

DETERMINACION DE UN MODELO PREDICTIVO DE LA FUERZA EXPLOSIVA MAXIMA EN ESTUDIANTES DE EDUCACION FISICA.

Doctorando: Marco Fredy Jaimes Laguado

Directores: Dr. Ignacio Jesús Chiroso Ríos

Dr. Luis Javier Chiroso Ríos

Dr. Ignacio Martín Tamayo



Programa de Doctorado: Nuevas Perspectivas en Investigación en ciencias de la actividad física y el deporte.

DEPARTAMENTO DE EDUCACION FISICA Y DEPORTIVA

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Marco Fredy Jaimes Laguado
D.L.: GR 1178-2012
ISBN: 978-84-695-1176-3

Agradecimientos

A Dios por darme la oportunidad de estar realizándome profesionalmente y darme salud y paciencia en todo momento, por regalarme a Juan Camilo un hijo tan maravilloso que ha sido mi fuerza , mi vida, mi todo y sobre todo a mi esposa Paolita quien ha estado siempre a mi lado, soportando la distancia y esos instantes tan difíciles que se nos han presentado, Gracias amor, por ser tan especial al ayudarme a superar este nuevo escalón profesional..

A mi madre Gladys por darme la vida y ser ese apoyo incondicional en todos los momentos de mi trayectoria profesional; a mi hermano Juan Carlos por estar ahí dándome apoyo en momentos difíciles.

A Lujita quien más que un profesor ha sido mi amigo, mi confidente, ese ángel que Dios puso en mi camino cuando más lo necesitaba y se convirtió para mí en un hermano en esta etapa de mi vida.

A Ignacio, mi tutor, por ser mi PARCERO y hacerme ver que cuando más difícil es escalar una montaña, el ascenso es más llevadero cuando tenemos el apoyo de nuestra familia y amigos. Recuerde que siempre estarás en mi corazón por abrir la ventana de esa bella familia y hacerme sentir un miembro más de ella..

A Ignacio Martín, mi tutor, por despertar en mí un interés a los nuevos conocimientos en la formación académica. Gracias al empeño de mis tres tutores, aprendí muchísimo, me formé con su ejemplo y lo más importante adquiriré tres nuevos amigos y ahora puedo coronar, gracias a ellos, los logros que me propuse cuando empecé mi doctorado.

A Juanpa, mi cuñado, que me abrió las puertas de su apartamento y me ayudó a instalarme en la Universidad de Granada.. Gracias por todo el tiempo que compartimos día a día, en donde sentí su apoyo e incondicionalidad teniendo como base los lazos de amistad y de familia que siempre nos unieron, pero que en estas tierras españolas se acrecentaron más y más..

A mi pana Iker que a pesar de su corta edad me sorprendió cada día, con su interés por ser mejor y por su esfuerzo durante la realización de esta tesis.

No podía faltar mi Chemita, qué al igual que Juanma son seres maravillosos y desinteresados, quienes me brindaron la suerte de ser mis amigos..

A Don Pablo, Doña Socorro, Xiomy, Tane, Pablo José, Fabián Andrés y Fabián que son mi segunda familia y lo más grande que tiene mi hijo. Gracias por ese apoyo incondicional que me dieron durante todo este tiempo que estuve fuera de mi patria Colombia..

A todos los miembros del grupo de investigación CTS-642 por acogerme en su seno, brindándome conocimientos para ser un mejor profesional, enseñándome a trabajar con constancia y empeño. Y más que un trabajo por esa amistad lograda la que nos llevó a convertirnos en una comunidad de amigos.

A mi nonita María, a mis tías Belsy, Leito, Gloria y Martha, a mi tío Chago, a mis primos y demás familia, que sé que la distancia siempre estuvieron conmigo en las buenas y en las malas.

A mis profesores y amigos de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, no sólo por su profesionalidad ante el trabajo, sino por esa buena camaradería que me brindaron en estos años', dándome su apoyo con el cariño y comprensión que solamente ustedes me pudieron transmitir.

Gracias, mil gracias a todos. Para todos ustedes mi título doctoral.

