM}:** media sentadilla sin contramovimiento; **MS_{CM}:** media sentadilla con contramovimiento; **IC/_{95%}:** intervalo de confianza al 95%; **M±DT:** media y desviación típica; *****: diferencias significativas frente a la carga optima ($p \leq 0.05$); **φ:** carga optima.

CARGA ÓPTIMA

De forma general, podemos decir que los valores máximos de producción de PP y PM se incrementaron a medida que aumentaba la carga de trabajo en ambos movimientos ($MS_{SCM} - MS_{CM}$) hasta llegar a la CO. La máxima producción de PP y PM se alcanzó con el 70% y 80% del 1-RM en MS_{SCM} y MS_{CM} respectivamente. Ambos resultados no mostraron diferencias significativas ($p \leq 0.05$) entre MS_{SCM} (PP_{70%}: 528.8 ± 116.0 W; PM_{80%}: 264.0 ± 56.4 W) y MS_{CM} (PP_{80%}: 523.7 ± 104.8 W; PM_{70%}: 264.0 ± 45.2 W). Estos resultados nos indican que nuestros sujetos no han sido capaces de aprovechar correctamente el CEA en la ejecución del movimiento, presentando valores prácticamente idénticos tanto en PP como PM en ambos movimientos.

RANGOS ÓPTIMOS DE CARGA

Los ROC para la obtención de PP en MS_{SCM} oscilaron entre el 60 y el 80% del 1-RM, mostrando diferencias significativas al ser comparadas con cargas del 30%, 40% y 50% del 1-RM. Al 30% del 1-RM (diferencia del 40.3%; $p=0.001$; IC_{95%}: 149.2-277.1; TE: 2.9); al 40% del 1-RM (diferencia del 25.3%; $p=0.001$; IC_{95%}: 88.9-178.6; TE: 1.4); y 50% del 1-RM (diferencia del 14.3%; $p=0.002$; IC_{95%}: 22.7-128.4; TE: 0.5).

La PM en MS_{SCM} , muestra ROC entre el 60% y el 80% del 1-RM, encontrando diferencias significativas con respecto a las cargas del 30%, 40% y 50% del 1-RM. Al 30% del 1-RM (diferencia del 43.5%; $p=0.001$; IC_{95%}: 76.9-158.1; TE: 2.4); al 40% del 1-RM (diferencia del 27.2%; $p=0.001$; IC_{95%}: 39.2-111.4; TE: 0.7); al 50% (diferencia del 16.6%; $p=0.006$; IC_{95%}: 9.7-79.0; TE: 0.7).

La PP en MS_{CM} indica que los ROC oscilaron entre el 50% y el 80% del 1-RM, hallándose diferencias significativas frente a cargas del 30% y 40% del 1-RM. Al 40% (diferencia del 26.5%; $p=0.002$; IC_{95%}: 44.2-233.0; TE: 1.6) y al 30% (diferencia del 40.9%; $p=0.001$; IC_{95%}: 114.4-314.3; TE: 2.3).

La PM en MS_{CM} también encontró el espectro de máxima potencia (ROC) entre el 50% y el 80% del 1-RM. Se detectaron diferencias significativas en la producción de potencia al compararse con los niveles de producción de PM al 30% y al 40% del 1-RM. Al 40% (diferencia del 26.2%; $p=0.014$; IC_{95%}: 10.2-126.9; TE: 1.7) y al 30% del 1-RM (diferencia del 40.4%; $p=0.001$; IC_{95%}: 44.9-116.2; TE: 2.8) respectivamente.

CORRELACIONES

Los valores máximos de producción de PP ($CO_{70\%}$) en el ejercicio de MS_{SCM} correlacionaron fuertemente con los valores de las variables de $VP_{70\%}$ ($r=0.807$), $FP_{70\%}$ ($r=0.824$), $RF_{70\%}$ ($r=0.750$), $FM_{70\%}$ ($r=0.803$), $FMA_{70\%}$ ($r=0.795$), $1-RM_{MS}$ ($r=0.527$). Por su parte, en el caso de la MS_{CM} , vemos que la CO para la PP presentó valores muy elevados de correlación frente a la variable de $VP_{80\%}$ ($r=0.86$, $p<0.001$), mientras que las demás variables solo presentaron una correlación moderada a débil frente a los valores de PP con la CO . Por ejemplo, si nos centramos en la $FP_{80\%}$ ($r=0.42$, $p<0.086$), $RF_{80\%}$ ($r=0.52$, $p<0.026$), o $FM_{80\%}$ ($r=0.48$, $p<0.046$), vemos que la correlación es inferior.

Tabla 49. Correlaciones para la variable de potencia pico y carga óptima en media sentadilla con y sin contramovimiento, respecto a otros parámetros morfológicos y de rendimiento.

PP $MS_{SCM/70\%}$	$VP_{70\%}$	$FP_{70\%}$	$RF_{70\%}$	$FM_{70\%}$	$FMA_{70\%}$	$1-RM_{MS}$	MLG_{tot}	MLG_P
Correlación Pearson	0.807**	0.824**	0.750**	0.803**	0.795**	0.527*	0.487	0.483
P-Valor	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.025	0.091	0.12

PP $MS_{SCM/80\%}$	$VP_{80\%}$	$FP_{80\%}$	$RF_{80\%}$	$FM_{80\%}$	$FMA_{80\%}$	$1-RM_{MS}$	MLG_{tot}	MLG_P
Correlación Pearson	0.86**	0.42	0.52*	0.48*	0.54*	0.33	0.11	-0.04
P-Valor	0.001	0.086	0.026	0.046	0.020	0.175	0.723	0.906

$MS_{SCM/70\%}$: carga optima en media sentadilla concéntrica; $MS_{CM/80\%}$: carga optima en media sentadilla con contramovimiento; **PP**: potencia pico; **1-RM**: una repetición máxima; **VP_{70%}**: velocidad pico al 70% 1-RM; **FP_{70%}**: fuerza pico al 70% 1-RM; **RF_{70%}**: reserve de fuerza al 70% 1-RM; **FM_{70%}**: fuerza media al 70%, **FMA_{70%}**: fuerza de máxima aceleración al 70% 1-RM; **1-RM_{MS}**: una repetición máxima en media sentadilla; **MLG_{tot}**: masa libre de grasa total; **MLG_P**: masa libre de grasa en las piernas; **VP_{80%}**: velocidad pico al 80% 1-RM; **FP_{80%}**: fuerza pico al 80% 1-RM; **RF_{80%}**: reserve de fuerza al 80% 1-RM; **FM_{80%}**: fuerza media al 80%, **FMA_{80%}**: fuerza de máxima aceleración al 80% 1-RM. **: diferencias significativas menores o iguales a 0.01; *: diferencias significativas menores o iguales a 0.05.

VELOCIDAD

Como era de esperar, tanto la VP como la VM muestran un comportamiento similar, disminuyendo su magnitud conforme se incrementaba la carga. En MS_{SCM} y MS_{CM}, la VP entre 30% y 80% (1-RM) descendió un 29.9% y un 32.2% respectivamente. Por su parte, la VM, bajo un 33.0% y un 35.4% respectivamente. La VP alcanzada con la CO, fue de 0.66±0.66 m/s y 0.59±0.60 m/s en MS_{SCM}-70% y MS_{CM}-80%, respectivamente.

Tabla 50. Media y desviación típica de las variables de velocidad pico, media y ángulo articular de la rodilla al momento de la alcanzar la velocidad pico en media sentadilla.

Velocidades en MS _{SCM}						
Variable	30%	40%	50%	60%	70%	80%
	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM
VP	0.87*	0.83*	0.78*	0.72	0.66	0.61
(m/s)	±0.85	±0.80	±0.77	±0.71	±0.66	±0.65
T/VP	0.27*	0.30*	0.34	0.34	0.40	0.44
(s)	0.09	0.08	0.08	0.08	0.13	0.08
VM	0.46*	0.44*	0.41	0.38	0.35	0.31
(m/s)	±0.07	±0.07	±0.06	±0.08	±0.07	±0.06
Angulo	139.0°	143.7°	144.9°	146.6°	147.1°	153.9°
VP (°)	±13.9	±14.6	±11.0	±10.8	±10.8	±9.6

Velocidades en MS _{CM}						
Variable	30%	40%	50%	60%	70%	80%
	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM
VP	0.87*	0.83*	0.80*	0.72*	0.67	0.59
(m/s)	±0.83	±0.78	±0.78	±0.69	±0.65	±0.60
T/VP	0.25*	0.31*	0.34*	0.34*	0.35*	0.45
(s)	0.05	0.05	0.10	0.10	0.12	0.16
VM	0.48*	0.45*	0.43*	0.39*	0.35	0.31
(m/s)	±0.10	±0.09	±0.06	±0.07	±0.04	±0.08
Angulo	138.8	139.4	142.9	143.4	145.4	146.5
VP (°)	±11.3	±12.7	±10.3	±10.5	±10.1	±12.5

MS_{SCM}: media sentadilla sin contramovimiento; MS_{CM}: media sentadilla con contramovimiento; VP: velocidad pico; T/VP: tiempo transcurrido hasta la VP; VM: velocidad media, Angulo VP: ángulo de la rodilla al momento de alcanzar la VP; *: diferencias estadísticamente significativas ($p \leq 0.05$).

Como vemos en la tabla 50, la VM durante en la MS_{SCM} (CO_{70%}) fue de 0.35 ± 0.07 m/s, mientras que en MS_{CM} (CO_{80%}) alcanzó los 0.31 ± 0.08 m/s en dicha variable. Estos valores son significativamente diferentes a los obtenidos con cargas del 30% y 40% en MS_{SCM} y al 30%, 40% y 50% en MS_{CM}. Así mismo, los tiempos necesarios para alcanzar la VP mostraron diferencias significativas frente a cargas del 30% y 40% en MS_{SCM} (70%) y 30%, 40% 50% 60% y 70% 1-RM en MS_{CM} (80%). Finalmente, el ángulo que presentó la articulación de la rodilla al momento en que se alcanzó la VP en la CO no mostro diferencias significativas al ser comparado con ninguna de las demás cargas analizadas.

ÁNGULOS DE MÁXIMA EFICIENCIA

Una de las mayores preocupaciones de los investigadores del deporte es conocer el proceso o mecanismo por el cual los individuos adquieren y modifican sus movimientos para alcanzar el objetivo de la tarea con un alto grado de eficacia y eficiencia. En nuestro caso, la determinación del ángulo de la articulación de la rodilla en la que el sujeto desarrolla la máxima potencia mecánica resulta de gran utilidad en el diseño de las cargas de entrenamiento.

En esta línea, nuestros sujetos encontraron que el ángulo de máxima eficiencia para MS_{SCM} aumentó en 17.7° con el incremento de la carga, lo cual correspondió a un 12.5% del movimiento total (tabla 51). Esto significa que a medida que aumentaron las cargas de trabajo, los sujetos necesitaron, para alcanzar la PP en este movimiento, que sus piernas estuvieran más próximas a la extensión total. Sin embargo, esta variación en el punto de aparición de la PP no llegó a mostrar diferencias estadísticamente significativas respecto a la CO en este movimiento (70%). Únicamente se observaron estas diferencias al contrastar la carga del 80% frente al 30% y al 40% ($p=0.001$; $p<0.023$) respectivamente. En MS_{CM} vemos que el comportamiento angular nos muestra una variación inferior a la observada en MS_{SCM}. En este caso, vemos como dicha alteración del recorrido solo alcanza los 7.9° , lo cual corresponde a un 5.6% respecto del total del movimiento, no alcanzando diferencias significativas entre las cargas analizadas. A su vez, la CO no presentó diferencias significativas al ser comparada con ninguna de las cargas analizadas.

RECORRIDOS

Los recorridos de la barra de durante la fase de empuje han mostrado diferencias significativas frente el recorrido empleado con la CO en ninguno de los movimiento analizados. A continuación en la tabla 51 apreciamos estos y otros valores de interés.

Tabla 51. Media y desviación típica de los ángulos y desplazamientos totales (DT), los desplazamientos hasta alcanzar las PP (D_{PP}) (cm y % del recorrido total) en las diferentes intensidades de carga utilizadas en ambos movimientos de MS_{SCM} y MS_{CM} .

Ángulos Óptimos y Desplazamientos en MS_{SCM}						
Variable	30%	40%	50%	60%	70%	80%
	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM
Ángulo Óptimo	124.2°	129.0°	131.9°	133.5°	135.6°	141.9°
M ± DT	14.5	11.3	10.7	12.0	11.7	10.6
DT (cm)	22.6	22.5	20.0	20.6	20.3	18.1
M ± DT	6.1	5.2	4.5	4.2	3.9	3.5
DPP (cm)	8.9	9.9	10.2	9.5	10.4	9.0
M ± DT	3.3	3.1	3.3	2.6	3.2	2.8
DPP (%)	39.4*	44.1*	46.4	47.6	51.6	51.4
M ± DT	7.8	4.5	6.3	7.5	6.3	7.6

Ángulos Óptimos y Desplazamientos en MS_{CM}						
Variable	30%	40%	50%	60%	70%	80%
	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM
Ángulo Óptimo	127.6°	128.8°	127.7°	130.7°	135.5°	135.2°
M ± DT	9.7	11.5	12.1	12.8	10.9	13.1
DT (cm)	22.3	23.3	23.2	21.5	19.2	19.3
M ± DT	4.9	4.9	4.2	5.2	3.7	3.8
DPP (cm)	9.7	10.8	10.6	10.6	10.0	10.4
M ± DT	2.5	2.5	2.5	2.9	2.4	2.4
DPP (%)	43.9*	46.7*	46.2	49.4	51.7	53.8
M ± DT	7.3	6.5	7.5	7.2	6.7	7.5

Donde, **1-RM**: una repetición máxima; **M/DT**: media y desviación típica; **DT**: desplazamiento total de la (vertical); **DPP**: desplazamiento del a barra hasta el pico de potencia; **DPP (%)**: desplazamiento del a barra hasta el pico de potencia, expresado como porcentajes del DT.

Nótese como en ambos casos, su valor (DT) tiende a disminuir a medida que se incrementa la carga. A la vez que disminuye este parámetro con la carga, el punto de máxima potencia (DPP %) se logra en un porcentaje del recorrido cada vez mayor (MS_{SCM} : $39.4 \pm 7.8\%$ a $51.6 \pm 6.3\%$; MS_{CM} : $43.9 \pm 7.3\%$ a $53.8 \pm 7.5\%$) ($p \leq 0.05$).

MÉTODO II

Como se comento en el apartado de metodología, los resultados de este trabajo serán presentados a partir de dos protocolos de análisis de datos. Hasta ahora, los resultados descritos fueron obtenidos a partir de los valores absolutos de producción de PP y PM alcanzados en cada una de las intensidades analizadas en nuestros sujetos (Método I). En pocas palabras, nuestro primer análisis consideró el valor medio absoluto obtenido en cada intensidad de trabajo (30%, 40%, 50%, 60%, 70% y 80%) y no la intensidad óptima para cada sujeto.

Este segundo método de análisis de datos ha considerado las intensidades de carga con las que cada sujeto alcanzó sus valores máximos de PP y PM. Este método busca encontrar valores más específicos para nuestro grupo de estudio. Recordemos que según nuestro primer método de análisis, se concluyó que la máxima producción de PP y PM se alcanzó con el 70% & 80% del 1-RM en MS_{SCM} - MS_{CM} respectivamente. Ambos resultados no mostraron diferencias significativas ($p \leq 0.05$) entre MS_{SCM} (PP_{70%}: 528.8 ± 116.0 W; PM_{80%}: 264.0 ± 56.4 W) y MS_{CM} (PP_{80%}: 523.7 ± 104.8 W; PM_{70%}: 264.0 ± 45.2 W). Según este criterio, estas fueron las intensidades que permitieron a nuestros deportistas generar una mayor cantidad de watos de potencia.

Sin embargo, debido a la heterogeneidad de la muestra, dicha intensidad no necesariamente se corresponde con los requerimientos de carga en una buena parte de los sujetos analizados. Por esta razón, nos ha parecido oportuno analizar los resultados de nuestro trabajo en función de los valores porcentuales obtenidos por cada jugador. Es decir, dejamos de lado los valores absolutos (medias) obtenidos por cada sujeto y nos centramos únicamente las “intensidades porcentuales” con las que cada jugador alcanzo “su” valor máximo de producción de potencia. De esta forma logramos individualizar más los resultados.

Partiendo de esta premisa, observamos que la intensidad porcentual media óptima en MS_{SCM} y MS_{CM} disminuyó considerablemente hasta encontrarse en el $72.8\pm 6.7\%$ y $71.1\pm 0.9\%$ del 1-RM respectivamente. A su vez, la PM ha mostrado un comportamiento similar, encontrándose en una intensidad del $71.1\pm 10.2\%$ y $70.0\pm 9.7\%$ en MS_{SCM} y MS_{CM} respectivamente.

Cabe destacar que a partir de este segundo método de análisis, ninguno de los valores hasta ahora presentados ha mostrado diferencias estadísticamente significativas ($p\leq 0.05$). Nótese además que, estos resultados no consideran ningún tipo de división u ordenamiento de grupos dentro de la muestra estudiada. Por tanto, con el objeto de ir un poco más allá y profundizar en el análisis de nuestros datos hemos querido establecer una serie de criterios para incorporar a la discusión de nuestros resultados.

Para alcanzar este objetivo, proponemos a continuación un ordenamiento un poco más específico de los resultados obtenidos por nuestra muestra de estudio. El criterio de ordenamiento de los resultados fue desarrollado en base a los datos con los que contábamos y en base a lo que a nuestro entender, podría aportar información de interés en relación al comportamiento de la potencia en jugadores de tenis.

CRITERIOS DE ANÁLISIS

Los criterios utilizados para el análisis han sido:

1. Nivel de fuerza máxima absoluta alcanzado por cada sujeto,
2. Niveles de fuerza relativos al peso corporal,
3. Intensidades de carga en función del ranking que presento cada sujeto.

El desarrollo e implementación de cada uno de los criterios recién mencionados ha considerado la división de nuestra muestra en dos grupos de 9 jugadores cada uno. Nótese que para este análisis, el ordenamiento de los sujetos cambia en función de la cualidad a analizar. Es decir, los grupos no son fijos sino que los sujetos son ordenados en función de los valores alcanzados según el criterio a analizar. De esta forma, podemos comparar el comportamiento de cada grupo de forma independiente en función de cada variable de análisis.

MÉTODO II - MIEMBRO INFERIOR

POTENCIA PICO, POTENCIA MEDIA Y SU RELACIÓN CON LA FUERZA MÁXIMA ABSOLUTA EN MEDIA SENTADILLA

La organización de este sub-apartado esta condicionada por los niveles de fuerza máxima absoluta que nuestros sujetos han sido capaces de desarrollar en la prueba de fuerza en MS_{SCM} . Por tanto, hemos organizado los grupos en base a esta característica, dividiendo la muestra en grupo 1 (G1) o también llamado RM_A , donde ubicamos a los sujetos que presentaban valores más elevados de esta cualidad, y grupo 2 (G2) o RM_B , donde se encontraban los jugadores con menores niveles de fuerza absoluta. Al analizar nuestros datos en base a esta cualidad, observamos que las diferencias porcentuales entre ambos grupos son inferiores a las observadas a través del método uno. Vemos como para cada grupo, las intensidades óptimas de cargas oscilaron entre el 68% y el 73% del 1-RM, dependiendo de la variante de la MS ejecutada (tabla 52).

Tabla 52. Media y desviación típica de la intensidad de carga para la potencia pico y potencia media en media sentadilla al ordenar la muestra según los niveles de fuerza máxima absoluta. Valores presentados como porcentajes según el 1-RM.

Potencia Pico							
MS_{SCM}				MS_{CM}			
Grupo 1 (RM_A)	CO (%)	Grupo 2 (RM_B)	CO (%)	Grupo 1 (RM_A)	CO (%)	Grupo 2 (RM_B)	CO (%)
Media	72.2%	Media	73.3%	Media	73.3%	Media	68.9%
DT	6.7%	DT	7.1%	DT	7.1%	DT	10.5%

Potencia Media							
MS_{SCM}				MS_{CM}			
Grupo 1 (RM_A)	CO (%)	Grupo 2 (RM_B)	CO (%)	Grupo 1 (RM_A)	CO (%)	Grupo 2 (RM_B)	CO (%)
Media	71.1%	Media	68.9%	Media	73.3%	Media	68.9%
DT	9.3%	DT	10.5%	DT	8.7%	DT	11.7%

Donde, MS_{SCM} : media sentadilla sin contramovimiento; MS_{CM} : media sentadilla con contramovimiento; RM_A : sujetos más fuerte (1-RM); CO: carga óptima; RM_B : sujetos menos fuertes; DT: desviación típica.

Como podemos ver en la tabla anterior (tabla 52), los resultados muestran que, en el caso de la MS_{SCM} , los sujetos del G1 (RM_A) emplearon una intensidad relativa porcentualmente inferior a la que necesitaron los sujetos del G2 (RM_B) para obtener su PP en este movimiento ($72,2\pm 6,7\%$ vs. $73,3\pm 7,1\%$), no encontrándose diferencias significativas entre ambos grupos ($p=0.696$; TE: 0.2).

