

El control de las fuentes de error en la evaluación de la fuerza en el tren superior

Jose Gutierrez Heredia

Programa de doctorado:

Nuevas Perspectivas en Investigación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

DIRECTORES

Ignacio Jesús Chiroso Ríos

Luis Javier Chiroso Ríos



Departamento de Educación Física y Deportiva
Universidad de Granada

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: José Gutiérrez Heredia
D.L.: GR 187-2013
ISBN: 978-84-9028-293-9

D. Ignacio Jesús Chiroso Ríos
Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte
Universidad de Granada

D. Luis Javier Chiroso Ríos
Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte
Universidad de Granada

CERTIFICAN:

Que la presente Tesis Doctoral titulada “El control de las fuentes de error en la evaluación de la fuerza en el tren superior” ha sido realizada bajo nuestra dirección, por D. Jose Gutierrez Heredia para optar al grado de Doctor en Nuevas Perspectivas en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte. Concluida y reuniendo a nuestro juicio, las condiciones de originalidad y rigor científico necesarias, autorizamos a su presentación a fin de que pueda ser definida ante el tribunal correspondiente. Y para que así conste, expiden y firman este informe en Granada, a 14 de Junio de 2012

Fdo:

Fdo:

AGRADECIMIENTOS

Esta tesis doctoral, si bien ha requerido de esfuerzo y mucha dedicación por parte de la autor y su directores de tesis, no hubiese sido posible su finalización sin la cooperación desinteresada de todas y cada una de las personas que a continuación citaré y muchas de las cuales han sido un soporte sustancial en momentos poca lucidez académica, vehemencia visceral y desesperación.

En primer lugar, sin lugar a dudas, a mis padres y hermana. A los primeros, José Antonio Gutiérrez y Antonia Heredia, porque estuvieron en los momentos donde estuve al borde del abandono y nunca me dejaron hacerlo, dándome soluciones, comprensión y cariño. Inculcándome valores de trabajo, constancia y consecución de los sueños propuestos. A mi hermana por soportar los momentos donde la balanza se colocaba de mi lado en los tratos de favor, sin que por ello surgiera la mas mínima disputa, dándome toda su solidaridad y amor.

A mis abuelos que seguro que estarían muy orgullosos de mí, en especial a mi abuelo Miguel, que desde pequeñito me inculco los valores por la lectura y el saber, regalándome a pesar de que para él fuera un sacrificio personal, libros y colecciones de lectura.

A mi gran amigo y tutor Ignacio Chiroso, eres un gran profesional y un gran docente, en los aspectos académicos y personales, estando presente en estos años, en cada evolución personal y profesional, otorgándome buenos consejos. Nos queda recoger el trabajo realizado.

A Luis Javier Chiroso, por compartir conmigo su amplia experiencia conmigo y contagiarme de su pasión por la investigación. Profesores con una trayectoria tan extensa en la docencia y con tanta motivación hacen falta en la Universidad y a los alumnos.

A mi amigo Antonio Contreras, por mostrarme en este camino como se puede conjugar universidad y empresa, investigación científica y cubrir las necesidades de la sociedad en la mejora de su bienestar, por lo menos intentarlo.

A Ramiro Sampedro, que me ayudado siempre en cada una de las proyectos que he comenzado, así como a todos mis amigos de que me han escuchado y dado apoyo en cada bache Carlos, Rafa y Francisco.

En general quisiera agradecer a todas y cada una de las personas que han vivido conmigo la realización de esta tesis doctoral, con sus altos y bajos y que no necesito nombrar porque tanto ellas como yo sabemos que desde lo más profundo de mi corazón les agradezco el haberme brindado todo el apoyo, colaboración, ánimo y sobre todo cariño y amistad.

TABLA DE CONTENIDOS

RESUMEN.....	6
Aproximación experimental al problema.....	8
CAPÍTULO I. Aproximación terminológica	11
CAPÍTULO II. Introducción al ejercicio del press de banca	31
CAPÍTULO III. Modelo mecánico del press de banca.....	46
ESTUDIO 1. Análisis de la fiabilidad test-retest de la fuerza, potencia y velocidad de un test incremental de cargas en el tren superior.....	1
Introducción	
Método	
Resultados	
Discusión	
Conclusiones	

ESTUDIO 2. Análisis de la precisión de un dispositivo de desplazamiento lineal para predecir el valor de la máxima carga desplazada de dos protocolos incrementales en press de banca.....1

Introducción

Método

Resultados

Discusión

Conclusiones

ESTUDIO 3. Influencia del ancho del agarre en la cinética y cinemática del press de banca.....1

Introducción

Método

Resultados

Discusión

Conclusiones

Futuras Investigaciones.....

RESUMEN

El enfoque de la presente tesis doctoral se tiene que entender desde el punto de vista del entrenamiento de la fuerza en el tren superior. Los diferentes artículos propuestos tratan de analizar, desde un punto de vista práctico, aquellos errores más comunes a la hora de realizar una toma de datos. En primer lugar, se presenta un documento que sirve de apoyo a todos y cada uno de los artículos de investigación propuestos. Desde un punto de vista práctico, el primer capítulo trata de aunar aquellos conceptos más relevantes en el entrenamiento de fuerza del tren superior, además de realizar un análisis pormenorizado de cada uno de los puntos importantes que se deben de tener en cuenta a la hora de entrenar y/o evaluar. Las situaciones de evaluación deben de ser lo más estandarizadas posibles para intentar eliminar las posibles fuentes de errores.

(ESTUDIO 1) Por consiguiente, el primer artículo analiza de una forma minuciosa, aquella variabilidad que es introducida por el propio deportista evaluado. Para ellos se comparó en una población de estudiantes de Actividad Física y Deportiva, el rango de estabilidad de las variables más relevantes en el entrenamiento y la evaluación de la fuerza. Los resultados obtenidos mostraron que existe cierta variabilidad biológica, que nos hace pensar que es necesario tener en cuenta este factor para un correcta planificación y diseño de programas de entrenamiento.

(ESTUDIO 2) Siguiendo esta línea argumental, en el segundo estudio se analizó la variabilidad introducida por los diferentes procedimientos de evaluación de la 1RM en el ejercicio del Press de Banca. Para ello, dos protocolo incrementales diferentes fueron estudiados en profundidad, llegando a la conclusión que este factor (el protocolo hasta llegar a la 1RM) no afecta a la fiabilidad del mismo, siempre y cuando se respeten los aspectos metodológicos más básicos a la hora de realizar la evaluación de la fuerza.

(ESTUDIO 3) En el estudio 3, se demostró el cómo cambiando una situación básica de posicionamiento de las palancas en la técnica de ejecución del Press de Banca, se pueden alterar los resultados en cuanto a Fuerza, Potencia y máxima carga desplazada. Siendo un claro ejemplo de una situación básica a controlar en la evaluación y/o entrenamiento de la fuerza.

Por último y como aplicación práctica al trabajo aquí realizado, se hace una propuesta de estandarización de la situación de evaluación en el ejercicio del Press de Banca, teniendo en cuenta todos aquellos aspectos mencionados anteriormente, que de una forma u otra, alteran el resultado de las evaluaciones.

APROXIMACIÓN AL PROBLEMA

En la presente Tesis Doctoral se ha analizado uno de los medios más utilizados en investigación y entrenamiento de la fuerza, el press de banca. El entrenamiento deportivo es un proceso sistemático multifactorial. Saber el origen y los motivos por los que las adaptaciones se están produciendo en el deportista es un objetivo para muchos, y a la vez la razón, por la que las ciencias del deporte están en continua búsqueda y evolución. El control pormenorizado de los medios que se utilizan para desarrollar cualquiera de las manifestaciones de la fuerza, es un motivo suficiente como para plantearse los estudios que en esta Tesis Doctoral presenta.

Son muchas las preguntas e hipótesis que surgieron al plantearnos esta investigación. El trabajo forma parte de la línea “Evaluación y Control del Entrenamiento de la Fuerza Muscular” del Grupo de Investigación al que pertenezco (CTS-642, IDAFSD). Desde el análisis de las estructuras más básicas del entrenamiento de la fuerza, pretende dar respuesta a las necesidades procedimentales de control y evaluación.

Esta Tesis Doctoral se divide en dos grandes bloques. En el primer bloque se hace un recorrido teórico, a través de cuatro revisiones sistemáticas, desde los aspectos más generales de la teoría del entrenamiento de la fuerza a los aspectos más analíticos así como otros más concretos del control de la fuerza en el tren superior, haciendo una breve incursión en los aspectos básicos de la mecánica aplicada al entrenamiento. El segundo bloque, está dedicado a la presentación de los tres estudios experimentales en los que se divide esta Tesis. El manuscrito finaliza con las aplicaciones prácticas que en futuro pretenden ayudar a mejorar la metodología de investigación de la fuerza. Esto se ha hecho así por las motivaciones e inquietudes que mueven a los componentes de mi grupo de investigación. Con mi aportación, espero haber ayudado a recorrer un trocito de este largo camino.

CAPÍTULO I.

APROXIMACIÓN TERMINOLÓGICA

Conceptos generales de la fuerza

En este apartado haremos una aproximación desde diferentes perspectivas del conocimiento que serán punto de referencia y aplicación en el entorno científico en relación a la fuerza y sus manifestaciones.

La fuerza muscular como cualidad fundamental

La fuerza muscular ha sido considerada como un factor clave dentro del rendimiento físico y deportivo. Debido a ello, ha sido ampliamente estudiada desde las diferentes perspectivas de la Actividad Física.



Figure 1: Clasificación de las cualidades físicas según Letzelter, (1983). Tomado de Cometti, 1998.

Atendiendo a las diferentes variables que determinan la formación, desarrollo, evolución y mantenimiento de la fuerza muscular, se debe tener en cuenta los beneficios que se obtienen a partir su

entrenamiento, conociendo las diferencias individuales de los sujetos y la necesidad de su estudio. Letzelter (1983), Propone un mapa de cualidades en las que están todas interrelacionadas, a pesar de que mantiene la división clásica agrupándolas en diferentes categorías como la fuerza, velocidad, flexibilidad y resistencia (ver Figura 1).

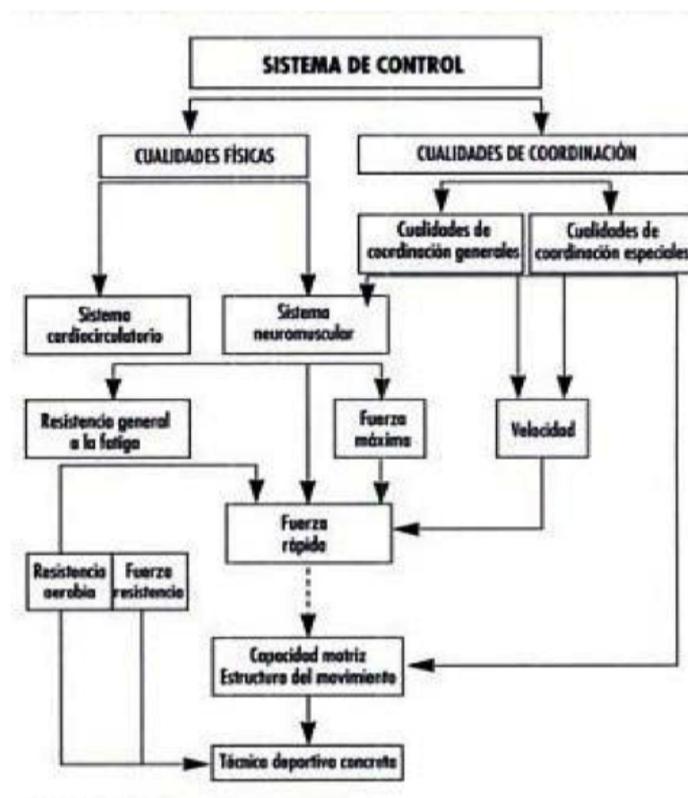


Figure 2: Clasificación de las cualidades físicas según Tschine, 1986. (Tomado de Cometti, 1998).

Tschiene (1986), citado por Cometti (1998), realiza una diferenciación menos concreta. Si la oposición coordinación – cualidades condicionales está siempre presente, las otras cualidades están relacionadas entre sí mediante nexos más complejos (Figura 2).

Gundlanch (1969), citado por Cometti (1998), plantea una clasificación tridimensional, en donde: la velocidad, la fuerza y la resistencia, se sitúan en tres ejes. Esto permite ubicar a las distintas disciplinas deportivas en función de sus exigencias en un lugar determinado. (Figura 3).

Cometti (1998) propone una representación más funcional de las cualidades físicas (ver Figura 4). El individuo usa una estructura que pone en juego y moviliza energía. Esta energía/estructura es la relación central alrededor de la cual se equilibran las diferentes cualidades. Está constituida por el sistema complejo que conforma el cuerpo humano. Por un lado encontramos la estructura (palancas, articulaciones y músculos), y por otro lado, están los sistemas energéticos que van a

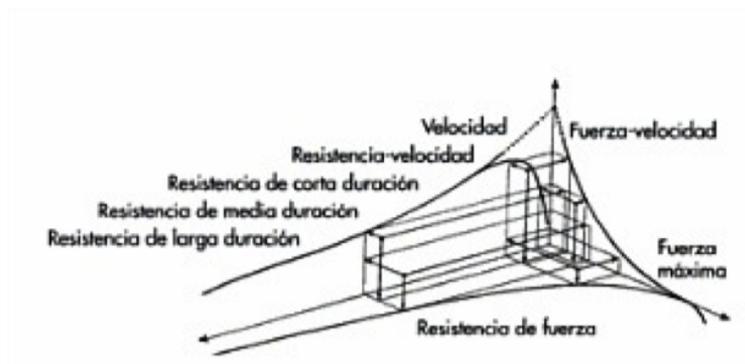


Figure 3: Clasificación de las cualidades físicas según Gundlanch (1969). (Tomado de Cometti, 1998).

definir, junto a la naturaleza genética de la estructura, qué tipo de movimiento seremos capaces de generar.

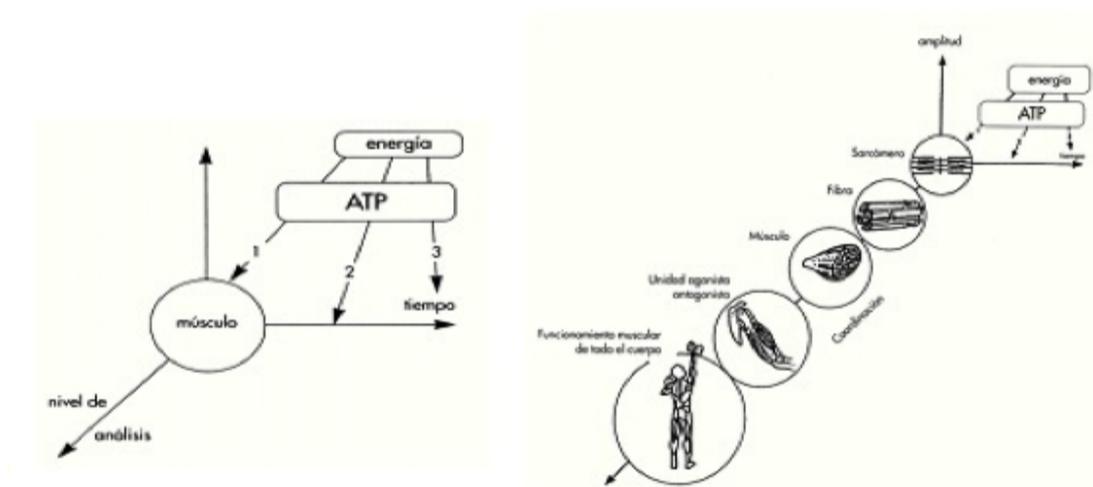


Figure 4: Clasificación de las cualidades físicas según Cometti (1988.a; 1998.b). (Tomado de Cometti, 1988).

Padial (1993) siguiendo la línea de Cometti (1988), considera el papel de la fuerza como capacidad física central, en función de la cual, el sistema deportista es capaz de generar movimiento gracias a las tensiones musculares (fuerza). Estas tensiones se pueden aplicar durante un tiempo determinado asistido por las distintas vías de obtención de energía, junto a la capacidad volitiva de soportar una carga de trabajo en el tiempo (resistencia). La amplitud de los arcos articulares,

durante la realización de los movimientos, depende de la movilidad articular y la elasticidad (amplitud de movimiento). Un último factor a considerar es la secuencia espacio-temporal del gesto, que responde a los mecanismos de creación y control de los impulsos nerviosos (coordinación). La velocidad no la considera como una capacidad física del sistema deportista, sino como una combinación entre ellas. Este autor es el primero en considerar al deportista como un sistema de sistemas, denominándolo “Sistema Deportista”.

La fuerza, como se puede observar de nuevo, ocupa un lugar central y principal dentro del mapa de cualidades físicas del sistema deportista. En el entrenamiento moderno, no se puede hablar de un proceso de preparación del deportista sin tener en cuenta esta cualidad física, independientemente de la disciplina deportiva, o el fin por el que se realice actividad física. El entrenamiento de la fuerza debe estar perfectamente integrado dentro de ese proceso para alcanzar las metas propuestas con cierta garantía.

En la actualidad nadie pone en duda por qué en la ciencia del entrenamiento existe una implicación, cada vez mayor, de las ciencias aplicadas como instrumento paralelo de conocimiento o como apoyo metodológico fundado en bases racionales y científicas, útil para el análisis del entrenamiento mismo. Veamos a continuación como la teoría del entrenamiento se sitúa en el centro de este ámbito multidisciplinario, y como gracias a los conocimientos científicos y experiencias de entrenadores de distintas épocas, se logra comprender perfectamente el concepto de fuerza y su tratamiento metodológico para el desarrollo racional de esta cualidad física. Desde el punto de vista de la calidad de vida, para cualquier individuo es muy importante poder transportar objetos, subir escaleras, realizar contracciones musculares repetidas durante largos periodos de tiempo, sin que se manifieste la fatiga. Muchas actividades de la vida diaria no necesitan de una gran cantidad de fuerza, aunque disponer de unos niveles suficientes de la misma, hará que la vida más fácil. De esta forma, la mayor parte de las actividades habituales de las personas van a requerir de una buena resistencia muscular (Canadian Society for Exercise Physiology, 1996).

Según González-Badillo & Gorostiaga (2002, p.53), “toda expresión de fuerza gira alrededor de dos conceptos fundamentales: Fuerza máxima Fuerza explosiva o rápida”. Cada una de ellas tiene diferentes formas o niveles de manifestación, como: Fuerza explosiva, elástico explosiva, elástico explosiva reactiva, fuerza absoluta, isométrica máxima, máxima excéntrica, dinámica máxima y dinámica máxima relativa como se describe en la figura 5.

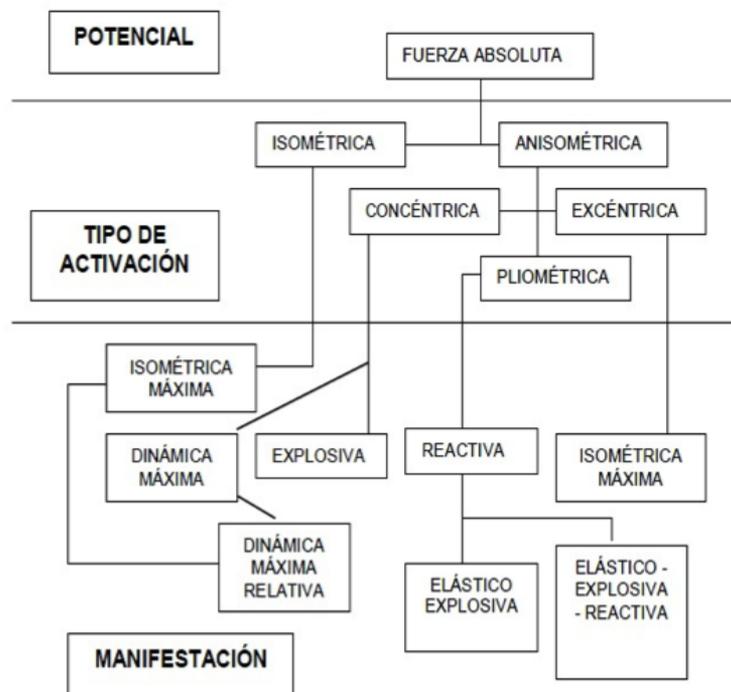


Figure 5: Clasificación de las manifestaciones de la fuerza: Gonzales Badillo y Gorostiaga, (2002).

Conceptualización de la fuerza

La fuerza desde el punto de vista mecánico

La fuerza es producto de una acción muscular iniciada y orquestada por procesos eléctricos en el sistema nervioso. Tradicionalmente, la fuerza se ha definido como la capacidad de un músculo determinado para generar una acción bajo unas condiciones específicas (Siff & Verkhoshansky, 2000). También se puede definir como la capacidad de la musculatura para deformar un cuerpo o para modificar la aceleración del mismo: iniciar o detener el movimiento de un cuerpo, aumentar o reducir su velocidad o hacerle cambiar de dirección (González-Badillo, 2000). Cabe resaltar que son muchas las definiciones que se han elaborado de ésta cualidad. En este apartado haremos una aproximación desde diferentes perspectivas del conocimiento.

La conceptualización del término fuerza es diferente según el área específica de estudio. Cada autor define el término fuerza en función del área especial o aplicada a la que pertenece. El control del entrenamiento, dentro de la estructura de las ciencias de la motricidad, es una técnica aplicada y como tal, está sustentado sobre distintas áreas específicas de estudio: cinemática, dinámica, mecánica muscular, fisiología del ejercicio y medicina deportiva.

Desde un enfoque mecánico, la resultante de las fuerzas que actúan sobre un sistema es igual a

la variación de su cantidad de movimiento respecto del tiempo; o lo que es lo mismo, la fuerza es el agente responsable de la aceleración de un cuerpo, siempre que su masa permanezca constante. Por otro lado, de la tercera ley de Newton o ley de acción y reacción, se desprende que, la fuerza también es la causa capaz de deformar los cuerpos, bien por presión (compresión o intento de unir las moléculas de un cuerpo) o por estiramiento o tensión (intento de separar las moléculas de un cuerpo). En conclusión, la fuerza es el resultado de la interacción entre dos o más cuerpos Zatsiorsky & Prilutsky (1995). Por su parte, González-Badillo (2000) define la fuerza como la capacidad de la musculatura para deformar un cuerpo o para modificar la aceleración del mismo: iniciar o detener el movimiento de un cuerpo, aumentar o reducir su velocidad o hacerle cambiar de dirección.

El concepto de fuerza muscular bajo el prisma de la dinámica, se centra en el efecto externo, generalmente observable, producido por la acción muscular, la atracción de la gravedad o la inercia de un cuerpo (Gonzalez-Badillo, 2007).

Desde la perspectiva de la física, la fuerza muscular sería la capacidad de la musculatura para generar aceleración o deformación de un cuerpo, mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento. Harris, Stone, O'bryant, Proulx, & Johnson (2000), define la fuerza en dos conceptos diferentes: la fuerza desde el punto de vista de la magnitud física y la fuerza como presupuesto para la ejecución de un movimiento deportivo.

Para Harman & Frykman (1992), la definición más precisa de fuerza es: la habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, tipo de activación (concéntrica, excéntrica, isométrica, pliométrica) y la velocidad del movimiento.

Grosser, Brüggemann, Zintl, Simon, & Loipersberger (1989), consideran la fuerza como la capacidad del sistema neuromuscular de superar resistencias a través de la actividad muscular (trabajo concéntrico), de ser superada por las resistencias (trabajo excéntrico), o bien de mantenerlas (trabajo isométrico).

Kramer (1997), define la fuerza muscular como la capacidad de un músculo de generar y transmitir tensión en la dirección de sus fibras.

La fuerza desde el punto de vista de la fisiología

La fuerza muscular es definida como la tensión generada por el músculo. Por tanto, la fuerza se considera un proceso interno, que puede tener relación con un objeto (carga o resistencia) externo o no, es decir, se obvia la interacción entre cuerpos.

Goldspink (1992), define la fuerza, como la capacidad de producir tensión del musculo al activarse. Teóricamente esta capacidad está en relación con el número de puentes cruzados de miosina que interactúan con los filamentos de actina.

Harman (1993), define la fuerza como la habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, tipo de activación (concéntrica, excéntrica, isométrica, pliométrica) y la velocidad del movimiento. En el caso de González-Badillo & Gorostiaga (1995), la definen como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse, o como se entiende habitualmente, al contraerse. Siff & Verkhoshansky (2000), definen la fuerza como una capacidad funcional que se expresa por la acción conjunta del sistema nervioso & muscular para generar tensión, que constituye, la forma en que el sistema neuromuscular produce fuerza.

La tensión que se produce durante la activación del músculo (contracción), tiene lugar cuando recibe un impulso eléctrico liberándose la energía necesaria, lo que dará lugar a la unión-desplazamiento de los filamentos de actina y miosina, en el proceso de acortamiento sarcomérico y elongación tendinosa. La activación siempre tiende a acortar los sarcómeros, se esté acortando o elongando el conjunto del músculo. El término “activación” puede definirse como el estado del músculo cuando la tensión es generada a través de algunos filamentos de actina y miosina Komi (2003).

En la literatura científica más orientada al entrenamiento deportivo se encuentran numerosas definiciones. La Tabla 1 recopila algunas de estas definiciones más interesantes.

Table 1: Definiciones de fuerza por diferentes autores.

AUTOR	AÑO	DEFINICIÓN
Bompa	1983	Capacidad neuromuscular de vencer una resistencia externa o interna.
Grosser & Muller	1989	Capacidad del sistema neuromuscular de superar resistencia a través de la actividad muscular, de actuar en contra de las mismas o bien mantenerlas

Harman	1993	Habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, tipo de activación (concéntrica, excéntrica, isométrica, pliométrica) y la velocidad del movimiento.
González-Badillo & Gorostiaga	1995	Capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse o, como se entiende habitualmente, al contraerse.
Kraemer	1999	Capacidad de un músculo de generar y transmitir tensión en dirección de sus fibras. Diferenciando la fuerza corporal como la capacidad de aplicar tensión o momento a través de un segmento corporal a un objeto

Ha de considerarse que al conceptualizar la fuerza en el ámbito del entrenamiento, ha de comprenderse tanto desde el enfoque externo de la mecánica como el interno que nos proporciona la fisiología del ejercicio.

Se ha de tener presente, que en el ser humano, como en cualquier otro ser vivo, existen dos fuentes de fuerzas en permanente relación: las fuerzas internas producidas por los músculos esqueléticos, y las fuerzas externas producidas por el peso, la resistencia al desplazamiento, a la deformación o el movimiento de los cuerpos. Como resultado de esta interacción surge un concepto clave: la fuerza aplicada. Ésta se define, según González-Badillo (2000) como el resultado de la acción muscular sobre las resistencias externas, que pueden ser el propio peso corporal del sujeto o cualquier otra resistencia o artefacto ajeno al mismo.

Por otro lado, todos los movimientos humanos se realizan durante un cierto tiempo, y por tanto la relación entre la fuerza aplicada y el tiempo empleado para conseguirla adquieren una vital importancia. Especialmente en el deporte, donde la fuerza aplicada se manifiesta en gestos que difícilmente se prolongan más allá de 300-350 ms.

González-Badillo (2000) ofrece una definición que engloba los aspectos comentados anteriormente, y que se considera específica para el entrenamiento deportivo: Fuerza es la manifestación externa (fuerza aplicada) que se hace de la tensión interna generada en el músculo o grupo de músculos en un tiempo determinado.

Centrándonos en el gesto deportivo, la fuerza aplicada se debe ajustar a situaciones muy conc-

retas. La fuerza que ahí se manifiesta es lo que se denomina, fuerza útil. La fuerza útil es aquella que somos capaces de aplicar o manifestar a la velocidad que se realiza el gesto deportivo. Interesa que ésta sea siempre la máxima. Un deportista no tiene un nivel de fuerza máxima único, sino muchos diferentes en función de la velocidad a la que se mida la fuerza máxima ejercida. La fuerza que no se es capaz de aplicar podemos decir que realmente no se tiene. En este sentido, y adaptando la definición de Knuttgen & Kraemer (1987), la fuerza se define como la máxima tensión manifestada por el músculo (o conjunto de grupos musculares) a una velocidad determinada. En el deporte no solo interesa la fuerza aplicada en relación con la velocidad del movimiento, sino que también es importante considerar la fuerza que se puede manifestar en un tiempo dado.

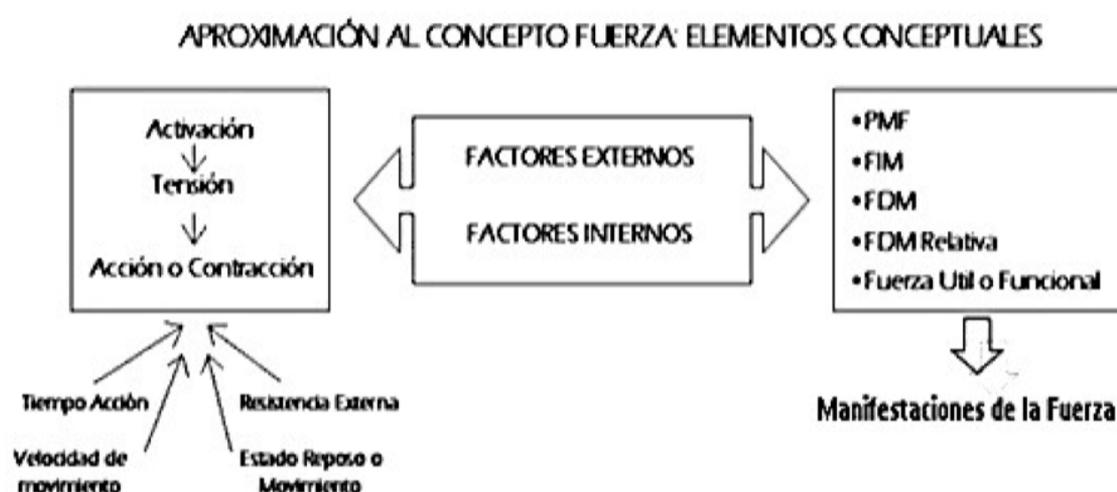


Figure 6: Resumen de los términos más utilizados en las definiciones del concepto fuerza. En el cuadro de la derecha se han colocado las distintas manifestaciones que puede dar lugar una acción muscular adaptado de (Chirosa, 2003).

Manifestaciones de la fuerza

La fuerza es una cualidad que se manifiesta de forma diferente en función de las necesidades de la acción. Partiendo del concepto de que el músculo casi nunca, y menos aún en las actividades deportivas, se contrae de forma pura (isométrica, isocinética, isotónica), puede llegar a presentar dos formas diferentes de explicar las manifestaciones de la fuerza.

Partiendo del modelo de terminología propuesto por Vittori (1990) y Vélez (1991), se puede clasificar la fuerza de acuerdo a las causas que provocan la contracción muscular:

Manifestación estática de la fuerza.

Manifestación activa de la fuerza.

Manifestación reactiva de la fuerza.

Manifestación Estática

En esta cualidad se dice que no hay trabajo mecánico externo (Komi, 1979), aunque sí lo hay a nivel interno (intramuscular). La velocidad de los segmentos implicados es igual a cero. Hay que diferenciar dos tipos:

1.- Manifestación Estática o Fuerza Isométrica Máxima

Es aquella que se produce cuando el sujeto realiza una contracción voluntaria máxima contra una resistencia insalvable.

2.- Manifestación Estática Submáxima o Fuerza Isométrica Submáxima

Se manifiesta cuando el sujeto realiza una contracción voluntaria submáxima contra una resistencia superable.

Manifestación Activa

Es el efecto de la fuerza producido por un ciclo simple de trabajo muscular. Debe producirse desde una posición de inmovilidad total. Dentro de este apartado se sitúan las siguientes manifestaciones:

1.- Manifestación Máxima Dinámica

Es aquella que aparece al mover, sin limitación de tiempo, la mayor carga posible, en un sólo movimiento. Aunque en este gesto se produce el CEA su aportación es despreciable. Es una manifestación de un elevado valor de fuerza. La velocidad con la que se desplaza la carga es lenta.

2.- Manifestación Máxima Dinámica Relativa

Máxima fuerza expresada ante resistencias inferiores a la fuerza dinámica máxima. Equivale al valor máximo de fuerza que se puede aplicar con cada porcentaje de la fuerza dinámica máxima o de la fuerza isométrica máxima. El desarrollo de esta manifestación es muy importante y está relacionado con el Déficit de Fuerza.

3.- Fuerza Inicial

Capacidad de manifestar la mayor fuerza posible al inicio de una acción muscular y en muy poco tiempo. Es la fuerza desarrollada durante los primeros 30-50 ms (Cormie, McGuigan, & Newton, 2010; González-Badillo & Gorostiaga, 1995; Siff & Verkhoshansky, 2000; Tidow, 1990; Young, 1995). Viene determinada por el gradiente inicial (Gradiente Q), es decir, la derivada de la fuerza con respecto al tiempo cuando éste es igual a cero. A la fuerza inicial se le considera independiente de la resistencia externa y del régimen de trabajo muscular (estático o dinámico), de ahí que se considere prácticamente invariable en un mismo sujeto ante cualquier resistencia.

4.- Fuerza de aceleración

Capacidad de los músculos para manifestar tensión muscular lo más rápidamente posible una vez la acción muscular ha comenzado. Puede ocurrir cuando desarrollamos una acción isométrica o al comienzo de una acción anisométrica, también llamada fuerza explosiva. Esta manifestación aparece tan pronto como la tensión muscular supera la carga y comienza el movimiento. Viene determinada por el gradiente de aceleración, es decir, la derivada de la fuerza con respecto al tiempo en el punto P.

5.- Fuerza Explosiva Máxima

Capacidad de ejercer la mayor cantidad de fuerza posible en el mínimo tiempo posible, por lo que se manifiesta en acciones lo más rápidas y potentes posible, partiendo de una posición de inmovilidad de los segmentos implicados. Otros autores como Tidow (1990). Se calcula a partir del coeficiente fuerza máxima alcanzada partido el tiempo necesario para alcanzarla (Gradiente J). Se conoce también como índice de manifestación de la fuerza explosiva (IMF), se puede calcular a lo largo de toda la curva f-t.

Manifestación Reactiva

Es el efecto de la fuerza producido por un ciclo doble de trabajo muscular, o lo que es lo mismo Ciclo Acortamiento Estiramiento (CEA).

1.- Fuerza Elástico-Explosiva

Siguiendo los mismos factores que la fuerza explosiva máxima (acción lo más rápida y potente posible), en esta manifestación entra en juego el componente elástico (pre-estiramiento muscular) y tiene lugar cuando la fase excéntrica no se realiza a alta velocidad, como consecuencia de largos desplazamientos angulares en los segmentos implicados.