Índice

<i>Introducción</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Conceptos Generales de la Fuerza</i>	9
<i>La fuerza muscular en el desarrollo humano</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Conceptualización de la fuerza</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Activación, tensión y acción muscular</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Factores que determinan la fuerza</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Manifestaciones de la fuerza</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Manifestaciones de Fuerza desde un enfoque al entrenamiento</i>	28
<i>Adaptación de la fuerza en el ámbito del entrenamiento</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Propiedades biomecánicas del sistema músculo-esquelético.</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Biomecánica Deportiva</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Modelos biomecánicos deportivos</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Eficacia biomecánica del Press banca</i>	56
<i>La Variabilidad biomecánica en los movimientos deportivos</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Descripción del press de banca</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Descripción de 1RM</i>	¡Error! Marcador no definido.
<i>Modelos de predicción de 1RM</i>	61
ARTÍCULO 1: Análisis cinético y cinemático del press banca en dos situaciones de evaluación: Press Banca Libre vs Press Banca Máquina Smith. Proyecto Piloto	61
ARTÍCULO 2: La influencia del ancho del agarre en el press de banca sobre la cinemática del ejercicio	¡Error! Marcador no definido.
ARTÍCULO 3: Ecuación de regresión lineal múltiple para predecir 1RM aplicando valores biométricos.	104
<i>Referencias Bibliográficas</i>	120
<i>Anexos</i>	124

Introducción

Según la experiencia y el interés que siempre nos ha despertado la evolución de las manifestaciones de la fuerza ante determinados estímulos, consideramos importante estudiar y conocer las nuevas tendencias de entrenamiento, que nos ayuden a la elaboración de programas coherentes y adaptados al tipo de población que se evalúa en determinado momento, sabiendo que la sociedad dinámica actual no posee espacios para la práctica de actividades físicas.

De hecho, hoy en día una de las principales formas de observar la evolución del músculo ante determinado estímulo, es mediante el entrenamiento de las manifestaciones de la fuerza, el cual ha alcanzado el nivel más alto de importancia al observar que esta cualidad física, es considerada como un elemento fundamental y necesario para el desempeño en las obligaciones de la vida diaria, siendo el principal medio para recuperar, mantener y mejorar la calidad de vida.

Desde la perspectiva de la actividad física y el deporte, la fuerza representa la capacidad de un sujeto para vencer o soportar una resistencia. La fuerza variara dependiendo de la velocidad del movimiento, debido al número de variables o condiciones que se ven implicadas; la fuerza de un musculo o grupo muscular debe de ser definida como la máxima fuerza generada por un musculo o grupo muscular a una velocidad determinada.

En la historia de las ciencias del deporte, son numerosas las aproximaciones experimentales realizadas para conocer más sobre los efectos producidos por el entrenamiento de fuerza sobre nuestro organismo. Zatsiorsky, (1992); citado por González Badillo y Gorostiaga, (1995) afirma que la evolución de los métodos de fuerza se debe a dos tipos de conocimiento: a) al adquirido por la experiencia práctica que han tenido los entrenadores a lo largo de los años con los deportistas de elite; b) al derivado de los estudios científicos realizados en laboratorio, aunque algunos de estos se hacen con sujetos sedentarios o de baja cualificación deportiva. Siff y Verkoshansky (2000), afirman que el problema de los métodos para el desarrollo de la fuerza no está ni mucho menos resuelto a pesar de los importantes avances científicos y prácticos.

La fuerza muscular ha sido considerada como un factor importante dentro del rendimiento físico y deportivo, por ello, ha sido estudiada en las ciencias del deporte por diferentes áreas como la biomecánica y la teoría del entrenamiento. A la hora de evaluar la fuerza que un sujeto es capaz de producir, debemos considerar múltiples factores y la importancia de los mismos en el resultado final. Algunos de ellos, como los metabólicos, han sido ampliamente estudiados, pero no ha ocurrido lo mismo con otros. En este sentido, la arquitectura muscular tiene una gran relevancia, puesto que su modificación implica variaciones mecánicas, que influyen considerablemente en el comportamiento del músculo.