Por su parte, en MS_{CM} vemos que el comportamiento de los datos fue opuesto. Los sujetos del G1 (RM_A) alcanzaron sus valores máximos de PP cuando la carga de trabajo correspondió al $73,3\pm 7,1\%$ del 1-RM, mientras que los sujetos del G2 (RM_B) lo hicieron con una intensidad del $68,9\pm 10,5\%$ del 1-RM. En esta ocasión, tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos ($p=0.37$; TE: 0.4).

Los valores de la variable de PM, a partir de los niveles de fuerza máxima en términos absolutos, muestran que los sujetos del G1 (RM_A) emplearon una intensidad relativa porcentualmente superior a la que necesitaron los sujetos del G2 (RM_B) para obtener su PM máxima. No se detectaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos ($p=0.68$; TE: 0.2).

Por su parte, al analizar la MS_{CM} vemos que los sujetos del G1 emplearon una intensidad relativa superior (%) a la que necesitaron los sujetos del G2 para obtener su PM máxima. Tampoco en este caso las diferencias llegan a ser, en ningún caso, estadísticamente significativas ($p=0.42$; TE: 0.4). Ambas intensidades de carga quedan reflejadas en la tabla 53. En ella podemos ver como la intensidad de carga empleada para MS_{SCM} fue inferior a la que se necesito en MS_{CM} . Recordemos que los sujetos del G1, alcanzaron sus valores máximos de PM en MS_{CM} al $73,3\pm 8,7\%$, mientras que los sujetos del G2 emplearon un $68,9\pm 11,7\%$ del 1-RM.

POTENCIA PICO, POTENCIA MEDIA Y SU RELACIÓN CON LA FUERZA RELATIVA AL PESO CORPORAL EN MEDIA SENTADILLA

Al utilizar los niveles de fuerza relativa como criterio de análisis, observamos que las intensidades de carga empleadas por nuestros sujetos no muestran diferencias significativas entre grupos ($p\leq 0.05$). Como podemos ver, la PP en el G1 (RM_{A-R}) se alcanzó con una intensidad de carga porcentual superior a la que necesito el G2 (RM_{B-R}) en ambos movimientos.

En MS_{SCM} apreciamos que las diferencias entre ambos grupos son algo inferiores ($p=0.70$; TE: 0.2) a las observadas en MS_{CM} , donde vemos que la CO de trabajo para el G1 (RM_{A-R}) fue de $72.2\pm 8.3\%$ mientras que los sujetos del (RM_{B-R}) emplearon un $70.0\pm 10.0\%$ del 1-RM ($p=0.672$; TE: 0.2).

Al considerar los niveles de fuerza relativa como criterio de análisis, observamos que las intensidades de carga con la que se alcanzó la PM en MS_{SCM} se han situado levemente por debajo de las encontradas cuando se evaluó la MS_{CM} . Por ejemplo, en MS_{SCM} vemos que los sujetos del G1 alcanzaron sus valores máximos de PM cuando la carga de trabajo fue de $72.2\pm 9.7\%$, mientras que los sujetos del G2 emplearon un $68.9\pm 10.5\%$ del 1-RM ($p=0.68$; TE: 0.3).

Tabla 53. Media y desviación típica para la intensidad de carga con la que se obtuvo la potencia pico y potencia media en media sentadilla ordenando la muestra según su fuerza relativa al peso corporal. Valores presentados como porcentajes del 1-RM.

Potencia Pico							
MS_{SCM}				MS_{CM}			
Grupo 1 (RM_{A-R})	CO (%)	Grupo 2 (RM_{B-R})	CO (%)	Grupo 1 (RM_{A-R})	CO (%)	Grupo 2 (RM_{B-R})	CO (%)
Media	73.3%	Media	72.2%	Media	72.2%	Media	70.0%
DT	7.1%	DT	6.7%	DT	8.3%	DT	10.0%

Potencia Media							
MS_{SCM}				MS_{CM}			
Grupo 1 (RM_{A-R})	CO (%)	Grupo 2 (RM_{B-R})	CO (%)	Grupo 1 (RM_{A-R})	CO (%)	Grupo 2 (RM_{B-R})	CO (%)
Media	72.2%	Media	68.9%	Media	74.4%	Media	70.0%
DT	9.7%	DT	10.5%	DT	8.8%	DT	11.2%

Donde, MS_{SCM} : media sentadilla sin contramovimiento; MS_{CM} : media sentadilla con contramovimiento; RM_{A-R} : grupo de sujetos más fuerte en función de su peso corporal (1-RM); CO : carga óptima con la que se obtuvo la potencia máxima; RM_{B-R} : grupo de sujetos menos fuertes en función de su peso corporal (1-RM); DT : desviación típica.

Nótese que los sujetos del G1 emplearon cargas superiores las del G2 en ambos movimientos, lo cual nos indicaría que los sujetos más fuertes en relación a su peso corporal, necesitarían cargas superiores para alcanzar la PM máxima en este movimiento (MS). Este comportamiento se repite cuando analizamos los valores obtenidos en MS_{SCM} donde el G1 empleo una intensidad de carga porcentual superior a la del G2 (74.4±8.3% vs. 70.0±10.0%; TE: 0.4; p=0.35).

POTENCIA PICO, POTENCIA MEDIA EN MEDIA SENTADILLA Y SU RELACIÓN CON LA POSICIÓN EN EL RANKING

Cuando agrupamos a nuestros jugadores en función de su posición en el ranking vemos que prácticamente no hay diferencias entre ambos grupos. Los sujetos mejor clasificados alcanzaron sus valores máximos de PP en MS_{SCM} cuando la carga de trabajo fue de 73.3±7.1%, mientras que el grupo de sujetos menos ranqueados emplearon un 72.2±6.7% del 1-RM (p=0.70; TE: 0.2).

Tabla 54. Media y desviación típica para la intensidad de carga con la que se obtuvo la potencia pico y potencia medida en media sentadilla al ordenar la muestra en función del ranking de cada grupo de sujetos. Valores presentados como porcentajes del 1-RM.

Potencia Pico							
MS _{SCM}				MS _{CM}			
Grupo 1 (+R)	CO (%)	Grupo 2 (-R)	CO (%)	Grupo 1 (+R)	CO (%)	Grupo 2 (-R)	CO (%)
Media	73.3%	Media	72.2%	Media	70.0%	Media	73.3%
DT	7.1%	DT	6.7%	DT	10.0%	DT	7.1%

Potencia Media							
MS _{SCM}				MS _{CM}			
Grupo 1 (-R)	CO (%)	Grupo 2 (-R)	CO (%)	Grupo 1 (-R)	CO (%)	Grupo 2 (-R)	CO (%)
Media	67.8%	Media	72.2%	Media	70.0%	Media	72.2%
DT	10.9%	DT	8.3%	DT	11.2%	DT	9.7%

MS_{SCM}: media sentadilla sin contramovimiento; MS_{CM}: media sentadilla con contramovimiento; +R: sujetos mejor ranqueados; -R: sujetos menos ranqueados; CO: carga óptima; DT: desviación típica.

En MS_{CM} encontramos que la CO que le permitió al grupo de sujetos mejor ranqueados (G+R) alcanzar su PP fue del $70.0 \pm 10\%$ del 1-RM, mientras que para el G-R dicha carga correspondió al $73.3 \pm 7.1\%$ ($p=0.504$; TE: 0.3), no encontrándose diferencias significativas entre ambos grupos.

En esta línea, si nos centramos en la PM, vemos que las intensidades con las que se alcanzaron los valores máximos de esta variable han sido algo inferiores a las encontradas cuando los criterios de análisis fueron otros. Por ejemplo, los sujetos del G+R alcanzaron sus valores máximos cuando la carga de trabajo fue de $67.8 \pm 10.9\%$ mientras que el G-R emplearon un $72.2 \pm 8.3\%$ del 1-RM.

Una vez más podemos observar como, las diferencias porcentuales existentes entre cada grupo, no alcanzan a ser en ningún caso significativas ($p=0.38$; TE: 0.4). Por ejemplo, si nos centramos en la MS_{CM} , vemos que los sujetos del grupo de jugadores con mejor ranking, alcanzaron sus valores máximos de producción de PM cuando la carga de trabajo correspondió a $70.0 \pm 11.2\%$ mientras que el grupo de sujetos menos ranqueados emplearon un $72.2 \pm 9.7\%$ del 1-RM ($p=0.67$; TE: 0.2), no encontrando diferencias estadísticamente significativas.

MIEMBRO SUPERIOR

RESPUESTA DE LA POTENCIA PICO Y POTENCIA MEDIA EN PRESS BANCA CON CONTRAMOVIMIENTO Y SIN CONTRAMOVIMIENTO

MÉTODO I

Los resultados muestran que la PP y la PM incrementaron sus valores en ambos movimientos hasta el momento en que la CO fue alcanzada (50%). Estos valores quedan representados en la tabla 55. En ella se indican, para cada carga, los valores mínimos, máximos, desviación típica y la significación estadística de las variables estudiadas.

CARGA ÓPTIMA

Los resultados indican que no existen diferencias significativas entre PB_{SCM} (PP: 254.9 ± 83.3 ; PM: 144.2 ± 39.0 W) y PB_{CM} (PP: 252.5 ± 86.5 ; PM: $147.5.2 \pm 45.3$ W). En ambos casos, la máxima potencia mecánica estuvo relacionada con la forma en la que los sujetos fueron capaces de desarrollar su fuerza, y no tanto con su fuerza máxima. En el caso del PB_{SCM} , vemos que la PP obtenida con la CO (50% 1-RM) mostró diferencias significativas en comparación con los niveles de potencia obtenidos con cargas del 60% (diferencia del 11.6%; $p=0.02$; $IC_{95\%}$: 3.2-55.8; TE: 0.4), 70% (diferencia del 14.0%; $p=0.003$; $IC_{95\%}$: 14.2 - 85.0; TE: 0.3) y 80% (diferencia: 21.2%; $p=0.001$; $IC_{95\%}$: 36.6-152.5; TE: 0.6). Por su parte, el PB_{CM} muestra que la PP también se obtuvo con el 50% del 1-RM. Estos valores han mostrando diferencias significativas al compararlos con los niveles de potencia alcanzados con cargas del 30% (diferencia del 15.9%; $p=0.007$; $IC_{95\%}$: 8.7-71.7; TE: 0.6), 70% (diferencia del 12.0%; $p=0.008$; $IC_{95\%}$: 7.5-68.5; TE: 0.2) y 80% (diferencia del 17.4%; $p=0.001$; $IC_{95\%}$: 26.9-91.6; TE: 0.5). En resumen, la PM en PB obtuvo sus valores máximos cuando la carga fue del 50% del 1-RM en ambos movimientos. Con esta carga, en PB_{SCM} se observan diferencias significativas frente a los valores de PM alcanzados con el 30% (diferencia del 24.1%; $p=0.001$; $IC_{95\%}$: 16.4-53.1; TE: 1.7), 60% (diferencia del 8.2%; $p=0.043$; $IC_{95\%}$: 0.3-23.4; TE: 0.3), 70% (diferencia del 9.4%; $p=0.049$; $IC_{95\%}$: 0.0-45.1; TE: 0.2) y 80% (diferencia del 13.4%; $p=0.029$; $IC_{95\%}$: 2.8-75.6; TE: 0.5). Por su parte, en PB_{CM} se observaron diferencias significativas frente a cargas del 30% (diferencia del 23.5%; $p=0.001$; $IC_{95\%}$: 13.6-55.8; TE: 1.3), y 80% (diferencia del 15.5%; $p=0.002$; $IC_{95\%}$: 10.4-60.2; TE: 0.5).

RESULTADOS

Tabla 55. Media y desviación típica de los valores máximos y mínimos para la variable de potencia pico y potencia media alcanzados durante la valoración del press banca en sus dos variantes, en todas las carga valoradas.

Potencia Pico (n=18)												
Carga		PP - PB _{SCM}					PP - PB _{CM}					
1-RM	Potencia (W)	Mínima	Máxima	p / valor	IC/95%	TE	Potencia (W)	Mínima	Máxima	p / valor	IC/95%	TE
30%	224.0±60.5	126.6	334.8	0.151	-5.5 - 67.3	0.5	212.4±63.6*	112.0	314.2	0.007	8.7 - 71.7	0.6
40%	249.0±62.5	150.7	331.8	1.000	-26.3 - 38.1	0.1	235.4±72.9	120.6	354.7	1.000	-20.8 - 55.1	0.2
50%	254.9±83.3φ	140.1	406.9	-	-	-	252.5±86.5φ	128.5	421.3	-	-	-
60%	225.4±80.8*	83.4	372.7	0.020	3.2 - 55.8	0.4	240.9±101.0	81.5	411.9	1.000	-16.7 - 40.0	0.1
70%	205.5±80.2*	132.1	330.5	0.003	14.2 - 85.0	0.3	227.2±90.0*	105.0	404.0	0.008	7.5 - 68.5	0.2
80%	160.4±78.2*	90.1	293.6	0.001	36.6 - 152.5	0.6	231.9±80.5*	114.8	377.5	0.001	26.9 - 91.6	0.5

Potencia Media (n=18)												
Carga		PM - PB _{SCM}					PM - PB _{CM}					
1-RM	Potencia (W)	Mínima	Máxima	p / valor	IC/95%	TE	Potencia (W)	Mínima	Máxima	p / valor	IC/95%	TE
30%	109.4±20.9*	68.0	143.7	0.001	16.4 - 53.1	1.7	112.8±27.1*	70.6	159.3	0.001	13.6 - 55.8	1.3
40%	132.7±27.9	90.1	182.1	0.357	-4.3 - 27.1	0.4	134.3±33.1	77.3	193.4	0.632	-7.23 - 33.6	0.4
50%	144.2±39.0φ	83.1	216.8	-	-	-	147.5±45.3φ	82.7	219.0	-	-	-
60%	132.3±42.5*	58.7	207.0	0.043	0.3 - 23.4	0.3	141.5±52.3	58.4	237.4	1.000	-8.6 - 20.6	0.1
70%	121.6±44.7*	79.0	186.3	0.049	0.0 - 45.1	0.2	129.8±52.2	79.6	237.7	0.141	-2.9 - 38.2	0.2
80%	105.0±48.6*	60.8	170.3	0.029	2.8 - 75.6	0.5	112.2±48.1*	74.6	202.9	0.002	10.4 - 60.2	0.5

Donde: **1-RM**: una repetición máxima; **PB_{SCM}**: press banca sin contramovimiento; **PB_{CM}**: press banca con contramovimiento; **IC/95%**: intervalo de confianza al 95%; **M±DT**: media y desviación típica; *: diferencias significativas frente a la carga optima ($p \leq 0.05$); φ: carga optima.

RANGOS ÓPTIMOS DE CARGA

La PP y los ROC oscilaron entre el 30% y el 60% del 1-RM, mostrando diferencias significativas dependiendo del tipo de contracción muscular empleada. En PB_{SCM} vemos que los ROC se dieron entre el 50% y el 30% del 1-RM, mientras que en el PB_{CM} estuvieron entre el 40% y el 60% del 1-RM. Cuando hablamos de PM, los ROC oscilaron entre el 40% y el 50% del 1-RM (PB_{SCM}) y entre el 40% y el 70% (PB_{CM}).

CORRELACIONES

La PP en PB_{SCM} al 50% del 1-RM (CO) presentó una elevada correlación con otras variables de interés como $VP_{50\%}$ ($r=0.89, p=0.001$), $FP_{50\%}$ ($r=0.82, p=0.001$), $RF_{50\%}$ ($r=0.87; p=0.001$) y $1-RM_{PB}$ ($r=0.62, p=0.006$). Esta relación disminuye en comparación con otros valores tales como la $FP_{50\%}$ ($r=0.60, p=0.009$) y la $RF_{50\%}$ ($r=0.46, p=0.056$) cuando el PB incluyó CEA. También disminuyó la relación entre el PB_{CM} y el $1-RM_{PB}$ ($r=0.43, p=0.077$). El único parámetro en el que la PP en PB_{CM} mantuvo una elevada correlación ha sido con la $VP_{50\%}$ ($r=0.91, p=0.001$), siendo un parámetro donde el CEA depende directamente de la acumulación de energía elástico-refleja en fase excéntrica.

Tabla 56. Correlaciones de la variable potencia pico en carga óptima en press banca con y sin contramovimiento respecto a otros parámetros morfológicos y de rendimiento.

PP $PB_{SCM-50\%}$	$VP_{50\%}$	$FP_{50\%}$	$RF_{50\%}$	$FM_{50\%}$	$FMA_{50\%}$	$1-RM_{PB}$	MLG_{tot}	MLG_B
Correlación Pearson	0.887**	0.818**	0.865**	0.785**	0.737**	0.616**	0.399	0.459
<i>P-Valor</i>	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.006	0.176	0.115
PP $PB_{CM-50\%}$	$VP_{50\%}$	$FP_{50\%}$	$RF_{50\%}$	$FM_{50\%}$	$FMA_{50\%}$	$1-RM_{PB}$	MLG_{tot}	MLG_B
Correlación Pearson	0.905**	0.595**	0.457	0.722**	0.674**	0.428	0.454	0.472
<i>P-Valor</i>	0.001	0.009	0.056	0.001	0.002	0.077	0.119	0.103

$PB_{SCM-50\%}$: carga óptima en PB concéntrico; $PB_{CM-50\%}$: carga óptima en PB con contramovimiento; **PP**: potencia pico; **1-RM**: repetición máxima; $VP_{50\%}$: velocidad pico 50%; $FP_{50\%}$: fuerza pico 50%; $RF_{50\%}$: reserva de fuerza 50%; $FM_{50\%}$: fuerza media 50%, $FMA_{50\%}$: fuerza de máxima aceleración 50%; **1-RM_{PB}**: repetición máxima en PB; MLG_{tot} : masa libre de grasa total; MLG_B : masa libre de grasa en los brazos; **: diferencias significativas menores o iguales a 0.01; *: diferencias significativas menores o iguales a 0.05.

VELOCIDAD

Tanto la VP como la VM de ambos movimientos disminuían con el incremento de la intensidad de carga. El descenso de los valores de velocidad entre cargas del 30% y 80% representan una disminución del 67% y 57% ($PB_{SCM} - PB_{CM}$) respectivamente.

Tabla 57. Media y desviación típica de las variables de velocidad pico, media y ángulo articular del codo al momento de la alcanzar la velocidad pico en press banca.

Velocidades en PB_{SCM}						
Variable	30%	40%	50%	60%	70%	80%
	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM
VP	0.88*	0.77	0.65	0.50*	0.40*	0.29*
(m/s)	±0.2	±0.1	±0.4	±0.1	±0.1	±0.1
T/VP	0.23	0.27	0.32	0.39	0.50	0.50
(s)	0.04	0.04	0.06	0.11	0.12	0.17
VM	0.51*	0.46	0.40	0.31*	0.25*	0.22*
(m/s)	±0.1	±0.1	±0.1	±0.1	±0.1	±0.1
Angulo	136.2°	140.6°	140.7°	146.7°	149.4°	145.8°
VP (°)	±9.2	±12.2	±13.1	±10.3	±10.3	±19.6

Velocidades en PB_{CM}						
Variable	30%	40%	50%	60%	70%	80%
	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM	1-RM
VP	0.88*	0.76	0.66	0.53	0.43*	0.36*
(m/s)	±0.2	±0.2	±0.2	±0.2	±0.3	±0.1
T/VP	0.22	0.27	0.32	0.42	0.48	0.60
(s)	0.02	0.04	0.05	0.12	0.14	0.19
VM	0.53*	0.47	0.41	0.33	0.27*	0.21*
(m/s)	±0.1	±0.1	±0.1	±0.1	±0.1	±0.1
Angulo	140.9°	143.3°	145.0°	150.2°	149.9°	151.1°
VP (°)	±13.7	±11.4	±12.9	±14.5	±14.3	±15.2

Donde, PB_{SCM} : press banca sin contramovimiento; PB_{CM} : press banca con contramovimiento; **VP**: velocidad pico; **T/VP**: tiempo transcurrido hasta alcanzar la VP; **VM**: velocidad media, **Angulo VP**: ángulo de la articulación de la rodilla al momento de alcanzar la VP; *: diferencias estadísticas entre el ángulo articular de la rodilla la carga óptima frente a las demás intensidades analizadas ($p \leq 0.05$).

RECORRIDOS

No se encontraron diferencias significativas en las variables DT (cm) y DPP (cm) en ninguna de las cargas analizadas en ambos movimientos. Mientras tanto, DPP% mostró un comportamiento diferente, revelando diferencias significativas al comparar sus valores frente a los obtenidos con la CO (50% 1-RM) en ambos movimientos. PB_{SCM} (50%) mostró diferencias frente a cargas del 30%, 70% y 80%, mientras que PB_{CM} (50%) encontró diferencias con el 30%, 60%, 70% y 80% 1-RM.

MÉTODO II - MIEMBRO SUPERIOR

Al igual que en el miembro inferior, este sub-apartado está organizado en función de los tres criterios antes descritos para este segundo método. En primer lugar, consideramos los valores tenidos en cada movimiento (PB_{SCM} - PB_{CM}) al organizar la muestra según los niveles de fuerza máxima absoluta, ordenándolos a partir de los valores de PP y PM.

Posteriormente, se utilizó como criterio de ordenamiento, los niveles de fuerza en función del peso corporal de los jugadores. Una vez más, los valores fueron presentados considerando PP y PM en cada movimiento. Finalmente, nos centramos en los resultados aportados al organizar la muestra según el nivel de rendimiento de los jugadores. Para esto se organizaron los grupos a partir del ranking, para luego presentar sus valores de PP y PM respectivamente.