2.- Fuerza Reflejo-Elástico-Explosiva

Añade a la anterior un componente de facilitación neural importante como es el efecto de reflejo miotático (de estiramiento), que interviene debido al carácter del ciclo estiramiento acortamiento (CEA), mucho más rápido y con una fase de transición muy corta. Esta participación refleja hace que aumente el número de UM, permitiendo desarrollar gran tensión en un corto periodo de tiempo. Por otro lado se podría diferenciar la resistencia de todas las manifestaciones nombradas. Compartimos la idea con otros autores en la que afirman que la fuerza-resistencia no es una manifestación de la fuerza, no es sólo una cuestión terminológica, sino que es una cuestión de lo que realmente ocurre en el músculo. El término Resistencia a la Fuerza, que se define como una derivación específica de la fuerza que un sujeto puede ejercer en actividades motoras que requiera una tensión muscular relativamente prolongada sin que disminuya la efectividad de la misma (Siff & Verkhoshansky, 2000). En este sentido, y siguiendo la línea de diversos autores, habría que afirmar que se podrían especificar una resistencia a cada manifestación de la fuerza.

Manifestaciones de la fuerza en el ámbito del entrenamiento deportivo

Los tipos de tensión cíclica requieren que el nivel del resultado del trabajo se mantenga durante cada ciclo repetido de tensión. Se precisa de una capacidad altamente desarrollada de los músculos para relajarse después de cada movimiento de trabajo en dichas condiciones. En este apartado se ofrece una nueva concepción de las manifestaciones de fuerza. En la figura 7, se recogen las manifestaciones de la fuerza en acciones estáticas y dinámicas concéntricas según su autor González-Badillo, (2000). Se comprueba, por un lado, la inclusión de terminología hasta el momento desconocida en el ámbito de las manifestaciones de fuerza, y por otro lado, se recogen todos los elementos significativos para el rendimiento, que pueden ser evaluados mediante diferentes instrumentos de compleja tecnología. Por tanto, se considera una visión pragmática de las manifestaciones de fuerza en el deporte.

A continuación se van a definir cada uno de los apartados que componen la presente clasificación:

Pico máximo de fuerza (PMF)

Indica el máximo valor de fuerza alcanzada en una determinada acción motriz. Éste valor puede adquirir las siguientes denominaciones:

Fuerza isométrica máxima (FIM)

Es la máxima fuerza voluntaria que se aplica cuando la resistencia es insuperable. Si se dispone de los instrumentos adecuados, la medición de esta fuerza dará lugar a la curva f-t isométrica o estática. Esta fuerza se mide en N.

Fuerza dinámica máxima (FDM)

Es el valor de fuerza desarrollado cuando la resistencia solo se puede desplazar una vez. Esta fuerza se expresa en N. Su medición proporciona la curva f-t dinámica. Si no se dispone de éstos, se puede expresar mediante el peso de la resistencia (Kg). A este valor se le denomina 1RM.

Fuerza dinámica máxima relativa (FDM relativa)

Es el valor de fuerza que determina la máxima fuerza voluntaria dinámica que el sujeto es capaz de desarrollar contra una resistencia o carga inferior a la de 1RM. Por tanto, un sujeto tendrá un solo valor de FDM, pero varios de FDM relativa, tantos como cargas distintas utilice para medirla. La medición con instrumentos adecuados nos proporcionaría distintas curvas f-t dinámicas, cuya relación con la curva f-t de la FIM (también denominada C f-t estática) puede informar de las características del sujeto y de su estado de forma actual (González-Badillo, 2000) (ver Figura 8).

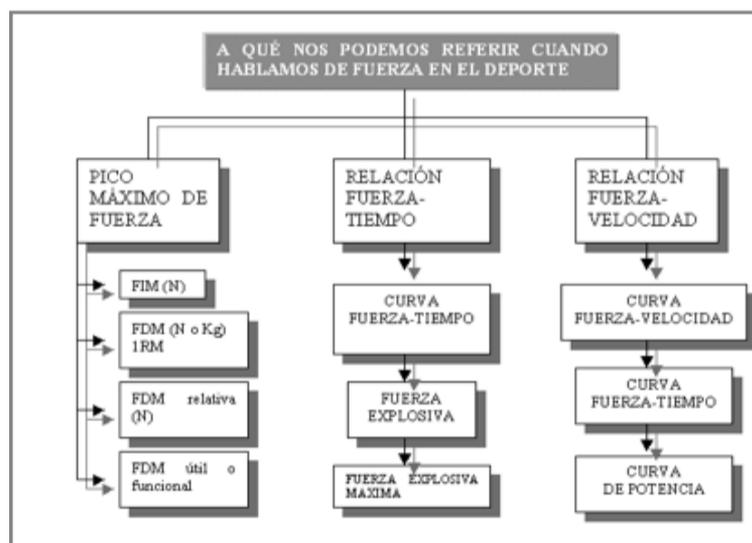


Figure 7: Características de la manifestación de la fuerza en el deporte (González-Badillo, 2000).

Fuerza útil o funcional

Se trata del valor de FDM relativa que el sujeto aplica cuando realiza un gesto específico de competición (e.g. durante el apoyo, lanzamiento, salto vertical...) (ver Figura 9). Este valor es clave,

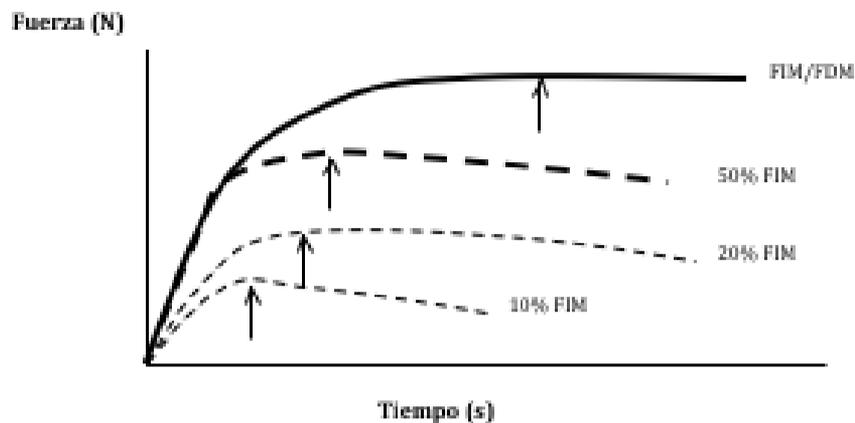


Figure 8: Valores de Fuerza Dinámica Máxima relativa: cuando la carga es inferior a la FIM o la FDM el Pico Máximo que se puede alcanzar será progresivamente menor. (Modificado de González-Badillo & Gorostiaga, 1995).

por un lado, como principal objetivo de mejora del entrenamiento, y por otro, como elemento para la valoración del nivel de adaptación. Por tanto, la fuerza útil es el principal criterio de referencia para organizar el propio entrenamiento (González-Badillo, 2000).

El valor de fuerza útil o funcional ha de medirse o estimarse en el gesto de competición. Sin embargo, hay ocasiones en las que no es posible tal medición, fundamentalmente por falta de medios tecnológicos.

En este caso, se puede establecer una relación entre la fuerza aplicada a un ejercicio menos específico y el gesto de competición. En consecuencia, el ejercicio menos específico debe ser supuestamente relevante para la mejora del rendimiento deportivo. En este caso, se compararía la fuerza aplicada en el gesto de competición con los resultados en FDM y en FDM relativa obtenidos en el ejercicio utilizado como test. La fuerza aplicada en competición se estima por el resultado o distancia alcanzada en el lanzamiento, o en cualquier otra prueba específica González-Badillo (2000). Por tanto, se cuenta con dos grupos de valores de fuerza, los que se aplican en un ejercicio menos específico, medidos con diferentes medios técnicos, y los que se estiman indirectamente del gesto de competición en sí. Su estudio a lo largo del tiempo de la evolución de la relación entre estos valores de fuerza nos proporcionaría información sobre las necesidades de fuerza de los sujetos y sobre la relevancia de determinados test para la valoración del rendimiento.



Figure 9: Importancia de la fuerza útil en el control y evaluación del entrenamiento.

Fuerza explosiva

Publicaciones recientes de diversos autores (González-Badillo, 2000; Siff & Verkhoshansky, 2000; Tous, 1999) consideran que la expresión fuerza explosiva es sinónimo de la de curva fuerza-tiempo (Cf-t). En consecuencia, la fuerza explosiva es el resultado de la relación entre la fuerza producida (manifestada o aplicada) y el tiempo necesario para ello. En esta línea González-Badillo, (2000) conceptúa la fuerza explosiva como la producción de fuerza en la unidad tiempo, expresada en newton por segundo (N/s). En inglés se utiliza la expresión “rate of force development” (RFD).

Esta expresión de fuerza se puede medir tanto en acción estática como dinámica. Debido a los medios con los que se cuenta en la actualidad, se emplean acciones isométricas (fuerza explosiva estática) y dinámicas concéntricas fundamentalmente.

Por otro lado, las modificaciones en el rango de tiempo seleccionado, pueden indicar que tipo de forma que posee el sujeto y en qué dirección se ha manifestado el efecto del entrenamiento.

Fuerza explosiva máxima (FEM)

González-Badillo & Gorostiaga, (1995) la definen como la máxima producción de fuerza por unidad de tiempo o la mejor relación fuerza-tiempo en toda la curva f-t. Según estos autores, el intervalo de tiempo en el que se localiza esta producción de fuerza es el comprendido entre 1 y 10 ms. Para que esta manifestación máxima se alcance en acciones dinámicas, se requiere una resistencia externa superior al 30% de la FIM (Schmidbleicher & Buhrle, 1987, citado por Chiroso, 2003). Ante cargas inferiores no existe la suficiente resistencia como para que la producción de fuerza por unidad de tiempo sea la máxima absoluta. Se pueden extraer muchas conclusiones sobre ésta manifestación de fuerza, entre las cuales destacan:

La FEM se produce en la fase estática de cualquier desplazamiento de una carga (siempre que esta sea superior al 30% de la FIM).

La FEM no tiene nada que ver con el movimiento en cuanto a su producción. Las acciones explosivas no son las que se producen a gran velocidad sino aquellas en las que se alcanza la máxima, o casi máxima producción de fuerza en la unidad de tiempo. Por tanto, son ejercicios explosivos tanto los ejercicios en los que se utilizan cargas pesadas como más ligeras. Según Verkoshansky (1991) cuanto mayor es el grado de la FEM, más rápidamente puede ser realizada la fase dinámica del movimiento. Así durante la realización de gestos explosivo-dinámicos con una carga entre un 20-40% de la FIM, la curva fuerza-tiempo viene determinada por completo por la FEM de los músculos que actúan Tous, (1999).

Curvas fuerza/tiempo y fuerza/velocidad

Estas curvas reflejan las características de la manifestación de la fuerza en el deporte, pues relacionan los tres factores determinantes en la medición de fuerza: Fuerza aplicada, velocidad de ejecución y tiempo empleado.

De acuerdo con González-Badillo & Gorostiaga (1995), se considera que estas curvas (f-t y f-v) son formas diferentes de expresar la relación de la fuerza y el tiempo. Así cualquier modificación que se produzca en la curva f-t vendrá reflejada en la curva f-v y viceversa. La curva f-t puede utilizarse tanto para mediciones estáticas como dinámicas, mientras que la curva f-v solo para mediciones dinámicas. En la Figura 10 se representan las curvas fuerza-velocidad típicas de una persona lenta y otra rápida (Bosco, 1994). Se comprueba como las curvas están muy próximas cuando las cargas son altas, pero a medida que éstas disminuyen, las diferencias se acentúan. Así, cuando la velocidad máxima que alcanza el más lento, cuando la resistencia es cero, la puede conseguir el más rápido con una resistencia aproximada del 20% de la fuerza máxima.

Se comprueba como las modificaciones positivas (Figura 11) se producen cuando:

La curva f-t se desplaza hacia la izquierda, lo cual significa que:

- a) Para producir la misma fuerza se tarda menos tiempo.
- b) En el mismo tiempo se alcanza más fuerza.

La curva f-v se desplaza hacia la derecha, y lo que ocurre es que:

- a) La misma carga se desplazaría a mayor velocidad.

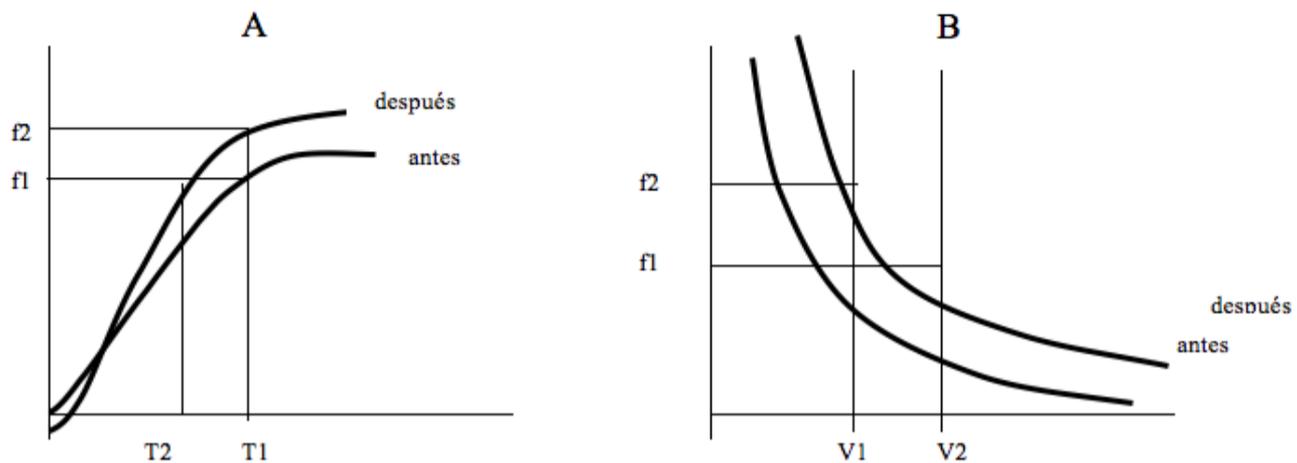


Figure 10: Los cambios producidos en la C f-t son equivalentes a los producidos en la C f-v. Gráfica A: la fuerza 1 (f_1) se manifiesta en menos tiempo (t_2) que al principio (t_1). Esto es equivalente en la gráfica B: al desarrollar la misma fuerza a mayor velocidad (v_2) que al principio (v_1). En la gráfica A (izquierda): en el mismo tiempo (t_1) se alcanza mayor fuerza (f_2) que al principio (f_1). Esto es equivalente en la gráfica B, al desplazar a la misma velocidad (v_1) mayor carga (f_2) que al principio (f_1). (Modificado de González Badillo y Gorostiaga, 1995).

b) A la misma velocidad se desplazaría más carga.

Con esto, se argumenta la equivalencia de ambas curvas al evaluar situaciones dinámicas, ya que los efectos recogidos en los apartados Aa-Ba y Ab-Bb se refieren respectivamente a una misma mejora.

Adaptaciones de la fuerza en el ámbito del entrenamiento

Algunos definen el entrenamiento deportivo como un proceso que consiste en aplicar a un deportista, una serie de intervenciones conformadas por estímulos conocidos, los cuales producen en el organismo una alteración controlada de diversos microsistemas y la consecución de diferentes niveles de adaptación que, normalmente, se ajustan a previsiones iniciales, los cuales conducen a la mejora del rendimiento en una modalidad deportiva concreta García-Manso (1999).

Al entrenar la fuerza se producen multitud de cambios en el organismo, así que para facilitar el estudio de aquellos procesos de adaptación más específicos del entrenamiento de esta cualidad física, es frecuente organizarlos únicamente en dos grupos: procesos de adaptación neuromusculares y procesos de adaptación estructurales. Por ello, se propone un análisis basado en el orden temporal, distinguiéndose adaptaciones neuromusculares, hormonales y estructurales, las cuales,

en su conjunto, conducen a la modificación del comportamiento mecánico muscular.

Seynnes, Boer & Narici (2007) tras 35 semanas de entrenamiento de fuerza basado extensiones de piernas durante tres días a la semana, se empezaron a ver cambios a nivel morfológico y estructural del músculo con tres semanas de entrenamiento.

Adaptaciones a nivel neuromuscular

Estudios sobre los entrenamientos de corta duración han mostrado ganancias de fuerza máxima sin aumento de volumen muscular (Cometti, 1998) o del volumen de las fibras, lo que se interpreta como el resultado de adaptaciones producidas a nivel neuromuscular. Cometti (1998) distingue tres niveles de adaptación a nivel nervioso durante el proceso de contracción muscular:

El reclutamiento de las Unidades Motoras y la frecuencia de los impulsos.

- A) La sincronización de las Unidades Motoras.
- B) La coordinación intermuscular.

Diversos autores (Bosco, Coll, Bonomi, Von Duvillard, & Viru, 2000; Cometti, 1998; Sale, 1992; Siff & Verkhoshansky, 2000; Zatsiorsky & Prilutsky, 1995) coinciden en que el aumento de la fuerza es producido por: el reclutamiento, la frecuencia de los impulsos y finalmente la sincronización. Cometti (1998) esquematiza la cronología de estos fenómenos y atribuye a cada parámetro el porcentaje que le corresponde. Pese a la excesiva simplicidad del esquema, éste aporta una visión muy esclarecedora de este tipo de procesos. Sin embargo, de acuerdo con García García-Manso (1999) se deben de añadir dos niveles de adaptaciones más:

- A) Adaptaciones en la activación del reflejo de estiramiento.
- B) Adaptaciones en los mecanismos inhibitorios.

Orden de reclutamiento de unidades motoras (UM)

La forma en que se organiza el reclutamiento de U.M. se denomina orden de reclutamiento (González-Badillo & Gorostiaga, 1995). La experiencia demuestra que el factor que determina la cantidad y tipo de UM que se ponen en funcionamiento en una contracción muscular, es la resistencia a vencer reclutándose el número de UM precisas para cada acción o movimiento (Bosco, 2000; García-Manso, 1999; Sheppard, Cormack, Taylor, McGuigan, & Newton, 2008; Young, 1995).

Distintos investigadores han realizado registros de la actividad eléctrica integrada (IEMG)

de los grupos musculares durante contracciones voluntarias máximas, en sujetos a los que se les sometió a un programa de entrenamiento de fuerza (Hakkinen, 1994). El aumento de la IEMG máxima después del entrenamiento puede ser debido a un aumento en el número de unidades motoras activadas (reclutadas) y/o a un aumento en la frecuencia de impulso nervioso de las unidades motoras (Cometti, 1998). Pero se comprueba como el aumento en el número de unidades motoras activadas (reclutadas), proceso adaptativo denominado reclutamiento espacial, solo ocurre en sujetos previamente sedentarios o no acostumbrados a realizar entrenamientos de fuerza. Éstos no pueden reclutar todas las unidades motoras durante una contracción voluntaria máxima, especialmente las que inervan a las fibras rápidas. (Cormie, Mcbridge, & McCaulley, 2008; González-Badillo & Gorostiaga, 1995).

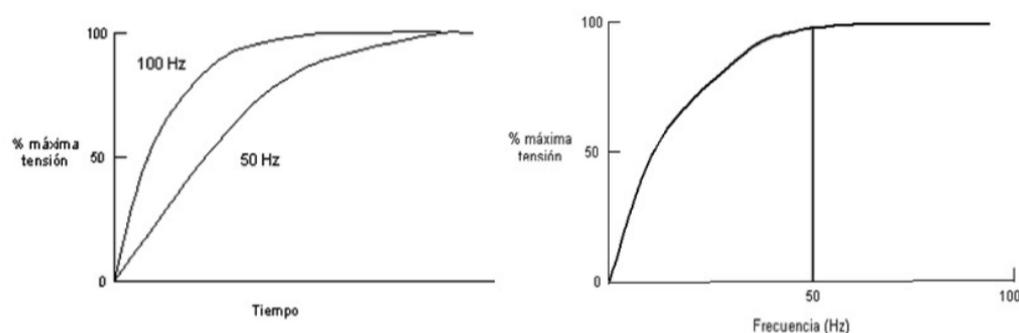


Figure 11: Efecto (derecha) de la estimulación del nervio motor a elevada (100Hz) y a baja frecuencia (50 Hz) (Izquierda) Relación entre la frecuencia de impulso nervioso y tensión (en % de fuerza máxima) desarrollada por las fibras musculares inervadas por un nervio motor (Ambas figuras, modificadas a partir de Sale, 1992).

En la parte derecha de la figura 12 se observan los efectos del entrenamiento de fuerza máxima (con cargas elevadas superiores al 80% de 1RM), en la curva fuerza-tiempo (arriba) y la curva IEMG-tiempo (abajo), durante la realización de una contracción isométrica máxima del cuádriceps. Se observa que dicho entrenamiento provoca una mejora muy elevada (27%) de la FIM. Dicho aumento es muy superior al obtenido tras un entrenamiento de fuerza explosiva (11%). Sin embargo, el entrenamiento de fuerza máxima no se acompaña de una mejora en la capacidad para producir rápidamente una fuerza submáxima. Los efectos de dicho entrenamiento sobre la actividad IEMG quedan reflejados en la curva de abajo a la derecha, donde se observa que el gran aumento en la fuerza isométrica máxima con el entrenamiento, (27%), se acompaña de solamente un ligero aumento (3%) en la IEMG máxima. Esto indicaría que otros factores diferentes a los

neuronales (hipertrofia) contribuyen a la mejora de la fuerza isométrica máxima con este tipo de entrenamiento (González-Badillo & Gorostiaga, 1995). Por otra parte se comprueba que la velocidad de activación IEMG para una fuerza submáxima no se modifica con este tipo de entrenamiento, y a veces puede llegar a empeorar.

Sincronización de las unidades motoras

La máxima tensión desarrollada por un músculo se manifestará en el momento en el que se contraen de forma sincronizada el mayor número de unidades motrices. En las personas sedentarias, el número de UM que pueden ser movilizadas en tensiones de fuerza máxima no supera un 25-30% del total, mientras que en personas entrenadas, el porcentaje puede llegar al 80-90% (Cometti, 1999). Esto es lo que se conoce como coordinación muscular.

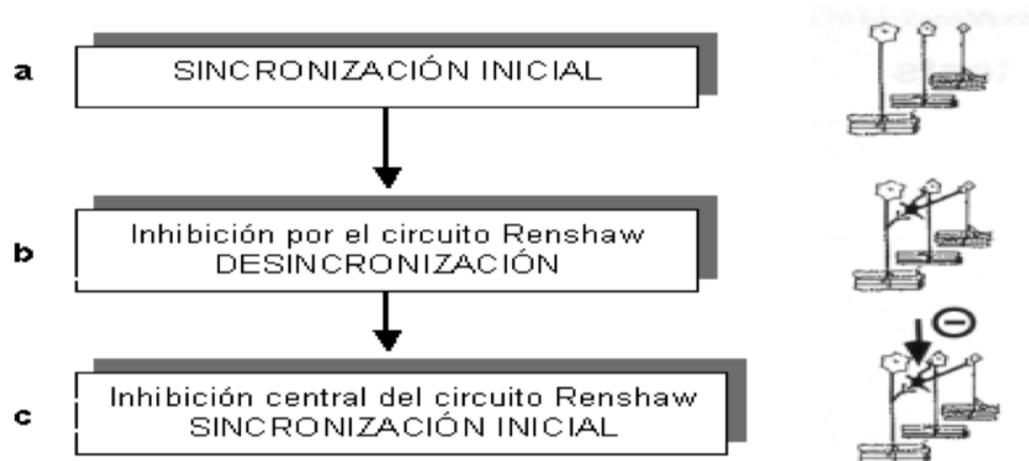


Figure 12: Efecto del entrenamiento sobre la sincronización de las UM (Modificado de Cometti, 1998).

El número de UM que se sincronicen de forma efectiva tendrá influencia sobre la potencia que un deportista es capaz de desarrollar. En este sentido, la forma en las que las UM se sincronizan también determinará el RFD. El mecanismo por el que las UM se sincronizan y/o alternan para aumentar la RFD, la potencia o la potencia, no está totalmente definido (Cormie, McGuigan, & Newton, 2010, 2011; Winchester, McBride, Maher, Mikat, Allen, Kline, & McGuigan, 2008; Folland & Williams, 2007) aunque el proceso que permite aumentar el número de UM que pueden ser reclutadas de forma sincronizada, parece estar en la inhibición del circuito de Renshaw por parte del sistema nervioso central, ya que este circuito es el responsable de la inhibición de las motoneuronas a las que se encuentra asociada (Somjen, 1986). En personas entrenadas, la principal adaptación en relación a la sincronización de las unidades motoras se reclutarían de un modo

más coordinado, necesitando una menor frecuencia de estimulación para producir la misma fuerza (Morinti & De Vries, 1979).

Sale (1992), confirmaron la anterior hipótesis, obteniendo que tras varias semanas de entrenamiento de fuerza se necesita una menor activación electromiográfica (EMG) para producir una fuerza submáxima determinada. No está totalmente demostrado cuales son los mecanismos que permiten estas adaptaciones neurales, pero existen dos hipótesis que tratan de explicar las causas del incremento de UM sincronizadas por medio del entrenamiento de fuerza (Cometti, 1988):

- A) Las dendritas de las alpha-motoneuronas reciben un incremento de los impulsos de las fibras sensoriales.
- B) El incremento de la actividad de los centros nerviosos superiores.

Para Cometti (1998) las UM al principio están sincronizadas (ver Figura 13). El circuito de Renshaw es el causante de la desincronización por acciones inhibitoras sobre las motoneuronas (ver figura 13 b.). El entrenamiento de la fuerza por la acción de inhibiciones centrales sobre el circuito de Renshaw permite al individuo reencontrar la sincronización inicial (ver Figura 13 c).

En cualquier caso, y como resultado final, la mejora en la coordinación intramuscular se traduce en un incremento de la fuerza máxima voluntaria. Una de las funciones más importantes que tiene la sincronización de UM corresponde a su efecto sobre la fuerza explosiva. Sale (1992) confirma este fenómeno al señalar que una mejora en la sincronización de UM, va acompañada con un aumento en los incrementos de fuerza por unidad de tiempo. Se demuestra que la coordinación intramuscular tiene efectos importantes a la hora de la transferencia o ganancia de fuerza entre un miembro entrenado y no entrenado.

Coordinación intermuscular

Otra de las adaptaciones neuromusculares que permiten alcanzar mayor fuerza durante la contracción muscular, es la mejora en la interacción de los músculos que intervienen en una acción y/o la relación entre agonistas y antagonistas (coordinación intermuscular). Sherrington, citado por García-Manso (1999) acuñó el término de inhibición recíproca definiéndolo como la capacidad de relejar el músculo antagonista cuando se contrae su agonista.

Se comprueba como la fuerza generada en una contracción coordinada de varios músculos es mayor que la suma de las fuerzas desarrolladas de forma separada (Howard & Enoka, 1987). Por tanto las cocontracciones o contracciones simultáneas de los músculos agonistas y antagonistas de una articulación son un comportamiento negativo en la economía de la contracción muscular. Este

fenómeno se da más frecuentemente en los movimientos rápidos y violentos y en otros de menor intensidad. El valor de la cocontracción se puede calcular a partir de los registros electromiográficos de los músculos intervinientes en la acción y aplicando la siguiente fórmula (García-Manso, 1999)

Se comprueba como la coactivación de la musculatura antagonista de sujetos poco entrenados es bastante elevada, pudiendo disminuir con el entrenamiento de la fuerza y/o la técnica. Carolan & Cafarelli (1992) demostraron como la reducción en los niveles de coactivación ocurrían preferentemente en la primera semana de entrenamiento. Este interesante mecanismo de actuación de la musculatura antagonista parece estar regulada de forma involuntaria a nivel del sistema nervioso central, sugiriéndose que la coactivación es facilitada por intervención de las células de Renshaw, que inhiben la actividad de las interneuronas.

CAPÍTULO II.

INTRODUCCIÓN AL EJERCICIO DEL PRESS DE BANCA

Introducción

El press de banca es el ejercicio más utilizado para la evaluación y entrenamiento de la fuerza en el tren superior. El número de estudios científicos, así como artículos de carácter divulgativo, en los que se utiliza este ejercicio en sus diferentes variantes de ejecución es muy amplio. A pesar de su elevada utilización no existe un consenso a la hora de establecer los criterios de cómo debe ser ejecutado. Esto en cierta medida, es un problema metodológico que dificulta la transferencia e intercambio de conocimiento, pues como es bien sabido la capacidad de producción de fuerza se ve alterada cuando se modifican las condiciones de ejecución del gesto (Clemons & Aaron, 1997; McLaughlin, 1985; Wagner, Evans, Weir, Housh, & Johnson, 1992). Por tanto, se puede decir que la ausencia de control es, claramente, una manera de introducir error en el proceso de evaluación (Hopkins, 2000). Por ejemplo, la capacidad de desplazar más carga aumenta cuando la anchura del agarre va superando más y más la distancia biacromial (Clemons & Aaron, 1997; Lehman, 2005), existiendo un espacio óptimo inter-individual entre 165% y 180% de la DB para poder general los mayores valores de fuerza (Barnett, Kippers, & Turner, 1995; Lehman, 2005; Wagner et al., 1992). En términos de seguridad, también se sabe que la estabilidad de la articulación gleno-humeral se ve comprometida más y más cuando la separación entre los agarres supera 1.5 la distancia biacromial (Green & Comfort, 2007). La inclinación del banco donde se sitúa el deportista hace que disminuya la capacidad de desplazar carga, cuando aumenta el grado de inclinación del banco (Barnett et al., 1995; Glass & Armstrong, 1997; Trebs, Brandenburg, & Pitney, 2010). El tipo de equipamiento también afecta este factor de rendimiento, cuando se trabaja con mancuernas se desplaza menos carga que cuando se hace con barra, bien sea en pórtico guiado o con barra libre y discos (Cotterman, Darby, & Skelly, 1999; Cotterman, Darby, & Skelly, 2005; Duffey & Challis, 2011).

Desde la perspectiva de la metodología de la investigación es necesario establecer las bases para evaluar siempre bajo las mismas condiciones, al menos la situación bajo la que se toman los datos. Se trata de tener en cuenta aspectos tan elementales, pero determinantes, como la posición de los segmentos, plano de ejecución, velocidad de desplazamiento, rango de movimiento, magnitud de la carga, etc. De por sí, el hombre introduce variabilidad por su naturaleza biológica, por

eso al menos hay que cuidar al máximo los detalles. Siempre hay que considerar la posibilidad, y en ciertos ámbitos, la necesidad, de comparar los resultados hallados entre estudios. En este sentido, existen demasiados artículos en la literatura científica que no describen, con el detalle suficiente, cuáles han sido las condiciones de evaluación. Con el objetivo de estandarizar una forma de ejecución y controlar las situaciones de evaluación, en este trabajo se tratarán aquellos aspectos metodológicos obligatorios que garanticen la correcta toma de datos (ver Figura 13).

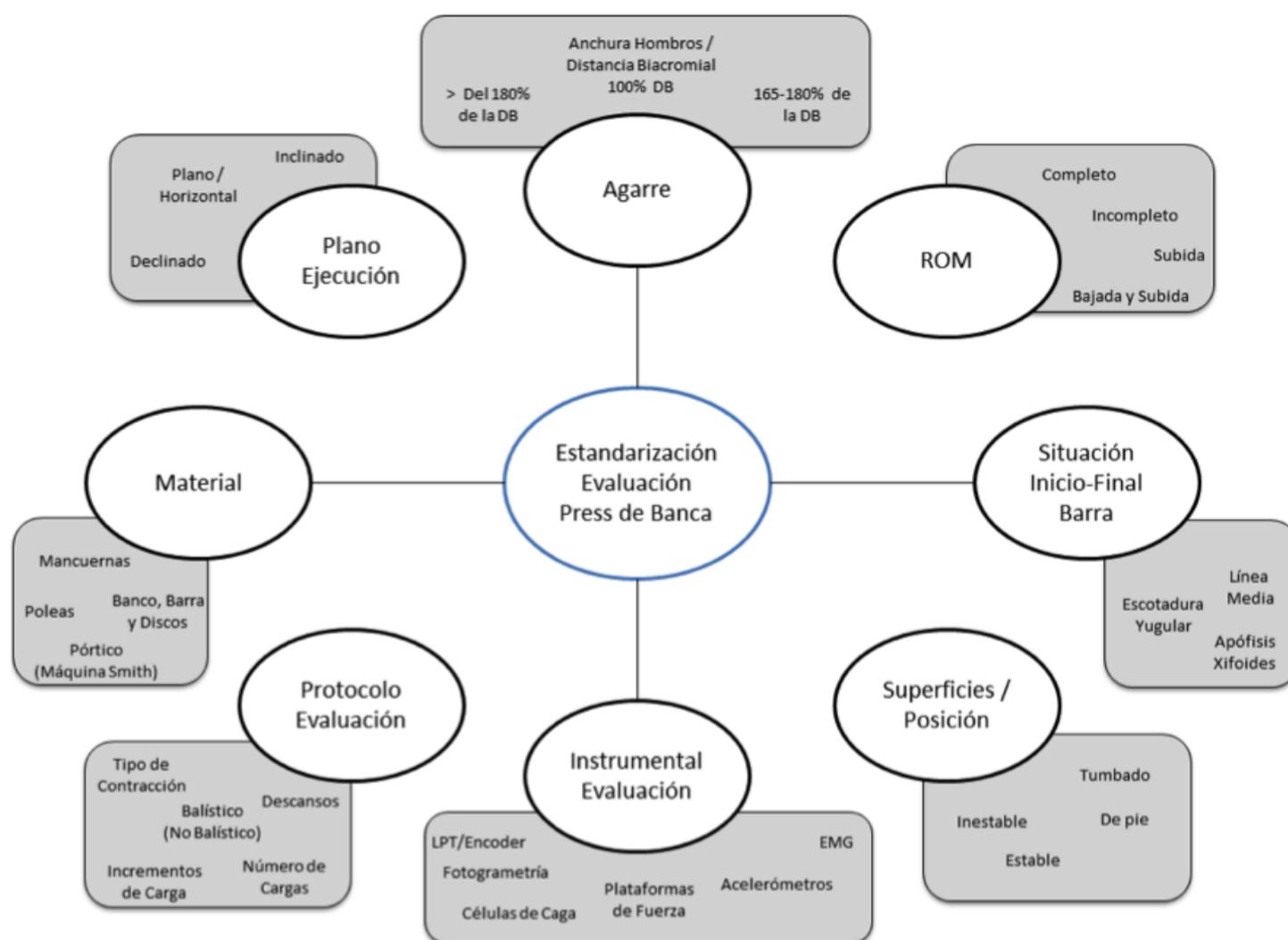


Figure 13: Variables que influyen en el control/evaluación de la fuerza en el press de banca.