Existe gran cantidad de evidencia que manifiesta que el entrenamiento de la fuerza puede mejorar significativamente muchos factores de salud, asociados con la prevención de lesiones y enfermedades propias de la actividad deportiva, ya sea en sujetos sedentarios como amateur o profesionales. Estos beneficios sobre la salud pueden ser con toda seguridad obtenidos por la mayoría de la población, cuando se prescriben programas apropiados de entrenamiento de fuerza. Hass y cols., (2001), afirman que es importante incorporar una variedad de ejercicios, realizados a una intensidad suficiente para incrementar el desarrollo y el mantenimiento de la fuerza, la resistencia muscular, y la masa corporal libre de grasa.

En el siglo XIX comienza a aparecer lo que podría considerarse como una aproximación científica al entrenamiento de la fuerza. P.H. Ling, Francisco de Amoros, los Filantropistas (Guts Muths, Pestalozzi, Basedow, etc.) y, sobre todo, Ludwing Jhan elaboraron programas de entrenamiento de fuerza con diferentes objetivos que en muchos de los casos, siguen vigentes (Tous, 1999). Autores como Godik (citado por Zatsiorsky, 1989) afirman que las primeras instalaciones mecánicas para medir la fuerza del hombre se crearon en el siglo XVIII. Sin embargo, los métodos de valoración funcional de la fuerza, en todas sus formas y expresiones, han recibido sólo recientemente un notable impulso tecnológico y una divulgación adecuada.

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 como cualidad física fundamental

La fuerza muscular ha sido considerada como un factor importante dentro del rendimiento físico y deportivo, por ello, ha sido estudiada en las ciencias del deporte por diferentes áreas como la biomecánica y la teoría del entrenamiento.

Atendiendo a diferentes variables que entran a determinar la formación, desarrollo, evolución, mejoramiento y mantenimiento de la capacidad de fuerza muscular se debe tener en cuenta los beneficios que se obtienen a partir del entrenamiento de esta capacidad física básica, conociendo las diferencias individuales de los sujetos y la necesidad de su estudio.

Según Letzelter (1983), opone las cualidades condicionales a las capacidades coordinativas. Su principio general consiste en oponer las diferentes categorías, distingue igualmente la fuerza, la velocidad, la flexibilidad y la resistencia. En la figura 1 aparecen las cualidades inconciliables.

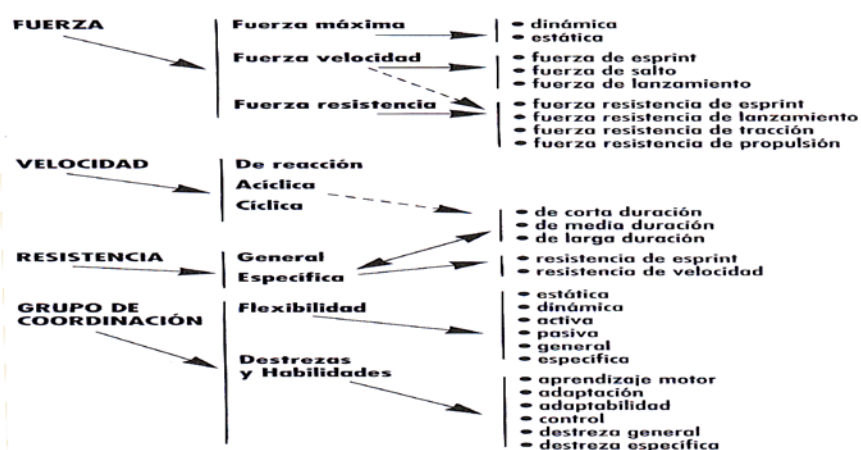


Figura 1. Clasificación de las cualidades físicas según Letzelter, (1983). (Tomado de Cometti, 1998).

Tschiene, (1986) encuentra una diferenciación menos neta. Si la oposición coordinación – cualidades condicionales está siempre presente, las otras cualidades están relacionadas entre sí por relaciones más complejas (figura 2).