Antes de iniciar este sub-apartado, nos parece importante destacar que al organizar los resultados según este criterio metodológico (Método II) vemos que las diferencias porcentuales observadas en el PB han sido inferiores a las encontradas en MS. Recordemos que en dicho caso, los valores óptimos de carga fueron obtenidos a partir del método I, concluyen que la CO estuvo entre el 70% y el 80% del 1-RM, dependiendo del tipo de movimiento (MS_{SCM} o MS_{CM}) analizado. Algunos de estos valores ($PP / MS_{CM/80\%}$) mostraron importantes diferencias frente a los resultados encontrados cuando se implementó el segundo método de análisis, donde las intensidades óptimas de carga oscilaron entre el 67% y el 73% aproximadamente. Estas diferencias no son tan claras en el caso del PB, donde las intensidades óptimas oscilaron aproximadamente entre el 45% y el 55% del 1-RM, considerando ambos métodos.

POTENCIA PICO, POTENCIA MEDIA Y SU RELACIÓN CON LA FUERZA MÁXIMA ABSOLUTA EN PRESS BANCA

Desde esta perspectiva de análisis, los datos muestran que para alcanzar la PP en PB_{SCM}, los sujetos del G1 (RM_A) emplearon una intensidad relativa porcentualmente superior a la que necesitaron los sujetos del grupo G2 (RM_B), no encontrándose diferencias significativas en los resultados ($p=0.197$; TE: 0.4). Similar ha sido la situación en PB_{CM}, donde los resultados muestran un leve aumento en las diferencias (G1: $50.0\pm 8.7\%$ vs. G2: $45.6\pm 8.8\%$) encontradas entre ambos grupos, pero sin llegar a ser significativas ($p=0.327$; TE: 0.5).

Tabla 58. Media y desviación típica para la intensidad de carga con la que se obtuvo la potencia pico y la potencia media en press banca al ordenar la muestra según los niveles de fuerza máxima absoluta. Valores presentados como porcentajes según el 1-RM.

Potencia Pico							
PB _{SCM}				PB _{CM}			
Grupo 1 (RM _A)	CO (%)	Grupo 2 (RM _B)	CO (%)	Grupo 1 (RM _A)	CO (%)	Grupo 2 (RM _B)	CO (%)
Media	48.9%	Media	44.4%	Media	50,0%	Media	45,6%
DT	6.0%	DT	12.4%	DT	8,7%	DT	8,8%

Potencia Media							
PB _{SCM}				PB _{CM}			
Grupo 1 (RM _A)	CO (%)	Grupo 2 (RM _B)	CO (%)	Grupo 1 (RM _A)	CO (%)	Grupo 2 (RM _B)	CO (%)
Media	48.9%	Media	55.6%	Media	48.9%	Media	54.4%
DT	9.3%	DT	14.2%	DT	9.3%	DT	10.1%

Donde, **PB_{SCM}**: press banca sin contramovimiento; **PB_{CM}**: press banca con contramovimiento; **RM_A**: grupo de sujetos mas fuerte (1-RM); **CO**: carga óptima con la que se obtuvo la potencia máxima; **RM_B**: grupo de sujetos menos fuertes (1-RM); **DT**: desviación típica.

Desde este punto de vista, nuestros datos de PM muestran en PB_{SCM}, los sujetos del G1 emplearon una intensidad relativa porcentualmente inferior a la que necesitaron los sujetos del G2 para obtener su PM máxima ($p=0.315$; TE: 07).

De igual forma, vemos que los sujetos del G1 en PB_{CM} , alcanzaron sus niveles máximos de PM con un $48.9 \pm 9.3\%$ de su 1-RM, mientras que el G2 necesito emplear una intensidad relativa del $54.4 \pm 10.1\%$ ($p=0.267$; TE: 0.6). Estas diferencias observadas en ambos movimientos nos muestran que los sujetos G1 han requerido una porción inferior del total de su fuerza para expresar sus niveles máximos de PM en este movimiento.

POTENCIA PICO, POTENCIA MEDIA EN PRESS BANCA Y SU RELACIÓN CON LA FUERZA RELATIVA AL PESO CORPORAL

Cuando analizamos la PP en el PB_{SCM} dividiendo la muestra en función de los niveles de fuerza relativa al peso corporal (PP relativa), apreciamos que las intensidades con las que se han alcanzado los valores máximos en ambos grupos son bastante cercanas. En esta oportunidad, apreciamos que las diferencias existentes entre ambos grupos es mínima ($p=0.339$; TE: 0.2).

Tabla 59. Media y desviación típica de la intensidad de carga para la potencia pico y la potencia media en press banca al ordenar la muestra según los niveles de fuerza relativa al peso corporal. Valores presentados como porcentajes según el 1-RM.

Potencia Pico							
PB_{SCM}				PB_{CM}			
Grupo 1 (RM_{A-R})	CO (%)	Grupo 2 (RM_{B-R})	CO (%)	Grupo 1 (RM_{A-R})	CO (%)	Grupo 2 (RM_{B-R})	CO (%)
Media	47.8%	Media	45.6%	Media	51.1%	Media	44.4%
DT	8.3%	DT	11.3%	DT	7.8%	DT	8.8%

Potencia Media							
PB_{SCM}				PB_{CM}			
Grupo 1 (RM_{A-R})	CO (%)	Grupo 2 (RM_{B-R})	CO (%)	Grupo 1 (RM_{A-R})	CO (%)	Grupo 2 (RM_{B-R})	CO (%)
Media	52.2%	Media	52.2%	Media	47.8%	Media	55.6%
DT	10.9%	DT	13.9%	DT	8.3%	DT	10.1%

Donde, PB_{SCM} : press banca sin contramovimiento; PB_{CM} : press banca con contramovimiento; $RM_{A/R}$: grupo de sujetos más fuertes en función de su peso corporal; **CO**: carga óptima para la potencia máxima; $RM_{B/R}$: grupo de sujetos menos fuertes en función de su peso corporal; **DT**: desviación típica.

Estas diferencias se ven incrementadas cuando analizamos el comportamiento de los datos en PB_{CM} . En este caso, las intensidades del G1 suben por sobre el 51.1% del 1-RM, mientras que el G2 disminuye su valor hasta 44.4% del 1-RM. Las diferencias entre ambos grupos aumentan pero, sin llegar a ser significativas ($p=0.113$; TE: 0.8).

Salvo por la desviación típica, vemos que la PM obtenida en PB_{SCM} en ambos grupos ha alcanzado sus valores máximos con cargas idénticas ($52.2\pm 10.9\%$ vs. $52.2\pm 13.9\%$; $p=0.811$; TE: 0.0). En PB_{CM} , apreciamos que los sujetos del G1 (RM_{A-R}) emplearon un $47.8\pm 8.3\%$ de su 1-RM, frente a un $55.6\pm 10.1\%$ en el G2 (RM_{B-R}) ($p=0.105$; TE: 0.9). En otras palabras, desde un punto de vista relativo al PC, los sujetos G1 también necesitaron una proporción inferior de su FM para poder desarrollar su PM máxima.

POTENCIA PICO, POTENCIA MEDIA EN PRESS BANCA Y LA RELACIÓN CON LA POSICIÓN DE CADA GRUPO DE SUJETOS EN EL RANKING

Tabla 60. Media y desviación típica para la intensidad de carga con la que se obtuvo la potencia pico y potencia media en press banca al ordenar la muestra en función del ranking de cada grupo de sujetos. Valores presentados como porcentajes según el 1-RM.

Potencia Pico							
PB_{SCM}				PB_{CM}			
Grupo 1 (+R)	CO (%)	Grupo 2 (-R)	CO (%)	Grupo 1 (+R)	CO (%)	Grupo 2 (-R)	CO (%)
Media	42,2%	Media	51,1%	Media	43.3%	Media	52.2%
DT	8,3%	DT	9,3%	DT	8.7%	DT	6.7%

Potencia Media							
MS_{SCM}				MS_{CM}			
Grupo 1 (+R)	CO (%)	Grupo 2 (-R)	CO (%)	Grupo 1 (+R)	CO (%)	Grupo 2 (-R)	CO (%)
Media	54.4%	Media	53.3%	Media	70,0%	Media	72,2%
DT	12.4%	DT	13.2%	DT	11,2%	DT	9,7%

Donde, PB_{SCM} : press banca sin contramovimiento; PB_{CM} : press banca con contramovimiento; **+R**: grupo de sujetos mejor ranqueados; **-R**: grupo de sujetos menos ranqueados; **CO**: carga óptima con la que se obtuvo la PP; **PP**: potencia pico; **DT**: desviación típica.

Como podemos apreciar en la tabla 60, la PP obtenida en PB_{SCM} mostró importantes diferencias entre ambos grupos, sin embargo, estas diferencias no llegan a ser significativas pese a mostrar importantes variaciones en términos absolutos ($p=0.062$; TE: 1.1). Por su parte, en el caso del PB_{CM} , vemos que los valores porcentuales tienden a alejarse significativamente entre los jugadores mejor y peor clasificados ($p = 0.028$, TE: 1.0).

Por tanto, vemos un cierto desequilibrio en las intensidades de carga que permitieron a cada grupo alcanzar el desarrollo de su PP en este movimiento. Al centrarnos en los niveles de producción de PM y su relación con el ranking de los jugadores, vemos que una vez más que los valores obtenidos por ambos grupos en PB_{SCM} no mostraron diferencias estadísticamente significativas que puedan, a priori, verse reflejadas en el nivel de juego ($p=0.849$; TE: 0.1).

En PB_{CM} el grupo de sujetos que presentaban una mejor clasificación necesitó intensidades de carga inferiores para alcanzar su PM máxima ($48.9\pm 10.5\%$), frente a los sujetos con menos ranking ($54.4\pm 8.8\%$), no apreciándose diferencias significativas entre ambos grupos ($p=0.180$; TE: 0.5).

DISCUSIÓN

CAPITULO 4

DISCUSIÓN

La discusión de los resultados será abordada desde dos ópticas diferentes. En primer término, nos centraremos en los datos obtenidos en lo referente a la composición corporal, mediante la técnica DXA. En segundo lugar nos introducimos en la discusión de los datos de potencia mecánica observados en los movimientos de PB y MS.

COMPOSICIÓN CORPORAL

El principal resultado encontrado en este estudio ha sido comprobar cómo la practica continuada e intensiva de una modalidad deportiva, preferentemente asimétrica como es el caso del tenis, conlleva una serie de cambios en la *CCorp*. Estos cambios principalmente se refieren a la aparición de asimetrías morfológicas (*side-to-side*) en el miembro superior.

Desde una visión superficial, la mayoría de los sujetos presentan un cuerpo simétrico y sin diferencias apreciables entre segmentos corporales, pero eso sólo aparentemente. La realidad es que nunca la simetría bilateral se manifiesta con precisión matemática. Esta situación se agudiza con la práctica sistemática de modalidades deportivas donde las acciones técnicas son marcadamente asimétricas (lanzamientos o juegos de raqueta).

En el tenis, los cambios deben ser más relevantes en el brazo dominante ya que es la parte del cuerpo que tiene mayor participación en el juego. Biomecánicamente, la función de las extremidades superiores es principalmente ser un eslabón de la cadena cinética, permitiendo la transmisión de energía cinética desde el cuerpo a la raqueta (Eyendaal et al. 2007). Esto permite proporcionar y acelerar dicho implemento hasta alcanzar elevadas velocidades con las que realizar el golpeo de la pelota (Kibler 1994).

Como resultado, la masa total del lado dominante de la extremidad superior de un jugador experimentado de tenis habitualmente tiende a ser superior como consecuencia de un mayor desarrollo de sus tejidos óseo y muscular. En nuestro caso, de todos los parámetros evaluados, las asimetrías afectaron principalmente al CMO (19.4%; $p=0.001$) y a la DMO (8.1%; $p=0.015$) del miembro superior respectivamente y en menor proporción al componente muscular (0.8%; *ns*).

La teoría mecánica (*mechanostat theory*) plantea que la arquitectura de la masa ósea se ajusta para controlar las tensiones producidas por la carga mecánica y la actividad muscular (Frost 1988), lo que supone un incremento del CMO y la DMO que será proporcional a las cargas a las cuales esos huesos son sometidos, siendo un parámetro fundamental para entender las posibles asimetrías de la extremidad superior del jugador de tenis.

Frost (1988) sugiere que el remodelamiento debe ser considerado de dos maneras. El interno, donde el tejido óseo cambia su densidad, por lo tanto sus propiedades mecánicas, y el externo donde hay cambios debido a la aposición o remoción de tejido óseo en la superficie del hueso. En ambos casos la remodelación se activa según sea el valor del estímulo mecánico. No obstante, Ducher et al. (2005_A) plantean que la asimetría ósea total en el volumen total del hueso explica un 75% de la varianza en la asimetría del CMO.

En muchas modalidades deportivas, el efecto que tiene el ejercicio sobre el hueso se manifiesta principalmente por el volumen de la DMO en las epífisis de los huesos largos y especialmente en la diáfisis de dichos huesos, que es donde el área de sección transversal del hueso se incrementa (Kontulainen et al. 2002).

Los cambios en la estructura ósea de la extremidad superior de los jugadores de tenis frecuentemente han sido atribuidos directamente a las características intrínsecas del propio deporte. Su práctica provoca tensiones mecánicas repetitivas e intensas producto de la vibración de raqueta (Hennig et al. 1992), fuerzas torsionales (Etherington et al. 1996) y contracción muscular (Morris et al. 1989). En esta línea, destacamos que las asimetrías en las extremidades del miembro superior en jugadores adultos de tenis ya han sido detectadas en otros estudios previos (Calbet et al. 1998, Ashizawa et al. 1999, Haapasalo et al. 2000, Kontulainen et al. 2002, Ducher et al. 2005_A, Ducher et al. 2005_B, Ducher et al. 2006, Juzwiak et al. 2008, Olmedillas et al. 2010, Sanchis-Moysi et al. 2010_A). Estos trabajos emplearon diferentes estrategias metodológicas para la evaluación de los cambios: absorciometría fotónica dual de rayos X o *dual-energy X-ray absorptiometry (DXA)*, tomografía cuantitativa periférica o *peripheral quantitative tomography (PQT)* y resonancia magnética o *magnetic resonance imaging (MRI)*.

Los estudios que utilizaron PQT fundamentalmente analizan las diferencias existentes a nivel sub-cortical (SCA) y área cortical (CA) de los huesos largos de las extremidades del miembro superior. En esa línea, Ashizawa et al. (1999) comprobaron (PQT) asimetrías en el radio de ambos lados del cuerpo que se manifestaban en incrementos en el brazo dominante. Estas asimetrías fueron especialmente relevantes en el área sub-cortical (SCA: 18.8% vs. CA: 13.5%). En el estudio de Haapasalo et al. (2000) se detectaron asimetrías en el humero a nivel proximal (SCA: 18.5%; CA: 11.7%), diáfisis humeral (SCA: 0.8%; CA: 26.3%), distal (SCA: 3.3%; CA: 31.9%), diáfisis radial (SCA: 28.6%; CA: 14.8%) y distal radial (SCA: 28.1%; CA: 11.5%) en jugadores profesionales. Menores diferencias entre ambos lados fueron detectadas por Kontulainen et al. (2002) quienes no encontraron diferencias significativas en SCA de lados dominante y no-dominante, con valores inferiores al 10% la porción distal de radio y del 20% en la diáfisis humeral.

El único trabajo encontrado en el que se utilizó MRI fue el realizado por Bass et al. (2002), quienes no encontraron, en 19 jugadoras de tenis post-puber, diferencias estadísticamente significativas en SCA de la zona media del humero, e incluso observaron valores más bajos de SCA en la parte distal del humero en el brazo dominante. También detectaron un mayor desarrollo del brazo dominante fue en los valores de CA en la zona media y distal del humero (12.1% y 14.5%).

Más numerosos son los trabajos que han estudiado la asimetría que muestran los jugadores de tenis utilizando como tecnología la densitometría fotónica dual de rayos X. En el primero de ellos, Calbet et al. (1998) compararon tenistas profesionales con sujetos no activos, encontrando que la masa del brazo fue un 20% mayor en el caso del brazo dominante comparado con el brazo contralateral debido a una mayor cantidad MLG y CMO. Además, encontraron que la MTT, MLG y CMO fueron significativamente superiores en el brazo dominante de los jugadores de tenis frente al grupo control. Ducher et al. (2005_A) mostraron importantes diferencias *side-to-side* ($p < 0.001$) en favor del antebrazo dominante en MLG (15%), área ósea (12%), CMO (20%) y DMO (6%). En otro estudio del mismo autor (Ducher et al. 2005_B) se estudiaron a 20 experimentados jugadores de tenis de ambos sexos, encontrando diferencias significativas *side-to-side* ($p \leq 0.001$) en CMO (13.5%), volumen óseo total (0.3%) y volumen sub-cortical (20.6%), pero no en el volumen cortical (+2.6%, ns).

Un año más tarde, Ducher et al. (2006) evaluaron a 28 jugadores de tenis jóvenes (11.6 ± 1.4 años) y 47 adultos (22.3 ± 2.7 años), observando que en el radio ultradistal de los jugadores adultos aparecían asimetrías a nivel del CMO (13.8%) ($p \leq 0.001$). Juzwiak et al. (2008) compararon a 44 jugadores de tenis con un grupo control de sujetos no entrenados observando que los tenistas tenían una cantidad significativamente superior de MLG (10.9%; $p=0.022$), DMO del trocánter (10%; $p=0.032$) y CMO del antebrazo del lado dominante (15.7%). No obstante, estos mismos sujetos tenían menos DMO en el antebrazo del lado no dominante (12.5%, $p=0.028$). En un trabajo más reciente, (Sanchis-Moysi et al. 2010_B) encontraron, en 15 tenistas profesionales que el brazo dominante tuvo un mayor volumen muscular (MLG), especialmente cuando el número de horas de práctica aumentaba.

Las diferencias observadas en nuestro estudio en lo referente a los valores de MLG en ambos brazos, no fueron tan relevantes como las aportadas por otras investigaciones. Mientras otros estudios encuentran diferencias entre el 10% - 20% en tenistas de elite (Calbet et al. 1998, Ducher et al. 2005_B, Sanchis-Moysi et al. 2010_A), en nuestro caso las diferencias *side-to-side* en MTT fueron sólo del 9.7% ($p=0.036$) por un 0.8% en MLG (*ns*). Los cambios en la masa muscular deben responder a una hipertrofia de las fibras musculares de los músculos flexores y extensores de la articulación del codo y de la musculatura del hombro, principalmente del músculo deltoides.

Esta hipertrofia selectiva de los músculos principalmente implicados en el juego del tenis ha sido demostrada por (Sanchis-Moysi et al. 2010_A). Estos autores encontraron diferencias del 25% en CSA en el tríceps braquial, destacando la importancia que este musculo tiene en la práctica de esta modalidad deportiva. Sin embargo, Mavidis et al. (2007) no detectan cambios en el área de las fibras cuando el musculo deltoides de 8 jugadores de tenis que fueron evaluados en ambos lados mediante biopsias musculares. Mavidis et al. (2007) no detectaron diferencias significativas en el porcentaje de fibras tipo I, IIa, IIab, y IIb y las fibras musculares tipo IIab mostraron la misma sección transversal y distribución del porcentaje de superficie entre los dos brazos. Las desigualdades encontradas en estos dos estudios podrían estar causadas por las diferencias funcionales que tienen las dos estructuras musculares analizadas cuando se juega al tenis.

Los cambios en la morfología, composición y desarrollo de los brazos del jugador de tenis, así como las potenciales hipertrofias de la musculatura de estos deportistas, deberían afectar de manera directa en la magnitud y forma en la que se desarrolla fuerza en estos sujetos. En nuestro trabajo esto queda de manifiesto cuando comparamos MLG de brazos y piernas con el 1-RM (0.722, $p < 0.005$ y 0.430, *ns*), sin embargo, no se observa la misma relación con la PP. La relación entre la fuerza, el tamaño y la composición del brazo de los jugadores de tenis ha sido propuesta por Ducher et al. (2005_B) y Pereira et al. (2011). Ducher et al. (2005_B) encuentran que el área ósea y el CMO correlacionan con la fuerza de agarre de ambos lados ($r=0.81-0.84$, $p < 0.0001$). Esta relación continuaba siendo significativa luego de ajustarla en función del peso corporal, CMO, estatura, o la longitud del antebrazo. Además, los autores señalan que el CMO del antebrazo, la MLG y la fuerza de prensión fue mayor en el lado dominante. También el volumen muscular del lado dominante se correlaciono con el 1-RM en el ejercicio de *pushdown* con cable para tríceps a un brazo ($r=0.84$, $p < 0.05$). No obstante, Burr (1997) declaró que una cercana relación entre fuerza muscular y parámetros óseos no implica necesariamente una relación directa de causa y efecto, planteando que debe ser tomada en cuenta una explicación multisistémica (genética, sistema endocrino, etc.) para poder explicar el crecimiento a nivel óseo.

La mayor mineralización y osificación del lado dominante parece agudizarse con los años de práctica, volumen de actividad (número de entrenamientos y partidos) y la edad de inicio en el entrenamiento intenso y sistemático. En esta línea, Sanchis-Moysi et al. (2010_A) señalan que la magnitud de las asimetrías en la masa ósea aumenta un 10%, en jugadores jóvenes, cuando el volumen semanal de entrenamiento pasa de 3 h/semana a las 11 h/semana. Además, debemos tener en cuenta que la capacidad del hueso para adaptarse a la sobrecarga mecánica es mucho mayor en el esqueleto en crecimiento que en el esqueleto maduro, por lo que el ejercicio después de la madurez tiene mucho menor efecto (Parfitt 1994).