Definición y Descripción del Gesto

El press de banca es el ejercicio que utilizan tanto atletas de alto rendimiento como deportistas recreacionales para desarrollar la fuerza y sus diversas adaptaciones (morfo-funcionales) de la musculatura del pecho, hombros y tríceps, fundamentalmente.

Para su ejecución, en el caso más general o básico, hay que estar tumbado supino en un banco horizontal, manteniendo el peso de la barra con ambas manos. El punto de partida de la barra se hará desde una posición equilibrada con la espalda apoyada en el banco con los brazos totalmente extendidos, a partir de ahí, se bajará a tocar el pecho a una localización media entre la escotadura yugular y la apófisis xifoides. Es aquí, en este punto concreto, donde existe mayor dispersión metodológica, pues el punto del inicio del movimiento ascendente de la barra y la posición del agarre de las manos son los aspectos que menos se definen en los estudios. Es sabido que la anchura del agarre modifica la cinética y cinemática del gesto (Clemons & Aaron, 1997; Lehman, 2005; Wagner et al., 1992), y el ángulo del brazo con respecto al tronco también condiciona la participación muscular (Wattanaprakornkul, Halaki, Cathers, & Ginn, 2011). Todos estos aspectos que pueden alterar la medida se verán más adelante en otros apartados.

Delavier, (2007, p.42) en un análisis descriptivo del gesto lo define como el ejercicio que se realiza acostado sobre un banco plano, con glúteos en contacto con el banco y pies en el suelo. Se agarra la barra, manos en pronación y separadas a una longitud mayor a la anchura de los hombros. Bajar hasta el pecho controlando el movimiento de la barra. Una vez en el pecho dependiendo del método la barra se mantiene o no, y sube a una velocidad determinada según el objetivo de entrenamiento. El movimiento termina cuando se estiran totalmente los brazos.

Escamilla, Lander, y Garhamm (2000) describen la ejecución del press de banca como el ejercicio que se realiza tumbado supino sobre un banco plano horizontal mientras se sostiene la barra con las manos con una separación entre ligeramente superior a la anchura de los hombros cuando los brazos están totalmente estirados. Desde esta posición la barra baja lentamente hasta el pecho, a unos centímetros por encima de la apófisis xifoides, para volver de nuevo a la posición inicial. Van Den Tillaar & Ettema, (2009), lo definen como uno de los ejercicios más populares del entrenamiento de la fuerza del tren superior. Se realiza con pesos libres en un banco horizontal tumbado supino mientras se efectúa el levantamiento de la barra. Para ello la barra primero baja hasta tocar el pecho para seguidamente empujar hacia arriba hasta que los codos se extiendan totalmente.

Baechle & Earle, (2008) y Graham, (2003) a la hora de prescribir entrenamiento hacen una descripción de los ejercicios básicos para trabajar distintos grupos musculares. Para desarrollar

la fuerza de la musculatura del pecho detallan cómo debe ejecutarse el press de banca: Posición Inicial: Tumbado supino sobre el banco en la posición de cinco puntos corporales de contacto. Colocar el cuerpo en el banco de forma que los ojos queden situados por debajo del borde de los soportes. Tomar la barra con un agarre cerrado en pronación. La anchura del agarre debe ser ligeramente superior a la anchura de los hombros. Colocar la barra por encima del pecho con los codos totalmente extendidos. Todas las repeticiones comienzan desde esta posición. Fase de movimiento descendente: Bajar la barra hasta que toque el pecho a la altura determinada con respecto a la línea media entre la apófisis xifoides y escotadura yugular. Mantener las muñecas rígidas, directamente por encima de los codos. Conservar la posición de los cinco puntos de contacto con el banco y el suelo.

Fase de movimiento ascendente: Empujar la barra hacia arriba hasta que los codos estén completamente extendidos. Mantener la posición de los cinco puntos de contacto. No arquear la espalda ni levantar el pecho del banco.

FASES DEL GESTO:

Ajuste de Cuatro Fases en las acciones descendente y ascendente:

Con el objeto de alcanzar una mayor precisión en el análisis del gesto, y desde una perspectiva puramente teórica planteamos cuatro fases tanto para la acción excéntrica (o movimiento descendente), como para la concéntrica (o movimiento ascendente). Esta división servirá para unificar criterios a la hora de analizar el gesto, independientemente de la posición del tronco con respecto a la horizontal, y del equipamiento utilizado. En la Figura 2 se muestran estas cuatro fases en las que para la bajada se indican con signo negativo, (a) la posición inicial o Fase -1, con los brazos totalmente extendidos sujetando la carga (ángulo entre brazo y antebrazo, 180°), (b) Fase -2, brazos semi-flexionados con un ángulo entre brazo y antebrazo abierto (145°), (c) Fase -3, donde el brazo y antebrazo forma un ángulo de 90° , encontrándose la articulación del codo en el mismo plano que la del hombro. Y por último (d) la Fase -4, en la que la barra toca el pecho, o cambia de sentido de descendente a ascendente, algunos autores han llegado a definir sin llegar a tocar el pecho (xxx). En la fase concéntrica se aplican las mismas etapas pero a la inversa, el signo en este caso será positivo. De esta manera tan solo citando la fase con su índice, se podrá saber en qué momento del ROM nos encontramos.

En una situación estándar del ejercicio en banco horizontal, las curvas de velocidad (relación velocidad/tiempo) en la fase concéntrica del gesto muestran perfiles similares en todo el espectro de cargas (curvas con un pico), hasta que se alcanza una carga entre el 85-90% de la 1RM y el

valor de FDM (curvas de dos picos) (ver Figura 3). En las curvas de velocidad con cargas inferiores al 85% de 1RM la velocidad pico se va desplazando o retardando conforme la resistencia externa aumenta, hasta que llega el momento crítico en el que hay una pérdida de linealidad y aparecen dos picos. Esta zona donde se produce un enlentecimiento de la carga desplazada es conocida como “sticking period”. En torno a esta región de la dinámica del gesto se han realizado distintas aproximaciones sin llegar a conocer el origen exacto de este fenómeno, por no llegar a determinar si se trata de un fenómeno puramente mecánico, neuromuscular o simplemente una combinación de ambos (Drinkwater, Galna, McKenna, Hunt, & Pyne, 2007; Elliott, Wilson, & Kerr, 1989; Lander, Bates, Sawhill, & Hamill, 1985; van den Tillaar, Saeterbakken, & Ettema, 2012; van den Tillaar & Ettema, 2010; Wagner et al., 1992).

Sticking Period

Algunos de los primeros autores que empezaron investigar sobre este fenómeno fueron Lander, Bates, Sawhill, & Hamill, (1985), estos dividieron el gesto en cuatro fases cuando se desplazaba la máxima carga. La primera corresponde a la “fase de aceleración” que transcurre desde el 5% hasta el 16% del tiempo total de ejecución. Esta fase es seguida por un periodo donde la fuerza aplicada es menor que el peso que la barra y discos, (16% al 42% del tiempo) y se denomina “sticking region” o “sticking period”, nombrado así por Van den Tillaar & Ettema,(2009). Debido a que la fuerza aplicada es menor que la ejercida por el peso de la barra, ésta pierde velocidad, llegando en algunos casos al fallo en el levantamiento. Durante la tercera fase, que corresponde al tiempo comprendido entre el 42% hasta el 84% del tiempo total del gesto concéntrico, nuevamente la fuerza aplicada es mayor a la ejercida por el peso de la barra, siendo este periodo donde se termina de aplicar la mayor fuerza. La última fase corresponde a la desaceleración de la barra y dura el 16% del tiempo restante. De nuevo la fuerza ejercida cae por debajo del peso de la barra.

Van den Tillaar & Ettema, (2010) definieron el concepto de “sticking region o period” frente al de “sticking point” establecido por Madsen & McLaughlin, (1984). Estos autores consideran que se trata de una zona de pérdida de la velocidad y no un punto. Una vez aclarado esto, dichos investigadores analizaron la participación muscular (mediante EMG) y el comportamiento cinemático en tres fases que delimitaron como Pre-sticking, sticking y Post-sticking period. En cualquier caso, tanto la división de las fases propuestas por todos estos autores hacen referencia a aspectos cinéticos y cinemáticos, y como se ve, dichas fases, cambian según la carga a desplazar o el tipo de acción muscular. Por este motivo se ha propuesto una división espacial del ROM (en cuatro fases) para que se pueda definir con más precisión qué ocurre en cualquier variable estudiada, y que pueda ser comparada entre estudios.

Propulsive and Braking Phase

Sin embargo, existe otra de dividir las fases en un movimiento concéntrico en el press de banca. Esta forma de clasificar, o subdividir esta fase concéntrica, se hace desde la perspectiva de la utilización de una medida isoinercial (Jidovtseff et al., 2008), frente a la tradicional evaluación isocinética de la fuerza (Lander et al., 1985). Cuando se está evaluando fuerza con un sistema isoinercial la barra parte de velocidad cero para después alcanzar un pico máximo y seguidamente volver al cero cuando termina el ROM. Sanchez-Medina, Perez, & Gonzalez-Badillo, (2009) se refieren a una fase “propulsiva”, donde $F \geq 0$, y una fase de “frenado” en la que $F \leq 0$. Estos autores analizan la duración de cada una de esas fases a lo largo de todo el espectro de cargas hasta llegar a la 1RM. El porcentaje de tiempo en la fase propulsiva es proporcional a la carga a desplazar alcanzándose el 100% de fase propulsiva cuando se llega a la 1RM.

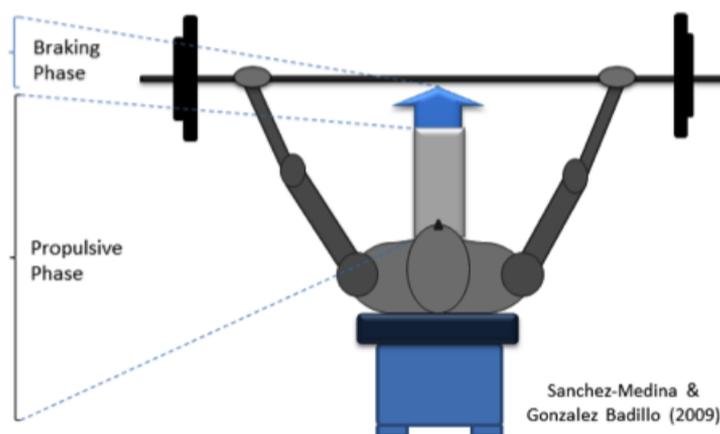


Figure 14: Fases del press de banca según Sánchez-Medina & González-Badillo (2010)

El Agarre

La colocación de los segmentos afecta a la producción de fuerza, así como a la participación de los diferentes paquetes musculares que intervienen en el gesto (Anning, Mueller, & Willy, 2011; Lehman, 2005; McLaughlin, 1985; Wagner et al., 1992). La óptima separación entre las manos, a la hora de agarrar la barra, no se conoce a ciencia cierta, pero se podría afirmar que cuanto mayor sea el brazo de palanca propuesto o generado, mayor será la fuerza que se podrá imprimir a la barra. En este sentido, existe una gran variabilidad inter-sujeto pues son diversos los factores que van a intervenir y/o afectar. Para poder tener un brazo de palanca amplio es necesario tener

el desarrollo muscular que te permita generar la fuerza suficiente ante un compromiso de la estabilidad de la articulación gleno-humeral (Green & Comfort, 2007). También hay que valorar el equilibrio entre la musculatura del pectoral, deltoides y tríceps, que son los músculos principales que se ocupan de la acción de empuje.

En lo referente a la mecánica del gesto del press de banca, la distancia entre las manos en el agarre de la barra y su efecto desde el punto de vista cinético y sobre la participación muscular (analizada mediante EMG), ha sido estudiada en diversos momentos (Barnett, Kippers, & Tunner, 1995; Clemons & Aaron, 1997; Lander et al., 1985; Lehman, 2005; McLaughlin, 1985; Wagner, Evans, Weir, Housh, & Johnson, 1992). Según Clemons & Aaron (1997), para la técnica óptima del press de banca, el agarre debe ubicarse con los antebrazos perpendiculares al suelo cuando la barra toca el pecho. En el estudio de Clemons & Aaron (1997), el agarre donde se producía más fuerza fue al 190% de la distancia biacromial (DB). Más tarde, Lehman (2005) analizó la participación muscular con tres agarres (estrecho, medio y ancho), observando que la actividad mioeléctrica aumentaba en el tríceps de forma muy significativa cuando este era estrecho y la participación del pectoral se hacía más activa cuando el agarre era más ancho.

Uno de los problemas detectados en la literatura ha sido precisamente el tratado en este apartado. Son muchos los estudios donde no se hace una mención clara, o simplemente se omite, la forma en la que se controló esta variable que, como se ha demostrado, afecta a la cinética y cinemática del press de banca. Otra debilidad encontrada, a la hora de estandarizar las condiciones de evaluación, es el propio sistema de referencia para definir el ancho del agarre utilizado hasta la fecha. La distancia biacromial es la marca a partir de la cual se establece la anchura o separación de las manos cuando se agarra la barra (ver Tabla X). En opinión de los autores, pensamos que existen mejores puntos anatómicos, más visibles y fáciles de detectar, que pueden ayudar a la comunidad científica a estandarizar mejor esta extendida forma de evaluar la fuerza como es el ejercicio de press de banca en sus diferentes variantes. En el apartado X se hace una propuesta que ayudará a precisar la forma de medida o control, y eliminará conceptos tan ambiguos como “slightly” o “ligeramente”, pues según la cultura o personalidad del evaluador cambia sustancialmente la distancia a la que se encuentran las manos.

Por último, la orientación de las manos (entre los agarres con pronación o supinación) también deben ser marcadas, pues como se ha demostrado modifica la participación muscular a lo largo del ROM, así como la máxima carga (1RM) a desplazar (Giorgio, Samozino, & Morin, 2009; Lehman, 2005). Cuando se esté haciendo el ejercicio con un equipamiento que permita cambiar la orientación de las manos durante el recorrido, debe indicarse qué cambios se hacen en cada una de las fases descritas en el apartado anterior.

Para estandarizar por tanto esta variable hay que indicar qué sistema de referencia se va a utilizar y cuál es la separación de las manos en todas las series ejecutadas durante la evaluación.

Rango de Movimiento (ROM)

Se ha sugerido que el ROM no debe ser completo, considerando completo el movimiento que va desde la posición de brazos extendidos, bajar a tocar el pecho y volver a extender los brazos totalmente. Existen trabajos en los que a los sujetos se les pedía que se quedaran a varios centímetros del pecho sin llegar a tocar. También otros donde no se limitaba la acción de contramovimiento, y otros en los que se les pedía que hicieran una pequeña parada. Por lo tanto el hecho de parar o no parar entre la fase excéntrica y concéntrica, el tocar o no condiciona mucho lo que ocurre en la fase de subida de la barra.

Brown, (2000) analiza los pros y contras de realizar ROM completos e incompletos. En ésta comparación destaca que es “ridículo” (ludicrous) entrenar con ROM incompletos. No hay motivos para entrenar constantemente con un gesto incompleto si no se tiene ninguna limitación anatómica o funcional. Puede recomendarse para momentos temporales en los que se esté recuperando una lesión de hombro. En esta línea, un ROM incompleto puede evitar una rotura muscular en algunas ocasiones, sobre todo de la porción inferior al final de la fase excéntrica del movimiento (de la Fase - 3 a la - 4, ver Figura 2)).

Por el contrario, existen otros autores que están a favor de trabajar con multi-recorridos, como es el caso de Clark, Humphries, Hohmann, & Bryant, (2011). En atletas de nivel, el modificar el ROM puede servir como estrategia para superar “plateaus” o estancamientos. Para ellos se puede empezar el gesto en la fase de post sticking period, como es definida por Van den Tillaar & Ettema, (2009) que es la fase en la que se supera la reducción de la velocidad al inicio de la subida una vez se despega la barra del pecho. Massey, Vincent, Maneval, & Johnson, (2005) compararon tres grupos de mujeres que durante diez semanas entrenaron press de banca, uno con el ROM completo, otro incompleto o parcial y por último, una combinación. Los tres grupos mejoraron la fuerza al finalizar el periodo de tratamiento, y a pesar que el grupo de ROM completo mejoró más que el resto, los autores concluyeron que entrenar con ROM incompletos es útil para mejorar la fuerza en determinados momentos de una temporada.

Mookerjee & Ratamess, (1999) destacan la variabilidad en la capacidad de producción de fuerza que se da durante todo el ROM. Los motivos son diferentes, brazo de palanca, relación longitud-tensión muscular, activación muscular y masa muscular activada. Durante años se ha pensado

que entrenar en aquellos ángulos donde se puede producir la máxima fuerza era beneficioso en determinadas disciplinas (Zatsiorsky, 1995). Este autor, señala que entrenar modificando ROM se acerca más a la realidad de los deportes en general. En la mayoría de los deportes, los gestos deportivos se manifiestan modificando aleatoriamente el ROM y la producción de fuerza durante todo el recorrido.

Desde el punto de vista de la estandarización, la distancia recorrida por la barra puede distorsionar el resultado de una prueba. El tiempo de aplicación de fuerza, los momentos donde se alcanzan los picos máximos de fuerza, así como las pendientes de las curvas de velocidad, entre otras variables, se verán alterados. Por lo tanto, no controlar los ROM durante la evaluación propicia errores en la medida y por ende en la experimentación.

Punto de partida-llegada, tipos de superficie y posición del tronco

El punto de partida-llegada, como su nombre indica, es aquel punto asociado al inicio del descenso de la barra hasta llegar a una línea concreta. Esta línea perpendicular al esternón, condiciona la posición de los brazos con respecto al tronco, influyendo en la abducción del brazo. Este aspecto condiciona totalmente la participación e implicación muscular. Llevar la barra por debajo o encima de la línea que forman los pezones como zona intermedia es el quid de la cuestión. Acercarse más a la escotadura yugular o a la apófisis xifoides condiciona totalmente el patrón de reclutamiento, movimiento, y ende la fuerza aplicada a la barra (ver Figura 5).

Al igual que señalábamos en el agarre con respecto a la dispersión en la información, es en este apartado de la posición de los brazos con respecto al cuerpo donde también existe una gran laguna. Son pocos los trabajos donde se especifica hasta donde llega la barra con respecto a los puntos que menos mencionado (escotadura yugular y apófisis xifoides). El patrón de reclutamiento en los músculos de la cintura escapular cambia totalmente cuando el ángulo de abducción del hombro aumenta o disminuye. Wattanaprakornkul, Halaki, Cathers, & Ginn, (2011) compara el patrón de reclutamiento entre una acción de press de banca (empuje) con el mismo gesto de tracción. El comportamiento mioeléctrico es diferente entre ambas acciones, pero si se quisiera comparar la acción de press con los datos obtenidos en otro estudio que analiza exclusivamente press de banca, también existirían diferencias. En dicho estudio el gesto tanto de empuje como de tracción se ejecuta en posición sentada con los brazos pegados al tronco, y las palmas de las manos enfrentadas.

En una situación ideal de estandarización los puntos formados por codos y hombros deberían estar en el mismo plano. Es decir, con una abducción del hombro de 90°, en este caso la barra

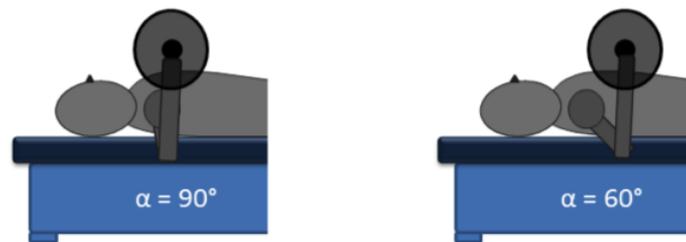


Figure 15: Representación gráfica del punto de partida y llegada de la barra con respecto al apófisis xifoide.

caería en una línea cercana a la escotadura yugular.

Superficies estables vs inestables

Recientemente tanto en el ámbito del entrenamiento deportivo, como en la rehabilitación y en la actividad física salud, ha proliferado el uso de superficies inestables buscando el beneficio que provoca la estimulación del sistema neuromuscular. Se han realizado diferentes estudios donde se ha comparado la capacidad de producción de fuerza en situaciones estables vs inestables. En estos trabajos se ha llegado a la conclusión de que ciertas situaciones inestables introducen un factor de riqueza neuromuscular, mejorando el patrimonio motor de los deportistas. Pero, sin embargo, comprometen la capacidad de desplazar cargas altas, o la posibilidad incluso de generar potencias elevadas. Habitualmente, el press de banca se entrena sobre superficies rígidas (estables). En cambio, recientemente se está investigando que sucede cuando el ejercicio se realiza bajo condiciones de inestabilidad. En cuanto a estudios sobre superficies inestables analizados con electromiografía (EMG) (Uribe, Coburn, Brown, Judelson, Khamoui & Nguyen, 2010; Kohler, Flanagan, & Whiting, 2010) concluyeron que no existe una mayor activación de la musculatura principal cuando se compara con el ejercicio en máquina Smith. En este mismo sentido (Anderson & Behm, 2004; Kormecki, Keibel & Siemienski, 2001; Saeterbakken, Van den Tillar & Fimmland, 2011) tras analizar un mismo ejercicio en ambas condiciones (estable o inestable) concluyeron que existía una pérdida entre el 30% y el 60% de fuerza en el momento que el ejercicio se realizaba bajo condiciones de inestabilidad.

El aumento de las adaptaciones a nivel neuromuscular y el incremento de la sección transversal del músculo son algunos de los factores que favorecen el desarrollo de la fuerza. La ventaja principal de trabajar con medios inestables se basa en el aumento de estas adaptaciones, sobre todo las de tipo neural. Aunque exista una pérdida de fuerza usando medios inestables, se produce una transferencia positiva cuando los ejercicios se realizan en superficies estables. El trabajo de fuerza

integrando periodos de entrenamiento con superficies inestables, es adecuado para la mejora final de fuerza y los mecanismos propioceptivos de las diferentes articulaciones que participan en el movimiento (Anderson & Behm, 2004). Este último factor introduce un factor que puede favorecer la prevención de lesiones.

Desde la perspectiva de la estandarización de la medida, siempre se utilizaría una superficie estable, con el tamaño suficiente para que se apoyen escápulas, parte baja de la espalda y glúteos. Esto garantizará la estabilidad y reproducibilidad de la medida.

Posición del cuerpo

Con respecto a la posición del cuerpo, al cambiar el plano de ejecución se transforma el engrama o patrón de reclutamiento. Mientras que en la posición horizontal, y sus variantes, se están realizando acciones musculares contra de la fuerza de la gravedad, cuando se cambia la posición del cuerpo al plano vertical, el patrón de reclutamiento se ve alterado por la modificación propioceptiva inducida. Al ejecutar el gesto en el plano vertical, el factor impulso o inercia generada por la fuerza de la gravedad desaparece modificando de esta manera la forma de activar la musculatura. Hay que señalar que la corriente dentro del entrenamiento deportivo, denominado “functional training” o entrenamiento funcional, ha motivado una proliferación en el cambio de posiciones del cuerpo cuando se está aplicando fuerza. La idea es acercarse lo más posible a los gestos específicos de cada deporte e incrementar el repertorio motriz de los deportistas. Santana, Vera-García, & McGill, (2007) señalan que hay un encuentro entre las tendencias del entrenamiento funcional, para ello proponen una investigación en la que comparan la actividad mioeléctrica y variables cinéticas de la acción de empuje tradicional en press de banca plano, frente a un press en polea desde posición de pie. En este estudio en particular lo que ocurrió fue que en press de banca tumbado los participantes pudieron desplazar hasta el 95% de su peso corporal, mientras que en posición de pie solo alcanzaron el 35%. Sin embargo, la coactivación de la musculatura del tronco fue significativamente mayor en el segundo caso. Los autores concluyen diciendo que el entrenamiento de la fuerza en posición bípeda debe promoverse en fases de transformación o aplicación de las ganancias de fuerza máxima.

Independientemente de los beneficios que tenga el entrenamiento en diversas posiciones, como promueve el entrenamiento funcional, desde el punto de vista de la estandarización de la evaluación, se deben seguir los mismos pasos para alcanzar el rigor y fiabilidad necesarios en la medida. Por ello, sea en posición tumbada o de pie, hay que seguir los mismo pasos para normalizar el proceso de la toma de datos.

Plano de inclinación

El press de banca es normalmente utilizado en un banco plano u horizontal. Existen modificaciones o variantes en este apartado que alteran los patrones de reclutamiento, la actividad mioeléctrica de los principales musculares implicados en el gesto, y la capacidad de producción de fuerza. Glass & Armstrong, (1997) llevaron a cabo un estudio en el que analizaban el patrón de reclutamiento de las porciones clavicular y esternocostal del pectoral durante los ejercicios de press inclinado y declinado. Estos autores demostraron que la participación de la porción esternocostal del pectoral mayor fue más activo durante el press declinado que durante el inclinado, mientras que la porción clavicular se comportó de la misma manera en ambas situaciones. Barnett et al., (1995) llevaron a cabo otro estudio con la finalidad de analizar qué efecto tenía el plano de trabajo sobre la actividad mioeléctrica en las porciones esternocostal, clavicular del pectoral mayor, así como la porción anterior del deltoides. La inclinación del banco fue de 40° frente a los 18° en el press declinado. La porción esternocostal se mostró más activa en el press de banca plano, mientras que en el inclinado fue en el ejercicio que menos se activó, comparado con el plano y el inclinado. En el caso de la porción clavicular la actividad iba aumentando conforme el ángulo de inclinación aumentaba desde la posición de declinado hasta la de inclinado, aunque no hubo diferencias significativas entre la posición inclinada y plana. Este mismo comportamiento fue encontrado en la porción anterior del deltoides.

Trebs, Brandenburg, & Pitney, (2010) comprobando que la actividad de la porción clavicular del pectoral mayor no está muy clara cuando se supera la línea por encima de la horizontal, llevaron a cabo una investigación donde compararon las siguientes situaciones: 0° horizontal, 28°, 44° y 56° de inclinación. La carga desplazada en todos los caso fue el 70% de 1RM calculada para cada situación. Tras el análisis de los datos observaron que la porción clavicular presentaba mayor actividad cuando el ángulo de trabajo superaba los 40°. Por tanto para estimular la porción superior del pectoral mayor se debe entrenar por encima de dicho ángulo. Hay que resaltar desde el punto de vista de la estandarización de la evaluación que la capacidad de producción de fuerza en cada plano puede variar significativamente. Así lo mostraron Trebs et al., (2010) en su investigación en la que los sujetos desplazaban 118.6 ± 30 kg en el plano horizontal frente a los 85.1 ± 17 kg en plano inclinado (56°).

Equipamiento

La cuantificación de la fuerza vertical aplicada directamente a la barra es una cuestión planteada por Duffey & Challis, (2011), pues como ellos han comprobado, gracias a la instrumentalización de una barra, existen fuerzas laterales que ayudan al levantamiento de la carga. La experiencia

y el tipo de muestra utilizada en su investigación sirvieron para estimular la necesidad de más estudios donde se analice mejor la relación entre las fuerzas verticales y laterales a lo largo de todo el ROM, tanto en la fase excéntrica como concéntrica.

El ejercicio de press banca se puede realizar en una máquina isoinercial (máquina Smith), en peso libre o con mancuernas. La diferencia fundamental entre la realización del ejercicio en máquina Smith o en peso libre es por un lado, la cantidad de peso levantado (Cotterman, Darby, & Skelly, 2005; Saeterbakken et al, 2011; Floyd, Otte & Mayhew, 2009), por otro lado, una mayor actividad muscular medida con electromiografía (EMG) de la musculatura principal (Schwanbeck, Chilibeck, & Binsted, 2009; McCaw & Friday, 1994). Saeterbakken et al. (2011) analizaron el patrón de actividad muscular de los principales músculos ejecutores en el press banca en tres situaciones diferentes (mancuernas, smith machine y peso libre). Estos autores, llegaron a la conclusión que la carga levantada en peso libre era un 17% mayor que en las mancuernas y un 14% mayor que en comparación con la máquina Smith. En esta misma línea, Floyd et al. (2009) analizaron la cantidad de peso (Kg) levantado en tres máquinas diferentes, peso libre, máquina Smith y Nautilus. Los datos obtenidos mostraron que el ejercicio en peso libre se levantó un 8,8% más de carga en comparación con la máquina Smith, en cambio, cuando los datos se comparaban con los resultados de la máquina Nautilus, se levantó un 15,7% más de carga en esta máquina que en comparación con el peso libre. En cuanto a la EMG, se produjo un aumento de actividad en el triceps en cuanto las condiciones eran más estables (máquina Smith ; mancuernas ; peso libre). En contra-oposición a los resultados expuestos por Saeterbakken et al. (2011), la similitud de posicionamiento entre el ejercicio de press banca realizado con mancuernas y en máquina Smith hace que no haya diferencias entre la EMG de la porción anterior del deltoides y el pectoral mayor (Sadri, Jourkesh, Ostojic, Calleja-González, Ojagi, & Neshati, 2011).

McCaw & Friday (1994) compararon la actividad muscular que se producía durante la ejecución del press banca en peso libre con respecto al realizado en máquina Smith con dos cargas (al 60% y 80% de 1RM). Este contraste de cargas fue utilizado para identificar la validez de la EMG como medio para analizar la actividad muscular en ambos ejercicios. Los autores afirmaron que cuando el ejercicio se realiza en peso libre requiere una mayor estabilización de la musculatura principal ejecutora (sobre todo a nivel de la porción anterior y medial del deltoides) lo contrario de lo que sucede cuando se realiza en máquina Smith. Los resultados obtenidos sugirieron que durante la ejecución del press banca bajo condiciones de peso libre, al 60% de 1RM, se obtenía una mayor actividad muscular en comparación con el ejercicio en máquina Smith.

Otra de las diferencias fundamentales entre ambos ejercicios es en cuanto al aspecto biomecánico. La limitación del ejercicio en la máquina Smith a un sólo plano, afecta a la ejecución del mismo

(Floyd et al., 2009). En este sentido, González-Badillo & Rivas-Serna (2002) hacen referencia que la evaluación de un ejercicio de pres banca en máquina Smith, se pierde información a la hora de medir la fuerza, puesto que la acción se realiza en un solo plano, al contrario con lo que sucede con el peso libre.

Instrumental de evaluación

Harris, Cronin, Taylor, Boris, & Sheppard, (2010) destacan la importancia que tiene la evaluación de la fuerza y la potencia en el día a día del entrenamiento de muchos atletas. Para mejorar las diferentes manifestaciones de la fuerza es necesario:

a) Desarrollar instrumentos validos y fiables que ayuden a cuantificar los cambios en el rendimiento de los deportistas.

b) Identificar las adaptaciones funcionales y los factores mecánicos que propician el desarrollo de la fuerza en sus diversas vertientes, para de esta manera ajustar perfectamente las cargas en cualquier ciclo de entrenamiento.

c) Informar al deportista, al estar mejor informado en cada momento del proceso de entrenamiento, implica una mayor posibilidad de alcanzar los objetivos propuestos.

Existe un problema a la hora de comparar datos cuando se utilizan dispositivos con tecnología diferente. Afortunadamente las opciones en el mercado son múltiples, pero la proliferación de dispositivos ha dificultado, en cierta manera, la posibilidad de compartir información. Transductores de posición lineal (LPT), acelerómetros con giróscopos, plataformas de fuerza, galgas extensiométricas, etc. son algunos de los dispositivos que se emplean para la evaluación de la fuerza y sus manifestaciones. El caso de los LPT se puede decir que es la tecnología más utilizada en los últimos años (Drinkwater et al., 2007; González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Hansen, Cronin, & Newton, 2011; Harris et al., 2010; Jidovtseff, Harris, Crielaard, & Cronin, 2011). Los acelerómetros aunque utilizados desde hace décadas, es también en los últimos años cuando se están utilizando los sensores triaxiales. Rontu, Hannula, Leskinen, Linnamo, & Salmi, (2010) desarrollan varias fórmulas de predicción de la 1RM empleando esta tecnología para el control y registro de todas las variables cinemáticas. En otro estudio se analizó la validez de este tipo de tecnología frente al uso de un modelo LPT. Las correlaciones entre dispositivos fueron altas tanto en el press de banca balístico (con lanzamiento de la barra) como en el ejercicio de squat jump (Comstock et al., 2011).

A diferencia de los dispositivos LPT, las plataformas de fuerza permiten conocer la fuerza antes de que se inicie la fase de movimiento en el press de banca. Rambaud, Rahmani, Moyon & Bourdin (2008) analizaron el movimiento de press banca con una plataforma de fuerzas y con un encoder. Cuando la masa del miembro superior es ignorada en el análisis (como ocurre con los encoders), los datos relativos a la fuerza fueron diferentes, existiendo diferencias significativas ($p=0,0001$). Los máximos errores de estimación en la medida se dieron en los datos de potencia y velocidad (56% y 41% respectivamente). Así lo corroboran los datos de Rahmani, Viale, Dalleau, & Lacour (2001), citado por Rambaud et al. (2008) que afirman que el porcentaje de error en los resultados de fuerza pueden variar desde el 6% hasta el 45% en función de diferentes condicionantes como la velocidad y la masa. Cabe resaltar que cuando se realizó el análisis de los datos con el encoder, tomando los valores de las extremidades, no existieron diferencias significativas en cuanto a los valores de fuerza comparados con la plataforma de fuerzas.

CAPÍTULO III.

MODELO MECÁNICO DEL PRESS DE BANCA

Introducción

La forma de estudiar que tiene la ciencia del deporte los movimientos del cuerpo humano se basan en los modelos matemáticos. Estos modelos descomponen los gestos en simples formas geométricas extraídas de la mecánica del movimiento humano (Enoka, 2008; Zatsiorsky, 2002). Un modelo es un conjunto de formulas que expresa relaciones, proposiciones sustantivas de hechos, variables, parámetros, entidades y relaciones entre variables y/o entidades u operaciones. Estos constituyen una traducción de la realidad física para posibilitar la aplicación de los instrumentos y las técnicas de las teorías matemáticas al estudio del comportamiento de sistemas complejos. Mediante sistemas inversos de cálculo, pueden traducirse los resultados numéricos de la realidad física.