Nuestros datos confirman estas diferencias en relación al CMO y DMO. Sin embargo y a pesar de que hemos encontrado diferencias significativas ($p \leq 0.05$) en el volumen de práctica semanal entre ambos grupos (G1: 14.2 ± 2.2 h/semana vs. G2: 10.2 ± 3.8 h/semana;) y de que se encontraron diferencias bilaterales a nivel del CMO/_B (21.9% vs. 20.7%) y DMO/_B (8.1% vs. 7.1%).

Dichas diferencias solo se manifiestan al analizar la totalidad de la muestra, no existiendo diferencias significativas al momento de analizar dichos tejidos en función del ranking de nuestros sujetos. Es decir, a diferencia de lo esperado, estas diferencias no se relacionan directamente con el nivel de rendimiento de los sujetos. Únicamente la MG/B podría ser relacionada positivamente con el rendimiento de los jugadores y su posición en el ranking ya que, en este caso sí se presentó una tendencia bastante clara, dejando a los jugadores con una menor cantidad de tejido adiposo en el G1, mientras que los que los jugadores que acumulaban un mayor nivel de este tejido se encontraban en el G2. Por tanto, los jugadores mejor ranqueados presentaron menores concentraciones de grasa.

La asimetría bilateral, no se repitió en la extremidad inferior de nuestra muestra, donde apenas se encontraron diferencias *side-to-side* en ninguno de los parámetros evaluados. También, Calbet et al. (1998) reportaron que CMO fue similar en ambas piernas mientras que el MG, DMO fue mayor en la pierna derecha. Esto a priori resulta interesante, ya que podría pensarse que con el ejercicio intenso el segmento dominante, al ser solicitado más veces y de forma más intensa, podría acrecentar las asimetrías en el miembro inferior. Debemos tener en cuenta que estudios de asimetría lateral de las piernas han confirmado que la pierna izquierda es más pesada que la derecha pero los resultados de la longitud del segmento no son uniformes (Latimer et al. 1965, Cuk et al. 2001, Singh et al. 2005).

CARGA ÓPTIMA Y PRODUCCIÓN DE POTENCIA**MIEMBRO INFERIOR**

La CO para la producción de potencia máxima en un movimiento de media sentadilla en jugadores de tenis semi-profesionales estuvo entre el 70 y el 80% 1-RM, dependiendo de la variante del movimiento analizada (MS_{SCM} - MS_{CM}). En nuestro caso, vemos que las cargas obtenidas por nuestros sujetos difieren levemente de lo que otros autores han encontrado en practicantes de otras modalidades deportivas de similares características (Izquierdo et al. 2002, Asçi et al. 2007) o sujetos jóvenes moderadamente activos (Siegel et al. 2002, Jandacka et al. 2008).

Sin embargo, los ROC (MS_{SCM} : 60% - 80% - MS_{CM} : 50% - 80%) de los tenistas evaluados no se alejan de los datos reportados en otros estudios sobre CO realizados con poblaciones de características similares. Estas diferencias se dan específicamente en la variante de MS_{CM} . En este caso, nuestros sujetos alcanzaron sus niveles máximos de producción de PP con una carga ligeramente superior a la mostrada en los trabajos antes mencionados.

Al analizar los resultados de producción de potencia en términos de valores absolutos observamos que, la PP y PM de ambos movimientos también muestran diferencias respecto a dichos trabajos. Recordemos que nuestros tenistas han reportado los valores de producción potencia máxima más bajos (≈ 500 W hasta 4500 W) de los alcanzados en todos los trabajos analizados con poblaciones similares (Izquierdo et al. 2002, Siegel et al. 2002, Asçi et al. 2007, Cormie et al. 2007_A, Cormie et al. 2007_c).

En este sentido, estas diferencias nos llaman la atención ya que, nuestros sujetos presentan unos niveles de fuerza y experiencia de entrenamiento superiores a algunas de las poblaciones analizadas en otros de los trabajos revisados (Siegel et al. 2002, Jandacka et al. 2008). Por ejemplo, que en el caso de los sujetos analizados por Siegel et al. (2002) encontramos que los niveles de fuerza fueron algo superiores a los nuestros (136.0 ± 23.0 kg vs. 108.4 ± 13.0 kg; TE: 2.1). Sin embargo, debemos mencionar que la experiencia de entrenamiento y el nivel competitivo de nuestros sujetos era algo superior. De acuerdo a estas circunstancias, se podría esperar que los valores de PP fueran más cercanos.

Sin embargo esto no ha sido así, ya que estos sujetos (Siegel et al. 2002) han desarrollado valores cercanos a los 950 W de media cuando la carga de trabajo correspondía al 60% del 1-RM. Evidentemente, estos valores de potencia son claramente superiores a los resultados obtenidos por nuestros sujetos al trabajar con cargas del 60%, 70% y 80% del 1-RM (493.0 ± 118.7 W, 521.12 ± 103.1 W y 523.72 ± 104.8 W) en el caso de la MS_{CM} .

Algo similar sucede cuando comparamos nuestros resultados con los aportados por Jandacka et al. (2008). En este trabajo encontramos que los valores de PP, en el grupo de sujetos varones, fueron de 997.2 ± 152.8 W. Estos valores son muy similares a los recientemente comentados (Siegel et al. 2002) y a la vez, superiores a los observados en nuestro estudio.

A partir de los resultados aportados por estos autores, destacamos que los componentes de esta muestra, incluso presentando niveles de fuerza inferiores a los nuestros (≈ 100.3 vs. 108.4 ± 13.0 kg), han sido capaces de desarrollar valores de PP tan superiores a los nuestros, llegando casi a doblar nuestra producción de watios de potencia. Recordemos que los sujetos analizados en este trabajo eran estudiantes de educación física los cuales no reportaron ningún tipo de especialización deportiva que nos haga esperar valores de PP tan elevados.

Mayores aún han sido las diferencias encontradas frente a los trabajos desarrollados por (Cormie et al. 2007_A, Cormie et al. 2007_c). En dichos trabajos se observaron niveles de fuerza máxima de 171.0 ± 22.1 kg y 170.4 ± 21.7 kg respectivamente, lo cual ha permitido a estos sujetos producir valores absolutos de potencia que oscilaron entre los $2,718.6 \pm 361.0$ W y los $4,215.1 \pm 1,227.1$ W.

En el caso de los valores de PM sucede algo similar, ya que nuestros valores también están por debajo de los obtenidos en los demás trabajos analizados. En parte, esto podría responder a las peculiaridades de este deporte, donde el perfil morfológico de estos jugadores, se ve íntimamente condicionado por las características del juego. En esta línea, algunos autores plantean que este perfil tradicionalmente responde a un biotipo con bajo porcentaje graso y moderado desarrollo óseo y muscular (Elliott et al. 1989, Sánchez-Muñoz et al. 2007, Sanchis-Moysi et al. 2010_A, Olmedillas et al. 2010).

Si consideramos algunos aspectos propios del juego como son la duración media de los partidos, que suele estar entre 90 y 120 minutos (Bergeron et al. 1995, O'Donoghue et al. 1998) o la duración de los puntos que es de alrededor de 10 segundos (Kovacs 2007) y la variabilidad existente en la intensidad de las acciones podemos suponer que estas características del juego condicionan algunos aspectos morfológicos de este tipo de deportistas, lo cual de alguna forma podría explicar los bajos valores alcanzados por nuestros sujetos.

En torno a esta temática, (Kovacs 2007) plantea que el tiempo de duración de cada punto ha disminuido en los últimos años, lo cual puede estar directamente relacionado con la evolución dicho perfil morfo-funcional de estos deportistas a lo largo de las últimas décadas. Recordemos que a día de hoy, los jugadores de tenis son más altos, más fuertes y además, disfrutan de mejores opciones tecnológicas, y mejores materiales con los cuales poder manifestar de mejor forma todo su potencial deportivo. Esto queda confirmado al ver la evolución que ha mostrado el IMC en los jugadores (Top 10) a lo largo de las ultimas cuatro décadas (1980: $22.0 \pm 1.0 \text{ kg/m}^2$; 1990: $22.9 \pm 0.9 \text{ kg/m}^2$; 2000: $23.7 \pm 1.1 \text{ kg/m}^2$; 2010: $24.0 \pm 1.2 \text{ kg/m}^2$).

Estos valores nos indican que la altura y el peso de los jugadores han aumentado en el último tiempo. El aumento de estas variables se manifiesta en un mayor IMC, lo cual esta estrictamente asociado al incremento de peso corporal a costa de un mayor desarrollo muscular. Esto confirmaría el hecho de que los jugadores actuales son más fuertes que antes, lo cual no concuerda con los resultados de producción de potencia obtenidos en nuestro trabajo. Sin embargo, no podemos desconocer las diferencias que existen entre los jugadores *Top-10* y los sujetos que formaron parte de nuestra muestra.

Recordemos que en nuestro trabajo, la muestra de jugadores presentó un somatotipo ecto-mesomórfico, con un escaso desarrollo muscular (IMC: $23.1 \pm 2.1 \text{ kg/m}^2$). A pesar de que este valor no presenta importantes diferencias frente a los valores obtenidos por los jugadores *Top-10*, debemos mencionar que, nuestros jugadores son más bajos y presentan menos masa muscular, lo cual puede explicar los bajos valores de producción de potencia así como las bajas correlaciones existentes entre la potencia (PP y PM) y parámetros morfológicos como MLG en las piernas (MS_{SCM} : $r=0.483$, $p=0.12$; MS_{CM} : $r=-0.04$, $p=0.906$) y MLG total (MS_{SCM} : $r=0.487$, $p=0.091$; MS_{CM} : $r=0.11$, $p=0.723$).

Como la potencia está fuertemente influenciada por la fuerza máxima y la fuerza está relacionada con la sección transversal del músculo (MacIntosh et al. 2000) una musculatura bien desarrollada puede por tanto generar mayores valores de producción de PP en jugadores de tenis. Desde nuestra perspectiva, el bajo nivel condicional que presentaban algunos de nuestros sujetos en lo referente al trabajo de fuerza fue un factor clave a la hora de comparar nuestros resultados frente a otras poblaciones de referencia.

En esta línea, García Sánchez et al. (2011) plantean que los valores de fuerza son dependientes de los niveles de entrenamiento de los sujetos analizados, la edad, la técnica de ejecución del ejercicio de sentadilla y el historial de entrenamiento de fuerza de los sujetos según su práctica deportiva. Como se ha explicado anteriormente, nuestros sujetos de estudio son individuos altamente entrenados en tenis sin embargo, algunos de estos sujetos no presentaban el mismo grado de adiestramiento en lo referente al trabajo de la fuerza. Estas diferencias en los niveles de preparación de esta cualidad son en parte responsables de los bajos valores de potencia alcanzados por nuestros sujetos.

No obstante, los aspectos morfológicos (CSA, volumen muscular, longitud de las fibras musculares y ángulo de peneación) por si mismo no justifican los bajos niveles de fuerza y potencia obtenidos en nuestro trabajo. Para entender la eficiencia de los movimientos explosivos, no basta con el análisis bruto de los valores de potencia (PP y PM), sino que se precisa un análisis detallado de los diferentes parámetros cinéticos y cinemáticos asociados al movimiento y a los factores fisiológicos que los determinan, especialmente los vinculados a factores neurales e intramusculares (Kraemer et al. 2000). En definitiva, somos conscientes de las importantes diferencias existentes en torno a los valores absolutos de producción de PP en este movimiento entre nuestros sujetos y el resto de los trabajos analizados. A nuestro entender, estas diferencias responden a los factores antes mencionados. Sin embargo, resulta difícil establecer un patrón o una jerarquización clara frente la importancia que pudiera tener uno u otro de los aspectos condicionantes.

La producción de potencia no solo depende de la carga externa. Algunos autores proponen analizar la velocidad en el ejercicio la fuerza (Jandacka et al. 2008, González-Badillo et al. 2010, Jandacka et al. 2011). Recordemos que al igual que en el caso del PB, ambos movimientos analizados (MS_{SCM} - MS_{CM}), parten desde velocidad cero, alcanzando su velocidad máxima en un punto de la fase propulsiva del levantamiento, reduciendo su velocidad al finalizar el movimiento hasta volver a velocidad cero.

La curva clásica de fuerza-velocidad mostro que las velocidad de contracción muscular disminuía con el incremento de la tensión muscular, alcanzado su máxima velocidad en condición de carga (Fenn et al. 1935, Hill 1938). Ambos factores determinan la potencia, por tanto los niveles de producción de esta variable (PP-PM) dependen de la carga, de la fuerza que es posible aplicar a dicha carga (reserva o déficit de fuerza) y de la forma cómo se desarrolla la fuerza (Haff et al. 2001).

Cuando aumentan los dos últimos parámetros (fuerza y tiempo que se tarda en desarrollar la fuerza) la aceleración de la carga es mayor y la velocidad que alcanza durante la fase propulsiva se incrementa (Gulch 1994). En esta línea, sabemos que en cualquier ejercicio, la fase propulsiva varía en magnitud y tiempo (Enoka et al. 2001), en función de la carga levantada, la habilidad de reclutar un elevado número de unidades motoras (preferentemente alto umbral de unidades motoras) y, frecuentemente, con el tipo de movimiento realizado (concéntrico o incluyendo un CEA) (Bosco et al. 1982_A, Komi et al. 1978).

Para mejorar la fase de aceleración (fuerza explosiva) y el punto del recorrido en el que se alcanza la máxima potencia es necesario mejorar la capacidad de desarrollar elevados niveles de fuerza incluso en cargas bajas, lo que se logra con una mejora neuromuscular centrada en el reclutamiento de un elevado número de unidades motoras desde el inicio del movimiento (Häkkinen et al. 1998, Semmler et al. 2000) y una optimización de la capacidad contráctil de las fibras de contracción rápida (Bárány 1967). Estos mecanismos neuromusculares unidos a la mejor activación del sistema muscular, específicamente a nivel de sinergistas (Behm 1995) y una reducción de la co-activación de la musculatura antagonista (Milner et al. 1995) deberían ser factores que mejoraran la eficiencia del músculo e incrementaran los valores de potencia.

La activación de componentes elásticos y reflejos mediante una acción excéntrica previa al empuje (MS_{CM}), a priori, también debería ser un factor que mejorase la potencia. Esto ha sido comprobado específicamente en SJ vs. CMJ (McBride et al. 1999). Las potenciales ventajas deben manifestarse en la aceleración de la masa corporal del sujeto y barra, especialmente, durante los primeros instantes del movimiento (Komi et al. 1978). Sin embargo, nuestros tenistas no pudieron incrementar la eficiencia del movimiento al incluir un CEA.

A nuestro entender, la causa de este resultado es la necesidad de hacer fases excéntricas muy controladas para poder efectuar correctamente el movimiento y evitar posibles lesiones y errores técnicos. Cuando se emplean cargas crecientes de trabajo, como ocurrió en nuestro caso, salvo en los casos en los que se trabaje con deportistas altamente entrenados en fuerza, los recorridos tienden a reducirse. En nuestro caso, los sujetos mostraron reducciones de ≈ 3 cm (30%: ≈ 22 cm; 80%: ≈ 19 cm). Consideramos que estas diferencias en el recorrido estuvieron en parte relacionadas con el escaso control de carga que presentaban algunos de los sujetos analizados cuando dichas intensidades eran más cercanas al 100% del 1-RM.

Esto podría quedar confirmado cuando se analizan los resultados de la duración de la fase excéntrica, concéntrica y del movimiento total. Recordemos que nuestros resultados muestran como, a medida que el peso de la resistencia aumenta, la duración del empuje (fase concéntrica) se vio incrementada (30%: ≈ 0.50 s; 80%: ≈ 0.75 s). Igual fue el caso de la fase excéntrica del movimiento, donde vemos que su duración estuvo entre los 0.84 ± 0.36 s (30%) y 1.07 ± 0.36 (80%), superando ampliamente la duración recomendada para hacer eficiente un CEA.

Según Schmidtbleicher (1986), una fase excéntrica prolongada (>500 ms), una fase de acoplamiento entre las fases concéntricas y excéntricas larga (>200 ms) (Fukashiro et al. 2006), una elongación excesiva del músculo (disminución del número de puentes actina-miosina) (Lieber 2002) o un bajo dominio técnico del gesto pueden alterar significativamente el efecto positivo del CEA, lo cual acarrea como resultado que la duración total del ejercicio ha sido superior a la esperada y los valores de producción de potencias han sido limitados.

En nuestra muestra detectamos que en ambos movimientos (MS_{SCM} y MS_{CM}) la PP correlacionó con el valor de VP, no mostrando diferencias significativas entre ambos movimientos en ninguno de estos parámetros ($p \leq 0.05$). Por su parte, no se observaron correlaciones positivas entre MS_{SCM} y FP, lo cual nos indica que el contramovimiento por sí mismo, no favoreció especialmente ni la velocidad del gesto ni la FP desarrollada durante la fase de empuje.

De esta forma, y siempre a nuestro entender, vemos confirmado el hecho de que fases excéntricas prolongadas (>500 ms) no favorecen el desarrollo de mas velocidad o fuerza. Así mismo, si comparamos los valores de la variable de VP alcanzados por nuestros sujetos en ambos movimientos (MS_{SCM} : 30%: 0.87 ± 0.85 y 80%: 0.61 ± 0.65 ; MS_{CM} : 30%: $0.87 \pm 0.83 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ y 80%: $0.59 \pm 0.60 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$), vemos que fueron muy similares a las velocidades desarrolladas por los sujetos analizados por (Zink et al. 2006) (entre 0.5 y $0.9 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$), mientras que Cormie et al. (2007c) mostraron valores de hasta $2.5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ cuando la carga fue equivalente al 0% del 1-RM, por 1.5 a $1.7 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ con la carga óptima (56% del 1-RM). En nuestro caso, debemos mencionar que ninguno de los tenistas evaluados alcanzo velocidades tan elevadas con ninguna de las carga propuestas.

Otro aspecto a controlar en el análisis de la potencia de un gesto deportivo es la evaluación de la magnitud y duración de la fase de desaceleración que muestra la barra al final del recorrido (*braking phase*). Salvo que la carga sea muy elevada siempre existe una desaceleración de la barra al final del movimiento, excepto en los ejercicios en los que hay suelta de la barra al final del mismo (press de banca con lanzamiento de la barra en el caso del miembro superior), o en el caso de los saltos, ya sea SJ o CMJ. Esa fase de desaceleración es larga cuando la carga es pequeña pero disminuye con el incremento de la misma (Sánchez-Medina et al. 2010). La magnitud y duración de la desaceleración está relacionada con cambios en el punto del recorrido, y el ángulo de la articulación de la rodilla, en el que se alcanza PP.

En nuestro caso, la variable DPP% se incremento a medida que la carga de trabajo aumentaba (MS_{SCM} : 39.4% al 30% vs. $51.6\% \pm 6.3\%$ al 70%; MS_{CM} : $43.9\% \pm 7.3\%$ al 30% vs. $53.8\% \pm 7.5\%$ con el 80% del 1-RM). La PP en MS_{SCM} se alcanzó al $51.6\% \pm 6.3\%$ del recorrido (ángulo de la articulación de la rodilla: $135.6 \pm 11.7^\circ$) con una carga del 70% del 1-RM, mientras que en MS_{CM} la PP se dio al $53.8\% \pm 7.5\%$ del recorrido angular ($135.2^\circ \pm 13.1$) con una carga del 80% 1-RM.

A nuestro entender, resulta necesario desarrollar mecanismos que reduzcan la acción de frenado prematuro del movimiento con el objeto de favorecer el impulso y limitar la acción de dicho frenado. Esto se logra mejorando la coordinación intermuscular (músculos agonistas y antagonistas) y los mecanismos de control del movimiento. Ello supone hacer que el patrón motor del movimiento se parezca cada vez más al de un movimiento de tipo balístico. Mejorando estos aspectos garantizamos una mayor eficiencia de las estructuras involucradas encargadas de resolver los requerimientos mecánicos de esta disciplina lo cual a su vez se verá reflejado en una mejora de los valores de producción de potencia en este tipo de sujetos.

MIEMBRO SUPERIOR

Los resultados de esta parte del trabajo muestran que nuestro grupo tenistas lograron la máxima potencia en PB, con y sin contramovimiento, con una carga del $\approx 50\%$ 1-RM. Estos valores no muestran importantes diferencias al compararlos frente a los resultados encontrados por otros autores en deportistas de diferentes modalidades deportivas con similares características (Izquierdo et al. 2002, Asçi et al. 2007) o jóvenes adultos moderadamente activos (Siegel et al. 2002, Pearson et al. 2009, Sánchez-Medina et al. 2011). Por su parte, los ROC de nuestros tenistas tampoco han mostrado importantes diferencias ($\approx 40-60\%$ 1-RM) respecto de los valores publicados a día de hoy en los trabajos que han estudiado la CO.