Estos modelos matemáticos varían de acuerdo a la complejidad del movimiento y según la articulación analizada (Bao & Willems, 1999; Rettig, Fradet, Kasten, Raiss, & Wolf, 2009). Acero (2009) propone tratar los segmentos como cuerpos rígidos con una densidad uniforme y grados de aproximación en la construcción de un modelo segmentado del cuerpo humano. Los modelos matemáticos son herramientas fundamentales en la prevención de lesiones y su posterior recuperación (Escamilla, 2001). También son de gran utilidad en el análisis del deporte desde el punto de vista técnico, permitiendo profundizar en el estudio de movimientos complejos en los tres planos del espacio (Rodríguez, Quintero, & Aschner, 2005).

El press de banca es un movimiento multiarticular en donde cualquier alteración en la producción de fuerza crea cambios en la cinemática del gesto (Chou et al., 2011; Escamilla, Lander, & Garhammer, 2000; van den Tillaar & Ettema, 2009). Esto se debe a las diferencias y ajustes continuos que se producen en las posiciones de las articulaciones y segmentos durante todo el rango de movimiento (ROM). Esto provoca una modificación en las velocidades lineales y angulares, sobre todo, en la articulación del codo (van den Tillaar & Ettema, 2009). En el hombro existen también alteraciones que son descritas por (Rahmani, Rambaud, Bourdin, & Mariot, 2009) pero son menos perceptibles, afectando en menor medida al modelo mecánico, y por lo tanto al resultado del gesto.

En este sentido, Rahmani, Viale, Dalleau, & Lacour, (2001) y más tarde Rambaud, Rahmani, Moyon, & Bourdin, (2008) analizan la cinética del press de banca horizontal, estudiando el compor-

tamiento de diferentes variables en un protocolo incremental hasta llegar a la 1RM. Son (Rahmani et al., 2009) quienes describen un modelo matemático del press de banca a partir de la comparación entre un encoder óptico y una plataforma de fuerza. En este caso el modelo matemático sirve para validar la utilidad de ambos dispositivos. Sin embargo, los estudios que utilizan modelos matemáticos para la descomposición de la fuerza son escasos. Los estudios realizados en el gesto de press de banca se centran fundamentalmente en análisis cinéticos y secuenciales de la participación muscular en las diferentes fases del gesto (Barnett, Kippers, & Turner, 1995; Clemons & Aaron, 1997; Cronin, McNair, & Marshall, 2001; Santana, Vera-Garcia, & McGill, 2007).

El presente estudio tiene como objetivo diseñar un modelo matemático para el tren superior, teniendo como base tres segmentos - hombro, codo y el binomio muñeca-barra - en la ejecución del press de banca en el plano horizontal. Se pretende crear, a partir de este sistema de segmentos que actúan en el plano sagital del tren superior con un movimiento lineal en su eje vertical, una aplicación informática que sirva de simulador para el estudio de fuerzas. Este simulador es la herramienta que servirá para hacer un modelado matemático avanzado con el que poder predecir las fuerzas que soportan cada articulación y segmento. La construcción de esta aplicación servirá para profundizar en el estudio de la dinámica de cargas en diferentes poblaciones cuando ejecuten programas de entrenamiento de distinta naturaleza neuromuscular.

Descripción del modelo

Para la descomposición de las fuerzas presentes en el sistema (ver Figura 1), se ha tomado el valor medio de la muestra en cada una de las cargas hasta llegar a su 1RM. Los puntos de referencia del sistema han sido hombro (S), codo (E) y barra-muñeca (W). Estas fueron analizadas para el modelo mecánico del press de banca en plano horizontal a partir del estudio fotogramétrico.

Los componentes del sistema para la descomposición de las fuerzas, son:

- a) (W) La barra fue considerada como un segmento más del sistema unido a las manos (barra-muñeca).
- b) (E) el codo que es la articulación que une la barra-muñeca y el hombro. Es la articulación que más movimiento en los tres ejes puede producir durante la fase concéntrica. En nuestro sistema fue limitado para que solo actuara en el plano transversal.
- c) (S) el hombro, que interactúa directamente con el codo, cuando se realiza la extensión del brazo en la fase concéntrica del gesto.

Aproximación al problema

En la presente Tesis Doctoral se ha analizado uno de los medios más utilizados en investigación y entrenamiento de la fuerza, el press de banca. El entrenamiento deportivo es un proceso sistemático multifactorial. Saber el origen y los motivos por los que las adaptaciones se están produciendo en el deportista es un objetivo para muchos, y a la vez la razón, por la que las ciencias del deporte están en continua búsqueda y evolución. El control pormenorizado de los medios que se utilizan para desarrollar cualquiera de las manifestaciones de la fuerza, es un motivo suficiente como para plantearse los estudios que en esta Tesis Doctoral presenta.

Son muchas las preguntas e hipótesis que surgieron al plantearnos esta investigación. El trabajo forma parte de la línea “Evaluación y Control del Entrenamiento de la Fuerza Muscular” del Grupo de Investigación al que pertenezco (CTS-642, IDAFSD). Desde el análisis de las estructuras más básicas del entrenamiento de la fuerza, pretende dar respuesta a las necesidades procedimentales de control y evaluación.

Esta Tesis Doctoral se divide en dos grandes bloques. En el primer bloque se hace un recorrido teórico, a través de cuatro revisiones sistemáticas, desde los aspectos más generales de la teoría del entrenamiento de la fuerza a los aspectos más analíticos así como otros más concretos del control de la fuerza en el tren superior, haciendo una breve incursión en los aspectos básicos de la mecánica aplicada al entrenamiento. El segundo bloque, está dedicado a la presentación de los tres estudios experimentales en los que se divide esta Tesis. El manuscrito finaliza con las aplicaciones prácticas que en futuro pretenden ayudar a mejorar la metodología de investigación de la fuerza. Esto se ha hecho así por las motivaciones e inquietudes que mueven a los componentes de mi grupo de investigación. Con mi aportación, espero haber ayudado a recorrer un trocito de este largo camino.

Referencias

- Anning, J., Mueller, S., & Willy, D. (2011). Pilot Study: The Influence of Grip Width on Barbell Displacement and Shoulder Range of Motion When Performing the Bench Press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25,
- Baechle, T. R., & Earle, R. W. (2008). *Essentials of strength training and conditioning*. Human Kinetics Publishers.
- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 9(4), 222–227.
- Bevan, H. R., Bunce, P. J., Owen, N. J., Bennett, M. A., Cook, C. J., Cunningham, D. J., Newton, R. U., et al. (2010). Optimal Loading for the Development of Peak Power Output in Professional Rugby Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 43–47.
- Brown, L. E. (2000). Partial or full range of motion during the bench press. *Strength & Conditioning Journal*, 22(1), 55–56.
- Clark, R. A., Humphries, B., Hohmann, E., & Bryant, A. L. (2011). The influence of variable range of motion training on neuromuscular performance and control of external loads. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 25(3), 704–711.
- Clemons, J. M., & Aaron, C. (1997). Effect of Grip Width on the Myoelectric Activity of the Prime Movers in the Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 11, 82.
- Comstock, B. A., Solomon-Hill, G., Flanagan, S. D., Earp, J. E., Luk, H.-Y., Dobbins, K. A., Dunn-Lewis, C., et al. (2011). Validity of the Myotest in Measuring Force and Power Production in the Squat and Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(8), 2293–2297.
- Cotterman, M. L., Darby, L. A., & Skelly, W. A. (1999). Comparison of muscle force production of Smith Machine and free weight for similar exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31, S79.
- Cotterman, Michael L., Darby, L. A., & Skelly, W. A. (2005). Comparison of Muscle Force Production Using the Smith Machine and Free Weights for Bench Press and Squat Exercises. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 169.

Delavier, F. (2007). *Guía de los movimientos de musculación: Descripción anatómica*. Editorial Paidotribo.

Drinkwater, E. J., Galna, B., McKenna, M. J., Hunt, P. H., & Pyne, D. B. (2007). Validation of an optical encoder during free weight resistance movements and analysis of bench press sticking point power during fatigue. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(2), 510.

Duffey, M. J., & Challis, J. H. (2011). Vertical and Lateral Forces Applied to the Bar during the Bench Press in Novice Lifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 2442–2447.

Elliott, B. C., Wilson, G. J., & Kerr, G. K. (1989). A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(4), 450–462.

Giorgio, P., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2009). Multigrip Flexible Device: Electromyographical Analysis and Comparison With the Bench Press Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23, 652–659.

Glass, S. C., & Armstrong, T. (1997). Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 11, 163–167.

González-Badillo, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement Velocity as a Measure of Loading Intensity in Resistance Training. *International Journal of Sports Medicine*, 31, 347–352.

Graham, J. F. (2003). Bench press barbell. *Strength & Conditioning Journal*, 25(3), 50. Green, C. M., & Comfort, P. (2007). The Affect of Grip Width on Bench Press Performance and Risk of Injury. *Strength & Conditioning Journal*, 29(5).

Hansen, K. T., Cronin, J. B., & Newton, M. J. (2011). The Reliability of Linear Position Transducer and Force Plate Measurement of Explosive Force–Time Variables During a Loaded Jump Squat in Elite Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5), 1447–1456.

Harris, N. K., Cronin, J., Taylor, K.-L., Boris, J., & Sheppard, J. (2010). Understanding Position Transducer Technology for Strength and Conditioning Practitioners. *Strength and Conditioning Journal*, 32(4), 66–79.

Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine*, 30(1), 1–15.

Jidovtseff, B, Croisier, J.-L., Scimar, N., Demoulin, C., Maquet, D., & Crielaard, J.-M. (2008). The ability of isoinertial assessment to monitor specific training effects. *The Journal of Sports*

Medicine and Physical Fitness, 48(1), 55–64.

Jidovtseff, Boris, Harris, N. K., Crielaard, J.-M., & Cronin, J. B. (2011). Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 267–270.

Lander, J., Bates, B., Sawhill, J., & Hamill, J. (1985). A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 17(3), 344–353. Lehman, G. J. (2005). The Influence of Grip Width During the Flat Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 587–591.

Madsen, N., & McLaughlin, T. (1984). Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(4), 376–381.

Massey, C. D., Vincent, J., Maneval, M., & Johnson, J. T. (2005). Influence of range of motion in resistance training in women: early phase adaptations. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), 409.

McLaughlin, T. (1985). Grip spacing and arm position. *Powerlifting USA*, 8(6), 24.

Mookerjee, S., & Ratamess, N. (1999). Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise. *Journal of strength and conditioning Research*, 13, 76–81.

Rontu, J.-P., Hannula, M. I., Leskinen, S., Linnamo, V., & Salmi, J. A. (2010). One-Repetition Maximum Bench Press Performance Estimated With a New Accelerometer Method. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 2018–2025.

Sanchez-Medina, L., Perez, C. E., & Gonzalez-Badillo, J. J. (2009). Importance of the Propulsive Phase in Strength Assessment. *International Journal of Sports Medicine*, 31(02), 123–129.

Santana, J. C., Vera-Garcia, F. J., & McGill, S. M. (2007). A kinetic and electromyographic comparison of the standing cable press and bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 21(4), 1271–1277.

Trebs, A. A., Brandenburg, J. P., & Pitney, W. A. (2010). An Electromyography Analysis of 3 Muscles Surrounding the Shoulder Joint During the Performance of a Chest Press Exercise at Several Angles. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(7), 1925.

Van Den Tillaar, R., & Ettema, G. (2009). A Comparison of Successful and Unsuccessful Attempts in Maximal Bench Pressing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(11), 2056.

van den Tillaar, R., Saeterbakken, A. H., & Ettema, G. (2012). Is the occurrence of the sticking region the result of diminishing potentiation in bench press?

van den Tillaar, Roland, & Ettema, G. (2010). The sticking period in a maximum bench press. *Journal of Sports Sciences*, 28(5), 529–535.

Vingren, J. L., Buddhadev, H. H., & Hill, D. W. (2011). Smith Machine Counterbalance System Affects Measures of Maximal Bench Press Throw Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(7), 1951–1956.

Wagner, L., Evans, S., Weir, J., Housh, T., & Johnson, G. (1992). The effect of grip width on bench press performance. *International J Sport Biomech*, 8, 1–10.

Wattanaprakornkul, D., Halaki, M., Cathers, I., & Ginn, K. A. (2011). Direction-specific recruitment of rotator cuff muscles during bench press and row. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 1041–1049.

Análisis de la fiabilidad test-retest de la fuerza, potencia y velocidad de un test incremental de cargas en el tren superior.

Jose Gutierrez Heredia

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Iker Javier Bautista González

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Ignacio Jesús Chiroso Ríos

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Luis Javier Chiroso Ríos

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Ignacio Martin Tamayo

Departamento de Psicología Social y Metodología de las C.C del Comportamiento. *Universidad de Granada*

”Las pruebas test-retest son de gran valor, no sólo por conocer la fiabilidad de la medida, si no por la gran ayuda que nos supone planificar con un objetivo claro, es decir, en base a las mínimas diferencias”

Tesis Doctoral.
Granada 2011/2012



Análisis de la fiabilidad test-retest de la fuerza, potencia y velocidad de un test incremental cargas en el tren superior

Gutierrez, J., Bautista, I.J., Chiroso, I.J., Chiroso., L.J., Martín, I

Resumen

El propósito de este estudio fue analizar la fiabilidad test-retest de un protocolo incremental en press de banca en máquina Smith en las variables de carga (kg), fuerza pico (N), fuerza media (N), potencia media (W), potencia pico (W), velocidad media ($m*s^{-1}$) y velocidad pico ($m*s^{-1}$). Dieciséis personas (12 hombres y 4 mujeres) sanas realizaron (media: 175.8 ± 5.6 cm, 75.4 ± 5.72 kg, 24.4 ± 5.72 años) de forma voluntaria este estudio. Los sujetos realizaron un test incremental hasta llegar a la 1RM en dos ocasiones diferentes, con mínimo de 48 horas de recuperación. La fuerza media, fuerza pico, potencia media, potencia pico, velocidad media y velocidad pico fue registrada mediante un transductor de posición lineal (T-Force System, Murcia, España). La fiabilidad test-retest fue medida mediante el índice de correlación intraclase (ICC modelo 2,k), el error estándar de la medida (SEM) y las mínimas diferencias (MD) para la carga inicial (CI), máxima potencia (MP) y la repetición máxima (RM). El análisis de la fiabilidad mostró altos valores en una repetición máxima (1RM) (ICC= 0.96 y SEM= 3.2 kg). La fiabilidad test-retest de la fuerza pico y media fue alta (rango ICC= 0.82-0.97). La potencia pico y media y velocidad pico y media presentaron valores altos de ICC (rango: 0.82-0.97) en la CI y valores moderados-bajos (rango ICC= 0.33-0.52) en las cargas de MP y RM.

Palabras Clave: itren superior, percepción del esfuerzo, press de banca, predicción velocidad media

Introducción

EN el entrenamiento de la fuerza, la determinación de la máxima carga que un deportista es capaz de levantar se denomina una repetición máxima (RM). Los diferentes porcentajes de la RM corresponden a las diversas zonas de entre-

namiento dentro de las vertientes de la fuerza. Tagesson & Kvist (2007) diferencian tres zonas de entrenamiento (ligera, media y pesado) en función del porcentaje de la 1RM (60-70 % RM, 75-80 % RM, ≥ 85 % RM, respectivamente). La correcta determinación del valor de la 1RM es el principal objetivo por parte de los entrenadores para poder

aplicar, con mayor exactitud, los diferentes porcentajes de carga de forma adecuada, tanto para deportistas de alto rendimiento como a pacientes en procesos de rehabilitación. Por otro lado, la fiabilidad de otro tipo de variables como la fuerza, la potencia y la velocidad también resulta de vital importancia para la evaluación de nuestros deportistas y para la planificación deportiva.

Existen numerosos estudios (Cronin & Henderson, 2004; Cronin, McNair, & Marshall, 2001; Hopkins, 2000; Tagesson & Kvist, 2007) que han analizado la fiabilidad de variables como la fuerza, potencia y velocidad, en diferentes cargas hasta llegar a la 1RM en distintos ejercicios. Para el análisis de la fiabilidad, un test-retest suele ser utilizado para determinar las diferencias entre las medidas de ambas evaluaciones, siendo el índice de correlación intraclase (ICC) y el error estándar de la medida (SEM) los estadísticos más adecuados y utilizados para el análisis de la fiabilidad. Otros estadísticos, como las mínimas diferencias (MD) pueden ser utilizados para valorar si los cambios obtenidos en el rendimiento son como consecuencia de errores en la medida o de verdaderas mejoras físicas (Weir, 2005). La fiabilidad test-retest para el cálculo de 1RM varía en función de la experiencia, la edad y el sexo de los sujetos. En aquellos sujetos con mayor experiencia, los resultados del ICC son más elevados, presentando también valores más bajos de SEM y viceversa.

La fiabilidad de un test-retest para la determinación de la 1RM se puede analizar desde diferentes puntos de vista, en función de las variables que se analicen. En primer lugar, la máxima carga

levantada (medida en kg). Cronin & Henderson (2004) evaluaron el ejercicio de la sentadilla horizontal medida cuatro veces en un lapso de tiempo de 10 días. Estos autores concluyeron que para la evaluación de la fuerza en deportistas principiantes, es necesario la realización del test en múltiples ocasiones para poder asegurar una buena fiabilidad de la medida. Tagesson & Kvist (2007) compraron 23 sujetos en un ejercicio de extensión de rodilla medidos en dos ocasiones, en días diferentes. El ICC fue elevado (0.90), mientras que el valor del SEM fue de 5.1 kg. En este sentido, analizaron las sesiones que son necesarias para conseguir una medida consistente en 1RM en el ejercicio de extensión de piernas en sujetos principiantes, llegando a la conclusión que son necesarias un mínimo de 3 a 4 sesiones en jóvenes principiantes, haciendo especial hincapié en el control de la fiabilidad metodológica del test de fuerza usado para la evaluación. En segundo lugar, desde el punto de vista del análisis de la fiabilidad de las diferentes manifestaciones de la fuerza. Cronin & Henderson (2004) analizaron el pico y la media de la velocidad, potencia y fuerza en press de banca en cuatro evaluaciones en un periodo de 7-9 días. No encontraron diferencias significativa en ninguna de las variables medidas en los dos días diferentes de evaluación, aunque estos autores, no incluyeron en sus análisis ningún estadístico de fiabilidad tal como el ICC y el SEM. Weiss, Fry, Gossick, Webber, & Barrow (1998) analizaron la fiabilidad del press banca a lo largo de un espectro de velocidades, en las variables de pico de fuerza y potencia. Cuatro velocidades fueron seleccionadas y evaluadas en dos ocasiones. Los autores concluyeron que la fuerza y la potencia

pico presenta altos valores de fiabilidad en las diferentes velocidades seleccionadas. Stock, Beck, DeFreitas, & Dillon (2011) analizaron la fiabilidad de la velocidad de la barra durante el ejercicio del press de banca libre. Tras analizar una muestra de 21 sujetos, los autores concluyeron que resulta muy interesante calcular una prueba de fiabilidad test-retest, puesto que los cambios en los resultados de cualquier programa de intervención serían más adecuados para comprobar el efecto del tratamiento. Jennings, Viljoen, Durandt, & Lambert (2005) analizaron la fiabilidad de un LPT, para medir la potencia muscular en ejercicios de fuerza monoarticulares y multiarticulares. Los ejercicios de curl de bíceps y squat presentaron altos niveles de fiabilidad (rango: 0.95-0.98; medida mediante el ICC). Estos autores argumentan que el SEM de los ejercicios que involucran múltiples articulaciones es mayor que aquellos ejercicios monoarticulares. Faigenbaum et al. (2012) analizaron la fiabilidad test-retest de 1RM en el ejercicio “power clean”, en sujetos adolescentes entrenados. Los resultados presentados en dicha investigación mostraron altos valores de fiabilidad (ICC= 0.98), encontrando un bajo error estándar de la medida (2.3 kg). Cabe destacar que la muestra que utilizaron en ese estudio fueron adolescentes con mucha experiencia en la realización del ejercicio.

Las fuentes de variación de las diferentes manifestaciones de la fuerza suelen proceder de nuestra variabilidad biológica y del instrumental de medida (Hopkins, 2000), además de otras fuentes de variación, cómo puede ser el propio test a utilizar para la evaluación, la correcta estandarización de las posiciones, etc. Por lo tanto, el propósito de es-

te estudio es, (a) analizar si el test incremental de cargas utilizado para la evaluación nos proporciona una adecuada fiabilidad para determinar el valor de 1RM. Por otro lado, (b) investigar los cambios que se producen, en la fiabilidad test-retest hasta llegar a la 1RM en press de banca, en las variables de fuerza media, fuerza pico, potencia media, potencia pico, velocidad pico y velocidad media.

Método

Aproximación Experimental al Problema

En este estudio, un diseño de medidas repetidas fue realizado para evaluar la fiabilidad test-retest para las variables de carga (kg), Fuerza Pico (N) y Potencia Media (W). La fuerza del tren superior de los sujetos fue medida en el ejercicio de press de banca en máquina Smith mediante un protocolo incremental de cargas hasta alcanzar la 1RM. En un periodo mínimo de 48 horas se repitió, en las mismas condiciones que la primera evaluación, el mismo test incremental. Un ANOVA de 2 vías (test x manifestación) fue utilizado para comparar los resultados de la fuerza y potencia en ambas ocasiones de evaluación.

Sujetos

Dieciséis (n=16) estudiantes de Educación Física (12 hombres y 4 mujeres) sirvieron como sujetos experimentales en este estudio. Como criterio de inclusión, ninguno de los sujetos podía estar realizando un programa activo de entrenamiento paralelamente al estudio. La media de los sujetos \pm SD de la altura, masa corporal y edad fue de 175.8 ± 5.6 cm, 75.4 ± 5.72 kg, 24.4 ± 5.72 años, respectivamente. Todos los sujetos firmaron un consentimiento

informado previamente a la realización de investigación. Este estudio fue llevado de acuerdo a la declaración de Helsinki y fue previamente aprobado por el comité ético de la Universidad de Granada. Los sujetos no estaban tomando ninguna sustancia anabolizante ni fármacos que pudieran alterar los resultados del es

Procedimiento

Durante la primera visita al Laboratorio de Control del Rendimiento de la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Granada, los sujetos realizaron una sesión de familiarización con el material de evaluación. Se realizaron las mediciones del peso corporal, talla y distancia interepicondilea para la posterior estandarización y ubicación del agarre en la barra. El agarre fue estandarizado de forma unilateral usando la distancia de la medida epicondilea hasta la escotadura yugular. Posteriormente, los sujetos realizaron un calentamiento estandarizado que se componía de dos partes. Una parte general de activación vegetativa y entrada en calor en cicloergómetro a 50W durante 5 minutos. La segunda parte del calentamiento correspondió a la realización, en una máquina Smith, de 4 series de 15 repeticiones con 20 kg. Tres minutos fueron dejados entre el final del calentamiento y el inicio del test incremental.

El test incremental consistía en aumentos graduales de carga hasta llegar a la 1RM. La carga inicial fue de 20 kg, produciéndose aumentos progresivos de carga de 20 kg (cuando la velocidad de la barra era mayor a $0.5 \text{ m}^*\text{s}^{-1}$) y de 5 kg (para velocidades de la barra menores a $0.5 \text{ m}^*\text{s}^{-1}$). Se realizaron 4 repeticiones para la carga inicial y 2-3 repeticiones para el resto de cargas, exceptuando la 1RM, que

los sujetos sólo fueron capaces de levantar la carga una sola vez. Se les pidió a los sujetos que realizan el movimiento a la máxima velocidad posible. La velocidad de descenso de la barra fue controlada. Los sujetos debían de bajar la barra en dos tiempos y aguantar con la barra en el pecho un máximo de 2 segundos, evitando así el efecto “rebote”. Para impedir que el efecto de la fatiga afectara a los resultados, se dejaron descansos comprendidos entre 3-5 minutos. Los periodos de descanso más pequeños (3 minutos) para aquellas velocidades de la barra que era desplazadas a más de $0.5 \text{ m}^*\text{s}^{-1}$, y periodos de descanso más amplios (5 minutos), para velocidades de la barra inferiores a $0.5 \text{ m}^*\text{s}^{-1}$. Un periodo mayor a 48 horas fue dejado entre la realización del test en ambas ocasiones. Cada fase concéntrica de la evaluación fue registrada mediante el uso de un transductor de posición lineal (T-Force System, Ergotech, Murcia, España). El segundo día de evaluación, los sujetos realizaron exactamente el mismo procedimiento que el primer día.

Análisis Estadístico

Un ANOVA de 2 vías fue realizado para examinar el efecto de la Fuerza Media, Fuerza Pico, Potencia Pico, Potencia Media y Velocidad Media en las dos evaluaciones realizadas. Las interacciones del ANOVA fueron analizadas mediante los ajustes post hoc de Bonferroni. La fiabilidad test-retest para las variables de Fuerza Media y Pico, Potencia Media y Pico, Velocidad Media y Pico y Carga fue evaluada mediante el uso del ICC (modelo 2,k). El error asociado a las medidas de la fuerza, potencia y carga fue analizado mediante el SEM. Para el cálculo del SEM, se utilizó la fórmula de la raíz cuadrada de la media cuadrática de los errores ($\text{SEM} =$

\sqrt{MSe}). Los resultados del SEM están expresados en la misma unidad de medida que las variables en cuestión. Se establecieron las mínimas diferencias (MD) mediante el uso de la siguiente fórmula: $MD = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$. Se realizaron pruebas t-test para muestras apareadas para determinar las diferencias significativas para cada una de las variables en las dos ocasiones de evaluación. Las diferencias significativas se establecieron al nivel de $p \leq 0.05$.

Resultados

Valor máxima de carga desplazada

La carga media levantada durante las evaluaciones del día 1 y 2 fueron de 59.7 ± 17.37 kg y 61.56 ± 18.68 kg, respectivamente. En términos absolutos, se levantó un 3% más de carga en el segundo día. Los resultados de la t-test de medidas repetidas indicaron que no existieron diferencias significativas ($p = 0.138$) en la carga levantada en el test incremental en ambas ocasiones evaluadas. El índice de correlación intraclase (ICC) para la carga fue de 0.96 (95% intervalo de confianza = 0.90 – 0.98). El error típico (SEM) esperado en la carga de la 1RM fue de 3.56 kg y unas MD de 9.9 kg. En la Figura 2 se muestra el coeficiente de correlación entre las dos evaluaciones ($r = 0.967$, $p = 0.001$).

Fuerza pico, potencia pico y velocidad pico

Los resultados del ANOVA de 2 vías indicaron que no existieron diferencias significativas ($p = 0.391$, $p = 0.055$, $p = 0.856$) en las interacciones de Bonferroni (test x fuerza pico) en

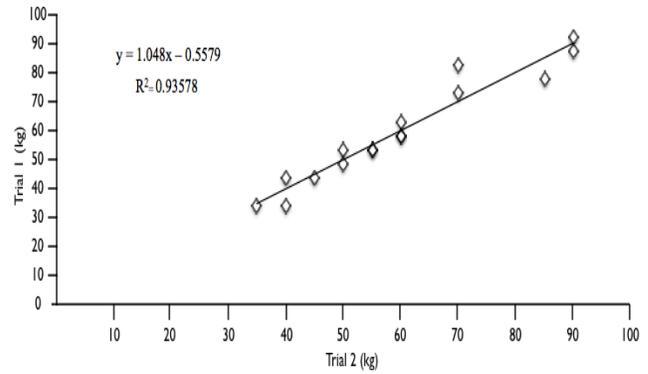


Figura 1: Relación de la 1RM (kg) en las dos ocasiones que se evaluaron.

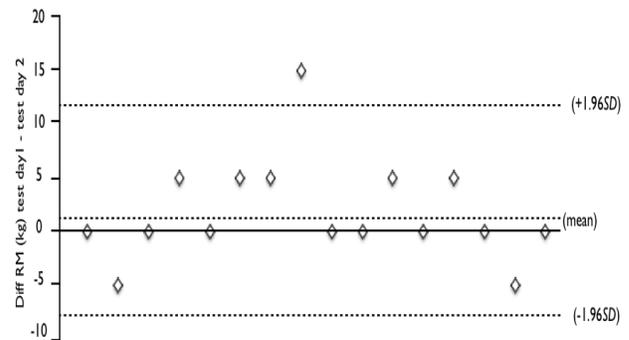


Figura 2: Gráfico Bland and Altman con la fiabilidad en press de banca. El eje-x representa las diferencias entre la $RM_{día.2} - RM_{día.1}$ (media de la 1RM). El eje-y representa las diferencias individuales entre la $RM_{día.2} - RM_{día.1}$. La media de las diferencias (media) y 1.96SD están representados mediante las líneas discontinuas.

las intensidades de CI, MP y RM analizadas. En cuanto a las interacciones de Bonferroni (test x potencia pico) el ANOVA de 2 vías no mostró diferencias significativas ($p = 0.095$, $p = 0.093$, $p = 0.627$) en ambas evaluaciones en las intensidades de CI, MP y RM, respectivamente. En la velocidad pico ($p = 0.231$, $p = 0.789$, $p = 0.584$) no se encontraron diferencias significativas

en los dos días de evaluación. En la Tabla 2 se muestran los resultados para el ICC, SEM y MD en la variable de fuerza pico y potencia media en las tres intensidades analizadas (CI, MP y RM).

Fuerza media, potencia media y velocidad media

Los resultados del ANOVA de 2 vías indicaron que no existieron diferencias significativas ($p = 0.421$, $p = 0.388$, $p = 0.856$) en las interacciones de Bonferroni (test x fuerza media) en las intensidades de CI, MP y RM analizadas. En cuanto a las interacciones de Bonferroni (test x potencia media) el ANOVA de 2 vías no mostró diferencias significativas ($p = 0.389$, $p = 0.964$, $p = 0.992$) en ambas evaluaciones en las intensidades de CI, MP y RM, respectivamente (ver Figura 5). En la velocidad media ($p = 0.849$, $p = 0.592$, $p = 0.273$) no se encontraron diferencias significativas en los dos días de evaluación. En la Tabla 2 se exponen los resultados para el ICC, SEM y MD en la variable de fuerza pico y potencia media en las tres intensidades analizadas.

Discusión

La principal conclusión de este estudio es que el protocolo utilizado es perfectamente válido y fiable para la consecución de la 1RM,. En las tablas 1 y 2, se muestran los resultados del ICC, SEMs y MD para las variables de carga, fuerza pico, fuerza media, potencia pico, potencia media, velocidad pico y velocidad media. De forma general, nuestros resultados muestran una alta fiabilidad (ICC= 0.96) en la máxima carga

desplazada (ver Tabla 1) en las dos ocasiones que se repitió el test, obteniéndose valores de SEM de 3.2 kg. Durante el test incremental realizado el segundo día de evaluación, un 3% más de carga consiguieron levantar más los sujetos de nuestro estudio. La correlación de Pearson mostró una fuerte asociación entre ambas evaluaciones ($r = 0.967$, $p = 0.001$, ver Figura 1). El gráfico “Bland-Altman” presentado en la Figura 2 muestra que no existieron cambios sistemáticos (p.e., efecto aprendizaje). La ausencia de asociación entre la diferencia y la media vienen a confirmar que el método no proporciona un error sistemático. Las MD diferencias fueron calculadas de acuerdo con lo expuesto por Weir (2005). En teoría, este estadístico nos muestra el resultado mínimo que debería haber en una próxima evaluación para que se considerasen que realmente los cambios son debidos a una mejora a causa del entrenamiento y no por un error de la medida. Nuestros resultados muestran que son necesario un cambio mínimo en la 1 RM de 9.9 kg para considerarse cambios reales de rendimiento.

La fuerza pico y fuerza media presentan niveles moderados-altos de fiabilidad (ICC= 0.86, 0.90 y 0.97; ICC= 0.84, 0.94 y 0,97) en las tres intensidades analizadas (CI, MP y RM), respectivamente. En las comparaciones de las intensidades en los dos días de evaluación, no se encontraron diferencias significativas (ver Tabla 2) entre ambas evaluaciones. En la potencia pico y media, valores altos de fiabilidad (ICC= 0.93 y 0.96 ICC= 0.97 y 0.94) fueron encontrados en la CI y MP, respectivamente. En cambio, el ICC en la carga de la RM, para la variable de potencia pico y media,

Cuadro 1: Valores del ICC, SEM y MD en las variables de fuerza media, fuerza pico, potencia media y potencia pico.

Fuerza Pico	valor p	ICC (modelo 2,k)	SEM (N)	MD (N)
CI	0.391	0.96	28.9	80.2
MP	0.055	0.90	42.2	117
RM	0.856	0.97	35.5	95.7
Fuerza Media	valor p	ICC (modelo 2,k)	SEM (N)	MD (N)
CI	0.421	0.84	32.6	80.1
MP	0.388	0.94	34.1	117
RM	0.856	0.82	34.5	98.4
Potencia Pico	valor p	ICC (modelo 2,k)	SEM (W)	MD (W)
CI	0.095	0.97	31.4	87
MP	0.093	0.94	47.6	132
RM	0.584	0.82	54.2	150.2
Potencia Media	valor p	ICC (modelo 2,k)	SEM (W)	MD (W)
CI	0.389	0.93	11.9	33
MP	0.964	0.96	17.9	50
RM	0.992	0.38	45.8	127
Velocidad Pico	valor p	ICC (modelo 2,k)	SEM (W)	MD (W)
CI	0.231	0.84	0.18	0.50
MP	0.789	0.38	0.25	0.69
RM	0.584	0.53	0.10	0.28
Velocidad Media	valor p	ICC (modelo 2,k)	SEM (W)	MD (W)
CI	0.840	0.98	0.032	0.09
MP	0.592	0.82	0.071	0.20
RM	0.273	0.33	0.063	0.17

fue de 0.82 y 0.36, reportando resultados de una media-baja fiabilidad. La velocidad pico y media en la CI presentó niveles moderados-altos de fiabilidad (ICC= 0.98 y 0.84), respectivamente. En la MP y en la RM, niveles moderados-bajos de fiabilidad fueron encontrados (ICC= 0.82, 0.33 y 0.38, 0.53) en la velocidad media y pico respectivamente.

Para nuestro conocimiento, este es el primer estudio que analiza la fiabilidad de un test incremental de cargas hasta llegar a la 1RM en

las variables de carga, fuerza pico, fuerza media, potencia pico, potencia media y velocidad media, en las intensidades de CI, MP y RM. En cuanto a la variable de carga, los resultados presentados en nuestro estudio concuerdan con los indicados por Tagesson & Kvist (2007), en donde, en ambas ocasiones donde se midió el ejercicio de extensión de rodillas, el segundo día, los sujetos que realizaron las evaluaciones, consiguieron levantar un 2% más de carga, presentado valores altos de ICC de 0.96 y un SEM de 3.2 kg. Más concretamente, en

el ejercicio de press de banca Cronin Henderson (2004) analizaron las diferentes RM's que se alcanzaban, medido en cuatro ocasiones, durante un periodo de 7 a 9 días, con sujetos principiantes. Durante las 4 evaluaciones de la 1RM, se encontraron diferencias significativas ($p = 0.001$) en la carga del primer día con el resto de días evaluados, consiguiendo levantar un máximo de un 13.6% kg más de carga en la última evaluación en comparación con el resto de evaluaciones. Estos resultados entran en desacuerdo con los reportados en nuestro estudio. En las evaluaciones llevadas a cabo en nuestra investigación, no se encontraron diferencias significativas ($p = 0.138$) en la máxima carga desplazada en las dos ocasiones que se repitió el test. Un 3% más de carga se levantó el segundo día de evaluación tras 48 horas de recuperación. Probablemente, las diferencias en el protocolo de evaluación o las características de los sujetos (inexpertos en su caso) sea la explicación más plausible para explicar estas diferencias.

Cuando hablamos de fiabilidad, estamos haciendo referencia a la constancia de la medida (Hopkins, 2000). La fuentes de errores son como consecuencia de la interacción de diferentes factores como pueden ser el propio rango de estabilidad de los sujetos (experiencia previa, edad, sexo, nivel de entrenamiento), el propio protocolo incremental utilizado para la evaluación (tipo de máquina utilizada, aumentos de cargas para llegar a la 1RM, recuperación entre series, recuperación entre las diferentes evaluaciones) y/o el mismo dispositivo utilizado para las mediciones (transductor de posicionamiento lineal, plataforma de fuerzas, acelerómetro). En nuestro estudio,

hemos evaluado un protocolo de evaluación para la consecución de la 1RM (descrito en el método) con un LPT. A su vez, las variables de fuerza, potencia y velocidad, han sido obtenidas y analizadas.

La fuerza pico presenta niveles moderados-altos de fiabilidad (ICC= 0.86, 0.90 y 0.97) en las tres intensidades analizadas (CI, MP y RM), respectivamente. Del mismo modo, la fuerza media en las tres intensidades analizadas muestran valores moderados-altos de fiabilidad (ICC= 0.84, 0.94 y 0.97). En las comparaciones de la fuerza pico y media en las tres intensidades analizadas en los dos días de evaluación, no se encontraron diferencias significativas (ver Tabla 2) entre ambas evaluaciones. Weiss, Fry, Gossick, Webber, & Barrow (1998) midieron el pico de fuerza en diferentes velocidades en press de banca. Valores altos de ICC (rango: 0.95-0.98) fueron encontrados en las diferentes velocidades analizadas. Estos resultados están en concordancia con los valores obtenidos en nuestro estudio. La fuerza pico y media mostraron niveles bajos de SEM (rango: 28.935.5N [fuerza pico] y rango: 32.634.4N [fuerza media]) en ambas evaluaciones (ver Tabla 2).

En la potencia pico y media, valores altos de fiabilidad (ICC= 0.93, 0.96; ICC= 0.97, 0.94) fueron encontrados en la CI y MP, respectivamente. El ICC en la carga de la RM (potencia media), fue de 0.36, mientras que para la potencia pico, el ICC fue de 0.82., reportando niveles medios-bajos de fiabilidad. Otros autores como Jennings et al. (2005) analizaron la potencia media en los ejercicio de curl de bíceps y squat, durante tres días consecutivos de evaluación.

Dichos investigadores, reportaron niveles altos de fiabilidad (rango: 0.95-0.98) tanto para el ejercicio que implica una sola articulación (curl de bíceps), como para el ejercicio que envuelve la participación de más de una articulación (squat).

La velocidad pico y media también fueron analizadas en las tres intensidades mencionadas anteriormente (CI, MP y RM). Valores medios-altos de fiabilidad fueron obtenidos en la CI (ICC= 0.98 y 0.84) para la velocidad media y pico, respectivamente. Pero el análisis del resto de cargas (MP y RM), muestran valores medios-bajos de fiabilidad (ICC= 0.82, 0.33 y 0.38, 0.53) para la velocidad media y pico, respectivamente. (Stock, Beck, DeFreitas, & Dillon, 2011) analizaron la fiabilidad de la fuerza y velocidad en ejercicios de “contramovement jump”. Los resultados obtenidos en cuanto a ICC (0.79-0.99) avalan la fiabilidad de estas variables en el ejercicio evaluado. En nivel de fiabilidad de nuestros resultados en cuanto a la variable velocidad descende cuanto mayor es la intensidad de la carga. En la investigación de Stock et al. (2011) reportaron moderados valores de ICC (rango: 0.56-0.81) para la velocidad media en un espectro de cargas desde el 10% hasta el 90% de 1RM y un largo SEM (0.06 m*s-1) para la carga de 1RM, evaluado en press de banca libre. Los mencionados autores argumentan este hecho en la baja motivación de los atletas. De igual forma, nuestros resultados para la variable de velocidad pico y media, con la carga de 1RM muestran altos valores de SEM (0.10 m*s-1 y 0.06 m*s-1). En nuestro caso, una posible explicación a este hecho sea la heterogeneidad de la muestra y la inclusión de mujeres en el estudio.

Los resultados presentados en este estudio, hacen referencia a una evaluación de la fiabilidad test-retest de un protocolo incremental de cargas hasta llegar a la 1RM en press de banca. De forma general y a modo de conclusión, podemos afirmar que el protocolo utilizado proporciona valores fiables en la medición de la carga máxima desplazada. El resto de variables analizadas (fuerza, potencia y velocidad, y sus respectivos picos y medias) presentan moderados-altos valores de fiabilidad, exceptuando la potencia media, velocidad media y pico en la 1RM. Algunas limitaciones deben ser tenidas en cuenta para comprender mejor los resultados en este estudio. Los LPT son dispositivos que calculan el espacio, generalmente, en base a diferencias de voltaje (Harris, Cronin, Taylor, Boris, & Sheppard, 2010). El resto de variables son cálculos derivados de fórmulas matemáticas. A nuestro parecer, la baja fiabilidad obtenidas en algunas variables como la velocidad o la potencia en cargas altas, podría ser debido a este hecho. Otro aspecto a considerar en la obtención de bajos ICC puede ser por los sujetos que participaron en esta investigación. La heterogeneidad de la muestra y la experiencia previa, puede influir en la fiabilidad de las variables de potencia y velocidad con cargas máximas. A la luz de los hechos, el análisis de la fiabilidad test-retest de las variables de fuerza y potencia, debería ser analizado en futuros estudios con otro tipo de dispositivos que sean capaces de calcular la fuerza de una forma directa, como las plataforma de fuerzas. De esta forma, se podría asegurar, que el error producido en estas variables no es por el dispositivo de medición. Por otro lado, la velocidad pico y media debería analizarse con la selección de una mues-

tra homogénea para comprobar que sucede al ser analizada mediante los estadísticos de fiabilidad.

Aplicaciones Prácticas

Para poder evaluar con mayor precisión en la medida cualquier cambio que se produce en los diferentes tratamientos de utilizados, resulta necesario, sino imprescindible, la realización por parte de los deportistas una prueba test-retest. Por un lado, nos proporcionará información sobre el estado operacional actual de nuestros deportistas, pero por otro lado, nos podrá ayudar en el proceso de planificación de los entrenamientos. La obtención de información tal como la fiabilidad de una medida en una determinada variable (ICC y SEM), o las MD que en teoría debería desarrollar nuestros deportistas en futuras evaluaciones para que se consideren cambios en el rendimiento, resulta crucial para la prescripción y diseño de programas de entrenamiento.

Referencias

- Cronin, J. B., & Henderson, M. E. (2004). Maximal strength and power assessment in novice weight trainers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(1), 48.
- Cronin, J., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2001). Velocity specificity, combination training and sport specific tasks. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 4(2), 168–178.
- Faigenbaum, A. D., McFarland, J. E., Herman, R. E., Naclerio, F., Ratamess, N. A., Kang, J., & Myer, G. D. (2012). Reliability of the One-Repetition-Maximum Power Clean Test in Adolescent Athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(2), 432.
- Harris, N. K., Cronin, J., Taylor, K.-L., Boris, J., & Sheppard, J. (2010). Understanding Position Transducer Technology for Strength and Conditioning Practitioners. *Strength and Conditioning Journal*, 32(4), 66–79.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine*, 30(1), 1–15.
- Jennings, C. L., Viljoen, W., Durandt, J., Lambert, M. I., & others. (2005). The reliability of the FitroDyne as a measure of muscle power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(4), 859.
- Stock, M. S., Beck, T. W., DeFreitas, J. M., & Dillon, M. A. (2011). Test–Retest Reliability of Barbell Velocity During the Free-Weight Bench-Press Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 171–177.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using THE Intraclass Correlation Coefficient. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240.
- Weiss, L. W., Fry, A. C., Gossick, E. L., Webber, J. M., & Barrow, E. H. (1998). Reliability of bench press velocity-spectrum testing. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 2(4), 243–252.
- Faigenbaum, A. D., McFarland, J. E., Herman, R. E., Naclerio, F., Ratamess, N. A., Kang, J., & Myer, G. D. (2012). Reliability of the One-Repetition-Maximum Power Clean Test in Adolescent Athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(2), 432.
- Harris, N. K., Cronin, J., Taylor, K.-L., Boris, J., & Sheppard, J. (2010). Understanding Position

Transducer Technology for Strength and Conditioning Practitioners. *Strength and Conditioning Journal*, 32(4), 66–79.

Jennings, C. L., Viljoen, W., Durandt, J., Lambert, M. I., & others. (2005). The reliability of the FitroDyne as a measure of muscle power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(4), 859.

Stock, M. S., Beck, T. W., DeFreitas, J. M., & Dillon, M. A. (2011). Test–Retest Reliability of Barbell Velocity During the Free-Weight Bench-Press Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 171–177.

Tagesson, S. K. B., & Kvist, J. (2007). Intra-and interrater reliability of the establishment of one repetition maximum on squat and seated knee extension. *The Journal of Strength Conditioning Research*, 21(3), 801.

Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using THE Intraclass Correlation Coefficient. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240.

Weiss, L. W., Fry, A. C., Gossick, E. L., Webber, J. M., & Barrow, E. H. (1998). Reliability of bench press velocity-spectrum testing. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 2(4), 243–252.

Análisis de la precisión de un dispositivo de desplazamiento lineal para predecir el valor de la máxima carga desplazada en dos protocolos incrementales

Jose Gutierrez Heredia

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Iker Javier Bautista González

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Ignacio Jesús Chiroso Ríos

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Luis Javier Chiroso Ríos

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Ignacio Martin Tamayo

Departamento de Psicología Social y Metodología de las C.C del Comportamiento.
Universidad de Granada

El tipo de protocolo incremental usado (+10 vs +20), no tiene influencia sobre el valor final de la 1RM.”

Tesis Doctoral.
Granada 2011/2012



Análisis de la precisión de un dispositivo de desplazamiento lineal para predecir el valor de la máxima carga desplazada en dos protocolos incrementales

Gutierrez, J., Bautista, I.J., Chiroso, I.J., Chiroso., L.J., Martín, I

Resumen

El propósito de este estudio fue analizar la precisión de la fórmula de predicción de un dispositivo de desplazamiento lineal (LPT) para la predicción de la máxima repetición (1RM) mediante la relación fuerza/velocidad. Veinticuatro ($n = 24$) varones fueron asignados de forma aleatoria a dos grupos. El primer grupo, realizó un protocolo incremental de + 10 kg, mientras que el segundo grupo, realizó un protocolo incremental de + 20 kg. Durante la realización de los protocolos se produjeron una media de 6 ± 1.45 y 4 ± 0.94 incrementos de cargas, para el grupo 1 y 2 respectivamente. La prueba *t*-test de medidas repetidas mostró diferencias significativas ($p = 0.000$ y $p = 0.000$) en la 1RM real y estimada de ambos protocolos. No se hallaron diferencias significativas ($p = 0.581$) en la comparación los datos de la RM real de ambos protocolos. La fórmula de predicción del LPT predijo un 7.42% y un 8.92% más de carga para los protocolos 1 y 2 respectivamente. El índice de correlación intraclase (ICC) y el error estándar de la medida (SEM) fueron de 0.925 y 0.986 y de 2.25 kg y de 2 kg, para los grupos 1 y 2 respectivamente. Los resultados de este estudio sugieren que para predecir la 1RM es indiferente el protocolo a utilizar, aunque los estadísticos de fiabilidad muestran mayor precisión con el protocolo incremental +20 kg.

Palabras clave: Evaluación fuerza, press de banca, dispositivo de desplazamiento lineal, fórmula de predicción, relación fuerza/velocidad.

Introducción

Uno de los objetivos fundamentales del entrenamiento con resistencias externas es mejorar la capacidad de producir altos niveles de fuerza. Para ello, la carga externa, es decir, los kilogramos a

desplazar, juega un papel vital en este desarrollo. El entrenamiento con cargas altas ($\geq 80\%$ de 1RM) resulta básico para la mejora de procesos como el reclutamiento de fibras rápidas y la sincronización de unidades motrices (Cronin, McNair,

& Marshall, 2001). La relación fuerza-velocidad representa un papel clave en este desarrollo de las diferentes manifestaciones de la fuerza. A mayor velocidad concéntrica de los músculos envueltos en la acción, menor será la capacidad de generar fuerza (Cormie, McGuigan, & Newton, 2010; Kawamori & Newton, 2006). A la luz de los hechos, el conocimiento de las diferentes zonas de trabajo en función de la 1RM resulta fundamental para la correcta periodización del entrenamiento de fuerza.

Para conseguir este objetivo, entrenadores e investigadores han tratado de buscar la forma más rápida y segura de conocer este valor máximo. Cuando se habla de predicción de valores de la 1RM, existen muchos métodos que pueden ser utilizados para su cálculo de forma indirecta (p.e. ecuaciones que utilizan repeticiones hasta la fatiga total, repeticiones con una carga dada, mediante el uso de variables antropométricas) o de forma directa (protocolos incrementales, relación fuerza/velocidad) (Horvat et al., 2003; Jidovtseff et al., 2006; Kravitz, Akalan, Nowicki, & Kinzey, 2003; J.L. Mayhew, Ball, Arnold, & Bowen, 1992; Jerry L. Mayhew, Ware, & Prinster, 1993, Dohoney et al., 2002). La precisión de las fórmulas de predicción de la 1RM han sido estudiadas tanto en personas entrenadas como no entrenadas, llegando a la conclusión de que cuanto más cercana es la carga submáxima a la 1RM, mayor precisión se obtiene en este valor. En un trabajo clásico, Mayhew, Ball, Arnold, & Bowen. (1992) evaluaron tanto a hombres como a mujeres, requiriéndoles que realizaran tantas repeticiones en press de banca como su capacidad les permitiera durante un minuto. La carga desplazada oscilaba entre el 55 %

y el 95 % de la 1RM. Los resultados mostraron una correlación tanto para hombres como mujeres de $r = 0.80$, y con un SEM de 6.4 kg. Igualmente, estos autores concluyeron que cuanto más cercano se encuentre la carga submáxima del 1RM más exacta es la ecuación de regresión para predecir el valor de fuerza dinámica máxima (FDM).

Otro camino para predecir el valor de la máxima carga desplazada es analizar la relación de la fuerza/velocidad. Jidovtseff, Harris, Crielaard, & Cronin, (2011) analizaron y confirmaron que es posible la utilización de la relación fuerza/velocidad para estimar el rendimiento en press de banca con una buena precisión. Estos autores aconsejan que simplemente es necesaria la realización de 3-4 cargas incrementales, comenzando desde pesos ligeros. Además, de que sería conveniente, repetir de 3 a 5 veces de forma separada estas sesiones de evaluación para alcanzar una mayor precisión en la medición de la 1RM. Bosquet, Porta-Benache, & Blais, (2010) tras el análisis de 27 participantes en la ejecución de un protocolo incremental de cargas en press de banca, llegaron a la conclusión de que el dispositivo de desplazamiento lineal utilizado (Muscle's Lab), es preciso a la hora de monitorizar las adaptaciones producidas por el entrenamiento, aunque no es aconsejable para la prescripción de intensidades, ya que se obtienen altos valores de sesgo.

Hasta la fecha, no se ha realizado ningún estudio en donde se comparen la 1RM estimada por un LPT en dos protocolos incrementales hasta alcanzar la 1RM. Es posible, entre otros factores, que el tipo de protocolo utilizado para evaluar la máxi-

ma carga desplazada, sea una fuente de error que puede afectar a la medida de la predicción. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es (a) analizar la fórmula de predicción de un dispositivo de desplazamiento lineal para la determinación de la 1RM en dos protocolos incrementales de cargas en el ejercicio del press de banca en función de la relación fuerza-velocidad.

Método

Veinticuatro ($n = 24$) varones sanos fueron asignados de forma aleatoria a dos grupos con diferente protocolo. En el primer grupo, el protocolo incremental fue de +10 kg (Grupo 1; $n= 12$; $XXX \pm XX$ años, $XXX \pm XX$ cm, $XXX \pm XX$ kg), mientras que en el segundo grupo, se produjeron aumentos de 20 kg en dicho protocolo (Grupo 2; $n= 12$; $XXX \pm XX$ años, $XXX \pm XX$ cm, $XXX \pm XX$ kg). Como criterio de inclusión para este estudio, los participantes debían: (a) tener más de 1 años de experiencia en el press de banca y (b) no estar tomando fármacos ni sustancias dopantes que aumentaran el rendimiento (p.e; creatina). Los participantes firmaron previamente a la realización de los test un consentimiento informado. El protocolo experimental fue aprobado por el comité ético de la Universidad de Granada. Previamente a las sesiones de evaluación, los participantes realizaron una sesión de orientación con el objetivo de la familiarización con el material. Para minimizar los errores durante el transcurso de la experimentación, fueron llevados a cabo las siguientes estrategias: (a) calibrar el peso de la barra y discos utilizados para la evaluación, además, (b) se entrenó a los experimentadores

para que las instrucciones verbales fueran siempre las mismas. En dicha sesión, los participantes ejecutaron diversas series y repeticiones del ejercicio del press de banca en máquina Smith. El procedimiento de estandarización del agarre se realizó en dicha ese momento, quedando anotado el ancho del agarre de forma individualizada para las posteriores evaluaciones.

Una semana después, los dos grupos realizaron un protocolo incremental hasta llegar a la 1RM. El material de evaluación utilizado en los test fue una máquina Smith (Gervasport, Madrid, España) y un dispositivo de desplazamiento lineal (T-Force System, Murcia, España) con un frecuencia de muestreo de 1000 Hz. El grupo 1, realizó un protocolo incremental de cargas con escalones de 10 kg (para velocidades superiores a $0.5 \text{ m}^*\text{s}^{-1}$) e incrementos de cargas de 5 kg (para velocidades inferiores a $0.5 \text{ m}^*\text{s}^{-1}$). Por su parte, el grupo 2 realizó un protocolo incremental de cargas de 20 kg (para velocidades superiores a $0.5 \text{ m}^*\text{s}^{-1}$) e incrementos de cargas de 5 kg (para velocidades inferiores a $0.5 \text{ m}^*\text{s}^{-1}$). Todos los participantes realizaron de 4-2 repeticiones para todas las cargas, exceptuando la 1RM. La fase de descenso de la barra fue controlada mediante instrucciones verbales emitidas por los investigadores. Para evitar el efecto de contramovimiento, se emitió una señal acústica aleatorizada. Al finalizar el protocolo, se anotó el valor de la 1RM estimada proporcionado por el propio software del dispositivo, junto al valor real levantado durante la evaluación.

Todos los datos están expresados como media \pm SD. Una prueba t-test de medidas repetidas fue

realizada para analizar la RM real y estimada en cada protocolo. Para la comparación entre protocolos se realizó prueba t-test de medidas independientes. El análisis de la fiabilidad fue realizado mediante el índice de correlación intraclase (ICC2,k) y el error estándar de la medida (SEM) (Weir, 2005). Un análisis de regresión lineal simple fue realizado entre la RM real y estimada de cada uno de los protocolos. Las diferencias significativas se establecieron al nivel de $p \leq 0.05$. Todos los análisis fueron realizados con la utilización del paquete estadístico del SPSS versión 20 (SPSS inc., Chicago, IL).

Resultados

Para la consecución de la 1RM fueron necesarios un total de 6 ± 1.45 y 4 ± 0.94 aumentos de cargas, para el grupo 1 y 2, respectivamente. El valor máximo real de carga desplazada para ambos grupos fue de 62.5 ± 8.66 kg y $65.42.5 \pm 15.73$ kg, para el protocolo 1 y 2, respectivamente. El dispositivo de desplazamiento lineal estimó valores de la 1RM de 67.17 ± 7.72 kg (grupo 1) y 71.25 ± 14.64 kg (grupo 2). La prueba t-test de medidas repetidas (MR) mostró diferencias significativas ($p = 0.000$ y $p = 0.000$) entre los valores de la 1RM real y estimada en ambos protocolos de evaluación respectivamente (ver Figura 1).

Cuando se compararon los valores medios de la 1RM real en ambos protocolos, la prueba T-test MI no mostró diferencias significativas ($p = 0.581$) entre los valores de la máxima carga desplazada. Así mismo sucedió con los valores de la 1RM estimada, en donde no se encontraron diferencias significativas ($p = 0.406$) en la comparación del primer con el segundo protocolo.

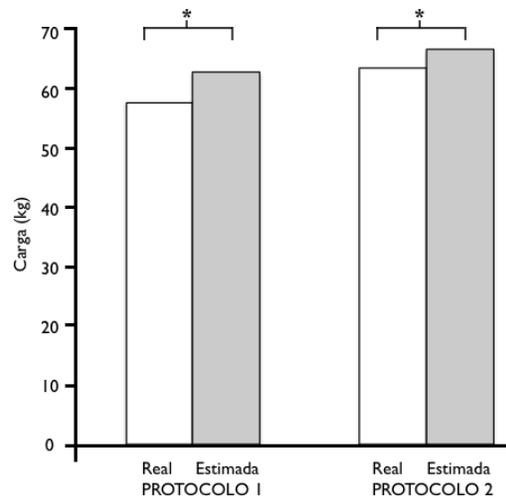


Figura 1: Repetición máxima (RM) real y estimada para el grupo 1 (protocolo +10 kg) y el grupo 2 (protocolo +20 kg). *Diferencias significativas al nivel $p \leq 0.01$.

En términos de porcentaje, la fórmula de predicción del dispositivo de desplazamiento lineal en el protocolo 1 estimó un 7.42% (+4.67 kg) más de carga en la 1RM, mientras que en el protocolo 2, la estimación de la carga fue sobrevalorada en un 8.92% (+5.83 kg).

El ICC y el SEM para el protocolo 1 fue de 0.925 y 2.24 kg, mientras que para el protocolo 2 fue de 0.983 y 2 kg. El análisis de la correlación de Pearson fue de 0.93 y 0.986, para el protocolo 1 y 2, respectivamente. La RM real y estimada fueron altamente correlacionadas (ver Figura 2; $r = 0.93$, $p \leq 0.05$ y $r = 0.986$, $p \leq 0.05$) para el protocolo 1 (+10 kg) y 2 (+20 kg), respectivamente. Las fórmulas resultantes del análisis de regresión lineal simple entre la RM real y la RM estimada fueron:

Protocolo (+10)

$$RM_{estim} = (0.830 * RM_{real}) + 15.273$$

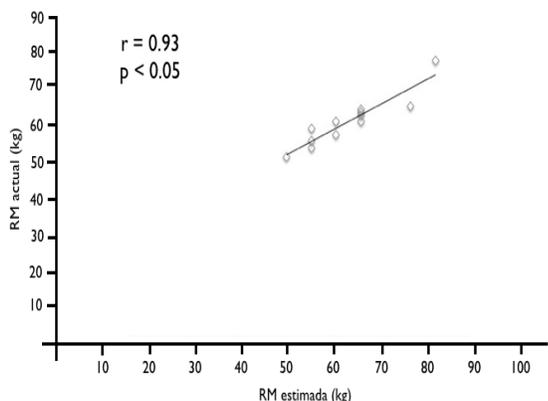


Figura 2: Repetición máxima (RM) real y estimada para el grupo 1 (protocolo +10 kg) y el grupo 2 (protocolo +20 kg). *Diferencias significativas al nivel $p \leq 0.01$.

Protocolo (+20)

$$RM_{estim} = (0.920 * RM_{real}) + 11.099$$

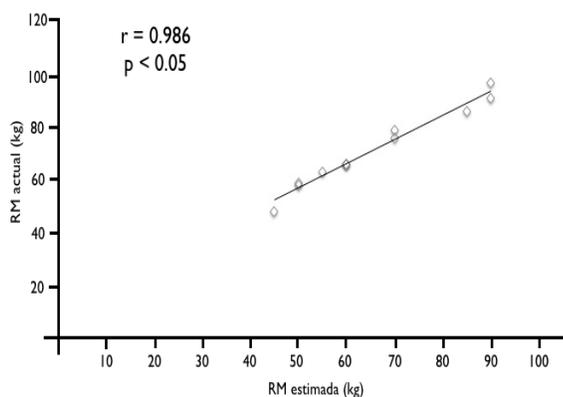


Figura 3: Asociación entre la repetición máxima (RM) real y estimada. En el panel de la izquierda para el grupo 1 (protocolo +10 kg) y en el panel de la derecha para el grupo 2 (protocolo +20 kg).

Discusión

El principal hallazgo de este estudio fue que con independencia al protocolo de evaluación empleado, la fórmula del dispositivo de desplazamiento lineal (T-Force System) sobrestima el valor de la 1RM en torno a un 7- 8 %. Además, se constató que no existieron diferencias significativas ($p = 0.581$) cuando se compararon los valores medios de las 1RM's alcanzadas con el protocolo 1 (+10 kg) y el protocolo 2 (+20 kg). Aunque el dispositivo de desplazamiento lineal (LPT) estimó un 8.92 % más de carga en el protocolo 2, los estadísticos de fiabilidad mostraron una mayor precisión que en comparación con el protocolo 1 ($ICC = 0.983$ y $SEM = 2$ kg). A la luz de los resultados, la utilización de un protocolo u otro es indiferente para la obtención de un valor máxima carga desplazada (1RM). No obstante, en el protocolo 2 (+20 kg), debido a los mayores aumentos progresivos de cargas, fue más rápido, en cuanto a tiempo total de evaluación, pudiendo ser más adecuado cuando se trabaja con atletas de alto nivel en deportes de largo periodo competitivo. Jidovtseff et al. (2011) recomiendan que para la predicción de la 1RM en función de la relación fuerza/velocidad, solamente son necesarios la realización de 3 - 4 incrementos de cargas. Esta premisa, fue cumplida por el grupo 2, que realizó el protocolo +20 kg (4 incrementos de cargas de media), mientras que el grupo que realizó el protocolo +10 kg, necesitó una media de 6 cargas para la consecución del valor de la 1RM. Bosquet et al. (2010) analizaron la precisión del Muscle's lab para la predicción de la 1RM en un protocolo incremental. La evaluación mostró una muy alta correlación ($r = 0.93$) entre la RM real y la RM estimada, pero con un sesgo de $5.4 \pm$

4.7 kg. El protocolo utilizado por los autores se basó en incrementos de cargas en un intervalo que oscilaba entre un máximo de 10 kg y un mínimo de 1 kg. Las adiciones de carga se llevaron a cabo en función de una escala subjetiva del esfuerzo. Nuestros resultados muestran como en función del tipo de protocolo incremental utilizado, la correlación entre la RM real y estimada varía, encontrándose una mayor correlación ($r = 0.986$) en el protocolo 2 (+20 kg). La explicación más plausible a este fenómeno quizás se deba a la propia relación fuerza/velocidad. Cuando se producen mayores incrementos de cargas, los deportistas son capaces de desarrollar mayor fuerza y por consiguiente, la estimación basada en esta relación, sea más precisa. Jidovtseff et al. (2011) encontraron una relación lineal casi perfecta entre los valores de la RM real y la RM estimada (rango: 0.95 - 0.96). Los resultados presentados en nuestro estudio indican, por un lado, que en ambos protocolos existieron diferencias significativas ($p = 0.000$) entre sus respectivos valores medios de la 1RM real y estimada. Por otro lado, la fórmula de predicción en nuestro estudio, sobrevaloró los resultados de la 1 RM entre un 7-8%. Por tanto, la fórmula de predicción sobreestima los resultados de la máxima carga desplazada, independientemente del tipo de incrementos que se realicen. Para nuestro conocimiento no existen estudios en la literatura que comparen este hecho. Estos datos entran en conflicto con los resultados presentados por Bosquet et al., (2010) en donde la media de la RM real fue de 61.8 ± 15.3 kg, mientras que el valor medio de la 1RM estimada fue de 56.4 ± 14 kg. Destacar que tras el análisis individual de todos nuestros casos, la fórmula de predicción sobreestimó el

valor máximo de la carga desplazada (rango: 0-15 kg, ver Figura 1).

En esta línea de investigación, Rontu, Hannula, Leskinen, Linnamo, & Salmi. (2010) utilizan otra tecnología para estimar la 1RM de los deportistas. En su caso optan por la colocación de un acelerómetro triaxial a los sujetos en la muñeca, llegando a desarrollar ecuaciones que predicen la 1RM con un coeficiente de correlación entre 0.88 - 0.97 y con valores de SEE entre 3.5 y 7.1 kg, según la carga externa desplazada. La mayor precisión de sus fórmulas la obtuvieron cuando las cargas eran del 80% de la 1RM (con un SEE de 3.5 kg y un error absoluto medio de 2.6 kg). En este caso, los autores utilizaron aumentos relativos de la carga (10%), comenzando su protocolo con una carga inicial del 50% hasta llegar al 90% de la 1RM. A pesar de haber utilizado otro dispositivo, los resultados en cuanto a precisión de la fórmula de predicción cuando llegan al 80% de la 1RM son similares a los obtenidos en nuestro estudio.

Cuando se compara la estimación de la 1RM en base a la relación fuerza/velocidad y/o las fórmulas de predicción basadas en métodos que utilizan RTF (Brechue & Mayhew, 2009; Mayhew et al., 2011), se puede apreciar que son las primeras las que presentan mayor precisión. Esto es debido a la relación carga/velocidad (Cormie, McGuigan, & Newton, 2011). Aunque hay que considerar que la utilización de estos métodos de predicción basados en la velocidad con sujetos no habituados a entrenar con resistencias externas, podría no ajustarse de forma tan precisa. Señalar que manifestar fuerza a máxima velocidad puede conllevar un alto ries-

go de lesión muscular (Bird et al. 2005; Wescott et al.2001). Por esto, se podría decir que las fórmulas de predicción en base a la velocidad son más adecuadas para personas entrenadas, y que las que utilizan RTF son más propias para programas de acondicionamiento en poblaciones con un objetivo más orientado a la salud y no al rendimiento deportivo (Materko & Santos, 2009; Mayhew, Kerksick, Lentz, Ware, & Mayhew, 2004).

A modo de resumen, hay que resaltar que los resultados presentados en este estudio muestran que, el tipo de protocolo incremental usado (+10 vs +20), no tiene influencia sobre el valor final de la 1RM. No obstante la predicción de la fuerza dinámica máxima en base al protocolo incremental +20 kg, ha demostrado tener mayor fiabilidad para predecir este valor o zona de entrenamiento. Como hemos indicado, probablemente se deba a la propia relación entre la fuerza/velocidad, y por otro lado al menor estado de fatiga que se produce al reducir el tiempo total de evaluación (4 cargas de media en total). Aunque la elección de un tipo de protocolo u otro irá determinada por el entrenamiento previo, experiencia y condición física de los deportistas, la utilización de un protocolo incremental +20 kg parece ser más adecuada para, en primer lugar, reducir tiempos totales de evaluación, y en segundo lugar, para predecir de forma más precisa la 1RM estimada en función de la relación fuerza/velocidad.

Aplicaciones Prácticas

La estimación de la 1RM en función de la relación fuerza/velocidad, resulta un procedimiento fiable a la hora de predecir el valor máximo de

carga, pudiendo así ayudar a prescribir y planificar el entrenamiento sin necesidad de hacer una curva completa de fuerza/ velocidad.

Con incrementos de cargas de +20 kg, se reduce sustancialmente, el tiempo total de evaluación, realizando una media de 4 incrementos de carga.

Referencias

Bosquet, L., Porta-Benache, J., & Blais, J. (2010). Validity of a commercial linear encoder to estimate bench press 1 RM from the force-velocity relationship. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(3), 459–463.

Brechue, W. F., & Mayhew, J. L. (2009). Upper-body work capacity and 1RM prediction are unaltered by increasing muscular strength in college football players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(9), 2477..

Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2010). Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(8), 1566..

Cormie, Prue, McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: part 2 - training considerations for improving maximal power production. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(2), 125–146..

Cronin, J., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2001). Velocity specificity, combination training and sport specific tasks. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 4(2), 168–178.

Horvat, M., Ramsey, V., Franklin, C., Gavin, C., Palumbo, T., & Glass, L. A. (2003). A method for predicting maximal strength in collegiate women athletes. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(2), 324.

Jidovtseff, B., Croisier, J. L., Lhermerout, C., Serre, L., Sac, D., & Crielaard, J. M. (2006). The concept of iso-inertial assessment: Reproducibility analysis and descriptive data. *Isokinetics and Exercise Science*, 14(1), 53–62..

Jidovtseff, Boris, Harris, N. K., Crielaard, J.-M., & Cronin, J. B. (2011). Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 267–270.

Kawamori, N., & Newton, R. U. (2006). Velocity specificity of resistance training: Actual movement velocity versus intention to move explosively. *Strength & Conditioning Journal*, 28(2), 86.

Kravitz, L., Akalan, C., Nowicki, K., & Kinzey, S. J. (2003). Prediction of 1 repetition maximum in high-school power lifters. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(1), 167.

Materko, W., & Santos, E. L. (2009). Prediction of one repetition maximum strength (1RM) based on a submaximal strength in adult males. *Isokinetics & Exercise Science*, 17(4), 189–195.

Mayhew, J., Kerksick, C. D., Lentz, D., Ware, J. S., & Mayhew, D. L. (2004). Using repetitions to fatigue to predict one-repetition maximum bench press in male high school athletes. *Pediatric Exercise Science*, 16(3), 265–276.

Mayhew, J.L., Ball, T. E., Arnold, M. D., & Bowen, J. C. (1992). Relative muscular endurance performance as a predictor of bench press strength in college men and women. *J Appl Sport Sci Res*, 6(4), 200–6.