Al igual que en el caso del miembro inferior, nuestros jugadores de tenis han mostrado niveles de producción de potencia bastante bajos, si los comparamos con otras poblaciones de sujetos analizados en estudios similares (Izquierdo et al. 2002, Asçi et al. 2007). Estas diferencias en los valores de producción de potencia, en parte pueden estar relacionadas con las particularidades propias de esta disciplina deportiva, donde los partidos suelen tener una duración aproximada de 90 minutos, mientras que la duración cada acción o punto suele estar entre los 10 s aproximadamente, dependiendo del tipo de pista, y otros factores. Otro aspecto que podría condicionar el bajo rendimiento de nuestros sujetos en lo referente a sus valores de potencia es el perfil morfológico de los jugadores. Dicho perfil corresponde a un porcentaje de grasa generalmente bajo y con un moderado desarrollo óseo y muscular (Elliott et al. 1989, Sánchez-Muñoz et al. 2007, Olmedillas et al. 2010, Sanchis-Moysi et al. 2010_A).

Como mencionamos en el apartado anterior (miembro inferior), nuestra muestra estaba formada por jóvenes jugadores de tenis de nivel semi-profesional que mostraban un somatotipo ecto-mesomórfico y una baja corpulencia (IMC: $23.1 \pm 2.1 \text{ kg/m}^2$). Esto puede explicar el bajo nivel de correlación existente entre la potencia (PP y PM) con parámetros morfológicos como la MLG de los brazos (PB_{SCM} : $r=0.40$, $p=0.18$; PB_{CM} : $r=0.47$, $p=0.17$) y la MTT (PB_{SCM} : $r=0.46$, $p=0.12$; PB_{CM} : $r=0.45$, $p=0.12$). Recordemos que, como la potencia es fuertemente dependiente de la fuerza máxima y la fuerza esta relacionada con el área de sección transversal (MacIntosh et al. 2000), es esperable que músculos bien desarrollados puedan generar mayores niveles de producción de potencia en jugadores de tenis.

Lamentablemente, para poder explicar nuestro bajo nivel de rendimiento en la producción de potencia, aspectos morfológicos como el área de sección transversal, volumen muscular, longitud de las fibras y ángulo de peneación por si mismos no son suficientes para justificar los bajos valores de fuerza y potencia obtenidos por nuestros sujetos. Por tanto, nos parece necesario profundizar nuestro análisis sobre los valores de PP y PM estudiando paso a paso los diferentes parámetros cinéticos y cinemáticos asociados a los movimientos y los factores fisiológicos necesarios, especialmente los relacionados con adaptaciones neurales e intramusculares (Kraemer et al. 2000).

Como mencionamos anteriormente, la producción de potencia no solo depende de la magnitud de la carga a emplear. En esta línea, (Jandacka et al. 2008, González-Badillo et al. 2010, Jandacka et al. 2011) proponen un análisis de la velocidad con la que se dan los ejercicios de fuerza. Recordemos que en ambos movimientos analizados (PB_{SCM} y PB_{CM}) los sujetos parten desde velocidad cero hasta alcanzar su velocidad máxima en algún punto de la fase propulsiva del levantamiento, reduciendo su velocidad al finalizar el movimiento hasta volver a la velocidad cero. La curva fuerza-velocidad clásica de un movimiento concéntrico mostró que la velocidad de contracción muscular disminuyó con un incremento en la tensión muscular, alcanzando su velocidad máxima en condiciones de carga (Fenn et al. 1935, Hill 1938).

Ambos factores condicionan los niveles de producción de potencia. Por tanto, la potencia (PP y PM) depende de la carga, de la cantidad de fuerza que somos capaces de aplicar a la barra (reserva o déficit de fuerza) y a la forma en la cual se desarrolla la fuerza (fuerza explosiva o ratio de desarrollo de la fuerza) (Haff et al. 2001). Durante los dos últimos parámetros (fuerza y tiempo para desarrollar la fuerza), la aceleración de la barra y la velocidad durante la fase propulsiva se incrementa (Gulch 1994).

En esta línea, González-Badillo et al. (2010) detectaron una relación extremadamente cercana ($R^2=0.98$) entre la carga relativa y la velocidad propulsiva media. No obstante, las velocidades detectadas son bastante superiores a las obtenidas por nuestros sujetos (0.97 ± 0.1 m/s vs. 0.65 ± 0.4 m/s) y las encontradas en otros trabajos donde se analizaron muestras similares (Izquierdo et al. 2006). En el trabajo antes mencionado de González-Badillo et al. (2010), cuando se incremento la carga durante la fase propulsiva se observó una caída lineal con pérdidas en el 65% y el 80% 1-RM. Este comportamiento, fue independientemente de los niveles de fuerza de cada sujeto. Esta disminución en las velocidades a las cuales es propulsada la barra (VP y VM) fueron levemente superiores a las detectadas en nuestros sujetos (VP-PB_{SCM} = 56.9%; VP-PB_{CM} = 56.9%; VM-PB_{SCM} = 59.1%; VM-PB_{CM} = 60.4%).

Debemos tener en consideración que el tenis es una disciplina deportiva, en la que el periodo de duración puede llegar a ser bastante prolongado, incluyendo numerosas acciones de alta intensidad y de corta duración en las cuales la participación del pectoral y el deltoides es constante. Estas peculiaridades propias del tenis, conllevan adaptaciones morfológicas que, en cierta medida, pueden afectar la velocidad de la contracción muscular y a la velocidad con la cual se desarrolla la fuerza muscular. A pesar de esto, las variaciones de la velocidad en cada incremento de carga (10%) fueron similares a las observadas en otros trabajos donde se encontraron disminuciones que oscilaron entre 0.14-0.18 m/s en la velocidad de la barra con caídas desde 0.10-0.21 m/s (PB_{SCM}) y 0.07-0.13 m/s (PB_{CM}) respectivamente (González-Badillo et al. 2010).

Como en cualquier otro ejercicio, la fase propulsiva varia, en magnitud y tiempo, en función de la carga levantada, la habilidad de reclutar un elevado numero de unidades motoras (Enoka et al. 2001) y frecuentemente con el tipo de movimiento desarrollado (concéntrico o incluyendo CEA) (Komi et al. 1978, Bosco et al. 1982_A, Bosco et al. 1982_B).

Por tanto, si queremos mejorar la fase de aceleración (fuerza explosiva) y el punto en el cual se alcanza la potencia máxima, se requiere una mejora en el desarrollo de la fuerza en intensidades bajas de trabajo. Como ya mencionamos en el apartado anterior, estas mejoras dependen de aspectos neuromusculares, sobre todo aumentando los niveles de reclutamiento de unidades motoras de alto umbral desde el principio del movimiento (Häkkinen et al. 1998, Semmler et al. 2000), y una optimización de la capacidad de contracción de fibras rápidas (Bárány 1967).

Estos mecanismos neuromusculares sumados a mejoras en la activación de la musculatura sinergista (Behm 1995) y una reducción de la co-activación de la musculatura antagónica (Milner et al. 1995) nos ayudarían a mejorar la eficiencia muscular, incrementando nuestros valores de producción de potencia.

Así mismo, la activación del componente elástico reflejo durante una acción excéntrica previa a la fase de empuje (PB_{CM}) también debería ser un factor determinante de los niveles de producción de potencia. Numerosos estudios han probado esta teoría con anterioridad y específicamente en PB (Bober et al. 1980, Gollhofer et al. 1987, Elliott et al. 1989, Newton et al. 1997).

Potenciales ventajas son manifestadas en la aceleración de la barra, especialmente sobre la fase inicial del movimiento (Komi et al. 1978). No obstante, nuestros jugadores fueron incapaces de incrementar la eficiencia al incluir el CEA. Cabe destacar que esta problemática se ha manifestado tanto en PB como en MS. Este fenómeno guarda relación con la duración de la fase excéntrica del movimiento con el objeto de bajar de forma controlada para poder cumplir correctamente con los patrones técnicos del movimiento y evitar así, posibles lesiones o errores en la ejecución. Como era de esperar, estas deficiencias técnicas quedaron más de manifiesto cuando las cargas de trabajo se acercaban al 1-RM.

Otro aspecto que debemos considerar, es el hecho de que medida que sube la carga, los rangos de desplazamiento se ven reducidos (30%: ≈ 20 cm; 80%: ≈ 17 cm) debido a una reducción de la protracción escapular propia del aumento de la carga (Frost et al. 2010), mientras que la duración de la fase de empuje se ha visto incrementada (30%: ≈ 1.10 s; 80%: ≈ 1.50 s).

Esto conduce a un incremento en la duración de la fase excéntrica (30%: 0.64 ± 0.37 s; 80%: 0.97 ± 0.27 s), a tal punto que una vez más, sobrepasa la duración óptima recomendada para hacer eficiente el CEA. Recordemos que como mencionamos antes en el apartado de miembro inferior, periodos excesivamente prolongados durante la fase excéntrica (>500 ms) (Schmidtbleicher 1986), un periodo de unión demasiado largo entre las fases excéntrica y concéntricas (>200 ms) (Fukashiro et al. 2006), una excesiva elongación muscular (disminuyendo el número de puentes de actina-miosina) (Lieber 2002) o un bajo dominio del gesto técnico pueden modificar significativamente la eficiencia del CEA. No obstante, en nuestros sujetos, hemos notado que la PP en PB_{CM} correlaciona positivamente con los valores de VP, no sucediendo lo mismo en el caso del PB_{SCM} . Esto nos indica que el contramovimiento facilitó la velocidad del gesto, pero no la fuerza o el impulso total durante la fase de empuje.

La magnitud y la duración de la fase de desaceleración de la barra al finalizar el movimiento (*braking phase*) es otro aspecto que debemos tener en consideración en el análisis de la potencia en un gesto deportivo. Excepto en el caso que la carga sea muy alta, siempre existe una fase de desaceleración de la barra, aun que no siempre suceda lo mismo en ejercicios en los que se libere o suelte la barra al final del movimiento.

Esta fase de desaceleración disminuye cuando la carga es baja, y aumenta cuando la carga se incrementa (Sánchez-Medina et al. 2010). La magnitud de la desaceleración está relacionada con los cambios en la articulación del codo cuando se alcanza la PP. En nuestro caso, la PP en PB_{SCM} fue alcanzada con un $36.4\% \pm 5.5\%$ del rango total del movimiento (ángulo de flexión del codo: $114.2^\circ \pm 11.7^\circ$) cuando la carga fue del 30% del 1-RM incrementando hasta el $66.5\% \pm 14.2\%$ ($138.8^\circ \pm 18.3^\circ$) al 80% del 1-RM.

La fase propulsiva del PB_{CM} se alcanzó con el $39.9\% \pm 7.7\%$ ($115^\circ \pm 12.6^\circ$) y $65.3\% \pm 12.7\%$ ($141.2^\circ \pm 16.2^\circ$) respectivamente. Por tanto, es necesario desarrollar mecanismos que reduzcan el frenado temprano de la acción de impulso. Como ya hemos mencionado, esto se logra mejorando la coordinación y el control del movimiento. Esto significa que el patrón del movimiento será más de tipo balístico. Este tipo de movimientos muestran un comportamiento en el cual se manifiesta una activación muscular agonista y antagonista (Lee et al. 1999) o uno de tipo trifásico agonista-antagonista-agonista de activación muscular (Zehr et al. 1994).

CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

CAPITULO 5

CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

De igual forma que en los apartados anteriores, las conclusiones son presentadas en orden de acuerdo con cada apartado. En primer termino, aportamos las conclusiones obtenidas a partir de los datos referentes a la composición corporal de nuestros sujetos. En segundo lugar exponemos un breve resumen acerca de la visión global de los trabajos hasta ahora desarrollados en torno a este tema para finalmente ofrecer las conclusiones del protocolo de carga óptima para el desarrollo de la potencia máxima.

COMPOSICIÓN CORPORAL

- Nuestros datos confirman que la práctica regular y prolongada del tenis conlleva una adaptación específica del esqueleto producto del stress mecánico al que es sometido. Los cambios se observan tanto en las estructuras óseas y musculares, como en el componente graso, pero principalmente en el CMO y en la DMO del lado dominante de la extremidad superior.

POTENCIA MECÁNICA: GENERALIDADES

MIEMBRO INFERIOR

- A la luz de los resultados expuestos, entendemos que los conceptos de CO, ROC, PP y PM deben ser analizados como un fenómeno complejo de respuesta multifactorial donde cada una de las variables involucradas juega su papel determinado en el balance de una compleja ecuación.
- Dicha ecuación depende principalmente del nivel y grado de especialización de los sujetos analizados, así como del método de valoración de la potencia empleado.
- Cualquier cambio en estas variables podría influir tanto en la CO, ROC, así como también en los valores de PP o PM. En suma, con el ánimo de optimizar las variantes técnicas de la sentadilla (MS_{SCM} , MS_{CM} o SJ, CMJ) es necesario que previamente los sujetos alcancen un mínimo nivel de fuerza y una apropiada ejecución técnica del ejercicio.

- Nos parece necesario establecer parámetros claros y precisos a la hora de cuantificar los aspectos antes mencionados con el fin de estandarizar la forma en la que se realizan estos trabajos para que así el día de mañana sea posible comparar los resultados de un tipo de población u otra en un determinado movimiento o gesto deportivo.

MIEMBRO SUPERIOR

- Los resultados encontrados en los trabajos analizados en relación a la carga óptima y el miembro superior, vemos que al igual como sucede en el miembro inferior, son muchos los parámetros que intervienen en la identificación de una carga u otra.
- Entre otros, parámetros como el nivel de entrenamiento, la especialidad deportiva, o la edad de los sujetos, juegan un papel importante en dicha identificación de la intensidad óptima.
- Para optimizar la ejecución y correcta valoración de las variantes del press banca, es necesario que previamente los sujetos analizados alcancen niveles mínimos de fuerza y calidad en la ejecución del movimiento.

CARGA OPTIMA Y POTENCIA MÁXIMA

MIEMBRO INFERIOR

- Nuestros resultados muestran que cargas entre el 50% y 80% 1-RM, especialmente con el 70% y el 80% 1-RM (dependiendo de la variante analizada), se muestran como las más apropiadas para entrenar la potencia máxima en jones tenistas de nivel semi-profesional.
- La potencia pico para miembro inferior fue encontrada en el 70% y el 80% del 1-RM, dependiendo de la variante analizada. Nuestros resultados no muestran diferencias significativas en torno a la carga óptima (% 1-RM) y los rangos óptimos de carga obtenidos en MS en ninguna de las variantes analizadas.
- Así mismo, la implementación de un segundo protocolo de análisis de datos tampoco ha mostrado diferencias significativas respecto a las cargas encontradas en MS_{CM} mediante el método I.

- El método II aporta valores que resultan más próximos a los encontrados en otros trabajos en los que se analizaron atletas con similares características. En nuestra opinión, esto es debido a lo heterogénea que resultó nuestra muestra de estudio. Este método nos ha permitido individualizar de mejor forma la carga óptima para cada sujeto.
- Las importantes diferencias pueden ser apreciadas en los valores absolutos de producción de potencia (W), donde nuestros jugadores muestran valores especialmente bajos.
- Las características de esta modalidad deportiva y los aspectos morfofuncionales propios de este tipo de sujetos parecen ser en nuestra muestra, la razón de estas variaciones.

MIEMBRO SUPERIOR

- Nuestros resultados muestran que cargas entre el 40% y 60% 1-RM, especialmente con el 50% del 1-RM, se muestran como las más apropiadas para entrenar la potencia máxima en jóvenes tenistas de nivel semi-profesional.
- En este estudio, no se aprecia gran diferencia en las intensidades óptimas de carga obtenidas con cada método. No obstante, se recomienda tomar en consideración las características individuales de cada sujeto para diseñar con mayor precisión un programa adecuado de entrenamiento de la potencia.

FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

El primer estudio previsto es replicar nuestra investigación en una muestra más amplia y homogénea de jugadores de tenis. Es nuestro interés cerrar la muestra con sujetos de las categorías: 1, 2-A y 2-B.

También entendemos pertinente realizar nuestro estudio con tenistas femeninas. Este trabajo nos permitiría valorar las diferencias existentes entre géneros para las variables estudiadas: carga óptima con la que este grupo alcanzaría el desarrollo de la potencia máxima.

Es nuestra intención desarrollar de un protocolo similar, también en jugadores de tenis, pero utilizando ejercicios clásicos de potencia, como son el caso de los levantamientos olímpicos, en alguna de sus variantes. Específicamente, nos interesa valorar los movimientos de dos-tiempos (clean and jerk), arrancada (snatch) y cargada (power clean).

Una vez implementado este protocolo (ejercicios olímpicos), nos interesa desarrollar y evaluar la mejor estrategia metodológica que, sustentada en estas cargas de trabajo, nos permita optimizar al máximo el entrenamiento de la potencia mecánica en jugadores experimentados de tenis.

ANEXOS

ANEXO_01

Facultad de ciencias de la actividad física, Las palmas de Gran Canaria, España

Dto. Educación física

Autorización de toma y tratamiento de datos

De acuerdo con las directrices éticas dictadas en la declaración de Helsinki por la Asociación Médica Mundial para la investigación con seres humanos, yo D./Dña..... doy fe de que he sido informado/a de las características de las pruebas que se van a realizar sobre mi persona en este laboratorio y autorizo a su personal para que realicen cuantos estudios consideren necesarios para realizar una evaluación funcional completa de mi organismo, del cual me será entregado con la mayor brevedad posible, una copia. De igual forma autorizo a los miembros del laboratorio de análisis y planificación del entrenamiento deportivo del departamento de educación física de Las Palmas de Gran Canaria, a que utilicen los datos derivados de mis pruebas en estudios y publicaciones de carácter científico, sin que sea publicado mi nombre en ningún lugar. En cualquier momento me podré negar a realizar cuantas pruebas considere fuera de lo aquí dispuesto, en cuyo caso lo expresaré con total claridad al personal del laboratorio.

Firma del Interesado

Las Palmas de Gran Canaria / Valencia, a de de 20...

Responsable del Estudio: Felipe Castillo

Tutor de tesis: Dr. D. Juan Manuel García Manso.

ANEXO_02

Identificación, y generalidades sobre el entrenamiento en los sujetos de estudio.

Cuestionario Tenistas - Anexo - 02

Nombre:		Teléfono:
Peso (Kg):	Talla(cm)	Edad:
Fecha toma de datos:		
F. Nacimiento:		
Sexo:		
Brazo dominante:		
Pierna de batida:		
Pesas (experiencia):		
Deportes practicados:		
Años:		
Entrenamiento Semanal (horas) (pista - pesas - físico)		
	Suplementos	Vitaminas
Medicamentos:		
¿Cuál/es?:		
Lesiones importantes:		
Observaciones:		

ANEXO_03

Informe Antropométrico

Nombre:	Sujeto x
Peso (kg):	x kg
Talla (cm):	x cm
Sexo:	M
Fecha actual:	x
F. Nacimiento:	x
Edad Decimal:	x
Teléfono:	x

Porcentaje grasa a partir de diferentes ecuaciones de calculo

Yuhasz:	x	DEXA:	x
Sloan:	x	Promedio:	x
Durnin:	x	BMI:	x
Calbet:	x		

Circunferencias musculares y óseas (cm.)

Pliegues cutáneos (mm.)

Brazo relajado extensión:	x	Tricipital:	x
Brazo contraído flexión:	x	Subescapular:	x
Antebrazo en extensión:	x	Bicipital:	x
Muñeca:	x	Pectoral:	x
Tórax fin espiración:	x	Cresta ilíaca:	x
Cintura:	x	Supraespinal:	x
Glúteo:	x	Abdominal:	x
Superior del muslo:	x	Anterior del muslo:	x
Medial del muslo:	x	Pierna:	x
Pantorrilla:	x		
Tobillo:	x		

ÍNDICE DE FIGURAS

Índice de Figuras

Metodología

Figura 1 p. 116 Variable de Posición (Desplazamiento de la carga).

Figura 2 p. 117 Angulo de Flexión Articular (Rodilla y Codo).

Figura 3 p. 117 Curva Fuerza Tiempo.

Figura 4 p. 118 Variable de Potencia.

Figura 5 p. 118 Variable de Velocidad.

Figura 6 p. 119 Reporte avanzado de datos (MuscleLab, TM modelo 4000e).

ÍNDICE DE TABLAS

Índice de tablas

Fundamentación

Tabla 1 p. 28 Media y desviación típica de los valores de velocidad media y porcentajes de carga con los que se alcanza la máxima potencia en diferentes ejercicios.

Tabla 2_A p. 33 Estudios que analizan media sentadilla con (MS_{CM}) y sin contramovimiento (MS_{SCM}). Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.

Tabla 2_B p. 34 Estudios que analizan media sentadilla con (MS_{CM}) y sin contramovimiento (MS_{SCM}). Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.

Tabla 3_A p. 37 Rendimiento en media sentadilla con (MS_{CM}) y sin contramovimiento (MS_{SCM}). Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media presentados como medias y DT.

Tabla 3_B p. 38 Rendimiento en media sentadilla con (MS_{CM}) y sin contramovimiento (MS_{SCM}). Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media presentados como medias y DT.

Tabla 4_A p. 44 Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima fuerza relativa (RM/PC), métodos de valoración de la potencia en SJ & CMJ.

Tabla 4_B p. 45 Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia en SJ & CMJ.

Tabla 4_C p. 46 Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima, fuerza relativa (RM/PC), métodos de valoración de la potencia en SJ & CMJ.