Mayhew, J.L., Brechue, W. F., Smith, A. E., Kemmler, W., Lauber, D., & Koch, A. J. (2011). Impact of Testing Strategy on Expression of Upper-Body Work Capacity and One-Repetition Maximum Prediction after Resistance Training in College-Aged Men and Women. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(10), 2796.

Mayhew, Jerry L., Ball, T. E., Arnold, M. D., & Bowen, J. C. (1992). Relative Muscular Endurance Performance as a Predictor of Bench Press Strength in College Men and Women. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 6, 200.

Mayhew, Jerry L., Ware, J. R., & Prinster, J. L. (1993). Test & Measurement: Using Lift Repetitions to Predict Muscular Strength in Adolescent Males. *National Strength & Conditioning Association Journal*, 15, 35.

Rontu, J.-P., Hannula, M. I., Leskinen, S., Linnamo, V., & Salmi, J. A. (2010). One-Repetition

Maximum Bench Press Performance Estimated With a New Accelerometer Method. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 2018–2025.

Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240.

Influencia del ancho del agarre en la cinética y cinemática del press de banca

Jose Gutierrez Heredia

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Iker Javier Bautista González

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Ignacio Jesús Chiroso Ríos

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Luis Javier Chiroso Ríos

Departamento de Educación Física y deportiva. *Universidad de Granada*

Ignacio Martin Tamayo

Departamento de Psicología Social y Metodología de las C.C del Comportamiento.

Universidad de Granada

”No se conoce a ciencia cierta cual es la óptima separación de las manos a la hora de agarrar la barra, pero se sabe que el brazo de palanca altera los resultados en cuanto a producción de fuerza”

Tesis Doctoral.

Granada 2011/2012



Influencia del ancho del agarre en la cinética y cinemática del press de banca

Gutierrez, J., Bautista, I.J., Chiroso, I.J., Chiroso., L.J., Martín, I

Resumen

El propósito de este estudio fue analizar la fiabilidad test-retest de un protocolo incremental en press de banca en máquina Smith en las variables de carga (kg), fuerza pico (N), fuerza media (N), potencia media (W), potencia pico (W), velocidad media ($m*s^{-1}$) y velocidad pico ($m*s^{-1}$). Dieciséis personas (12 hombres y 4 mujeres) sanas realizaron (media: 175.8 ± 5.6 cm, 75.4 ± 5.72 kg, 24.4 ± 5.72 años) de forma voluntaria este estudio. Los sujetos realizaron un test incremental hasta llegar a la 1RM en dos ocasiones diferentes, con mínimo de 48 horas de recuperación. La fuerza media, fuerza pico, potencia media, potencia pico, velocidad media y velocidad pico fue registrada mediante un transductor de posición lineal (T-Force System, Murcia, España). La fiabilidad test-retest fue medida mediante el índice de correlación intraclass (ICC modelo 2,k), el error estándar de la medida (SEM) y las mínimas diferencias (MD) para la carga inicial (CI), máxima potencia (MP) y la repetición máxima (RM). El análisis de la fiabilidad mostró altos valores en una repetición máxima (1RM) (ICC= 0.96 y SEM= 3.2 kg). La fiabilidad test-retest de la fuerza pico y media fue alta (rango ICC= 0.82-0.97). La potencia pico y media y velocidad pico y media presentaron valores altos de ICC (rango: 0.82-0.97) en la CI y valores moderados-bajos (rango ICC= 0.33-0.52) en las cargas de MP y RM.

Palabras Clave: itren superior, percepción del esfuerzo, press de banca, predicción velocidad media

Introducción

En las últimas décadas, investigadores y especialistas en entrenamiento de la fuerza han llevado a cabo un gran número de estudios donde se ha tratado de controlar aquellos aspectos que pueden afectar a la producción de la fuerza. A

pesar de ello, no se ha llegado a un consenso en la forma más adecuada de evaluar las diferentes manifestaciones de la fuerza en el tren superior. El press de banca es, sin duda, el ejercicio más extendido en el mundo para entrenar y medir la fuerza en las acciones de empuje. Conocer la capacidad de manifestar fuerza en todo un espec-

tro de cargas, desde las más bajas hasta incluso aquellas que superan la máxima dinámica o 1RM, es la finalidad de numerosos trabajos científicos (Cronin & Henderson, 2004; Jandacka & Uchytel, 2011; Jidovtseff, Harris, Crielaard, & Cronin, 2011; Saeterbakken, van den Tillaar, & Fimland, 2011; Sanchez-Medina, Perez, & Gonzalez-Badillo, 2010). Identificar valores máximos y medios de velocidad, fuerza y potencia, así como sus correspondientes tiempos hasta alcanzar picos máximos o tiempos ejecución, son objetivos fundamentales para el seguimiento del rendimiento de nuestros deportistas. Todos ellos, valores relacionados con la cinemática y cinética del gesto, proporcionan información muy útil sobre la influencia que ha tenido un tratamiento en particular.

Los factores que pueden alterar la medida en el press de banca han sido estudiados en estas últimas décadas. Dentro de estos podemos citar los relacionados con la propia técnica del gesto (Barnett, Kippers, & Turner, 1995; Lehman, 2005; Wagner, Evans, Weir, Housh, & Johnson, 1992; Welsch, Bird, & Mayhew, 2005), y otros más relacionados con el protocolo utilizado para la evaluación, es decir, aumentos de cargas, tiempos de recuperación entre series y números de repeticiones en cada carga (Lyons, McLester, Arnett, & Thoma, 2010; Stock, Beck, DeFreitas, & Dillon, 2011; van den Tillaar & Ettema, 2009). Por otra parte, otros estudios han analizado la precisión, fiabilidad e incluso la idoneidad del instrumental utilizado para el control de las variaciones de fuerza aplicadas a lo largo de todo el rango de movimiento (ROM) o ejecución (Cronin & Henderson, 2004; Bosquet, Porta-Benache,

& Blais, 2010; Jidovtseff et al., 2008; Newton, Kraemer, Hakkinen, Humphries, & Murphy, 1996; Rambaud, Rahmani, Moyon, & Bourdin, 2008). El equipamiento utilizado durante las evaluaciones pueden afectar a los resultados, como se demuestra en diferentes estudios en los que se comparaba la utilización de pesos libres frente a máquina Smith o mancuernas (Cotterman, Darby, & Skelly, 2005; Schick et al., 2010; Saeterbakken et al., 2011; Welsch et al., 2005). Estos factores, afectan tanto al entrenamiento como a las sesiones de evaluación, por lo que resulta clave buscar aquellos procedimientos universales que ayuden al proceso de estandarización de la medida, facilitando de este modo, la comprensión de los resultados para aumentar el rendimiento específico en cada una de las manifestaciones de la fuerza evaluadas (Maud & Foster, 2006)

En lo referente a la mecánica del gesto del press de banca, la colocación de los segmentos, los agarres y el ROM son variables que condicionan tanto la producción de fuerza, como la participación muscular a lo largo de las distintas fases del gesto (Lehman, 2005; Mookerjee & Ratamess, 1999). La separación de las manos en el agarre y su efecto analizado desde un punto de vista cinético y de la participación muscular (mediante EMG), ha sido estudiado en diversas investigaciones (Barnett, Kippers, & Tunner, 1995; Clemonts & Aaron, 1997; Lander et al., 1985; Lehman, 2005; McLaughlin, 1985; Wagner, Evans, Weir, Housh, & Johnson, 1992). Según Clemont & Aaron (1997), para la técnica óptima del press de banca, el agarre debe ubicarse con los antebrazos perpendiculares al suelo cuando la barra toca el pecho. Así mismo,

analizaron el efecto de diferentes separaciones del agarre, siendo el 190 % de la distancia biacromial (DB) donde se manifestó mayor fuerza. Más tarde, Lehman (2005) analizó la participación muscular en tres agarres en posición prono y dos en supino (o agarre invertido) entre el 100 % y 200 % de la DB, observando que la actividad mioeléctrica aumentaba en el tríceps de forma significativa cuando el agarre era estrecho, mientras que, la participación del pectoral mayor (tanto en su porción clavicular, como en la esterno-clavicular) era más activa cuando el agarre era ancho.

A pesar de los numerosos estudios realizados hasta la fecha, no se ha determinado en qué medida puede afectar la ausencia de control de una variable tan básica como el agarre de la barra durante la evaluación en press de banca. Por lo tanto, el propósito de esta investigación es, (a) analizar si el cambio de las condiciones de agarre puede modificar el valor máximo de carga desplazada, (b) estudiar las diferencias cinemáticas y cinéticas en un mismo protocolo de evaluación del press de banca en dos condiciones de agarre (Agarre_{90°} and Agarre_{105°}).

Método

Sujetos

Este estudio fue llevado a cabo entre los meses de abril a mayo de 2011. Veinte sujetos masculinos participaron de forma voluntaria en esta investigación. La medida y desviación estándar para edad, peso y altura fueron de 22.60 ± 1.65 años, 70.27 ± 5.63 kg, 174.2 ± 4.37 cm, respectivamente (ver Tabla 1). Como criterio de inclusión en esta in-

vestigación se utilizó la capacidad de levantar su propio peso corporal en 1RM. Antes de ser evaluados todos los sujetos firmaron un consentimiento informado donde se detallaban los objetivos y riesgos del procedimiento seguido en la investigación. La presente investigación fue aprobada por el comité ético de la Universidad de Granada.

Procedimiento

La evaluación de los participantes se llevó a cabo en dos sesiones separadas por una semana, en la misma franja horaria. Los test fueron llevados a cabo en el Laboratorio de Control y Evaluación del Rendimiento Deportivo de la Facultad del Deporte (Universidad de Granada, Granada, España). Inicialmente se tomaron los datos biométricos (altura, peso y distancia biacromial DB). A continuación se procedió a ubicar los agarres en la barra de la máquina Smith donde se iba a realizar la investigación. Para determinar la posición de las manos en la barra y la colocación del tronco con respecto al plano de ejecución (línea de caída de la barra a la mitad de la distancia entre la apófisis xifoides y la escotadura yugular), los participantes se tumbaron en el banco horizontal, se marcó una señal en parte superior donde apoyaba la cabeza. Con los brazos en cruz se establecieron los ángulos formados por el brazo y el antebrazo para presentar los agarres de 90° y de 105° en la barra milimetrada tomando como cero el centro de la misma, se anotó la medida que marcaba la parte externa de la mano en posición pronada (ver Figura 1). A diferencia de la referencia anatómica utilizada en otros trabajos de la literatura científica donde emplean el porcentaje de la distancia biacromial (DB), se ha optado

por este procedimiento, donde no influye la masa muscular de los atletas a la hora de encontrar los puntos anatómicos, además de tener en cuenta las asimetrías bilaterales.

Desde el punto de vista práctico es más adecuado colocar al deportista en posición anatómica con los brazos en cruz tumbados en banco donde va a ejecutar el ejercicio, para a partir de ahí, medir los ángulos y la distancia entre las manos (ver Figura 1). Esta distancia se traslada a los agarres en la barra debidamente milimetrada, tomando el punto 0 desde el centro de masa de la misma.

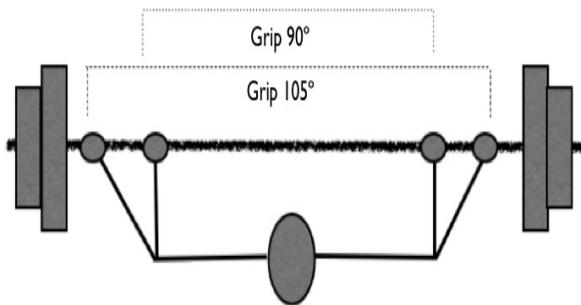


Figura 1: Representación gráfica de la anchura del agarre durante el procedimiento de evaluación.

Medidas

Previo al test de evaluación, se realizó un calentamiento estandarizado dividido en tres partes. La primera de ellas, correspondió a la realización de cinco minutos de activación y sincronización del sistema vegetativo. La segunda parte del calentamiento, consistía en movilidad articular, y en la tercera, los sujetos realizaron dos series de 10 repeticiones a velocidad controlada con mancuernas de 10 kg, más una última estación

donde los sujetos hicieron 10 repeticiones sólo con la barra en la máquina Smith (20 kg a velocidad 1:1).

Tres minutos después del calentamiento y tras hidratación, se comenzó el test progresivo incremental de cargas en máquina Smith hasta alcanzar la 1RM. El protocolo comenzaba con una carga de 20 kg, produciéndose incrementos de 10 kg (desde el inicio del protocolo hasta alcanzar velocidades de la barra de 0,5 m/s). Posteriormente, se produjeron aumentos de 5 kg hasta llegar a la 1RM. Para evitar los efectos de la fatiga neural, se dejaron descansos que comprendían desde los 3 minutos (para velocidades de la barra superiores a 0.5 m*s-1), y periodos de descanso de 5 minutos (para velocidades de la barra inferiores a 0.5 m*s-1). El control de la velocidad de desplazamiento de la barra se realizó mediante la utilización de un encoder lineal (T-Force System, Ergotech, Murcia, Spain). El sistema consta de una parte electromecánica (hardware: sensor e interface) y un software, con el cable fijado a la barra moviéndose verticalmente según la dirección del gesto, informando de la posición de la barra en cada milisegundo (1000 Hz). Mediante el software T- Force System, se exportaron los datos correspondientes a la cinética del gesto (desplazamiento, velocidad, aceleración, fuerza y potencia) producida durante la fase concéntrica de cada repetición.

El pórtico donde se realizó la medición fue un modelo, no comercial, diseñado para investigación por Gervasport (Madrid, Spain). Este fue debidamente calibrado en cuanto a peso y rozamiento de la barra, para que no afectara a la medida.

Para el protocolo incremental en máquina Smith se siguió la técnica descrita por Escamilla, Lander, & Garhamm (2000). A los sujetos se les indicó que realizaran la fase concéntrica con la mayor velocidad posible. El descenso de la barra se controló tanto en velocidad como en el recorrido, para evitar la acción de rebote al invertir la dirección del movimiento, los participantes debían de ejecutar una parada de no más de 2 segundos.

Para controlar posibles efectos contaminantes, se pidió que durante el periodo de investigación no realizaran entrenamiento de fuerza del tren superior. Otro factor importante para asegurar la validez interna del diseño experimental fue la aleatorización de los agarres (90° y 105°). Los participantes no conocían cual era la finalidad de estas separaciones. A cada sujeto se le exigió que manifestaran la máxima fuerza a la mayor velocidad posible en cada intento.

Análisis Estadístico

Para el análisis estadístico inferencia, la fuerza media, fuerza pico, fuerza media, espacio total y el espacio cuando la velocidad fue máxima se analizó mediante un ANOVA de 2 vías (agarres x intensidad). En este análisis, el factor agarre tenía 2 niveles (agarre a 90° y agarre a 105°) y el factor intensidad 6 niveles (carga inicial I.L, 20 %, 40 %, 60 %, 80 % y 1RM). Los ajustes de Bonferroni fueron llevados a cabo para analizar los efectos de la interacción. En el caso de que la esfericidad no fuera asumida, se utilizó la corrección Greenhouse-Geisser. Las diferencias significativas se establecieron al nivel de $p \leq 0.05$. Todos los resultados están

como media \pm SD.

Resultados

El total de la máxima carga levantada en 1RM fue de 75.5 ± 12.34 kg y 78.5 ± 12.26 kg, para los agarres a 90° y 105° , respectivamente. En la Tabla 2 se muestran un resumen de la estadística descriptiva de la distancia porcentual de los agarres y la 1RM en ambas condiciones.

Diferencias significativas ($p = 0.036$) fueron encontradas cuando las condiciones de agarre variaron, obteniéndose mayor media de carga con el agarre 105° (ver Figura 2)

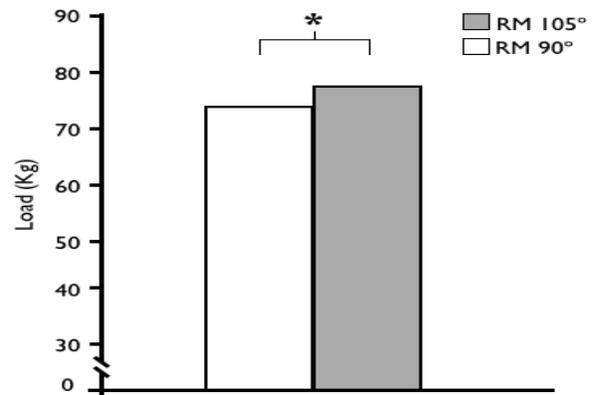


Figura 2: Máxima carga desplazada con los dos agarres realizados. *Diferencias significativas al nivel de $p = 0.05$.

La fuerza media fue similar en ambos protocolos de evaluación, aunque se encontraron diferencias significativas ($p = 0.029$) en el pico de fuerza alcanzado en la intensidad de la 1RM (Agarre $90^\circ = 977.6$ N y Agarre $105^\circ = 939$ N (ver Figura 3).

El ANOVA de 2 vías mostró diferencias significativas ($p = 0.042$) en la potencia media cuando se variaron las condiciones de agarre en la intensidad correspondiente a la carga inicial (C.I). En el

Cuadro 1: Mínimo, máximo, media y desviación de los dos agarres (90° y 105°) y las repeticiones máxima (RM).

N = 20	Agarre_90° (%DB)	Agarre_105° (%DB)	RM 90° (kg)	RM 105° (kg)
Mínimo	135	175	60	60
Máximo	215	266	100	110
Media	182.84	221.9	75.5	78.5
SD	19.3	21.3	12.34	12.25

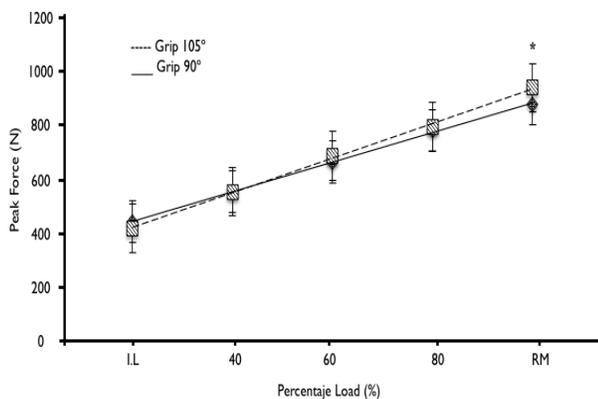


Figura 3: Pico de Fuerza (N) con los dos agarres realizados, en las cinco intensidades analizadas. Las líneas discontinuas representan el agarre a 105°. Las líneas continuas representan el agarre a 90°. * Diferencias significativas al nivel de $p = 0.05$

resto de cargas, no se encontraron diferencias significativas cuando fueron variadas las condiciones de agarre.

En ambos protocolos, el espacio total (Figura 5) y el espacio cuando la velocidad fue máxima (Figura 6) fue analizado. El espacio total fue mayor con el agarre_90 que en el Agarre_105°. El ANOVA de 2 vías mostró diferencias significativas ($p = 0.032$; $p = 0.048$; $p = 0.007$) en el espacio total en tres de las siete cargas analizadas (30, 60 kg y 1RM), respectivamente. Del mismo modo, diferencias significativas ($p = 0.003$; $p = 0.041$; $p = 0.044$; $p = 0.011$)

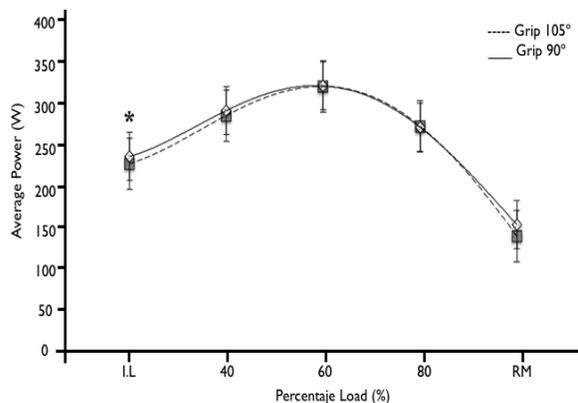


Figura 4: Potencia media (W) con los dos agarres realizados, en las cinco intensidades analizadas. Las líneas discontinuas representan el agarre a 105°. Las líneas continuas representan el agarre a 90°. * Diferencias significativas al nivel de $p = 0.05$

se encontraron en el análisis del espacio cuando se alcanzó la máxima velocidad. La media del espacio cuando la velocidad fue máxima fue mayor en las condiciones de Agarre_90° que con el Agarre_105° (ver Figura 6).

Discusión

En presente estudio se ha analizado las diferencias existentes en cuanto a la cinética y cinemática de la fase concéntrica del ejercicio de press de banca en máquina Smith. Diferencias

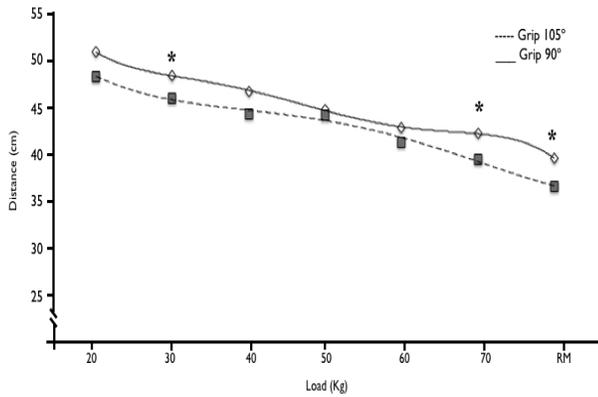


Figura 5: Distancia total recorrida por la barra en las siete intensidades analizadas. La línea discontinua representa el agarre a 105°. La línea continua representa el agarre a 90°. * Diferencias significativas al nivel de $p = 0.05$.

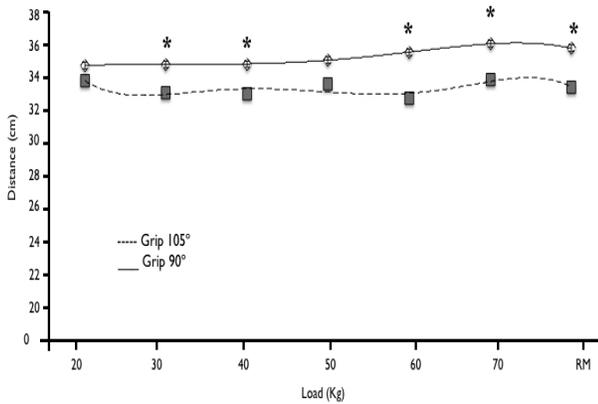


Figura 6: Distancia recorrida por la barra hasta donde se alcanzó la máxima velocidad, en las siete intensidades analizadas. La línea continua representa el agarre a 90°. * Diferencias significativas al nivel de $p = 0.05$.

significativas han sido halladas en la cantidad de masa levantada, pico de fuerza, potencia media, espacio total y espacio donde se alcanzó la máxima velocidad ($Sp.V_{max}$) cuando las condiciones de agarres variaron (grip 90° and grip 105°).

Los resultados presentados en la presente inves-

tigación, demuestran como con un agarre ancho, correspondiente en este caso a una angulación brazo-antebrazo de 105° y una DB del 210 %, se consiguió levantar mayor carga ($p = 0.036$; ver Figura 2) que con un agarre más estrecho (angulación brazo-antebrazo de 90° 180 % de la DB). Tras el análisis de los datos en ambas condiciones de agarre, la explicación de este hecho se fundamenta en el mayor pico de fuerza encontrado en 1RM con el agarre de 105° ($p = 0.020$; ver Figura 3), gracias, fundamentalmente, al mayor brazo de palanca. Estos datos coinciden con los presentados por Wagner et al., (1992) que estudiaron la influencia de 6 tipos de agarres (desde el 95 % hasta 270 % de la DB) en press de banca. En los agarres al 165 % y 200 % de la DB se obtuvieron valores significativos ($p \leq 0.05$) de fuerza media cuando se comparaban con el resto de agarres. Igual ocurrió en el trabajo de Barnett et al., (1995) en el que con agarre ancho (200 % de la DB) desplazaron más carga que con el agarre estrecho (100 % de la DB). En este estudio, la diferencia entre la máxima carga desplazada fue del 5 %, en nuestro estudio, la diferencia ha sido del 4 % más con el agarre ancho. Hay que destacar este dato en nuestro estudio, puesto que modificando un 15 % de distancia desde el centro de la barra hasta cada uno de los agarres, la diferencia de fuerza sin haber realizado tratamiento alguno es significativa. Este hecho responde a una de nuestras preguntas, y refuerza el pensamiento de la necesidad de encontrar un sistema de estandarización universal de la medida de la fuerza en press de banca. Resulta paradójico en ciencia que se hable de términos como “aproximadamente” o “ligeramente” para

referirse a la distancia o separación que deben tener las manos a la hora de agarrar la barra y desplazarla. Y es que son numerosos los estudios (McCurdy, Langford, Jenkerson, & Doscher, 2008; Jandacka & Uchytíl, 2011; Sanchez-Medina, Perez & González-Badillo, 2009) en los que se encuentra descrito que el agarre de la barra debe estar a “una distancia ligeramente superior a la distancia de los hombros”, o que directamente no citan como se ha realizado el agarre con la barra (Van den Tillar & Ettema, 2009; McCaw & Friday, 1994; Drinkwater et al., 2007). Este ha sido el motivo principal que nos ha movido a volver a realizar este tipo de investigación replicando trabajos como los ya citados en este manuscrito. Siguiendo con el análisis de otras variables, se ha observado como en la potencia media se encontraron diferencias significativas en la carga inicial (20 kg), en este caso en el agarre de 90° ($p = 0.042$) comparada con la potencia manifestada a 105° (ver Figura 4).

Desde el punto de vista más práctico y utilizando un recurso tan elemental como la colocación de los segmentos, modificar los agarres para entrenar la potencia (power) con el agarre estrecho, o estimular el trabajo de fuerza máxima (strength), con el agarre ancho. Siguiendo los hallazgos de Jandacka & Uchytíl, (2011) se podría decir que la potencia debe entrenarse en torno al 50% de la 1RM, a este hecho le añadiríamos el ajuste del agarre más estrecho para acentuar su efecto. Con agarres más anchos, el pico de fuerza con cargas altas (cerca a la 1RM) se ve mejorado en comparación con el agarre más estrecho. En este sentido se podría llegar a sugerir que el entrenamiento con cargas altas en agarres anchos, podría mejorar esta

manifestación de la fuerza. Siempre teniendo en consideración las recomendaciones de Green & Comfort, (2007) para la prevención de lesiones, en las que se aconsejan no superar dos veces la DB.

La relación del espacio recorrido por la barra y los agarres resultó ser inversa (Wagner et al., 1992), tal y como ha sucedido en nuestro estudio. Cuando la distancia del agarre era mayor, menor desplazamiento vertical se producía. McLaughlin, (1985) sugirió que con un agarre ancho se obtenían ventajas a la hora de realizar el press banca, gracias a una mayor participación del pectoral y un menor espacio total recorrido. Lander, Bates, Sawhill, & Hamill, (1985) llegaron a la conclusión de que con un agarre moderado (correspondiente a una angulación de 90° entre brazo y antebrazo) era más efectivo para levantar más carga que con un agarre estrecho (angulación brazo-antebrazo de 80°).

Los valores de espacio fueron estudiados desde dos diferentes perspectivas. El espacio total recorrido y el espacio cuando la velocidad fue máxima. Diferencias significativas ($p = 0.032$) en el espacio total fueron encontradas cuando variaban las condiciones de agarre. El espacio total recorrido por la barra en la 1RM fue mayor en el agarre de 90° que en el de 105°, encontrándose diferencias significativas ($p = 0.015$), tal y como se muestra en el estudio de Wagner et al., (1992). En el análisis de los datos de espacio cuando se alcanzaba la velocidad máxima también se encontraron diferencias significativas ($p = 0.043$) cuando se comparaban los dos agarres. Con el agarre a 90° se produjo un mayor espacio

en la 1RM ($p = 0.011$; ver Figura 6) y en las cargas de 30, 60 y 70 kg ($p = 0.003$; $p = 0.043$; $p = 0.041$, respectivamente) que con el agarre 105° .

A modo de resumen, en relación a la estandarización de la posición en la que se ejecuta el press de banca, es necesaria más investigación donde se determinen aspectos claves como la colocación de las manos en la barra (agarre), punto de inicio de la barra (en relación a la distancia con la apófisis xifoides o escotadura yugular, ángulo de los brazos con respecto al cuerpo (abducción del hombro)). La ausencia de control de estos factores puede inducir una importante fuente de error en la medida. Por otro lado sería interesante conocer el efecto de diferentes anchos del agarre en un periodo de entrenamiento de la fuerza en press de banca con el fin de analizar si el ancho del agarre podría considerarse como una variable más de entrenamiento para la mejora del rendimiento. .

Conclusiones

El agarre modifica la cinética y cinemática del ejercicio del press de banca.

El agarre más ancho favorece el desplazamiento de mayor carga, mientras que con el agarre más estrecho, se produce más tiempo de aplicación de fuerza y mayor velocidad en cargas inferiores a la potencia máxima.

La medición del agarre en función del porcentaje de la DB es un valor no aclarativo para la medición del ancho del agarre. Por un lado, debido a su difícil localización en sujetos con elevada ma-

sa muscular, por otro lado, no tienen en cuenta la asimetría bilateral.

Aplicaciones Prácticas

En todo protocolo de evaluación del press banca se debe estandarizar el agarre para evitar errores metodológicos en la medida.

La DB no atiende a la asimetría bilateral entre los segmentos. Es recomendable la utilización de la distancia interepincondilea (entre codos) para la medición de las angulaciones entre brazo y antebrazo, para ajustar correctamente la distancia del agarre.

Referencias

- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9, 222–227.
- Bosquet, L., Porta-Benache, J., & Blais, J. (2010). Validity of a commercial linear encoder to estimate bench press 1 RM from the force-velocity relationship. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(3), 459–463.
- Brzycki, M. (1993). Strength testing-predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *Journal of Physical Education Recreation and Dance*, 64, 88–88.
- Cotterman, M. L., Darby, L. A., & Skelly, W. A. (2005). Comparison of Muscle Force Production Using the Smith Machine and Free Weights for Bench Press and Squat Exercises. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 169.
- Cronin, J. B., & Henderson, M. E. (2004). Maximal strength and power assessment in novice weight trainers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(1), 48.
- De Leva. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223–1230.
- Green, C. M., & Comfort, P. (2007). The Affect of Grip Width on Bench Press Performance and Risk of Injury. *Strength & Conditioning Journal*, 29(5).
- Jandacka, D., & Uchytíl, J. (2011). Optimal Load Maximizes the Mean Mechanical Power Output During Upper Extremity Exercise in Highly Trained Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(10), 2764–2772.
- Jidovtseff, B., Croisier, J.-L., Scimar, N., Demoulin, C., Maquet, D., & Crielaard, J.-M. (2008). The ability of isoinertial assessment to monitor specific training effects. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(1), 55–64.
- Jidovtseff, Boris, Harris, N. K., Crielaard, J.-M., & Cronin, J. B. (2011). Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 267–270.
- Lander, J., Bates, B., Sawhill, J., & Hamill, J. (1985). A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 17(3), 344–353.

- Lehman, G. J. (2005). The Influence of Grip Width During the Flat Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 587–591.
- Lyons, T. S., McLester, J. R., Arnett, S. W., & Thoma, M. J. (2010). Specificity of Training Modalities on Upper-Body One Repetition Maximum Performance: Free Weights vs. Hammer Strength Equipment. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 2984–2988.
- Maud, P. J., & Foster, C. (2006). Physiological assessment of human fitness. *Human Kinetics*.
- McLaughlin, T. (1985). Grip spacing and arm position. *Powerlifting USA*, 8(6), 24.
- Mookerjee, S., & Ratamess, N. (1999). Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise. *Journal of strength and conditioning Research*, 13, 76–81.
- Newton, R. U., Kraemer, W. J., Hakkinen, K., Humphries, B. J., & Murphy, A. J. (1996). Kinematics, Kinetics, and Muscle Activation During Explosive Upper Body Movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(1), 31–43.
- Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B., & Bourdin, M. (2008). Importance of Upper-Limb Inertia in Calculating Concentric Bench Press Force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 383–389.
- Saeterbakken, A., van den Tillaar, R., & Fimland, M. (2011). A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements. *Journal of sports sciences*, 29(5), 533–538.
- Sanchez-Medina, L., Perez, C. E., & Gonzalez-Badillo, J. J. (2010). Importance of the Propulsive Phase in Strength Assessment. *International Journal of Sports Medicine*, 31(2), 123–129.
- Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T., & Uribe, B. P. (2010). A Comparison of Muscle Activation Between a Smith Machine and Free Weight Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 779–784.
- Stock, M. S., Beck, T. W., DeFreitas, J. M., & Dillon, M. A. (2011). Test–Retest Reliability of Barbell Velocity During the Free-Weight Bench-Press Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 171–177.

van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2009). A Comparison of Successful and Unsuccessful Attempts in Maximal Bench Pressing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *41*(11), 2056–2063.

Wagner, L., Evans, S., Weir, J., Housh, T., & Johnson, G. (1992). The effect of grip width on bench press performance. *International Journal Sport Biomechanics*, *8*, 1–10.

Welsch, E. A., Bird, M., & Mayhew, J. L. (2005). Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during three upper-body lifts. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *19*(2), 449.

Futuras Investigaciones

De la presente línea de trabajo nacen preguntas que se proponen ser resueltas en futuras investigaciones:

(a) Seguir ahondando en el control de las situaciones la evaluación. Para ello, sería necesario un estudio pormenorizado de los diferentes dispositivos que se usan para la evaluación de la Fuerza. La eclosión de las nuevas tecnologías ha hecho que se hayan comercializado diferentes dispositivos para la evaluación de la Fuerza. El principal problema existente son las características técnicas que conforman estos dispositivos, haciendo cuanto menos complicado, el proceso de comparación de los resultados, no mencionando la dificultad que ello genera para una fluida transferencia del conocimiento.

(b) Por otro lado, y siguiendo la misma línea de trabajo desarrollada en esta tesis doctora, sería conveniente la aplicación del proceso de estandarización en otras situaciones de evaluación, como puedan ser en los gestos de tracción, (donde existe una gran déficit en la literatura científica), y gestos de empuje en el tren inferior (p.e: la sentadilla en sus diferentes modalidades de ejecución)

(c) Desde un punto de vista industrial, sería conveniente la investigación y desarrollo de materiales y equipamientos que permitan un mayor control de las situaciones de entrenamiento y evaluación. Desde la perspectiva del entrenamiento se favorecerían procesos preventivos/propedéuticos, mientras que desde la ámbito de la investigación se facilitarían los procedimientos de estandarización de las evaluaciones y toma de datos.

ANEXOS

STUDY 1

Test-Retest Reliability of force, power and velocity of an Incremental load Test for Upper-body.