Índice de tablas

Fundamentación

Tabla 5 _A	p. 48	Rendimiento en movimientos de SJ & CMJ. Carga optima, rangos óptimos, valores PP y PM mostrados como medias y DT.
Tabla 5 _B	p. 49	Rendimiento en movimientos de SJ & CMJ. Carga optima, rangos óptimos, valores PP y PM mostrados como media y DT.
Tabla 6 _A	p. 54	Estudios que analizan el PB _{CM} y PB _{SCM} . Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.
Tabla 6 _B	p. 55	Estudios que analizan el PB _{CM} y PB _{SCM} . Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.
Tabla 7 _A	p. 58	Rendimiento en PB _{CM} y PB _{SCM} . Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media presentados como medias y DT.
Tabla 7 _B	p. 59	Rendimiento en PB _{CM} y PB _{SCM} . Carga óptima, rangos óptimos de carga, valores de potencia pico y media presentados como medias y DT.
Tabla 8	p. 66	Estudios que analizan el PB-L/ _{CM} y PB-L/ _{SCM} . Características físicas, edad, peso corporal, fuerza máxima (1-RM), fuerza relativa (RM/PC) y métodos de valoración de la potencia.
Tabla 9	p. 67	Rendimiento en PB-L/ _{CM} y PB _{SCM} . Carga óptima, rangos óptimos, valores de potencia pico y media presentados como medias y desviación típica.

Índice de tablas

Fundamentación

Tabla 10	p. 72	Media y desviación típica para los valores del somatotipo (endomorfia, mesomorfia y ectomorfia) en jugadores de tenis australianos de diferentes edades.
Tabla 11	p. 74	Media y desviación típica de la estatura de los jugadores “ <i>Top 10</i> ” en las tres últimas décadas (1980 - 2010).
Tabla 12	p. 74	Media y desviación típica de peso corporal de los jugadores “ <i>Top 10</i> ” en las tres últimas décadas (1980 - 2010).
Tabla 13	p. 75	Media y desviación típica del índice de masa corporal de los jugadores “ <i>Top 10</i> ” en las tres últimas décadas (1980 - 2010).
Tabla 14	p. 79	Media y desviación típica de las edades, peso corporal y componente graso en jugadores de tenis de diferentes niveles de rendimiento.

Índice de tablas

Metodología

Tabla 15	p. 85	Datos referentes al tipo de muestra, género, raza, edad decimal, estatura, peso corporal e índice de masa corporal para cada grupo y de la totalidad de la muestra. Valores expresados en medias y DT.
Tabla 16	p. 87	Ordenamiento por categorías del ranking nacional de España (RFET).
Tabla 17	p. 88	Ordenamiento de la muestra (Ranking - Puntos - Categorías).
Tabla 18	p. 89	División de grupos por Ranking.
Tabla 19	p. 89	Valores medios y desviación típica de los datos referentes a la experiencia deportiva y horas de entrenamiento semanal que habitualmente realizan nuestros jugadores. Datos aportados para toda la muestra (n=18), así como para cada grupo.
Tabla 20	p. 91	Prueba indirecta de fuerza máxima en MS_{CM} y PB_{CM} . Datos presentados como medias y DT para cada grupo y toda la muestra.
Tabla 21	p. 92	Media y desviación típica para los valores de los pliegues cutáneos medidos utilizando el protocolo O-SCALE, en su versión completa.
Tabla 22	p. 92	Media y desviación típica de los valores de los perímetros musculares y óseos encontrados en nuestra muestra de estudio.
Tabla 23	p. 93	Valores medios y DT de los diámetros óseos (biepicondilar del humero, biepicondilar del fémur y biestiloideo radial).
Tabla 24	p. 94	Ecuación Yuhasz (1962).
Tabla 25	p. 94	Media y desviación típica de los valores obtenidos en los pliegues cutáneos valorados en el protocolo propuesto por Yuhasz.

Índice de tablas

Metodología

Tabla 26	p. 98	Ecuación de Brzycki.
Tabla 27	p. 101	Protocolo de calentamiento previo al test de carga óptima para el miembro inferior. Trabajo desarrollado en cicloergómetro.
Tabla 28	p. 101	Protocolo de calentamiento para el test de carga optima en MS.
Tabla 29	p. 102	Desarrollo del test de carga óptima en media sentadilla.
Tabla 30	p. 102	Calentamiento general para el test de carga óptima en press banca.
Tabla 31	p. 103	Protocolo de calentamiento específico, test de carga óptima en PB.
Tabla 32	p. 103	Desarrollo del test de carga óptima en PB con contramovimiento.
Tabla 33	p. 113	Calentamiento general - Test indirecto de fuerza en MS.
Tabla 34	p. 114	Calentamiento específico - Test indirecto de fuerza en media sentadilla.
Tabla 35	p. 114	Protocolo para la determinación de la fuerza máxima en media sentadilla.
Tabla 36	p. 115	Protocolo para la determinación de la fuerza máxima (1-RM) en press banca.
Tabla 37	p. 121	Lista de variables estudiadas.
Tabla 38	p. 125	Tamaño del efecto en investigaciones de entrenamiento de fuerza. Se aprecian los valores y su ponderación en función del nivel de entrenamiento.

Índice de tablas

Resultados

Tabla 39	p. 130	Media y desviación típica para los valores del contenido mineral óseo, densidad mineral ósea, masa libre de grasa, masa grasa y masa total de las piernas. Valores presentados para la muestra en su totalidad.
Tabla 40	p. 131	Media y desviación típica para los valores del contenido mineral óseo, densidad mineral ósea, masa libre de grasa, masa grasa, y masa total de las piernas.
Tabla 41	p. 132	Valores del contenido mineral óseo, densidad mineral, masa libre de grasa, masa grasa y masa total de los brazos. Datos mostrados como media y desviación típica.
Tabla 42	p. 133	Valores del contenido mineral óseo, densidad mineral, masa libre de grasa, masa grasa, masa total y porcentaje graso de los brazos en nuestros sujetos de estudio. Valores presentados como media y desviación típica para cada grupo analizado.
Tabla 43	p. 134	Media y desviación típica para los valores del contenido mineral óseo, masa libre de gras, masa grasa y masa total del tronco en nuestros sujetos de estudio. Valores presentados para la muestra en su totalidad, así como para cada grupo.
Tabla 44	p. 135	Media, desviación típica de los valores encontrados en el componente graso total. Datos presentados para la muestra completa y para cada grupo.
Tabla 45	p. 136	Media y desviación típica de los valores del componente graso agrupados por segmento corporal. Datos presentados para la muestra completa y para cada grupo.

Índice de tablas

Resultados

Tabla 46	p. 137	Media y DT de los valores encontrados en el componente graso agrupados por segmento corporal. Datos presentados para la muestra completa y para cada grupo con relación al miembro superior.
Tabla 47	p. 137	Muestra los niveles de correlación entre los valores de MLG de brazos y piernas frente a los resultados en los test de fuerza máxima (1-RM) y potencia con la carga del 50% del 1-RM (PB) y 80% del 1-RM (MS).
Tabla 48	p. 139	Media y DT de los valores máximos y mínimos para la variable de PP y PM alcanzados durante la valoración de la MS en sus dos variantes, en todas las carga valoradas.
Tabla 49	p. 141	Correlaciones para la variable de PP y CO en MS con y sin contramovimiento, respecto a otros parámetros morfológicos y de rendimiento.
Tabla 50	p. 142	Media y DT de las variables de VP, VM y ángulo articular de la rodilla al momento de la alcanzar la velocidad pico en MS.
Tabla 51	p. 144	Media y desviación típica de los ángulos y desplazamientos totales (DT), los desplazamientos hasta alcanzar las PP (DPP) (cm y % del recorrido total) en las diferentes intensidades de carga utilizadas en ambos movimientos de MS _{SCM} y MS _{CM} .
Tabla 52	p. 147	Media y desviación típica de la intensidad de carga para la potencia pico y potencia media en media sentadilla al ordenar la muestra según los niveles de fuerza máxima absoluta. Valores presentados como porcentajes según el 1-RM.

Índice de tablas

Resultados

Tabla 53	p. 149	Media y DT para la intensidad de carga con la que se obtuvo la PP y PM en MS ordenando la muestra según su fuerza relativa al peso corporal. Valores presentados como porcentajes del 1-RM.
Tabla 54	p. 150	Media y DT para la intensidad de carga con la que se obtuvo la PP y PM en MS al ordenar la muestra en función del ranking de cada grupo de sujetos. Valores presentados como porcentajes del 1-RM.
Tabla 55	p. 153	Media y desviación típica de los valores máximos y mínimos para la variable de PP y PM media alcanzados durante la valoración del PB en sus dos variantes, en todas las cargas valoradas.
Tabla 56	p. 154	Correlaciones de la variable potencia pico en carga óptima en press banca con y sin contramovimiento respecto a otros parámetros morfológicos y de rendimiento.
Tabla 57	p. 155	Media y DT de las variables de VP, VM y ángulo articular del codo al momento de la alcanzar la velocidad pico en press banca.
Tabla 58	p. 157	Media y DT para la intensidad de carga con la que se obtuvo la PP y la PM en PB al ordenar la muestra según los niveles de fuerza máxima absoluta. Valores ordenados como porcentajes del 1-RM.
Tabla 59	p. 158	Media y DT de la intensidad de carga para la PP y la PM en press banca al ordenar la muestra según los niveles de fuerza relativa al PC. Valores presentados como porcentajes según el 1-RM.
Tabla 60	p. 159	Media y DT para la intensidad de carga con la que se obtuvo la PP y PM en PB al ordenar la muestra según el ranking de cada grupo de sujetos. Valores presentados como porcentajes según el 1-RM.

UNIDADES DE MEDIDA

Unidades de medida

Capítulo 1. Fundamentación teórica

$\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$	Kilómetros por hora
Hz	Hercios
m/s	Metros por segundo
$\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$	Wattios de potencia relativos el peso corporal
kg	Kilogramos
ms	Milisegundos
cm	Centímetros
kg/m^2	Kilogramos / metros al cuadrado
m	Metros
mm	Milímetros
g/cm^2	Gramos / centímetros al cuadrado
g	Gramos
W	Wattios
N	Newtons

GLOSARIO

Glosario

Resumen

CO	Carga óptima
MS	Media sentadilla
PB	Press banca
CMO	Contenido mineral óseo
DMO	Densidad mineral ósea
ROC	Rangos óptimos de carga
PP	Potencia pico
PM	Potencia media

Abstract

OL	Optimal load
HS	Half squat
BP	Bench press
BMC	Bone mineral content
BMD	Bone mineral density
OPS	Optimal power spectrum
PP	Peak power
MP	Mean power

Glosario

Introducción

CO	Carga óptima
ROC	Rangos óptimos de carga
MS	Media sentadilla
PB	Press banca
CEA	Ciclo estiramiento acortamiento
MS _{SCM}	Media sentadilla sin contramovimiento
MS _{CM}	Media sentadilla con contramovimiento
PB _{SCM}	Press banca sin contramovimiento
PB _{CM}	Press banca con contramovimiento
1-RM	Una repetición máxima

Glosario

Capítulo 1. Fundamentación teórica

FIM	Fuerza isométrica máxima
W	Wattios
PP	Potencia pico
URM	Umbral de rendimiento muscular
PM	Potencia media
W·kg ⁻¹	Wattios por kilogramos de peso corporal
PE	Potencia específica
CO	Carga óptima
SJ	Salto vertical sin contramovimiento
CMJ	Salto vertical con contramovimiento
¼ S	Cuarto de sentadilla
PB-L	Press banca con lanzamiento
Hz	Hercios
1-LPT+PF	Un transductor de posición lineal más una plataforma de fuerza
1-LPT+PC	Un transductor de posición lineal más el peso corporal del sujeto
2-LPT+PF	Dos transductores de posición lineal más una plataforma de fuerza
ST	Fibras lentas
FT	Fibras rápidas

Glosario

Capítulo 1. Fundamentación teórica

VM	Velocidad media
V/1-RM	Velocidad con la que se logró la repetición máxima
NCAA	National Collegiate Athletic Association
HP	Hang pull
PB-L _{SCM}	Press banca con lanzamiento y sin contramovimiento
1-RM/ _{PB}	Una repetición máxima en press banca
1-RM/ _{PC}	Una repetición máxima, relativa al peso corporal
kg	Kilogramos
HA	Halterófilos
CR	Ciclistas de ruta
ROC	Rangos óptimos de carga
CEA	Ciclo estiramiento acortamiento
VP	Velocidad pico
JR _{pro}	Jugadores profesionales de rugby
JR _{Universitarios}	Jugadores universitarios de rugby
PB-L _{CM}	Press banca con lanzamiento y con contramovimiento
CCorp	Composición corporal
DXA	Absorciometría fotónica dual de rayos X

Glosario

Capítulo 1. Fundamentación teórica

H	Hombres
M	Mujeres
TE	Tamaño de efecto (Effect size)
IMC	Índice de masa corporal
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
M/DT	Media y desviación típica

Glosario

Capítulo 2. Metodología

IMC	Índice de masa corporal
M/DT	Media y desviación típica
MS	Media sentadilla
PB	Press banca
PB _{CM}	Press banca con contramovimiento
MS _{CM}	Media sentadilla con contramovimiento
RFET	Real federación Española de tenis
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
TE	Tamaño de efecto (Effect size)
1-RM	Una repetición máxima
1-RM/ _{PB}	Una repetición máxima en press banca
1-RM/ _{MS}	Una repetición máxima en media sentadilla
MC	Muestra completa
DXA	Absorciometría fotónica dual de rayos X
MS _{SCM}	Media sentadilla sin contramovimiento
PB _{SCM}	Press banca sin contramovimiento
MLG	Masa libre de grasa

Glosario

Capítulo 2. Metodología

MG	Masa grasa
CMO	Contenido mineral óseo
DMO	Densidad mineral ósea
RPM	Repeticiones por minuto
W	Wattios
PC	Peso corporal
SC	Sentadilla completa
POA	Plano orbito-auricular
EMG	Electromiografía
VA	Velocidad angular
IC95%	Intervalos de confianza al 95%

Glosario

Capítulo 3. Resultados

CMO _P	Contenido mineral óseo de las piernas
DMO _P	Densidad mineral ósea de las piernas
MLG _P	Masa libre de grasa en las piernas
MTT _P	Masa total de las piernas
MG _P	Masa grasa de las piernas
RFET	Real federación Española de tenis
DXA	Absorciometría fotónica dual de rayos X
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
CMO _B	Contenido mineral óseo de los brazos
DMO _B	Densidad mineral ósea de los brazos
MLG _B	Masa libre de grasa en los brazos
MTT _B	Masa total de los brazos
MG _B	Masa grasa de los brazos
IC95%	Intervalos de confianza al 95%
TE	Tamaño del efecto
MLG	Masa libre de grasa
PP	Potencia pico

Glosario

Capítulo 3. Resultados

CMO_{BD}	Contenido mineral óseo del brazo dominante
DMO_{BD}	Densidad mineral ósea del brazo dominante
MLG_{BD}	Masa libre de grasa del brazo dominante
MTT_{BD}	Masa total del brazo dominante
MG_{BD}	Masa grasa del brazo dominante
CMO_{B-ND}	Contenido mineral óseo del brazo no dominante
DMO_{B-ND}	Densidad mineral ósea del brazo no dominante
MLG_{B-ND}	Masa libre de grasa del brazo no dominante
MTT_{B-ND}	Masa total del brazo no dominante
MG_{B-ND}	Masa grasa del brazo no dominante
CMO_{TRO}	Contenido mineral óseo del tronco
MLG_{TRO}	Masa libre de grasa del tronco
MTT_{TRO}	Masa total del tronco
MG_{TRO}	Masa grasa del tronco
MS_{SCM}	Media sentadilla sin contramovimiento
MS_{CM}	Media sentadilla con contramovimiento
PB_{SCM}	Press banca sin contramovimiento
PB_{CM}	Press banca con contramovimiento

Glosario

Capítulo 3. Resultados

PM	Potencia media
CO	Carga óptima
ROC	Rangos óptimos de carga
W	Watios
MS	Media sentadilla
PB	Press banca
CEA	Ciclo de estiramiento acortamiento
1-RM	Una repetición máxima
1-RM/PB	Una repetición máxima en press banca
1-RM/MS	Una repetición máxima en media sentadilla
CO _{70%}	Carga óptima al 70% del 1-RM
VP _{70%}	Velocidad pico al 70% del 1-RM
FP _{70%}	Fuerza pico al 70% del 1-RM
RF _{70%}	Reserva de fuerza al 70% del 1-RM
FM _{70%}	Fuerza media al 70% del 1-RM
FAM _{70%}	Fuerza de aceleración máxima al 70% del 1-RM
VP _{80%}	Velocidad pico al 80% del 1-RM
FP _{80%}	Fuerza pico al 80% del 1-RM

Glosario

Capítulo 3. Resultados

$RF_{80\%}$	Reserva de fuerza al 80% del 1-RM
$FM_{80\%}$	Fuerza media al 80% del 1-RM
VP	Velocidad pico
VM	Velocidad media
DT	Desplazamiento total
DPP	Desplazamiento de la carga hasta la PP
DPP%	Desplazamiento de la carga hasta la PP, expresado porcentualmente
$PM_{80\%}$	Potencia media al 80% del 1-RM
$PP_{80\%}$	Potencia pico al 80% del 1-RM
RM_A	Grupo de sujetos con un RM alto
RM_B	Grupo de sujetos con un RM bajo
RM_{A-R}	Grupo de sujetos con un RM alto en términos relativos al peso corporal
RM_{B-R}	Grupo de sujetos con un RM bajo en términos relativos al peso corporal
G+R	Grupo de jugadores mejor ranqueados
G-R	Grupo de jugadores menos ranqueados
$VP_{50\%}$	Velocidad pico al 50% del 1-RM
$FP_{50\%}$	Fuerza pico al 50% del 1-RM
$RF_{50\%}$	Reserva de fuerza al 50% del 1-RM

Glosario

Capítulo 3. Resultados

$MS_{CM/80\%}$ Media sentadilla con contramovimiento al 80%

RM_{A-R} Grupo de sujetos más fuertes en función de su peso corporal

RM_{B-R} Grupo de sujetos menos fuertes en función de su peso corporal

Glosario

Capítulo 4. Discusión

DXA	Absorciometría fotónica dual de rayos X
PB	Press Banca
MS	Media Sentadilla
CCorp	Composición corporal
CMO	Contenido mineral óseo
DMO	Densidad mineral ósea
PQT	Tomografía cuantitativa periférica
MRI	Resonancia magnética
SCA	Área subcortical
CA	Área cortical
MLG	Masa libre de grasa
MTT	Masa total
CSA	Área de sección transversal
MG/B	Masa grasa del brazo
CO	Carga óptima
ROC	Rangos óptimos de carga
MS _{SCM}	Media sentadilla sin contramovimiento
MS _{CM}	Media sentadilla con contramovimiento

Glosario

Capítulo 4. Discusión

PP	Potencia pico
PM	Potencia media
W	Wattios
TE	Tamaño del efecto
1-RM	Una repetición máxima
IMC	Índice de masa corporal
CEA	Ciclo de estiramiento acortamiento
SJ	Salto vertical sin contramovimiento
CMJ	Salto vertical con contramovimiento
VP	Velocidad pico
FP	Fuerza pico
DPP%	Desplazamiento de la carga hasta la PP, expresado porcentualmente
PB _{SCM}	Pres banca sin contramovimiento
PB _{CM}	Pres banca con contramovimiento
VP-PB _{SCM}	Velocidad pico en PB _{SCM}
VM-PB _{SCM}	Velocidad media en PB _{SCM}
VP-PB _{CM}	Velocidad pico en PB _{CM}
VM-PB _{CM}	Velocidad media en PB _{CM}

Glosario

Capítulo 5. Conclusiones y aplicaciones practicas

CMO	Contenido mineral óseo
DMO	Densidad mineral ósea
CO	Carga óptima
ROC	Rangos óptimos de carga
PP	Potencia pico
PM	Potencia media
MS _{SCM}	Media sentadilla sin contramovimiento
MS _{CM}	Media sentadilla con contramovimiento
SJ	Salto vertical sin contramovimiento
CMJ	Salto vertical con contramovimiento
MS	Media sentadilla
1-RM	Una repetición máxima
W	Wattios

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

Abelbeck, K.G., 2002. Biomechanical model and evaluation of a linear motion squat type exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 16, no. 4, pp. 516-524.

Akar, S., Sivrlkaya, H., Canikli, A. y Varoglu, E., 2002. Lateralized mineral content and density in distal forearm bones in right-handed men and women: relation of structure to function. *International Journal of Neuroscience*, vol. 112, no. 3, pp. 301-311.

Andrews, J.G., Hay, J.G. y Vaughan, C.L., 1983. Knee shear forces during a squat exercise using a barbell and a weight machine. *Biomechanics VIII-B*, pp. 923-927.

Ariel, G.B., 1983. Resistive training, *Clinical Sports Medicine*, vol. 2, no. 1, pp. 55-69.

Aşçi, A. y Açıkada, C., 2007. Power production among different sports with similar maximum strength. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 21, no. 1, pp. 10.

Ashizawa, N., Nonaka, K., Michikami, S., Mizuki, T., Aagai, H., Tokuyama, K., Suzuli, M., 1999. Tomographical description of tennis-loaded radius: reciprocal relation between bone size and volumetric BMD. *Journal of Applied Physiology*, vol. 86, no. 4, pp. 1347-1351.

Asmussen, E. y Bonde-Petersen, F., 1974. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 91, no. 3, pp. 385-392.