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the test-retest reliability of an incremental bench press protocol on a Smith machine for the following variables: load (kg), peak force (N), mean force (N), mean power (W), peak power (W), mean velocity ($\text{m} \times \text{s}^{-1}$) and peak velocity ($\text{m} \times \text{s}^{-1}$). Sixteen healthy people (12 males and 4 females) participated (mean: 175.8 ± 5.6 cm, 75.4 ± 5.72 kg, 24.4 ± 5.72 years) in this study voluntarily. Subjects performed an incremental test to reach 1RM on two separate occasions, with at least a 48-hour recovery. A linear position transducer (T-Force System, Murcia, Spain) was used to record mean and peak force, power and velocity. The test-retest reliability was measured by the intraclass correlation coefficient (ICC [model 2, k]), the standard error of measurement (SEM) and the minimal difference (MD) for the initial load (IL), maximum power (MP) and the repetition maximum (1RM). The reliability analysis showed high values in one repetition maximum (1RM) (ICC = 0.96 and SEM = 3.2 kg). The test-retest reliability of peak and mean force was high (ICC = 0.82 to 0.97 range). Peak power and mean and peak velocity had high ICC values (range: 0.82 to 0.97) in IL and moderate-low values (range ICC = 0.33 to 0.52) in the MP and 1RM loads.

Keywords: bench press, reliability, incremental protocol, repetition maximum

INTRODUCTION

In strength training, the maximum load that an athlete can lift is called a repetition maximum (1RM). The different percentages of 1RM correspond to different training areas within the field of strength conditioning. Tagesson & Kvist (2007) differentiate three training zones or intensities (light, medium and heavy) in terms of percentage of the 1RM (60-70% RM, 75-80%, > 85% RM, respectively). The correct determination of the value of 1RM is the main objective of coaches in order to accurately apply different load percentages properly for both elite athletes and rehabilitating patients. It is well-known/As XXX notes, proper load percentages in training have a direct, positive impact on athletic performance on the field and court in competitive situations. Furthermore, the reliability of other variables such as force, power and velocity are also of vital importance for the evaluation of athletes and sport planning.

Numerous studies (Cronin & Henderson, 2004; Cronin, McNair, & Marshall, 2001; Hopkins, 2000; Tagesson & Kvist, 2007) have analyzed the reliability of variables including strength, power and velocity at different loads up to 1RM in different exercises. Test-retest reliability is often used to determine differences between measures from more than one assessment. The intraclass correlation coefficient (ICC) and standard error of measurement (SEM) are the appropriate and most often used statistics to analyze reliability. Other statistics, such as the minimal difference (MD) can be used to assess whether changes in performance are obtained due to errors in measurement or actual physical improvements (Weir, 2005). The test-retest reliability for the calculation of 1RM

varies depending on the experience, age and gender of the subjects. In subjects with more experience, the results of ICC are higher, while the SEM values are lower and vice versa.

The reliability of a test-retest to determine 1RM can be analyzed based on different variables such as maximum load or different manifestations of force. To determine the maximum load lifted (measured in kg) Cronin & Henderson (2004) evaluated the exercise "double-leg 1RM" four times in 10 days. They concluded that strength assessments in beginner athletes must be carried out multiple times in order to ensure reliability of the measurements. Tagesson & Kvist (2007) compared 23 subjects in a knee extension exercise measured twice, on different days. The ICC was high (0.90), and the SEM was 5.1 kg. The focus was determining the number of sessions needed to achieve a consistent 1RM in the leg extension exercise in novice subjects. They concluded that a minimum of 3 to 4 sessions are necessary to attain consistent measurements for young beginners, with special emphasis on monitoring the reliability of the test methodology. To test the reliability analysis of the different manifestations of force, Cronin et al. (2004) analyzed peak and mean velocity, power and strength in bench press in four assessments over a period of 7-9 days. No significant differences were found for any of the variables measured, although these authors did not include statistical reliability such as the ICC and the SEM in their analysis. Weiss, Fry, Gossick, Webber, & Barrow (1998) analyzed the reliability of the bench press over a range of velocities for the variables peak force and power. Four velocities were selected and evaluated on two occasions. The authors concluded that strength and peak power have high reliability values at different velocities. Stock, Beck, DeFreitas, & Dillon (2011) analyzed the reliability of the velocity of the bar during the free weight bench press exercise. After analyzing a sample of 21 subjects, the

authors concluded that calculating test-retest reliability effectively shows changes resulting from intervention programs. Jennings, Viljoen, Durandt, & Lambert (2005) analyzed the reliability of a linear position transducer (LPT) to measure muscle strength in single joint exercises and multi-joint strength. Bicep curls and squat exercises had high levels of reliability (range: 0.95 to 0.98, as measured by ICC). These authors argue that the SEM in exercises involving multiple joints is greater than that in single joint exercises. Faigenbaum et al. (2012) analyzed test-retest reliability of 1RM in the exercise "power clean", in physically fit adolescent subjects. The results presented in this study showed high levels of reliability (ICC = 0.98), and a low SEM (2.3 kg). It is important to note that the sample used in this study were adolescents experienced in carrying out the exercise.

Variations in different manifestations of force come from biological variability and differences in measurement instruments (Hopkins, 2000), in addition to other sources of error, such as how the test itself can be used for evaluation, and movement standardization. Therefore, the purpose of this study is (a) to examine whether the incremental load test used in the experimental protocol is adequately reliable to determine the value of 1RM; and (b) to investigate the changes that occur in test-retest reliability up to 1 RM bench press, in the variables of mean and peak force, power and velocity.

METHODS

Experimental Approach to the Problem.

In this study, a repeated measures design was used to assess test-retest reliability of the following variables: load (kg), mean and peak force (N), power (W) and velocity ($m \times s^{-1}$)

¹). The upper-body strength of the subjects was measured through a bench press exercise on a Smith machine using an incremental load protocol to reach 1RM. For each repetition, the subjects were instructed to move the bar as rapidly as possible. The same incremental test was repeated after a minimum of 48 hours under the same conditions. A 2-way repeated measures ANOVA (test × intensity) was used to compare the results of strength and power on both testing occasions.

Subjects

Sixteen (n = 16) physical education students (12 men and 4 women) voluntarily participated in this study. As inclusion criteria, none of the subjects could participate in an active training program during the study. The mean ± SD of the subjects' height, body mass and age was 175.8 ± 5.6 cm, 75.4 ± 5.72 kg, 24.4 ± 5.72 years, respectively. This study was conducted according to the Declaration of Helsinki and was previously approved by the Ethics Committee at the University of Granada. All subjects signed an informed consent prior to conducting research, and none of the participants were taking drugs or any anabolic substance that could alter the results of the study.

Procedures

During the first visit to Performance Control Laboratory at the Faculty of Sport Sciences, University of Granada (Spain), subjects were familiarized with the evaluation material. Also, body weight, height and inter-olecranon distance were measured for subsequent standardization and location of the grip on the bar. The grip was unilaterally standardized based on the distance from the olecranon to the suprasternal notch. Subsequently, subjects performed a standardized two parts warm-up. The first part was a general warm-

up on a cycle ergometer at 50W for 5 minutes. The second part of the warm-up consisted of 4 sets of 15 reps in bench press with 20 kg done on a Smith machine. There were three minutes between the end of the warm-up and the start of the incremental test.

The test protocol consisted of incremental increases in load to reach 1RM. The initial load was 20 kg, increasing progressively in increments of 20 kg when the bar velocity was greater than $0.5 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$; and increasing in increments of 5 kg when the bar velocity was below $0.5 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$. Subject performed 4 repetitions of the initial load and 2-3 repetitions for other loads, except for the 1RM which the subjects were only able to lift once. The subjects were asked to perform the movement at the maximum possible velocity. The velocity of the bar descent was controlled. Subjects had to lower the bar in two counts and hold the bar on their chest for 2 seconds to avoid the "rebound" effect. To minimize the influence of fatigue, subjects rested for 3-5 minutes between sets. The shorter (3 minute) rest periods were for those subjects whose bar velocity was greater than $0.5 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$, and longer rest periods (5 minutes) were allowed for those whose bar velocity was below $0.5 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$. Subjects were given a minimum 48 hours of rest between evaluation sessions. Each concentric phase of the evaluation was recorded using a LPT (T-Force System, Ergotech, Murcia, Spain). On the second day of testing, subjects performed exactly the same procedure as on the first day.

Statistical Analyses

A 2-way repeated measures ANOVA was performed to examine the effect of mean and peak force, power and velocity for both trials. The interactions of the ANOVA were analyzed using Bonferroni adjustments. The test-retest reliability for the variables load,

mean and peak force, power and velocity were assessed using the ICC (model 2, k), SEM and MD. The SEM was calculated using the formula of the square root of the mean square error ($SEM = \sqrt{MSe}$).

The SEM results are expressed in the same unit as the variables in question. Minimum differences (MD) were established using the following formula: $MD = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$. To determine significant differences *t*-test trials were conducted for paired samples for each of the variables in both test sessions. Significant differences were established at $\rho \leq 0.05$.

RESULTS

Maximum load (1RM)

The mean loads lifted during testing on days 1 and 2 were 59.7 ± 17.37 kg and 61.56 ± 18.68 kg, respectively. In absolute terms, 3% more load was lifted on the second day. The results of the *t*-test for repeated measures indicated no significant differences ($\rho = 0.138$) for the load lifted in the incremental test on both testing occasions. The ICC for the load was 0.96 (95% confidence interval = 0.90 to 0.98). The SEM expected for the 1RM load was 3.56 kg and 9.9 kg MD. Figure 2 shows the correlation coefficient between the two assessments ($r = 0.967$, $\rho = 0,001$).

INSERT FIGURE 1 & 2

Peak force, power and velocity

The results of the 2-way repeated measures ANOVA indicated no significant differences ($\rho = 0.391$, $\rho = 0.055$, $\rho = 0.856$) in the Bonferroni interactions (test \times peak force) in the intensities analyzed (IL, MP and 1RM) (see Figure 3). As for the Bonferroni interactions (test \times peak power) 2-way repeated measures ANOVA showed no significant difference ($\rho = 0.095$, $\rho = 0.093$, $\rho = 0.627$) in either assessment in the intensities of IL, MP and 1RM, respectively (see Figure 6). There were no significant differences found for peak velocity ($\rho = 0.231$, $\rho = 0.789$, $\rho = 0.584$) on either of the two evaluation days (see Figure 8). Table 2 shows the results for the ICC, SEM and MD in the variables peak force, power and velocity in the three intensities (IL, PM and 1RM).

INSERT TABLE 2

Mean force, power and velocity

The results of the 2-way repeated measures ANOVA indicated no significant differences ($\rho = 0.421$, $\rho = 0.388$, $\rho = 0.856$) in the Bonferroni interactions (test \times mean force) in the IL, MP and 1RM intensities analyzed (see Figure 4). As for the interactions of Bonferroni (test \times mean power) a 2-way repeated measures ANOVA showed no significant difference ($\rho = 0.389$, $\rho = 0.964$, $\rho = 0.992$) in either assessment in the intensities of IL, MP and 1RM, respectively (see Figure 5). There were no significant differences in mean velocity ($\rho = 0.849$, $\rho = 0.592$, $\rho = 0.273$) between the two evaluation days (see Figure 7). Table 2 shows the results for the ICC, SEM and MD in the variables mean force, power and velocity in the three intensities (IL, MP and 1RM).

DISCUSSION

The main conclusion of this study was that the protocol used is a perfectly valid and reliable way to determine 1RM. Tables 1 and 2 show the results of the ICC, SEM and MD for varying loads, peak, force, power, and velocity. In general, our results showed high reliability (ICC = 0.96) of the maximum load (see Table 1) on the two occasions the test was repeated, yielding values of 3.2 kg SEM. During the incremental test performed on the second day of evaluation, the subjects were able to lift 3% more load. The Pearson correlation showed a strong association between the two assessments ($r = 0.967$, $\rho = 0.001$, see Figure 2). The figure "Bland-Altman" presented in Figure 1 shows that there were no systematic changes (i.e., a learning effect). The lack of association between the difference and the mean confirm that the method does not have a systematic error. The MD were calculated according to Weir (2005). In theory, this statistic shows the minimum score that should be attained in future assessments to demonstrate that the changes are actually due to improvements achieved in training rather than measurement error or biological variability (subjects' stability range). Our results showed that the minimal change necessary in 1RM is 9.9 kg to be considered real changes in performance.

The mean and peak force levels have moderate-to-high reliability (ICC = 0.86, 0.90 and 0.97, ICC = 0.84, 0.94 and 0.97) in the three intensities (IL, PM and RM), respectively. No significant differences (see Table 2) between the two assessments were found in comparisons of the intensities in the two-day trial. Peak and mean power high values of reliability (ICC = 0.93 and 0.96 ICC = 0.97 and 0.94) were found in the IL and MP, respectively. Instead, the ICC in 1RM load for the variable peak and mean power was 0.82 and 0.36, reporting results of moderate-to-low reliability. The mean peak velocity

and the IL presented moderate-high levels of reliability (ICC = 0.98 and 0.84), respectively. In the MP and 1RM moderate-to-low levels of reliability were found (ICC = 0.82, 0.33 and 0.38, 0.53) in mean and peak velocity, respectively.

To the best of our knowledge, this is the first study to analyze the reliability of incremental test loads up to 1RM for the variables mean and peak force, power, velocity in the intensities of IL, MP and 1RM. As for the variable load, the results of our study agree with those of Tagesson & Kvist (2007) showing that subjects achieved a greater 1RM on the second assessment day. In that study which measured the knee extension exercise, on the second day that subjects were assessed/tested they lifted a load 2% heavier, with a high ICC value (0.96) and a SEM of 3.2 kg. Similarly, and more closely related to the present study, Cronin & Henderson (2004) analyzed different 1RM that were reached in a bench press exercise measured on four occasions over a period of 7 to 9 days, with novice subjects. During the 4 assessments 1RM, significant differences were found ($\rho = 0,001$) between the load lifted on the first day compared to the rest of the days. Subjects were able to lift a maximum of 13.6% more weight in the last trial compared to the previous 1RM in that study. These results do not agree with those reported in this study. No significant differences ($\rho = 0.138$) were found in the maximum load on the two occasions that this test was repeated. A 3% load increase occurred on the second day of testing after 48 hours of recovery. These differences could be due to the results of different evaluation protocols or characteristics of the subjects (inexperienced vs. experienced).

Reliability refers to the constancy of the measurement (Hopkins, 2000). The sources of errors in experimental protocol are due to the interaction of different factors such as the subjects' stability range (previous experience, age, gender, level of training), the incremental protocol used for the assessment (type of machine used, load increases to reach the 1RM, recovery between sets, rest between different evaluations) and / or the device used for measurements (linear position transducer, force platform, accelerometer). In this study, LPT was the testing protocol used to achieve 1RM (described in the methods section). Additionally, other variables such as force, power and velocity, were measured and analyzed.

The peak force measurement has moderate-to-high levels of reliability (ICC = 0.86, 0.90 and 0.97) in all three intensities (IL, MP and 1RM), respectively. Similarly, mean force in all three intensities also has moderate-to-high values of reliability (ICC = 0.84, 0.94 and 0.97). No significant differences (see Table 2) were found between the two assessments in comparisons of peak and mean force in the three intensities in the two-day trial. Weiss, Fry, Gossick, Webber, & Barrow (1998) measured peak force at different velocities in the bench press. High ICC values (range: 0.95 to 0.98) were found in the different velocities tested. These results are consistent with the values obtained in this study. Peak and mean force had low SEM levels (range: 28.9-35.5N [peak force] and range: 32.6-34.4N [mean force]) in both assessments (see Table 2).

High values of reliability were found for peak and mean power (ICC = 0.93, 0.96, ICC = 0.97, 0.94) in the CI and MP, respectively. The ICC in the RM load (mean power), was 0.36, while for peak power, the ICC was 0.82, demonstrating low-to-moderate levels of reliability. Other authors such as Jennings, Viljoen, Durandt, Lambert, & others (2005)

analyzed the mean power in biceps curls and squats on three consecutive days of evaluation. They reported high levels of reliability (range: 0.95 to 0.98) for both the exercises that involve a single joint (biceps curl) and for the exercise involving participation of more than one joint (squat).

Peak and mean velocity were also analyzed in the three intensities mentioned above (IL, PM and 1RM). Moderate-to-high values of reliability were obtained in the CI (ICC = 0.98 and 0.84) for mean and peak velocity, respectively. But the analysis of other loads (MP and 1RM), show low values of reliability (ICC = 0.82, 0.33 and 0.38, 0.53) for mean and peak velocity, respectively. Sheppard, Cormack, Taylor, McGuigan, & Newton (2008) analyzed the reliability of strength and velocity "countermovement jump" exercises. The results in terms of ICC (0.79 to 0.99) support the reliability of these variables in the performance evaluation. In our results, the level of reliability descends with respect to velocity as the load increases. Stock et al. (2011) reported moderate ICC values (range: 0.56 to 0.81) for the mean velocity in a range of loads from 10% to 90% of 1RM and large SEM ($0.06 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$) for 1RM load in free weight bench press exercise. These authors suggest this is due to a low level of motivation in the athletes. Similarly, our results for the variable of peak velocity and a half with the 1RM workload show high SEM values high ($0.10 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$ and $0.06 \text{ m} \times \text{s}^{-1}$). In our case, one possible explanation is the heterogeneity of the sample and the inclusion of women in the study.

The results presented in this study are an assessment of test-retest reliability of incremental load protocol for 1RM in the bench press. In general, it can be concluded that the protocol used provides reliable values for the measurement of maximum displacement. The other variables analyzed (force, power and velocity, and their

respective peaks and means) have moderate-to-high values of reliability, except mean power, and peak and mean velocity in 1RM. Some limitations must be taken into account to better understand the results in this study. The LPT are devices that calculate space are based on voltage differences (Harris, Cronin, Taylor, Boris, & Sheppard, 2010). All other variables are calculations derived from mathematical formulas. In our opinion, this may explain the low reliability obtained in some variables such as velocity or power at high loads. Another aspect to consider about the low ICC could be the subjects who participated in this research. The heterogeneity of the sample and their previous experience could have influenced the reliability of the variables power and velocity with maximum loads. Therefore, analysis of test-retest reliability of strength and power variables should be analyzed in future studies with other devices that are able to calculate the force directly, such as a force platform to ensure that the error in these variables is not due to the measuring device. On the other hand, peak and mean velocity should be analyzed in a homogeneous sample to determine the statistical reliability.

Los resultados presentados en este estudio, hacen referencia a una evaluación de la fiabilidad test-retest de un protocolo incremental de cargas hasta llegar a la 1RM en press de banca. De forma general y a modo de conclusión, podemos afirmar que el protocolo utilizado proporciona valores fiables en la medición de la carga máxima desplazada. El resto de variables analizadas (fuerza, potencia y velocidad, y sus respectivos picos y medias) presentan moderados-altos valores de fiabilidad, exceptuando la potencia media, velocidad media y pico en la 1RM. Algunas limitaciones deben ser tenidas en cuenta para comprender mejor los resultados en este estudio. Los LPT son dispositivos que calculan el espacio, generalmente, en base a diferencias de voltaje (Harris, Cronin, Taylor, Boris,

& Sheppard, 2010). El resto de variables son cálculos derivados de fórmulas matemáticas. A nuestro parecer, la baja fiabilidad obtenidas en algunas variables como la velocidad o la potencia en cargas altas, podría ser debido a este hecho. Otro aspecto a considerar en la obtención de bajos *ICC* puede ser por los sujetos que participaron en esta investigación. La heterogeneidad de la muestra y la experiencia previa, puede influir en la fiabilidad de las variables de potencia y velocidad con cargas máximas. A la luz de los hechos, el análisis de la fiabilidad test-retest de las variables de fuerza y potencia, debería ser analizado en futuros estudios con otro tipo de dispositivos que sean capaces de calcular la fuerza de una forma directa, como las plataforma de fuerzas. De esta forma, se podría asegurar, que el error producido en estas variables no es por el dispositivo de medición. Por otro lado, la velocidad pico y media debería analizarse con la selección de una muestra homogénea para comprobar que sucede al ser analizada mediante los estadísticos de fiabilidad.

PRACTICAL APPLICATIONS

To better assess any change due to/occurring in the different treatments used, it is necessary for athletes to be measured using test-retest methods. It not only provides information on the current operational status of athletes, but also provides information to help in the training planning process. Obtaining information such as the reliability of a measure in a given variable (*ICC* and *SEM*), or *MD* in theory should develop our athletes in future assessments to be considered changes in performance is crucial for the prescription and design training programs.

Para poder evaluar con mayor precisión en la medida cualquier cambio que se produce en los diferentes tratamientos de utilizados, resulta necesario, sino imprescindible, la realización por parte de los deportistas una prueba test-retest. Por un lado, nos proporcionará información sobre el estado operacional actual de nuestros deportistas, pero por otro lado, nos podrá ayudar en el proceso de planificación de los entrenamientos. La obtención de información tal como la fiabilidad de una medida en una determinada variable (*ICC* y *SEM*), o las *MD* que en teoría debería desarrollar nuestros deportistas en futuras evaluaciones para que se consideren cambios en el rendimiento, resulta crucial para la prescripción y diseño de programas de entrenamiento.

REFERENCES

- Cronin, J. B., & Henderson, M. E. (2004). Maximal strength and power assessment in novice weight trainers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *18*(1), 48.
- Cronin, J., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2001). Velocity specificity, combination training and sport specific tasks. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *4*(2), 168–178.
- Faigenbaum, A. D., McFarland, J. E., Herman, R. E., Naclerio, F., Ratamess, N. A., Kang, J., & Myer, G. D. (2012). Reliability of the One-Repetition-Maximum Power Clean Test in Adolescent Athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *26*(2), 432.
- Harris, N. K., Cronin, J., Taylor, K.-L., Boris, J., & Sheppard, J. (2010). Understanding Position Transducer Technology for Strength and Conditioning Practitioners. *Strength and Conditioning Journal*, *32*(4), 66–79. doi:10.1519/SSC.0b013e3181eb341b
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports medicine*, *30*(1), 1–15.
- Jennings, C. L., Viljoen, W., Durandt, J., Lambert, M. I., & others. (2005). The reliability of the FitroDyne as a measure of muscle power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*(4), 859.
- Sheppard, J. M., Cormack, S., Taylor, K. L., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2008). Assessing the force-velocity characteristics of the leg extensors in well-trained athletes: The incremental load power profile. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *22*(4), 1320.
- Tagesson, S. K. B., & Kvist, J. (2007). Intra-and interrater reliability of the establishment of one repetition maximum on squat and seated knee extension. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *21*(3), 801.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using THE Intraclass Correlation Coefficient. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*(1), 231–240.
- Weiss, L. W., Fry, A. C., Gossick, E. L., Webber, J. M., & Barrow, E. H. (1998). Reliability of bench press velocity-spectrum testing. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, *2*(4), 243–252.

Tables and Figures Legend

Table 1. *ICC*, *SEM* and *MD* values in the load variable (kg).

Table 2. *ICC*, *SEM* and *MD* values in the variables mean force, peak force, mean power and peak power.

Figure 1. Bland and Altman graph with reliability "interater" bench press. The x-axis represents the differences between RM_day_2-RM_day_1 (mean 1RM). The y-axis represents the individual differences between RM_day_2-RM_day_1. The mean difference (mean) and 2SD are represented by dashed lines

Gráfico Bland and Altman con la fiabilidad "interater" en press de banca. El eje-x representa las diferencias entre la RM día_2-RM día_1 (media de 1RM). El eje-y representa las diferencias individuales entre la RM día_2-RM día_1. La media de las diferencias (media) y 2SD están representados mediante las líneas discontinuas.

Figure 2. Relationship between 1RM (kg) in two evaluation sessions.

Figure 3. Mean peak force (n) in two test sessions. The y-axis represents the intensities evaluated (IL = peak force in the initial load, MP = peak force at maximum power; RM = peak power in RM)

Figure 4. Mean mean power (n) in two test sessions. The y-axis represents the intensities evaluated (IL = mean force in the initial load, MP = mean strength at maximum power; RM = mean power in the RM)

Figure 5. Mean mean power (w) in two test sessions. The y-axis represents the intensities evaluated (IL = mean power in the initial load, MP = mean power at maximum power; RM = mean power in the RM)

Figure 6. Mean peak power (w) in two test sessions. The y-axis represents the intensities evaluated (IL = peak power in the initial load, MP = peak power at maximum power; RM = peak power on 1RM).

Figure 7. Mean mean velocity ($m \times s^{-1}$) in two test sessions. The y-axis represents the intensities evaluated (IL = mean velocity in the initial load; MP = mean velocity at maximum power; RM = mean velocity in the RM)

Figure 8. Mean peak velocity ($m \times s^{-1}$) in two test sessions. The y-axis represents the intensities evaluated (IL = peak velocity in the initial load, MP = peak velocity at maximum power; RM = peak velocity in the RM)

Tables

Table 1

	ρ Value	ICC [model 1,k]	SEM (kg)	MD (kg)
Load (kg)	0.138	0.96	3.56	9.9

Table 2

Peak Force	ρ Value	ICC [model 2,k]	SEM (N)	MD (N)
IL	0.391	0.96	28.9	80.2
MP	0.055	0.90	42.2	117
RM	0.856	0.97	35.5	95.7
Mean Force	ρ Value	ICC [model 2,k]	SEM (N)	MD (N)
IL	0.421	0.84	32.6	80.1
MP	0.388	0.94	34.1	117
RM	0.856	0.82	34.5	98.4
Peak Power	ρ Value	ICC [model 2,k]	SEM (W)	MD (W)
IL	0.095	0.97	31.4	87
MP	0.093	0.94	47.6	132
RM	0.584	0.82	54.2	150.2
Mean Power	ρ Value	ICC [model 2,k]	SEM (W)	MD (W)
IL	0.389	0.93	11.9	33
MP	0.964	0.96	17.9	50
RM	0.992	0.38	45.8	127
Peak Velocity	ρ Value	ICC [model 2,k]	SEM ($m \times s^{-1}$)	MD ($m \times s^{-1}$)
IL	0.231	0.84	0.18	0.50
MP	0.789	0.38	0.25	0.69
RM	0.584	0.53	0.10	0.28
Mean Velocity	ρ Value	ICC [model 2,k]	SEM ($m \times s^{-1}$)	MD ($m \times s^{-1}$)
IL	0.840	0.98	0.032	0.09
MP	0.592	0.82	0.071	0.20
RM	0.273	0.33	0.063	0.17

Figure 7

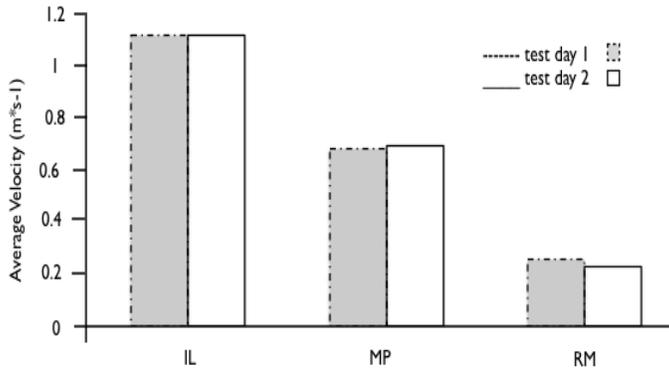
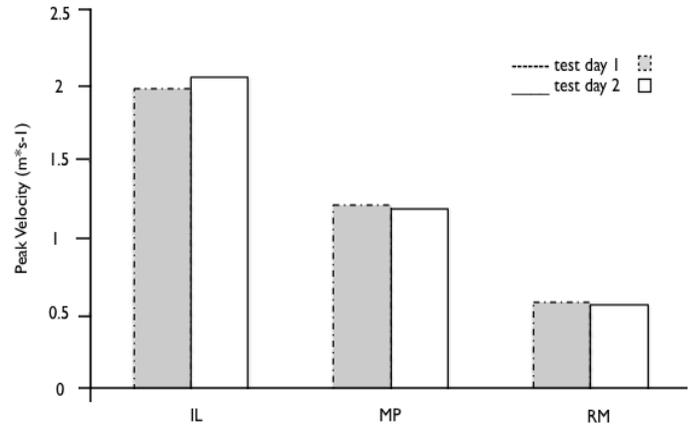


Figure 8



Accuracy analysis of a linear displacement device for predicting the value of the maximum load being moved in two incremental protocol

Abstract

The purpose of this study was to assess the accuracy of the prediction formula to a linear displacement device (LPT) for the prediction of the maximum repetition (1RM) using the force / speed. Twenty-four (n = 24) males were randomly assigned to two groups. The first group performed incremental protocol + 10 kg, while the second group, made an incremental protocol + 20 kg. During the performance of the protocols produced an average of $6 \pm 4 \pm 1.45$ and 0.94 increases in charges, for group 1 and 2 respectively. The test T-test for repeated measures showed significant differences ($p = 0.000$ and $p = 0,000$) in actual and estimated 1RM for both protocols. There were no significant differences ($p = 0.581$) when comparing the actual MRI data of both protocols. The prediction formula of LPT predicted a 7.42% and 8.92% more load for protocols 1 and 2 respectively. The index intraclass correlation (ICC) and standard error of measurement (SEM) were 0.925 and 0.986 and 2.25 kg and 2 kg for groups 1 and 2

respectively. The results of this study suggest that to predict the 1RM is indifferent to the protocol to use, although reliable statistics show greater accuracy with the incremental protocol +20 kg.

Keywords: Assessment strength, bench press, linear displacement device, prediction formula, strength / speed.

Introduction

Introduction

One of the key objectives of the external resistance training is to improve the ability to produce high levels of force. For this, the external load, ie, kilograms to move, play a vital role in this development. Training with high loads (> 80% 1RM) is basic to improving processes such as recruitment of fast twitch fibers and motor unit synchronization (Cronin, McNair, & Marshall, 2001). The force-velocity relationship represents a key role in the development of different manifestations of force. The faster concentric muscles involved in the action, the lower the capacity to generate force (Cormie, McGuigan, & Newton, 2010; Kawamori & Newton, 2006). In light of the facts, knowledge of different working areas according to the 1RM is essential for proper periodization of strength training. To achieve this goal, coaches and researchers have tried to find the fastest and safest way to meet this maximum value. When it comes to predicting the 1RM

values, there are many methods that can be used for the calculation of indirect (ie, equations that use repetitions to fatigue total reps with a given load, using anthropometric variables) or directly (incremental protocols, strength / speed) (Horvat et al., 2003; Jidovtseff et al., 2006, Kravitz, Akalan, Nowicki, & Kinzey, 2003, JL Mayhew, Ball, Arnold, & Bowen, 1992; Jerry L. Mayhew, Ware, & Prinster, 1993, Dohoney et al., 2002). The accuracy of formulas for predicting the 1RM have been studied in both trained and untrained people, reaching the conclusion that the closer the submaximal load of 1RM, higher precision is obtained in this setting. In a classic work, Mayhew, Ball, Arnold, & Bowen. (1992) tested both men and women, requiring them to undertake many reps in the bench press as his ability allowed for one minute. The load shifted between 55% and 95% of the 1RM. The results showed a correlation for both men and women $r = 0.80$, and an SEM of 6.4 kg. Similarly, these authors concluded that the closer you are to the submaximal load of 1RM more accurate the regression equation to predict the value of maximum dynamic force (FDM).

Another way to predict the value of the maximum load being moved is to analyze the relationship of force / velocity. Jidovtseff, Harris, Crielaard, & Cronin (2011) analyzed and confirmed that it is possible the use of the force / velocity to estimate the performance in the bench press with a good accuracy. These authors suggest that simply requires the completion of 3-4 incremental loads, starting from light weights. Furthermore, it would be desirable, repeat from 3 to 5 times separately these evaluation sessions to achieve greater accuracy in measuring the 1RM. Bosquet, Porta-Benache, & Blais, (2010) after analysis of 27 participants in the implementation of an incremental protocol on the bench press charges, concluded that the linear displacement device used (Muscle's Lab ®), you need to monitor

when the adaptations induced by training, although it is not advisable for prescription of intensities, and obtained high values of bias. To date, there has been no study which compared the estimated 1RM by an LPT on two incremental protocols to reach the 1RM. It is possible, among other factors, the type of protocol used to evaluate the maximum load being moved, is a source of error that can affect the extent of the prediction. Therefore, the aim of this study is (a) analyze the prediction formula of linear displacement device for determining the 1 RM in two incremental protocols of loads in the bench press exercise in terms of the force- speed.

Method

Twenty-four ($n = 24$) healthy male subjects were randomly assigned to two groups with different protocol. In the first group, the incremental protocol was +10 kg . The inclusion criterion for this study, participants had to: (a) have more than 1 year of experience in the bench press and (b) not be taking drugs or doping substances that increase the performance (eg, creatine). Participants signed prior to conducting the test informed consent. The experimental protocol was approved by the ethics committee of the University of Granada.

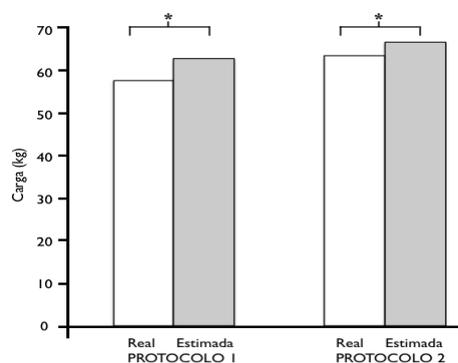
Prior to the evaluation sessions, participants performed an orientation session for the purpose of familiarization with the material. To minimize errors during the course of the experiments were carried out the following strategies: (a) calibrate the weight of the bar and discs used for the evaluation, in addition, (b) the experimenters were trained to verbal instructions were always the same. In this

session, participants executed various exercise sets and repetitions of bench press smith machine. The standardization procedure was performed grip on that this time, leaving the width of the grip scored individually for subsequent evaluations. A week later, the two groups performed an incremental protocol to reach the 1RM. The evaluation material used in the test was a Smith machine (Gervasport, Madrid, Spain) and a linear displacement device (T-Force System, Murcia, Spain) with a sampling frequency of 1000 Hz Group 1, made a incremental load protocol with steps of 10 kg (for speeds above 0.5 m * s⁻¹) and load increments of 5 kg (for speeds below 0.5 m * s⁻¹). Meanwhile, Group 2 performed an incremental protocol load of 20 kg (for speeds above 0.5 m * s⁻¹) and load increments of 5 kg (for speeds below 0.5 m * s⁻¹). All participants took a 4-2 repetitions for all charges, except for the 1RM. The descent phase of the bar was controlled by verbal instructions issued by investigators. To avoid the effect of countermovement, was issued a beep randomly. At the end of the protocol, noted the value of the estimated 1RM provided by the software of the device, next to the real value raised during the evaluation.