Baker, D., 2001_A. Comparison of upper-body strength and power between professional and college-aged rugby league players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 15, no. 1, pp. 30.

Baker, D., 2001_B. A series of studies on the training of high-intensity muscle power in rugby league football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 15, no. 2, pp. 198.

Baker, D., Nance, S. y Moore, M., 2001_A. The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 15, no. 1, pp. 20.

Baker, D., Nance, S. y Moore, M., 2001_B. The load that maximizes the average mechanical power output during jump squats in power-trained athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 15, no. 1, pp. 92.

Baker, D. y Newton, R.U., 2005. Methods to increase the effectiveness of maximal power training for the upper body. *Strength & Conditioning Journal*, vol. 27, no. 6, pp. 24.

Baker, D. y Newton, R.U., 2008. Comparison of lower body strength, power, acceleration, speed, agility, and sprint momentum to describe and compare playing rank among professional rugby league players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 22, no. 1, pp. 153.

Baker, D. y Newton, R.U., 2009. Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 23, no. 7, pp. 1941.

Bárany, M., 1967. ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *The Journal of General Physiology*, vol. 50, no. 6, pp. 197-218.

Barnett, C., Kippers, V. y Tuner, P., 1995. Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 9, pp. 222-227.

Bass, S., Saxon, L., Daly, R.M., Turner, C.H., Robling, A.G., Seeman, E., Stuckey, S., 2002. The effect of mechanical loading on the size and shape of bone in Pre-, Peri-, and postpubertal girls: a study in tennis players. *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 17, no. 12, pp. 2274-2280.

Behm, D.G., 1995. Neuromuscular implications and applications of resistance training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 9, no. 4, pp. 264.

Bemben, D. y Bemben, M., 2011. Dose-response effect of 40 weeks of resistance training on bone mineral density in older adults. *Osteoporosis International*, vol. 22, no. 1, pp. 179-186.

Bergeron, M., Maresh, C.M., Kraemer, W.J., Abraham, A.; Conroy, B., Gabree, C., 1991. Tennis: a physiological profile during match play. *International Journal of Sports Medicine*, vol. 12, no. 5, pp. 474.

Bergeron, M., Maresh, C.M., Armstrong, L.E., Signorile, J.F., Castellani, J.W., Kenefick, R.W., Lagasse, K.E., Riebe, D.A., 1995. Fluid-electrolyte balance associated with tennis match play in a hot environment. *International Journal of Sport Nutrition*, vol. 5, pp. 180-180.

Bevan, H.R., Bunce, P.J., Owen, N.J., Bennett, M.A., Cook, C.J., Cunningham, D.J., Newton, R.U., Kilduff, L.P. 2010. Optimal loading for the development of peak power output in professional rugby players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 24, no. 1, pp. 43.

Blackburn, J.R. y Morrissey, M.C., 1998. The relationship between open and closed kinetic chain strength of the lower limb and jumping performance. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Jun, vol. 27, no. 6, pp. 430-435 ISSN 0190-6011; 0190-6011.

Bober, T., Jaskolski, E. y Nowacki, Z., 1980. Study on eccentric-concentric contraction of the upper extremity muscles. *Journal of Biomechanics*, vol. 13, no. 2, pp. 135-138.

Bompa, T.O., 2003. *Periodización: teoría y metodología del entrenamiento*. Hispano Europea.

Bosco, C., Tihany, J., Komi, P.V., Fekete, G., Apor, P., 1982_A. Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 116, no. 4, pp. 343-349.

Bosco, C., Tarkka, I. y Komi, P.V., 1982_B. Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *International Journal of Sports Medicine*, Aug, vol. 3, no. 3, pp. 137-40.

Bottinelli, R., Pellegrino, M.A., Canepari, M., Rossi, R., Reggiani, C., 1999. Specific contributions of various muscle fibre types to human muscle performance: an in vitro study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 9, no. 2, pp. 87-95.

Brzycki, M., 1993. Strength testing-predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *Journal of Physical Education Recreation and Dance*, vol. 64, pp. 88-88.

Burr, D.B., 1997. Muscle strength, bone mass, and age-related bone loss. *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 12, no. 10, pp. 1547-1551.

Calbet, J., Moysi, J., Dorado, C. y Rodríguez, L., 1998. Bone mineral content and density in professional tennis players. *Calcified Tissue International*, vol. 62, no. 6, pp. 491-496.

Campos, G.E., Luecke, T.J., Wendelin, H.K., Toma, K. Hagerman, F.C., Murray, T.F., Ragg, K.E., Ratamess, N.A. Kraemer, W.J. Staron, R.S., 2002. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *European Journal of Applied Physiology*, vol. 88, no. 1, pp. 50-60.

Carlock, J.M., Smith, S.L., Hartman, M.J., Morris, R.T., Ciroslan, D.A., Pierce, K.C., Newton, R.U., Harman, E.A., Sands, W.A., Stone, M.H., 2004. The relationship between vertical jump power estimates and weightlifting ability: a field-test approach. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 18, no. 3, pp. 534.

Carter, J.E.L., 1985. Morphological factors limiting human performance. HM Eckert, HM & D.H. Clarke (Eds). *The Limits of Human Performance*, pp. 106-117.

Cavagna, G., Saibene, F. y Margaria, R., 1965. Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of Applied Physiology*, vol. 20, no. 1, pp. 157-158.

Cavagna, G.A., Dusman, B. y Margaria, R., 1968. Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology*, vol. 24, no. 1, pp. 21.

Cavagna, G.A. y Citterio, G., 1974. Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *The Journal of Physiology*, vol. 239, no. 1, pp. 1.

Chapman, A., Caldwell, G. y Selbie, W., 1985. Mechanical output following muscle stretch in forearm supination against inertial loads. *Journal of Applied Physiology*, vol. 59, no. 1, pp. 78-86.

Chilibeck, P.D., Sale, D.G. y Webber, C.E. 1995. Exercise and bone mineral density. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, Feb, vol. 19, no. 2, pp. 103-122 ISSN 0112-1642; 0112-1642.

Company, J. y Ball, S., 2010. Body composition comparison: bioelectric impedance analysis with dual-energy X-Ray absorptiometry in adult athletes. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 07/30; 2012/05, vol. 14, no. 3, pp. 186-201 ISSN 1091-367X. DOI 10.1080/1091367X.2010.497449.

Cormie, P., McBride, J.M. y McCaulley, G.O., 2007_A. Validation of power measurement techniques in dynamic lower body resistance exercises. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 23, no. 2, pp. 103.

Cormie, P., McCaulley, G.O. y McBride, J.M., 2007_B. Power versus strength-power jump squat training: influence on the load-power relationship. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 39, no. 6, pp. 996.

Cormie, P., McCaulley, G.O., Triplett, N.T. y McBride, J.M., 2007_C. Optimal loading for maximal power output during lower-body resistance exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 39, no. 2, pp. 340.

Cormie, P., Deane, R. y McBride, J.M., 2007_D. Methodological concerns for determining power output in the jump squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. no. 21, pp. 424-430.

Cormie, P., McBride, J.M. y McCaulley, G.O., 2008. Power-time, force-time, and velocity-time curve analysis during the jump squat: impact of load. *Journal of Applied Biomechanics*, May, vol. 24, no. 2, pp. 112-120 ISSN 1065-8483.

Cormie, P., McBride, J.M. y McCaulley, G.O., 2009. Power-time, force-time, and velocity-time curve analysis of the countermovement jump: impact of training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 23, no. 1, pp. 177.

Cormie, P., McGuigan, M.R. y Newton, R.U., 2010. Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 42, no. 8, pp. 1566.

Cormie, P., McGuigan, M.R. y Newton, R.U., 2011. Developing maximal neuromuscular power: part 1 biological basis of maximal power production. *Sports Medicine*, vol. 41, no. 1, pp. 17-38.

Costill, D., Coyle, E.F., Fink, W.F., Lesmes, G.R., Witzmann, F.A., 1979. Adaptations in skeletal muscle following strength training. *Journal of Applied Physiology*, vol. 46, no. 1, pp. 96-99.

Cronin, J.B., McNair, P.J. y Marshall, R.N., 2000. The role of maximal strength and load on initial power production. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 32, no. 10, pp. 1763.

Cronin, J.B., McNair, P.J. y Marshall, R.N., 2001_A. Developing explosive power: a comparison of technique and training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 4, no. 1, pp. 59-70.

Cronin, J.B., McNair, P.J. y Marshall, R.N., 2001_B. Velocity specificity, combination training and sport specific tasks. *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 4, no. 2, pp. 168-178.

Cronin, J.B., McNair, P.J. y Marshall, R.N., 2003. Force-velocity analysis of strength-training techniques and load: implications for training strategy and research. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Feb, vol. 17, no. 1, pp. 148-55.

Cronin, J. y Sleivert, G., 2005. Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Medicine*, vol. 35, no. 3, pp. 213-234.

Cuk, T., Leben-Seljak, P. y Stefaneie, M., 2001. Lateral asymmetry of human long bones. *Variability and Evolution*, vol. 9, pp. 19-32.

Dietz, V., Noth, J. y Schmidtbleicher, D., 1981. Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. *The Journal of Physiology*, vol. 311, no. 1, pp. 113.

Dons, B., Bollerup, K., Bonde-Petersen, F. y Hancke, S., 1979. The effect of weight-lifting exercise related to muscle fiber composition and muscle cross-sectional area in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 40, no. 2, pp. 95-106.

Driss, T., Vandewalle, H., Quievre, J., Millner, C., Monod, H., 2001. Effects of external loading on power output in a squat jump on a force platform: a comparison between strength and power athletes and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*, vol. 19, no. 2, pp. 99-105.

Ducher, G., Courteix, D., Meme, S., Magni, C., Viala, J.F., Benhamou, C.L., 2005_A. Bone geometry in response to long-term tennis playing and its relationship with muscle volume: a quantitative magnetic resonance imaging study in tennis players. *Bone*, vol. 37, no. 4, pp. 457-466.

Ducher, G., Jaffre, C., Arlettaz, A., Benhamou, C.L., Courteix, D., 2005_B. Effects of long-term tennis playing on the muscle-bone relationship in the dominant and nondominant forearms. *Canadian Journal of Applied Physiology*, vol. 30, no. 1, pp. 3-17.

Ducher, G., Tournaire, N., Meddahi-Pellé, A., Benhamou, C.L., Courteix, D. 2006. Short-term and long-term site-specific effects of tennis playing on trabecular and cortical bone at the distal radius. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, vol. 24, no. 6, pp. 484-490.

Dugan, E.L., Doyle, T.L.A., Humphries, B., Hasson, C.J., Newton, R.U. 2004. Determining the optimal load for jump squats: a review of methods and calculations. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 18, no. 3, pp. 668.

Elliott, B.C., Wilson, G.J. y Kerr, G.K., 1989. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 21, no. 4, pp. 450.

Elliott, B., Marshall, R. y Noffal, G., 1995. Contributions of upper limb segment rotations during the power serve in tennis. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 11, pp. 433-442.

Enoka, R.M., 1994. *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics Publishers.

Enoka, R.M. y Fuglevand, A.J., 2001. Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle & Nerve*, vol. 24, no. 1, pp. 4-17.

Etherington, J., Harris, P.A., Nandra, D., Hart, D.J., Wolman, R.L., Doyle, D.V., Spector, T.D., 1996. The effect of weight-bearing exercise on bone mineral density: a study of female ex-elite athletes and the general population. *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 11, no. 9, pp. 1333-1338.

Eyghendaal, D., Rahussen, F.T.G. y Diercks, R., 2007. Biomechanics of the elbow joint in tennis players and relation to pathology. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 41, no. 11, pp. 820-823.

Faulkner, J.A., 1986. Power output of the human diaphragm. *The American Review of Respiratory Disease*, Nov, vol. 134, no. 5, pp. 1081-1083 ISSN 0003-0805; 0003-0805.

Fenn, W. y Marsh, B., 1935. Muscular force at different speeds of shortening. *The Journal of Physiology*, vol. 85, no. 3, pp. 277.

Fernández, J., Méndez-Villanueva, A. y Pluim, B., 2006. Intensity of tennis match play. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 40, no. 5, pp. 387-391.

Fernandez-Fernandez, J., Sanz-Rivas, D. y Méndez-Villanueva, A., 2009. Intensity of tennis match play. *Strength & Conditioning Journal*, vol. 31, no. 4, pp. 15.

Ferry, B., Duclos, M., Burt, L., Therre, P., Le Gall, F., Jaffré, C., Courteix, D., 2011. Bone geometry and strength adaptations to physical constraints inherent in different sports: comparison between elite female soccer players and swimmers. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, vol. 29, no. 3, pp. 342-351.

Folland, J.P. y Williams, A.G., 2007. The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine*, vol. 37, no. 2, pp. 145-168.

Frost, H., 1988. Vital biomechanics: proposed general concepts for skeletal adaptations to mechanical usage. *Calcified Tissue International*, vol. 42, no. 3, pp. 145-156.

Frost, D.M., Cronin, J.B. y Newton, R.U., 2008. A comparison of the kinematics, kinetics and muscle activity between pneumatic and free weight resistance. *European Journal of Applied Physiology*, vol. 104, no. 6, pp. 937-956.

Frost, D.M., Cronin, J. y Newton, R.U., 2010. A biomechanical evaluation of resistance: fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Medicine*, vol. 40, no. 4, pp. 303-326.

Fukashiro, S., Hay, D.C. y Nagano, A., 2006. Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 22, no. 2, pp. 131.

García Sánchez, I. y Requena Sánchez, B., 2011. La repetición máxima en el ejercicio de sentadilla: procedimientos de medida y factores determinantes. *Apunts: Educación Física y Deportes*, no. 104, pp. 96-105.

Garhammer, J., 1989. Weight lifting and training. *Biomechanics of Sport*, pp. 169-211.

Girard, O., Lattier, G., Micallef, J.P. y Millet, G.P., 2006. Changes in exercise characteristics, maximal voluntary contraction, and explosive strength during prolonged tennis playing. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 40, no. 6, pp. 521-526.

Gollhofer, A., Komi, P.V., Fujitzuka, N. y Miyashita, M., 1987. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. II. Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, Mar, vol. 8 Suppl 1, pp. 38-47 ISSN 0172-4622; 0172-4622.

Gollnick, P. y Bayly, W., 1986. Biochemical training adaptations and maximal power. *Human Muscle Power*, pp. 255-264.

González-Badillo, J.J. y Gorostiaga Ayestarán, E., 1995. Fundamentos del entrenamiento de la fuerza: aplicación al alto rendimiento deportivo. INDE Publicaciones.

González-Badillo, J.J. y Serna, J.R., 2002. Bases de la programación del Entrenamiento de fuerza. INDE.

González-Badillo, J. y Sánchez-Medina, L., 2010. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*, vol. 31, no. 5, pp. 347-352.

Gropper, J. y Roetert, E., 1992. Applied physiology of tennis. *Sports Medicine (Auckland, NZ)*, vol. 14, no. 4, pp. 260.

Gulch, R.W., 1994. Force-velocity relations in human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, vol. 15, no. 1, pp. 2-10.

Haapasalo, H., Kontulainen, S., Sievänen, H., Kannus, P., Järvinen, M., Vuori, I., 2000. Exercise-induced bone gain is due to enlargement in bone size without a change in volumetric bone density: a peripheral quantitative computed tomography study of the upper arms of male tennis players. *Bone*, vol. 27, no. 3, pp. 351-357.

Haff, G.G., Stone, M., O'Bryant, H.S., Harman, E., Dinan, C., Johnson, R., Han, K.H., 1997. Force-time dependent characteristics of dynamic and isometric muscle actions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 11, no. 4, pp. 269.

Haff, G.G., Whitley, A. y Potteiger, J.A., 2001. A brief review: explosive exercises and sports performance. *Strength & Conditioning Journal*, vol. 23, no. 3, pp. 13.

Haff, G.G., Carlock, J.M., Hartman, M.J., Kilgore, J., Kawamori, N., Jackson, J.R., Morris, R.T., Sands, W.A., Stone, M.H., 2005. Force-time curve characteristics of dynamic and isometric muscle actions of elite women olympic weightlifters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 19, no. 4, pp. 741.

Häkkinen, K. y Komi, P., 1985. Effect of explosive type strength training on electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles during concentric and various stretch-shortening cycle exercises. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, vol. 7, no. 2, pp. 65-76.

Häkkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassilla, H., Mälkiä, E., Kraemer, W.J., Newton, R.U., Alen, M., 1998. Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *Journal of Applied Physiology*, vol. 84, no. 4, pp. 1341.

Harley, J.A., Hind, K. y O'Hara, J.P., 2011. Three-compartment body composition changes in elite rugby league players during a super league season, measured by dual-energy X-ray absorptiometry. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 25, no. 4, pp. 1024-9.

Harman, E., 1993. EXERCISE PHYSIOLOGY: Strength and power: a definition of terms. *Strength & Conditioning Journal*, vol. 15, no. 6, pp. 18.

Harris, N.K., Cronin, J.B. y Hopkins, W.G., 2007. Power outputs of a machine squat-jump across a spectrum of loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 21, no. 4, pp. 1260.

Harris, N.K., Cronin, J.B., Hopkins, W.G. y Hansen, K.T., 2008. Relationship between sprint times and the strength/power outputs of a machine squat jump. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 22, no. 3, pp. 691.

Heath, B.H. y Carter, J., 1967. A modified somatotype method. *American Journal of Physical Anthropology*, vol. 27, no. 1, pp. 57-74.

Hennig, E.M., Rosenbaum, D. y Milani, T.L., 1992. Transfer of tennis racket vibrations onto the human forearm. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 24, no. 10, pp. 1134.

Heymsfield, S., 2005. Human body composition. Human Kinetics Publishers.

Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the royal society of London. Series B, Biological Sciences*, vol. 126, no. 843, pp. 136-195.

Hopkins, W.G., 2000. Measures of reliability in sports medicine. *Sport Medicine*, vol. 30 (1), pp. 1-15.

Izquierdo, M., Ibáñez, J., Gorostiaga, E.M., Zúñiga, A., Antón, A., Larrion, J.L., Häkkinen, K., 1999. Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 167, pp. 57-68.

Izquierdo, M., Häkkinen, K., Antón, A., Garrues, M., Ibáñez, J., Ruesta, M., Gorostiaga, E.M., 2001. Maximal strength and power, endurance performance, and serum hormones in middle-aged and elderly men. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 33, no. 9, pp. 1577.

Izquierdo, M., Häkkinen, K., González-Badillo, J.J., Ibáñez, J., Gorostiaga, E.M., 2002. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *European Journal of Applied Physiology*, vol. 87, no. 3, pp. 264-271.

Izquierdo, M., González-Badillo, J.J., Häkkinen, K., Ibáñez, J., Kraemer, W.J., Altadill, A., Eslava, J., Gorostiaga, E.M., 2006. Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. *International Journal of Sports Medicine*, vol. 27, no. 9, pp. 718-724.

Jandacka, D. y Beremlijski, P., 2011. Determination of strength exercise intensities based on the load-power-velocity relationship. *Journal of Human Kinetics*, vol. 28, no. 1, pp. 33-44.

Jandacka, D. y Vaverka, F., 2008. A regression model to determine load for maximum power output. *Sports Biomechanics*, vol. 7, no. 3, pp. 361-371.

Jones, D.A., Rutherford, O.M. y Parker, D.F., 1989. Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Experimental Physiology*, vol. 74, no. 3, pp. 233-256.

Jones, G.M. y Watt, D.G.D., 1971. Muscular control of landing from unexpected falls in man. *The Journal of Physiology*, vol. 219, no. 3, pp. 729.

Juzwiak, C.R., Amancio, O.M.S., Vitalle, M.S.S., Pinheiro, M.M., SZEJNFELD, V.L., 2008. Body composition and nutritional profile of male adolescent tennis players. *Journal of Sports Sciences*, vol. 26, no. 11, pp. 1209-1217.

Kaneko, M., Fuchimoto, T., Toji, H. y Suei, K., 1983. Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, vol. 5, no. 2, pp. 50-55.

Kawamori, N., Rossi, S.J., Justice, B.D., Haff, E.E., Pistilli, E.E., O'Bryant, H.S., Stone, M.H., Haff, G.G., 2006. Peak force and rate of force development during isometric and dynamic mid-thigh clean pulls performed at various intensities. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 20, no. 3, pp. 483.

Kawamori, N., Crum, A.J., Blumert, P.A., Kulik, J.R., Childers, J.T., Wood, J.A., Stone, M.H., Haff, G.G., 2005. Influence of different relative intensities on power output during the hang power clean: identification of the optimal load. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 19, no. 3, pp. 698-708.

Kawamori, N. y Haff, G.G., 2004. The optimal training load for the development of muscular power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Aug, vol. 18, no. 3, pp. 675-84.

Keogh, J.W.L., Wilson, G.J. y Weatherby, R.P., 1999. A cross-sectional comparison of different resistance training techniques in the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 13, pp. 247-258.

Kibler, W., 1994. Clinical biomechanics of the elbow in tennis: implications for evaluation and diagnosis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 26, no. 10, pp. 1203.

Kilduff, L., Bevan, H., Owen, N., Kingsley, Mic., Bunce, P., Bennett, M., Cunningham, D., 2007. Optimal loading for peak power output during the hang power clean in professional rugby players. *International Journal of sports physiology and performance*, vol. 2, no. 3, pp. 260.