All data are expressed as mean \pm SD. A t-test for repeated measures was performed to analyze the actual and estimated MR in each protocol. For comparison between protocols was made t-test for independent measures. The reliability analysis was performed using the intraclass correlation index (ICC2, k) and standard error of measurement (SEM) (Weir, 2005). A simple linear regression analysis was performed between the actual and estimated RM of each of the protocols. Significant differences were set at $p < 0.05$. All analyzes were performed with the use of the statistical package SPSS version 20 (SPSS inc., Chicago, IL).

Results

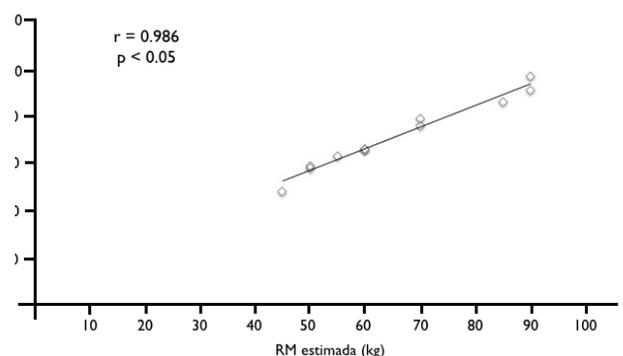
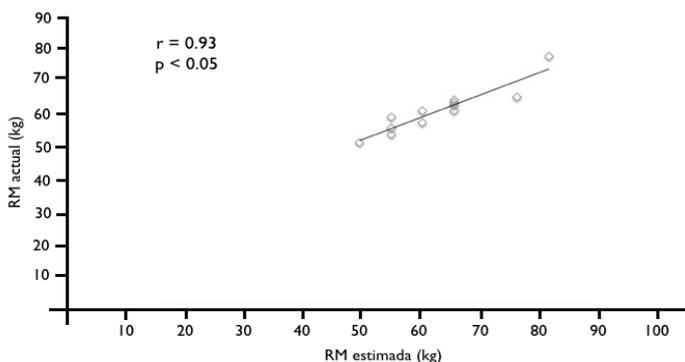
To achieve the 1RM it took a total of $6 \pm 4 \pm 1.45$ and 0.94 increases in charges for group 1 and 2, respectively. The actual maximum load being moved for both groups was 62.5 ± 8.66 kg and 15.73 kg $\pm 65.42.5$, for protocol 1 and 2, respectively. The linear displacement device estimated values of 67.17 ± 7.72 1RM kg (group 1) and 71.25 ± 14.64 kg (group 2). The test T-test for repeated measures (RM) showed significant differences ($\rho = 0.000$ and $\rho = 0.000$) between the values of actual and estimated 1RM in both evaluation protocols, respectively (see Figure 1).



When comparing the mean values of the actual 1RM in both protocols, the test T-test showed no significant difference MI ($p = 0.581$) between the values of the maximum load being moved. It also happened with the values of the estimated 1RM, where there were no significant differences ($p = 0.406$) when comparing the first with the second protocol.

In percentage terms, the prediction formula of linear displacement device in protocol 1 estimated a 7.42% (+4.67 kg) over the 1RM load, while in protocol 2, the estimate of the burden was overstated by 8.92% (+5.83 kg). The ICC and SEM for protocol 1 was 0.925 and 2.24 kg, while for protocol 2 was 0,983 and 2 kg. Analysis of the Pearson correlation was 0.93 and 0.986, for protocol 1 and 2, respectively. Actual and estimated MRI were highly correlated (see Figure 2, $r = 0.93$, $p < 0.05$ and $r = 0.986$, $p < 0.05$) for protocol 1 (+10 kg) and 2 (+20 kg), respectively. The resulting formulas of simple linear regression analysis between the actual MRI and MRI were estimated:

$$\begin{aligned} \text{Protocol (+10)} &= \text{Protocol (+20)} = \\ \text{RM}_{\text{estim}} &= (0.830 * \text{RM}_{\text{real}}) + 15.273 & \text{RM}_{\text{estim}} &= (0.920 * \text{RM}_{\text{real}}) + 11.099 \\ \text{Protocolo (+10)} &= & \text{Protocolo (+20)} &= \\ \text{RM}_{\text{estim}} &= (0.830 * \text{RM}_{\text{real}}) + 15.273 & \text{RM}_{\text{estim}} &= (0.920 * \text{RM}_{\text{real}}) + 11.099 \end{aligned}$$



The main finding of this study was that regardless to assessment protocol used, the formula of linear displacement device (T-Force System) overestimates the value of 1RM around a 7 to 8%. It was further found that there were no significant differences ($p = 0.581$) when comparing the mean values of 1RM's achieved using protocol 1 (+10 kg) and protocol 2 (+20 kg). Although the linear displacement device (LPT) estimated a 8.92% more cargo in protocol 2, the statistical reliability showed a higher accuracy compared to protocol 1 (ICC = 0.983 and SEM = 2 kg). In light of the results, using a protocol or another is indifferent to obtain a maximum load value displaced (1RM). However, in protocol 2 (+20 kg), due to higher progressive increases in charges, was faster in terms of total testing time, and may be more appropriate when working with elite athletes in sports long competitive period. Jidovtseff et al. (2011) recommended for the prediction of 1RM function of the force / speed only necessary the realization of 3 to 4 increasing loads. This premise was fulfilled by the group 2, who performed the protocol +20 kg (4 loads increases on average), while the group that performed the protocol +10 kg, needed an average of 6 loads to achieve the value of the 1RM. Bosquet et al. (2010) analyzed the accuracy of Muscle's lab for the prediction of 1RM in an incremental protocol. The evaluation showed a very high correlation ($r = 0.93$) between MRI and MR estimated actual, but with a bias of 5.4 ± 4.7 kg. The protocol used by the authors was based on load increments at an interval that ranged from a maximum of 10 kg and a minimum of 1 kg. Load additions were carried out according to a subjective scale of effort. Our results show that depending on the type of incremental protocol used, the correlation between actual and estimated RM varies, being a greater correlation ($r = 0.986$) in protocol 2 (+20 kg). The most plausible explanation for this phenomenon may be due to the

relationship itself out / speed. When larger increments occurring loads, athletes are able to develop strength and therefore the estimate based on this relationship, more accurate. Jidovtseff et al. (2011) found an almost perfect linear relationship between the RM values of actual and estimated MR (range: 0.95 to 0.96). The results presented in our study indicate, firstly, that in both protocols significant differences ($p = 0.000$) between their respective values of the actual and estimated 1RM. Moreover, the prediction formula in our study results overestimated 1 RM between 7-8%. Therefore, the prediction formula overestimates the results of the maximum load being moved, regardless of the increases that you make. To our knowledge no studies in the literature to compare this fact. These data conflict with the results presented by Bosquet et al., (2010) where the average actual MRI was 61.8 ± 15.3 kg, while the average value of the estimated 1RM was 56.4 ± 14 kg. Note that after the individual analysis of all our cases, the prediction formula overestimated the maximum value of the load being moved (range: 0-15 kg, see Figure 1).

In this research, Rontu, Hannula, Leskinen, Linnamo, & Salmi. (2010) used other technology to estimate 1RM athletes. If applicable choose the placement of a triaxial accelerometer to subjects on the wrist, leading to develop equations that predict the 1RM with a correlation coefficient between 0.88 to 0.97 and SEE values between 3.5 and 7.1 kg, according to the external load displaced. The increased accuracy of the formulas obtained when the charges were 80% of 1RM (with a SEE of 3.5 kg and a mean absolute error of 2.6 kg). In this case, the authors used relative increases in the load (10%), starting the protocol with an initial charge of 50% to 90% of 1RM. Despite having used another device, the results in terms of

accuracy of the prediction formula when they reach 80% of 1RM are similar to those obtained in our study.

When comparing the estimated 1RM relationship based on the force / velocity and / or formulations based prediction methods using RTF (Brechue & Mayhew, 2009; Mayhew et al., 2011), we can see that are first those with greater precision. This is because the load / speed (Cormie, McGuigan, & Newton, 2011). Although one must consider that the use of these prediction methods based on the speed with normal subjects training with external resistors, may not fit so precisely. Bookmark to manifest force at full speed can carry a high risk of muscle injury (Bird et al. 2005; Wescott et al.2001). Therefore, one could say that the prediction formulas based on speed are more suitable for people trained, and that using RTF are better suited for conditioning programs in populations with a more objective-oriented health and performance Sports (Materko & Santos, 2009; Mayhew, Kerksick, Lentz, Ware, & Mayhew, 2004).

To summarize, we must emphasize that the results presented in this study show that the protocol type used incremental (+10 vs +20), has no influence on the final value of the 1RM. Despite the prediction of maximum dynamic force based on the incremental protocol +20 kg, has proven more reliable for predicting this value or training area. As indicated, probably due to the very relationship between the force / velocity, and secondly the lowest state of fatigue that occurs by reducing the total time of evaluation (4 medium loads in all). Although the choice of a protocol type or another will be determined by previous training, experience and physical

condition of athletes, the use of an incremental protocol +20 kg seems more appropriate to, first, to reduce total time of evaluation, and secondly, to more accurately predict the 1RM estimated from the ratio strength / speed.

Conclusions

The formula for predicting linear displacement device is more reliable used the greater the load increases during the incremental protocol. It is therefore most appropriate when evaluating the maximum load shifted on the bench press, perform load increments of +20 kg for a total of no more than 4 sets for evaluation.

Practical Applications

- The estimated 1RM depending on the strength / speed, is a reliable method for predicting the maximum load, and can help prescribe and plan training without making a complete curve of force / velocity .

- In increments +20 kg load, is substantially reduced, the total time of evaluation, making 4-half load increases.

References

- Bosquet, L., Porta-Benache, J., & Blais, J. (2010). Validity of a commercial linear encoder to estimate bench press 1 RM from the force-velocity relationship. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(3), 459–463.
- Brechue, W. F., & Mayhew, J. L. (2009). Upper-body work capacity and 1RM prediction are unaltered by increasing muscular strength in college football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(9), 2477.
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2010). Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(8), 1566.
- Cormie, Prue, McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: part 2 - training considerations for improving maximal power production. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(2), 125–146.
- Cronin, J., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2001). Velocity specificity, combination training and sport specific tasks. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 4(2), 168–178.
- Horvat, M., Ramsey, V., Franklin, C., Gavin, C., Palumbo, T., & Glass, L. A. (2003). A method for predicting maximal strength in collegiate women athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(2), 324.
- Jidovtseff, B., Croisier, J. L., Lhermerout, C., Serre, L., Sac, D., & Crielaard, J. M. (2006). The concept of iso-inertial assessment: Reproducibility analysis and descriptive data. *Isokinetics and Exercise Science*, 14(1), 53–62.

- Jidovtseff, Boris, Harris, N. K., Crielaard, J.-M., & Cronin, J. B. (2011). Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 267–270.
- Kawamori, N., & Newton, R. U. (2006). Velocity specificity of resistance training: Actual movement velocity versus intention to move explosively. *Strength & Conditioning Journal*, 28(2), 86.
- Kravitz, L., Akalan, C., Nowicki, K., & Kinzey, S. J. (2003). Prediction of 1 repetition maximum in high-school power lifters. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 17(1), 167.
- Materko, W., & Santos, E. L. (2009). Prediction of one repetition maximum strength (1RM) based on a submaximal strength in adult males. *Isokinetics & Exercise Science*, 17(4), 189–195.
- Mayhew, J., Kerksick, C. D., Lentz, D., Ware, J. S., & Mayhew, D. L. (2004). Using repetitions to fatigue to predict one-repetition maximum bench press in male high school athletes. *Pediatric Exercise Science*, 16(3), 265–276.
- Mayhew, J.L., Ball, T. E., Arnold, M. D., & Bowen, J. C. (1992). Relative muscular endurance performance as a predictor of bench press strength in college men and women. *J Appl Sport Sci Res*, 6(4), 200–6.
- Mayhew, J.L., Brechue, W. F., Smith, A. E., Kemmler, W., Lauber, D., & Koch, A. J. (2011). Impact of Testing Strategy on Expression of Upper-Body Work Capacity and One-Repetition Maximum Prediction after Resistance Training in College-Aged Men and Women. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(10), 2796.
- Mayhew, Jerry L., Ball, T. E., Arnold, M. D., & Bowen, J. C. (1992). Relative Muscular Endurance Performance as a Predictor of Bench Press Strength in College Men and Women. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 6, 200.

Mayhew, Jerry L., Ware, J. R., & Prinster, J. L. (1993). TEST & MEASUREMENT: Using Lift Repetitions to Predict Muscular Strength in Adolescent Males. *National Strength & Conditioning Association Journal*, 15, 35.

Rontu, J.-P., Hannula, M. I., Leskinen, S., Linnamo, V., & Salmi, J. A. (2010). One-Repetition Maximum Bench Press Performance Estimated With a New Accelerometer Method. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 2018–2025.

Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240.

Figure Legends

Figure 1. Repetition maximum (RM) actual and estimated for group 1 (protocol +10 kg) and group 2 (protocol +20 kg). * Differences significant at $p = 0.01$.

Figure 2. Association between repetition maximum (RM) actual and estimated. In the left pane for group 1 (protocol +10 kg) and in the right pane for group 2 (protocol +20 kg).

STUDY 3

Effect of grip width on the kinetics and kinematics of the bench press

Abstract

The purpose of this research was to analyze the influence of grip width in the horizontal plane in the bench press exercise. This male subjects twenty-one students of the Faculty of Sport at the University of Granada (age: 22.53 ± 1.7 years, body mass: 70.67 ± 5.8 kg, height: 174.43 ± 4.4 cm) agreed to participate in the study voluntarily. In two sessions separated by one week apart, went to the Functional Assessment Laboratory, Faculty of Sport (University of Granada), initially took the biometric (Height, Weight, Body Composition, Span), to then take a test progressive incremental load to reach its repetition maximum or 1RM. Randomly was assigned a hold of 90° or 105° for the entire assessment protocol. The results show that relative to maximal dynamic strength (FDM) with the grip at 105° the mean force expressed was 79 ± 12.2 kg, 4% higher than that developed at 90° where there were 76 ± 12.4 kg, with significant this difference ($p < 0.05$). Regarding the Maximum Power (PotMáx) no significant differences, but that trend could be observed along the entire force-velocity curve, demonstrating more power in the grip of 90° . This leads us to conclude that to train speed regimes is better to work with holds around 180° of distance biacromial (DB). While for maximum strength training with heavy loads have to train to 210° .

Keywords: bench press, grip width, FDM and high power.

Introduction

In recent decades scholars and strength training have conducted a number of studies that have controlled those aspects that can affect the production of force. However, there is no consensus on how best to evaluate the different manifestations of force in the upper body. The bench press is without doubt the most widespread practice in the world to train and measure the force in the actions of thrust. Knowing the ability to manifest strength in a spectrum of loads, from low to even those above the maximum or 1RM dynamic is the purpose of many scientific papers (Cronin & Henderson, 2004; Jandacka & Uchytíl, 2011; Jidovtseff, Harris, Crielaard, & Cronin, 2011; Saeterbakken, van den Tillaar, & Fimland, 2011, Sanchez-Medina, Perez, & Gonzalez-Badillo, 2010). Identify maximum and average values of speed, strength and power, and the corresponding times to reach peak levels or execution time, are key objectives for monitoring the performance of our athletes. All of them, values related to the kinematics and kinetics of expression, provide information about the influence it has had a particular treatment.

Factors that may alter as the bench press have been studied in recent decades. Among these we can mention those related to the technique of gesture (Barnett, Kippers, & Turner, 1995; Lehman, 2005; Wagner, Evans, Weir, Housh, & Johnson, 1992; Welsch, Bird, & Mayhew, 2005) and others related to the protocol used for the evaluation, ie, increases in charges, recovery time between sets and numbers of repetitions at each load (Lyons, McLester, Arnett, & Thoma, 2010; Stock, Beck, DeFreitas, & Dillon, 2011; van den Tillaar & Ettema, 2009). Moreover, other studies have analyzed the accuracy,

reliability and even the suitability of the instruments used for monitoring changes in force applied along the entire range of motion (ROM) or performance (Cronin & Henderson, 2004) (Bosquet, Porta-Benache, & Blais, 2010; Jidovtseff et al., 2008, Newton, Kraemer, Hakkinen, Humphries, & Murphy, 1996; Rambaud, Rahmani, Moyon, & Bourdin, 2008). The equipment used during testing may affect test results, as demonstrated in various studies that compared the use of free weights versus machine Smith (Cotterman, Darby, & Skelly, 2005, Schick et al. 2010), or even compared to dumbbells (Saeterbakken et al., 2011, Welsch et al., 2005). These factors affect both the training and the evaluation sessions, making it look for those key universals procedures to assist the process of standardization of the measure, thus facilitating the understanding of the results to improve performance in each specific demonstrations of force evaluated (Maud & Foster, 2006) (although the reference to Kraemer et al as a book chapter).

Regarding the mechanics of the bench press gesture, placement of the segments, the grips and the ROM are variables that determine both the force production, such as muscle involvement throughout the various phases of the gesture (Lehman, 2005, Mookerjee & Ratamess, 1999). The separation of the hands on the grip and its effect analyzed from a kinetic point of view and participation muscle (EMG) has been studied in several studies (Barnett, Kippers, & Tunner, 1995; Clemonts & Aaron, 1997; Lander et al., 1985, Lehman, 2005; McLaughlin, 1985; Wagner, Evans, Weir, Housh, & Johnson, 1992). According to Clermont & Aaron (1997), the optimal technique for bench press, the grip must be placed with the forearms perpendicular to the ground when the bar touches your chest. It also analyzed the effect of different separations of the grip, being 190% of the distance biacromial (DB) which is expressed more strongly.

Later, Lehman (2005) analyzed the muscle involvement in three get in prone position and two on back (or reverse grip) between 100% and 200% of the DB, noting that the myoelectric activity in the triceps increased significantly when grip was tight, while the participation of the pectoralis major (clavicular portion both in, as in the sterno-clavicular) was more active when the grip was wide. Despite the numerous studies conducted to date, has not been determined whether it could affect the lack of control of a variable as basic as the grip of the bar. The purpose of this research, then, is (a) examine whether changing grip conditions can modify the maximum load being moved, (b) to study the kinematic and kinetic differences in the same assessment protocol for bench press in two conditions hold (grip 90 ° and 105 °).

METHODS

Subjects

This study WAS Conducted Between April to May of 2011. Twenty evils Volunteered to Participate In This research. The participant's mean (\pm SD) age, mass and height 22.60 ± 1.65 years Were, 70.27 ± 5.63 kg, 174.2 ± 4.37 cm, respectivamente. All of the Participants Were Recruited from students in Sports Science. The inclusion Criterion for this research Was That the subjects Were Their Own capable to lift body mass in the bench press Exercise. Participants Provide written consent for testing ad as part of Their Contractual Arrangements with Granada ethics committee. Participants Were Informed That They Could WITHDRAW from study at Any Time without prejudice. Before Taking Part In This study, the Participants Were Fully Informed about the protocol.

Written Informed Consent Obtained Prior to WAS all testing, in Accordance With The

local ethical recommendations of Committee and current ethical standards in sports and Exercise research and the declaration of Helsinki.

INSERT TABLE 1

This study was conducted between April and May 2011. Twenty male subjects participated voluntarily in this research. The extent and standard deviation for age, weight and height were 22.60 ± 1.65 years, 70.27 ± 5.63 kg, 174.2 ± 4.37 cm, respectively. As a criterion for inclusion in this study we used the ability to lift your own body weight in 1RM. Before being assessed all subjects signed an informed consent which detailed the objectives and risks of the procedure followed in the investigation. This research was approved by the ethics committee of the University of Granada.

Procedure

The evaluation of the participants was conducted in two sessions separated by a week at the same time period in the Laboratory of Control and Evaluation of Sports Performance, Faculty of Sport (University of Granada, Granada, Spain). Initially taken biometric data (height, weight, percent body fat, distance biacromial). Then we proceeded to place holds on the Smith machine bar where it was to conduct the research. To determine the position of the hands on the bar and where the trunk to the plane of execution (fall line of the bar to half the distance between the xiphoid process and jugular notch), participants lay on the horizontal bench, has set a signal on top

where the head supported. With arms outstretched established the angles formed by the arm and forearm to present the grips of 90° and 105° in the bar graph paper taking as zero the center of it, noted as marking the outside of the hand Prone / or (see Figure 1). Unlike anatomical reference used in other works of literature which used the percentage of distance biacromial (DB) has opted for this procedure, which does not affect muscle mass of athletes, to be more clear when to find the anatomical points, while taking into account bilateral asymmetries.

INSERT TABLE 2

From the practical point of view is more appropriate to place the athlete in anatomical position with arms crossed lying on the bank where they will run the exercise, from there to measure the angles and the distance between the hands (see Figure 1). This distance is moved to the properly grips the bar millimeter, taking the point 0 from the center of mass there.

INSERT FIGURE 1

Measurement

Before the test was performed a standardized warm-up divided into three parts. The first one corresponded to the embodiment of five minutes of activation and synchronization of the vegetative system. The second part consisted of joint mobility, and the third performed two sets of 10 reps at a controlled rate with 10kg dumbbells, and a final

station where the subjects did 10 reps with the bar only in the Smith machine (20 kg at speed 1:1).

Three minutes after heating and after hydration, began the gradual incremental load test on Smith machine to reach the 1RM. The protocol began with a load of 20 kg, increasing from 10 to 10 kg (from the beginning of the protocol to reach speeds of 0.5 bar m / s). Subsequently, the load increased from 5 in 5 Kg to failure. To avoid the effects of fatigue neural allowed breaks comprising from 3 minutes (to the bar speeds above 0.5 m / s), and rest periods of 5 minutes (for speeds below 0 bar , 5 m / s). Controlling the speed of displacement of the bar was performed using a linear encoder. For the Smith machine incremental protocol was followed the technique described by Escamilla, Lander, & Garhamm (2000). Subjects were instructed to undertake the concentric phase with the highest possible speed. The descent of the bar is controlled in speed and in the path to avoid bouncing action to reverse the direction of movement participants had to run a short stop.

To control possible contamination effects, was asked during the investigation did not undertake training upper body strength. Another important factor to ensure the internal validity of the experimental design was the randomization of the grips (90 ° and 105 °). Participants did not know what was the purpose of these separations. Each subject was required to manifest maximal force as fast as possible on each trial. The kinematic parameters were recorded by automatic capture system Biomechanic v.14 Quintic. The experimental space was an area of 5 m long and 5 m wide. The static and dynamic calibration reflected an error of less than ± 0.02 m and a static

reproducibility of 4%. Seven markers were placed epidermal (six in the upper body - wrist axis (estilión) axis of the elbow (radial) axis biacromial (acromion) in right and left, and one in the bar) with a diameter of 14 mm. Were placed as recommended by the biomechanical model SC7 as (De Leva, 1996). The bar was placed a marker at the center of mass. The data were filtered using Quintic functions Biomechanic v.14 with bidirectional Butterworth method, obtaining data that govern the movement.

Linear Position Transducer (LPT). A LPT (T-Force System, Ergotech, Murcia, Spain) Was Used in kinematics Assessments in a bench press Exercise.

The system consists of an electromechanical part (hardware: sensor and interface) and software with the cable attached to the rod moving vertically in the direction of the gesture, reporting the position of the rod in each millisecond (1000 Hz). By T-Force System software were exported data for the kinetics of expression (displacement, velocity, acceleration, force and power) produced during the concentric phase of each repetition.

For kinematic analysis we used a high speed camera (Sony Exilim HD, 400 Hz). For correct viewing of the images and subsequent biomechanical analysis were placed epidermal markers in the skin of the subjects. The software used for biomechanical analysis was the Quintic Biomechanic v.14 (Quintic, Coventry, UK). The porch where the measurement was performed was a model, non-commercial research designed to Gervasport (Madrid, Spain). This was duly calibrated in terms of

weight and friction of the bar, so it does not affect the measurement.

Statistical Analyses

For inferential statistic, the average force, peak force, average power, total space and space velocity at maximal Were Analyzed using a 2-factor (grips x intensity) variance analysis. In This analysis, the grip factor had 2 levels (grip grip 90 ° and 105 °) and intensity factor HAD 6 levels (IL, 20%, 40%, 60%, 80%, and MRI). Bonferroni post hoc analysis WAS Performed To Prove significant main and interaction effects. In case WHERE sphericity not could be assumed, the Greenhouse-Geisser correction Applied WAS. A value of ≤ 0.05 ρ WAS Used to Establish Statistical significance. All data are mean \pm SD as Presented.

RESULTS

That Was The average mass 1RM lifted successfully at 75.5 ± 12.34 kg WAS and 78.5 ± 12.26 kg, 90 ° and grip widht 105 °, respectivamente. A descriptive data of the maximum load lifted and grip distance performed by the subjects Percentage are related in Table 2.

INSERT TABLE 2

A significant difference ($p = 0.036$) Was found in a 1RM when to modify the WAS grip (grip 90 ° and 105 °) in bench press incremental protocol (Figure 2). It was found to Higher grip 1RM in 105 °.

INSERT FIGURE 2

The average force in Both Conditions in whole protocol WAS like, But significant difference ($p = 0.020$) Were found at peak force at 1RM (90 ° = 877.6 grip and grip 105 ° N = 939 N) (see Figure 3).

INSERT FIGURE 3

The average power in Both Conditions Similar WAS Percentage In Each load except initial load (IL). Average power in width grip WAS Higher Than 90 ° 105 ° grip width. A significant difference Were found ($p = 0.042$) in average power (W).

INSERT FIGURE 4

In Both protocols, Were Analyzed the whole space (Figure 5) and the space velocity When the WAS at the Highest point (Figure 6). Significant difference in total space ($\rho = 0.032$; $\rho = 0.048$; $\rho = 0,007$) WAS found in three loads (30 kg, 60 kg and 1RM, respectively). When the velocity was highest analyzed the space. In four loads (30 kg, 60 kg, 70 kg and 1RM) Were found significant difference ($\rho = 0.003$; $\rho = 0.041$; $\rho = 0.044$; $\rho = 0.011$).

INSERT FIGURE 5

INSERT FIGURE 6

DISCUSSION

In this study we analyzed the differences in the kinetics and kinematics of the concentric phase of exercise bench press smith machine. Significant differences have been found in the amount of mass lifted, peak force, average power, total space and space where the maximum speed was reached (Sp_Vmax) when conditions varied grips (grip grip 90° and 105°).

The results presented show how with a wide grip, corresponding in this case at an angle arm-forearm of 105° and a DB of 210%, you get up more cargo ($\rho = 0.036$, see Figure

2) with a narrower grip (arm-forearm angle of 90° , 180% of the DB). After analyzing the data in both conditions hold, the explanation of this fact is based on the highest peak force found 1RM with the grip of 105° ($\rho = 0.020$, see Figure 3) because of increased leverage. These data are consistent with those reported by Wagner et al., (1992) who studied the influence of 6 types of grips (from 95% to 270% of the DB) in bench press. In the grips to 165% and 200% of the DB values were significant ($\rho < 0.05$) of average strength when compared with other grips. The same occurred in the work of Barnett et al., (1995) in which wide grip, 200% of the DB, moved more cargo than the narrow grip of 100% of the DB. In this study the difference between the displaced charges was 5% in our study, the difference was 4%. It should be noted this fact in our study, since 15% by changing distance from the center of the bar to each of the grips, the difference in strength without making any treatment is significant. This responds to one of our questions, and reinforces the thought of the need to find a system of universal standardization of the measure of the strength in bench press. Paradoxically, in science to talk about terms like "approximately" or "slightly" to refer to the distance or separation must have hands when grasping the bar and move it. That numerous studies in which is described that the grip of the bar should be at a distance slightly greater than the distance of the shoulders. This has been the main reason we moved back to this type of research replicating already work as cited in this manuscript.

Following the analysis of other variables has been observed as the average power were no significant differences in the initial load (20 kg), in this case in the grip of 90° ($\rho = 0.042$) compared with the power manifested at 105° (see Figure 4). There is no research which have marked the width of the grip and its effect on power output (power

output) ...

To the author's Knowledge, there has only one previous investigation Been to estimate optimal load for maximal power output DURING mean acceleration phase and lift complete positive power of BP Exercise.

In this sense it could even think of the idea, from a more practical and using a resource as basic as the placement of the segments, change the grips to train power (power) with the narrow grip, or stimulate work maximum strength (strength), with the grip width. Following the findings of Jandacka & Uchytel, (2011) one could say that the power should be trained about 50% of 1RM, we would add this fact to adjust the grip closer to accentuate its effect. With wider grips, the peak force at high loads (close to 1 RM) is enhanced compared with narrower grip. In this sense it could be taken to suggest that training with high loads in grappling wide, could improve this demonstration of force. Always taking into consideration the recommendations of Green & Comfort (2007) for the prevention of injuries, which are recommended not to exceed twice the DB. The relationship of the space covered by the bar and holds proved to be inverse (Wagner et al., 1992), as has happened in our study. When the distance of the grip was major, minor vertical displacement occurred. McLaughlin (1985) suggested that a wide grip benefits were obtained when performing the bench press, through greater involvement of chest and lower total space travel. Lander, Bates, Sawhill, & Hamill (1985) concluded that with a grip moderate (corresponding to an angle of 90 ° between the arm and forearm) was more effective to lift more cargo than with a narrow grip (angle arm forearm of 80 °).

Space values were studied from two different perspectives. The total space travel and

In any assessment protocol should be standardized bench press grip to avoid methodological errors in the measurement.

The DB does not serve bilateral asymmetry between the segments. We recommend the use of distance interepincondilea (including elbows) to measure the angles between the arm and forearm, to properly adjust the distance of the grip.

REFERENCES

- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9, 222–227.
- Bosquet, L., Porta-Benache, J., & Blais, J. (2010). Validity of a commercial linear encoder to estimate bench press 1 RM from the force-velocity relationship. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(3), 459–463.
- Brzycki, M. (1993). Strength testing-predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *Journal of Physical Education Recreation and Dance*, 64, 88–88.
- Cotterman, M. L., Darby, L. A., & Skelly, W. A. (2005). Comparison of Muscle Force Production Using the Smith Machine and Free Weights for Bench Press and Squat Exercises. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 169. doi:10.1519/14433.1
- Cronin, J. B., & Henderson, M. E. (2004). Maximal strength and power assessment in novice weight trainers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(1), 48.
- De Leva. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223–1230.
- Green, C. M., & Comfort, P. (2007). The Affect of Grip Width on Bench Press Performance and Risk of Injury. *Strength & Conditioning Journal*, 29(5). Recuperado a partir de http://journals.lww.com/nsca-scj/Fulltext/2007/10000/The_Affect_of_Grip_Width_on_Bench_Press.1.aspx
- Jandacka, D., & Uchytíl, J. (2011). Optimal Load Maximizes the Mean Mechanical Power Output During Upper Extremity Exercise in Highly Trained Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(10), 2764–2772. doi:10.1519/JSC.0b013e31820dbc6d
- Jidovtseff, B., Croisier, J.-L., Scimar, N., Demoulin, C., Maquet, D., & Crielaard, J.-M. (2008). The ability of isoinertial assessment to monitor specific training effects. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(1), 55–64. Recuperado a partir de <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18212711>
- Jidovtseff, Boris, Harris, N. K., Crielaard, J.-M., & Cronin, J. B. (2011). Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 267–270. doi:10.1519/JSC.0b013e3181b62c5f
- Lander, J., Bates, B., Sawhill, J., & Hamill, J. (1985). A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 17(3), 344–353.
- Lehman, G. J. (2005). The Influence of Grip Width During the Flat Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 587–591.
- Lyons, T. S., McLester, J. R., Arnett, S. W., & Thoma, M. J. (2010). Specificity of Training Modalities on Upper-Body One Repetition Maximum Performance: Free Weights vs. Hammer Strength Equipment. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 2984–2988. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e726c6
- Maud, P. J., & Foster, C. (2006). *Physiological assessment of human fitness*. Human Kinetics.

- McLaughlin, T. (1985). Grip spacing and arm position. *Powerlifting USA*, 8(6), 24.
- Mookerjee, S., & Ratamess, N. (1999). Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise. *Journal of strength and conditioning Research*, 13, 76–81.
- Newton, R. U., Kraemer, W. J., Hakkinen, K., Humphries, B. J., & Murphy, A. J. (1996). Kinematics, Kinetics, and Muscle Activation During Explosive Upper Body Movements. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(1), 31–43.
- Rambaud, O., Rahmani, A., Moyon, B., & Bourdin, M. (2008). Importance of Upper-Limb Inertia in Calculating Concentric Bench Press Force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 383–389. doi:10.1519/JSC.0b013e31816193e7
- Saeterbakken, A., van den Tillaar, R., & Fimland, M. (2011). A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements. *Journal of sports sciences*, 29(5), 533–538.
- Sanchez-Medina, L., Perez, C. E., & Gonzalez-Badillo, J. J. (2010). Importance of the Propulsive Phase in Strength Assessment. *International Journal of Sports Medicine*, 31(2), 123–129.
- Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T., & Uribe, B. P. (2010). A Comparison of Muscle Activation Between a Smith Machine and Free Weight Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 779–784. doi:10.1519/JSC.0b013e3181cc2237
- Stock, M. S., Beck, T. W., DeFreitas, J. M., & Dillon, M. A. (2011). Test–Retest Reliability of Barbell Velocity During the Free-Weight Bench-Press Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 171–177. doi:10.1519/JSC.0b013e318201bdf9
- van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2009). A Comparison of Successful and Unsuccessful Attempts in Maximal Bench Pressing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(11), 2056–2063.
- Wagner, L., Evans, S., Weir, J., Housh, T., & Johnson, G. (1992). The effect of grip width on bench press performance. *International J Sport Biomech*, 8, 1–10.
- Welsch, E. A., Bird, M., & Mayhew, J. L. (2005). Electromyographic activity of the pectoralis major and anterior deltoid muscles during three upper-body lifts. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), 449.

TABLES & FIGURES

n=20	Age	Height	Mass	Porc_Graso	Porc_Musc
Min	20.97	168	60	7.50	53.9
Max	26.81	185	80.4	20.30	72.9
Average	22.60	174.2	70.27	13.99	60.35
Desv	1.65	4.37	5.63	3.52	4.35

n=20	Grip_90	Grip_105	RM_90	RM_105
Min	135	175	60	60
Max	215	266	100	110
Average	182.84	212.9	75.5	78.5
Desv	19.3	21.3	12.34	12.25