Knuttgén, H.G. y Kraemer, W.J., 1987. Terminology and measurement in exercise performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 1, no. 1, pp. 1.

Komi, P.V., 1984. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 12, pp. 81.

Komi, P.V. y Bosco, C., 1978. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 10, no. 4, pp. 261‐ 265.

Komi, P.V., IOC Medical Commission and International Federation of Sports Medicine., 1993. *Strength and power in sport*. Blackwell scientific publications.

König, D., Huonker, M., Schmid, A., Halle, M., Berg, A., Keul, J., 2001. Cardiovascular, metabolic, and hormonal parameters in professional tennis players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 33, no. 4, pp. 654.

Kontulainen, S., Sievänen, H., Kannus, P., Pasanen, M., Vuori, I., 2002. Effect of Long-term impact-loading on mass, size, and estimated strength of humerus and radius of female racquet-sports players: a peripheral quantitative computed tomography study between young and old starters and controls. *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 17, no. 12, pp. 2281-2289.

Kovacs, M.S., 2007. Tennis physiology: training the competitive athlete. *Sports Medicine*, vol. 37, no. 3, pp. 189-198.

Kovacs, M.S., Pritchett, R., Wickwire, P.J., Green, J.M., Bishop, P., 2007. Physical performance changes after unsupervised training during the autumn/spring semester break in competitive tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 41, no. 11, pp. 705.

Kraemer, W.J. y Ratamess, N.A., 2004. Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 36, no. 4, pp. 674.

Kraemer, W. y Newton, R., 2000. Training for muscular power. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, vol. 11, no. 2, pp. 341.

Lander, J.E., Bates, B.T., Sawhill, J.A. y Hamill, J., 1985. A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 17, no. 3, pp. 344.

Latimer, H.B. y Lowrance, E.W., 1965. Bilateral asymmetry in weight and in length of human bones. *The Anatomical Record*, vol. 152, no. 2, pp. 217-224.

Lee, J., Matsumoto, T., Othman, T., Yamauchi, M., Taimura, A., Kaneda, E., Ohwatari, N., Kosaka, M., 1999. Coactivation of the flexor muscles as a synergist with the extensors during ballistic finger extension movement in trained kendo and karate athletes. *International Journal of Sports Medicine*, vol. 20, pp. 7-11.

Lieber, R.L., 2002. *Skeletal muscle structure, function & plasticity: the physiological basis of rehabilitation*. Lippincott Williams & Wilkins.

Lund, R.J., Donly, D.G. y Browder, K.D., 2004. Optimal loading during two different leg-press movements in female rowers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 36, no. 1, pp. 148.

Macintosh, B. y Holash, R., 2000. Power output and force-velocity properties of muscle. *Biomechanics and Biology of Movement*. Champaign (IL): Human Kinetics, pp. 193-210.

Malina, R.M., 2007. Body composition in athletes: assessment and estimated fatness. *Clinics in Sports Medicine*, Jan, vol. 26, no. 1, pp. 37-68 ISSN 1556-228X; 0278-5919. DOI 10.1016/j.csm.2006.11.004.

Marques, M.C., Van Den Tillaar, R., Vescovi, J.D. y González-Badillo, J.J., 2007. Relationship between throwing velocity, muscle power, and bar velocity during bench press in elite handball players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 2, no. 4, pp. 414.

Mavidis, A., Vamvakoudis, E., Metaxas, T., Stefandis, P., Koutlianos, N., Christoulas K., Karamanlis, A., Mandroukas, K., 2007. Morphology of the deltoid muscles in elite tennis players. *Journal of Sports Sciences*, vol. 25, no. 13, pp. 1501-1506.

Mayhew, J., Ware, J., Johns, R. y Bembem, M., 1997. Changes in upper body power following heavy-resistance strength training in college men. *International Journal of Sports Medicine*, vol. 18, no. 7, pp. 516-520.

Mazess, R.B., Barden, H.S., Bisek, J.P. y Hanson, J., 1990. Dual-energy x-ray absorptiometry for total-body and regional bone-mineral and soft-tissue composition. *The American Journal of Clinical Nutrition*, vol. 51, no. 6, pp. 1106-1112.

McBride, J.M., Triplett- McBride, T., Davie, A. y Newton, R.U., 1999. A comparison of strength and power characteristics between power lifters, olympic lifters, and sprinters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 13, no. 1, pp. 58-66.

McBride, J.M., Triplett- McBride, T., Davie, A. y Newton, R.U., 2002. The effect of heavy-vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 16, no. 1, pp. 75-82.

McCartney, N., Hergenhauer, J.F, Jones, N.L., 1983. Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*-55(1) Pt. 1, Jul, 218-224.

McCaw, S.T. y Friday, J.J., 1994. A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *Journal of Strength and Conditioning research*, vol. 8, no. 4, pp. 259-264.

McClanahan, B.S., Harmon-Clayton, K., Ward, K.D., Klesges, R.C., Vukadinovich, C.M., Cantler, E.D., 2002. Side-to-side comparisons of bone mineral density in upper and lower limbs of collegiate athletes. *Journal of Strength and Conditioning research/National Strength & Conditioning Association*, vol. 16, no. 4, pp. 586.

McPherson, S.L., 1999. Expert-novice differences in performance skills and problem representations of youth and adults during tennis competition. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, Sep, vol. 70, no. 3, pp. 233-251 ISSN 0270-1367; 0270-1367.

Medelli, J., Lounana, J., Menuet, J.J., Shabani, M., Cordero-Macintyre, Z., 2009. Is osteopenia a health risk in professional cyclists?. *Journal of Clinical Densitometry*, vol. 12, no. 1, pp. 28-34.

Milner, T.E., Cloutier, C., Leger, A.B. y Franklin, D.W., 1995. Inability to activate muscles maximally during cocontraction and the effect on joint stiffness. *Experimental Brain Research*, vol. 107, no. 2, pp. 293-305.

Miyaguchi, K. y Demura, S., 2006. Muscle power output properties using the stretch-shortening cycle of the upper limb and their relationships with a one-repetition maximum bench press. *Journal of Physiological Anthropology*, vol. 25, no. 3, pp. 239-245.

Miyaguchi, K. y Demura, S., 2008. Relationships between muscle power output using the stretch-shortening cycle and eccentric maximum strength. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 22, no. 6, pp. 1735.

Morante, S.M. y Brotherhood, J.R., 2007. Air temperature and physiological and subjective responses during competitive singles tennis. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 41, no. 11, pp. 773-778.

Morris, M., Jobe, F.W., Perry, J., Pink, M., Healy, B.S., 1989. Electromyographic analysis of elbow function in tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 17, no. 2, pp. 241-247.

Moss, B., Refsnes, P.E., Abildgaard, A., Nicolaysen, K., Jensen, J., 1997. Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 75, no. 3, pp. 193-199.

Nacleiro Ayllón, F., Jiménez Gutiérrez, A., Forte Fernández, D. y Benito Peinado, P.J., 2006. Relación de peso máximo con la fuerza aplicada y la potencia producida en un test creciente, en el ejercicio de press de banca plano con barra libre, en levantadores. *Apunts: Educación Física y Deportes*, no. 86, pp. 45-52.

Nacleiro, F. y García, S. Influencia de la longitud de los miembros superiores sobre la fuerza y la potencia producida en el press de banca. *G-SE Standard*. 13/11/2006. g-se.com/a/678

- Neitzel, J.A. y Davies, G.J., 2000. The benefits and controversy of the parallel squat in strength training and rehabilitation. *Strength & Conditioning Journal*, vol. 22, no. 3, pp. 30.
- Nelson, S.G. y Duncan, P.W., 1983. Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity. *Physical Therapy*, vol. 63, no. 5, pp. 674-676.
- Newton, R.U. y Kraemer, W.J., 1994. Developing explosive muscular power: implications for a mixed methods training strategy. *Strength and Conditioning*, vol. 16, pp. 20-20.
- Newton, R.U. y Kraemer, W.J., Häkkinen, K., Humphries, B.J., Murphy, A.J., 1996. Kinematics, kinetics, and muscle activation during explosive upper body movements. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 12, no. 1, pp. 31-43.
- Newton, R.U., Murphy, A.J., Humphries, B.J., Wilson, G.J., Kraemer, W.J., Häkkinen, K., 1997. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, vol. 75, no. 4, pp. 333-342.
- Nicol, C. y Komi, P.V., 1998. Significance of passively induced stretch reflexes on achilles tendon force enhancement. *Muscle & Nerve*, vol. 21, no. 11, pp. 1546-1548.
- Nikander, R., Sievänen, H., Uusi-Rasi, K., Heinonen, A., Kannus, P., 2006. Loading modalities and bone structures at nonweight-bearing upper extremity and weight-bearing lower extremity: a pQCT study of adult female athletes. *Bone*, vol. 39, no. 4, pp. 886-894.
- Norman, R.W. y Komi, P.V., 1979. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 106, no. 3, pp. 241-248.
- Nuzzo, J.L., McBride, J.M., Cormie, P. y McCaulley, G.O., 2008. Relationship between countermovement jump performance and multijoint isometric and dynamic tests of strength. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 22, no. 3, pp. 699.
- O'Donoghue, P. y Liddle, D., 1998. A match analysis of elite tennis strategy for ladies' singles on clay and grass surfaces. *Science and Racket Sports II*, pp. 247.
- Olmedillas, H., Sanchis-Moysi, J., Fuentes, T., Guadalupe-Grau, A., Ponce-González, J.G., Morales-Alamo, D., Santana, A., Dorado, C., Calbet, J.A.L., Guerra, B., 2010. Muscle hypertrophy and increased expression of leptin receptors in the musculus triceps brachii of the dominant arm in professional tennis players. *European Journal of Applied Physiology*, vol. 108, no. 4, pp. 749-758.

Parfitt, A.M., 1994. The two faces of growth: benefits and risks to bone integrity. *Osteoporosis International*, vol. 4, no. 6, pp. 382-398.

Parnell, R.W., 1958. *Behaviour and physique*. Arnold.

Pearson, S.N., Cronin, J.B., Hume, P.A. y Slyfield, D., 2009. Kinematics and kinetics of the bench-press and bench-pull exercises in a strength-trained sporting population. *Sports Biomechanics*, vol. 8, no. 3, pp. 245-254.

Pennington, J.M., 2010. Determining the optimal load for maximal power output for the power clean and snatch in collegiate male football players, vol. 13, pp. 20-30.

Pereira, H.M., Menacho, M.d.O., Takahashi, R.H. y Cardoso, J.R., 2011. Força de preensão manual de atletas tenistas avaliada por diferentes recomendações de teste. *Revista Brasileira De Medicina do Esporte*, vol. 17, no. 3, pp. 184-188.

Perry, A.C., Wang, X., Feldman, B.B., Ruth, T., Signorile, J., 2004. Can laboratory-based tennis profiles predict field tests of tennis performance? *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 18, no. 1, pp. 136.

Poprawski, B., 1987. Track and field: aspects of strength, power and speed in shot put training. *Strength & Conditioning Journal*, vol. 9, no. 6, pp. 39.

Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B. y Bourdin, M., 2008. Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench press force. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 22, no. 2, pp. 383.

Rector, R.S., Rogers, R., Ruebel, M., Widzer, M.O., Hinton, P.S., 2009. Lean body mass and weight-bearing activity in the prediction of bone mineral density in physically active men. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 23, no. 2, pp. 427.

Reid, M. y Schneiker, K., 2008. Strength and conditioning in tennis: current research and practice. *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 11, no. 3, pp. 248-256.

Rhea, M.R., 2004. Determining the magnitude of treatment effects in strength training research through the use of the effect size. *Journal of Strength and Conditioning research/National Strength & Conditioning Association*, vol. 18, no. 4, pp. 918.

Sánchez, C., Zabala, M., Ávila, F. y Sanz, D., 2005. The anthropometric profile of Spanish under 14 tennis players. 14th ITF worldwide coaches workshop, turkey 2005 - "Quality coaching for the future" the international tennis federation 1.

Sánchez-Medina, L., Pérez, C. y González-Badillo, J., 2010. Importance of the propulsive phase in strength assessment. *International Journal Sports Medicine*, vol. 31, no. 2, pp. 123-129.

Sánchez-Medina, L. y González-Badillo, J.J., 2011. Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 43, no. 9, pp. 1725.

Sánchez-Muñoz, C., Sanz, D. y Zabala, M., 2007. Anthropometric characteristics, body composition and somatotype of elite junior tennis players. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 41, no. 11, pp. 793-799.

Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Olmedillas, H., Serrano-Sánchez, J.A., Calbet, J.A.L., 2010_A. Bone and lean mass inter-arm asymmetries in young male tennis players depend on training frequency. *European Journal of Applied Physiology*, vol. 110, no. 1, pp. 83-90.

Sanchis-Moysi, J., Idoate, F., Olmedillas, H., Guadalupe-Grau, A., Alayon, S., Carreras, A., Dorado, C., Calbet, J.A.L., 2010_B. The upper extremity of the professional tennis player: muscle volumes, fiber-type distribution and muscle strength. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, vol. 20, no. 3, pp. 524-534.

Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Vicente-Rodríguez, G., Milutinovic, L.; Garces, G.L., Calbet, J.A.L., 2004. Inter-arm asymmetry in bone mineral content and bone area in postmenopausal recreational tennis players. *Maturitas*, vol. 48, no. 3, pp. 289-298.

Sato, K., Fleschler, P. y Sands, W.A., 2009. Barbell acceleration analysis on various intensities of weightlifting. *Age (Yr)*, vol. 22, no. 3.6, pp. 20.3-21.5.

Schmidtbleicher, D., 1986. Neurophysiologische aspekte des sprungkrafttrainings. (Neurophysiological Aspects of Jump-Training). zur praxis des sprungkrafttrainings, (56-72). Carl, K.e Schiffer, J. (Eds.) Bundesinstitut Fur Sportwissenschaft, Koln.

Schmidtbleicher, D., 1992. Training for power events. In: strength and power in sport. P.V. Komi (Ed.), Blackwell Scientific Pub., Boston. Pp. 381-395. 1992., pp. 381-395.

Semmler, J. y Enoka, R., 2000. Neural contributions to changes in muscle strength. *Biomechanics in Sport*, pp. 2-20.

Seynnes, O.R., De Boer, M. y Narici, M.V., 2007. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology*, vol. 102, no. 1, pp. 368-373.

Sheldon, W.H., Stevens, S.S. y Tucker, W.B., 1940. The varieties of human physique. Harper.

Siegel, J.A., Gilders, R.M., Staron, R.S. y Hagerman, F.C., 2002. Human muscle power output during upper- and lower-body exercises. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, May, vol. 16, no. 2, pp. 173-8.

Singh, G. y Mohanty, C., 2005. Asymmetry in the weight and linear measurements of the bones of the lower limb. *Biomedical Research*, vol. 16, no. 2, pp. 125-127.

Sleivert, G. y Taingahue, M., 2004. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *European Journal of Applied Physiology*, vol. 91, no. 1, pp. 46-52.

Solanellas, F., Tuda, M., & Rodríguez, F.A., 1996. Valoración cineantropométrica de tenistas de diferentes categorías. *Apunts: Educación Física y Deportes*, vol. 44-45, pp. 122-123.

Staron, R.S., Leonardi, M.J., Karapondo, D.L., Malicky, E.S., Falkel, J.E., Hagerman, F.C., Hikida, R.S., 1991. Strength and skeletal muscle adaptations in heavy-resistance-trained women after detraining and retraining. *Journal of Applied Physiology*, vol. 70, no. 2, pp. 631-640.

Stone, M.H., O'Bryant, H.S., McCoy, L., Coglianese, R., Lehmkuhl, M., Schilling, B., 2003_A. Power and maximum strength relationships during performance of dynamic and static weighted jumps. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 17, no. 1, pp. 140-147.

Stone, M.H., Sanborn, K., O'Bryant, H.S., Hartman, M., Stone, M.E., Proulx, C., Ward, B., Hruby, J., 2003_B. Maximum strength-power-performance relationships in collegiate throwers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 17, no. 4, pp. 739.

Swank, A.M., Condra, S. y Yates, J., 1998. Effect of long term tennis participation on aerobic power, body composition, muscular strength, flexibility and serum lipids. *Research in Sports Medicine: An International Journal*, vol. 8, no. 2, pp. 99-112.

Thomas, G.A., Kraemer, W.J., Spiering, B.A., Volek, J.S., Anderson, J.M., Maresh, C.M., 2007. Maximal power at different percentages of one repetition maximum: influence of resistance and gender. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 21, no. 2, pp. 336.

Thomas, M., Fiatarone, M.A. y Fielding, R.A., 1996. Leg power in young women: relationship to body composition, strength, and function. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 28, no. 10, pp. 1321.

Thostensson, A., Hultén, B., Döbeln, W. y Karlsson, J., 1976. Effect of strength training on enzyme activities and fibre characteristics in human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, vol. 96, no. 3, pp. 392-398.

Thys, H., Cavagna, G.A. y Margaria, R., 1975. The role played by elasticity in an exercise involving movements of small amplitude. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, vol. 354, no. 3, pp. 281-286.

Tihany, J., 1983. Aspetti fisiologici e meccanici della forza. SDS. Revista di Cultura Sportiva. 2: 23-28.

Toji, H. y Kaneko, M., 2004. Effect of multiple-load training on the force-velocity relationship. Journal of Strength and Conditioning research/National Strength & Conditioning Association, vol. 18, no. 4, pp. 792.

Torres Luque, G., Alacid Cárceles, F., Villaverde Gutiérrez, C. y Ferragut Fiol, C., 2006. Estudio cineantropométrico del jugador de tenis adolescente. Cultura, Ciencia y Deporte: Revista De Ciencias De La Actividad Física y Del Deporte De La Universidad Católica De San Antonio, no. 4, pp. 27-32.

Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Rodacki, A.L.F., Batista, M., Ricard, M.D., 2007. Influence of training background on jumping height. Journal of Strength and Conditioning Research, vol. 21, no. 3, pp. 848.

Van Valen, L., 1962. A study of fluctuating asymmetry. Evolution, pp. 125-142.

Verdara, f., Chanpavier, l., Schmidt. C^o Bernon. S., & marconnet, p., (1999). Reliability and validity of a new device 10 measure isometric strength in polyarticular exercises. The Journal of sport medicine and physical fitness, vol. 39 (2), 113-9

Vicente-Rodriguez, G., Dorado, C., Perez-Gomez, J., Gonzalez-Henriquez, J.J., Calbet, J.A.L., 2004. Enhanced bone mass and physical fitness in young female handball players. Bone, vol. 35, no. 5, pp. 1208-1215.

Vodak, P.A., Savin, W.M., Haskell, W.L., Wood, P.D., 1980. Physiological profile of middle-aged male and female tennis players. Medicine and Science in Sports and Exercises, vol. 12(3), pp. 159-163.

Walshe, A.D., Wilson, G. y Murphy, A., 1996. The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, vol. 73, no. 3, pp. 332-339.

Walshe, A.D., Wilson, G.J. y Ettema, G.J.C., 1998. Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. Journal of Applied Physiology, vol. 84, no. 1, pp. 97-106.

Wang, Z.M., Heshka, S., Pierson JR, R.N. y Heymsfield, S.B., 1995. Systematic organization of body-composition methodology: an overview with emphasis on component-based methods. The American Journal of Clinical Nutrition, vol. 61, no. 3, pp. 457-465.

Wilson, G., Elliott, B. y Kerr, G., 1989. Bar path and force profile characteristics for maximal and submaximal loads in the Bench Press. *International Journal of Sport Biomechanics*, vol. 5, pp. 390-402.

Wilson, G.J., Elliott, B.C. y Wood, G.A., 1991. The effect on performance of imposing a delay during a stretch-shorten cycle movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 23, no. 3, pp. 364.

Wilson, G.J., Newton, R.U., Murphy, A.J. y Humphries, B.J., 1993. The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 25, no. 11, pp. 1279.

Winchester, J.B., Erickson, T.M., Blaak, J.B. y McBride, J.M., 2005. Changes in bar-path kinematics and kinetics after power-clean training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 19, no. 1, pp. 177.

Winchester, J.B., Porter, J.M. y McBride, J.M., 2009. Changes in bar path kinematics and kinetics through use of summary feedback in power snatch training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 23, no. 2, pp. 444.

Wisløff, U., Helgerud, J. y Hoff, J., 1998. Strength and endurance of elite soccer players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 30, no. 3, pp. 462.

Wisløff, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R., Hoff, J., 2004. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 38, no. 3, pp. 285-288.

Young, W.B., Newton, R.U., Doyle, T.L., Chapman, D., Cormack, S., Stewart, G., Dawson, B., 2005. Physiological and anthropometric characteristics of starters and non-starters and playing positions in elite Australian rules football: a case study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 8, no. 3, pp. 333-345.

Zatsiorsky, V.M., 1995. *Science and practice of strength training*. Human Kinetics (Champaign, IL)

Zatsiorsky, V.M. y Kraemer, W.J., 2006. *Science and practice of strength training*. Human Kinetics Publishers.

Zehr, E.P. y Sale, D.G., 1994. Ballistic movement: muscle activation and neuromuscular adaptation. *Canadian Journal of Applied Physiology*, vol. 19, no. 4, pp. 363-378.

Zink, A.J., Perry, A.C., Robertson, B.L., Roach, K.E., Signorile, J.F., 2006. Peak power, ground reaction forces, and velocity during the squat exercise performed at different loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 20, no. 3, pp. 658.