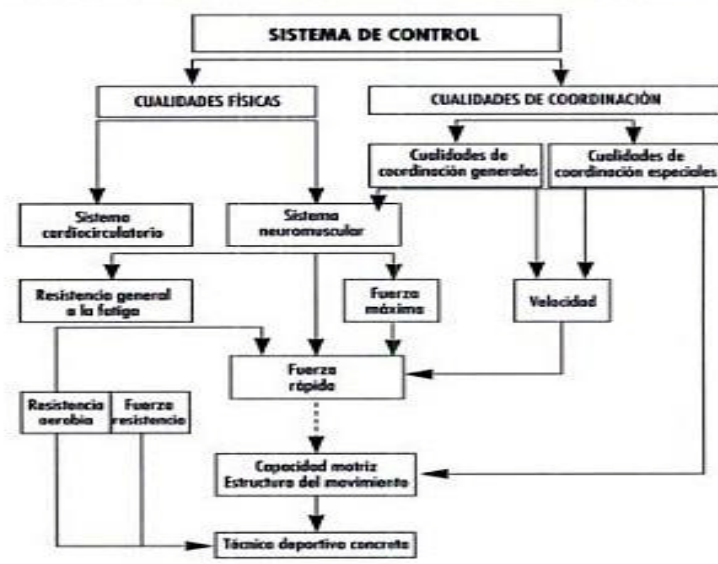


Figura 2. Clasificación de las cualidades físicas según Tschiene, (1986).
(Tomado de Cometti, 1998).

Gundlanch (1969), plantea una clasificación tridimensional, en el que sitúa a: la velocidad, la fuerza y la resistencia, en tres ejes. Esto permite ubicar a las distintas disciplinas deportivas en función de sus exigencias en un lugar determinado del espacio “cualidades físicas”, que el autor ha creado (figura 3)

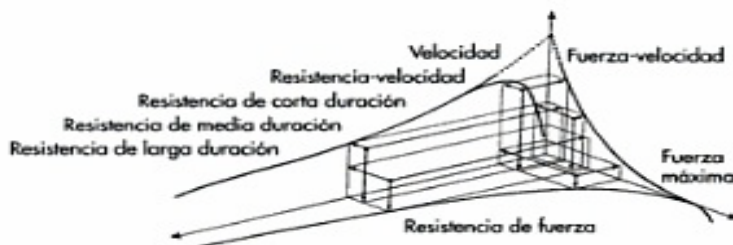


Figura 3. Clasificación de las cualidades físicas según Gundlanch, (1969).
(Tomado de Cometti, 1998).

Cometti (1988a, 1998b) propone una representación más funcional de las cualidades físicas (figura 4). El individuo usa una estructura que pone en juego y moviliza energía. Energía/estructura es la relación central alrededor de la cual se equilibran las diferentes cualidades. La Energía/Estructura está constituida por el sistema complejo que conforma el cuerpo humano. Por un lado, está la Estructura (palancas, articulaciones, músculos) y por otro lado están los sistemas energéticos que van a definir, junto a la naturaleza genética de la estructura, qué tipo de movimiento seremos capaces de generar.

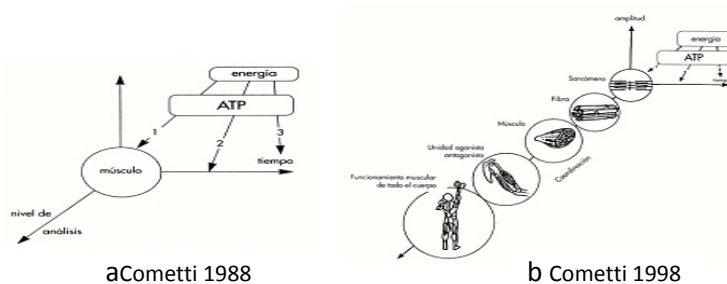


Figura 4 Clasificación de las cualidades físicas según Cometti, (1988.a; 1998.b). (Tomado de Cometti, 1988).

Dentro de esta Estructura es el músculo es el que ocupa el lugar central, cuando funciona produce fuerza, por tanto la fuerza es el centro de nuestro mapa de cualidades. Siguiendo el modelo de Gundlach, vamos a distinguir tres ejes: Tiempo de actuación, Amplitud de movimiento y nivel de análisis del funcionamiento muscular.

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 de 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, 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. Considerando que el entrenamiento es un proceso complejo y organizado, de larga duración, cuyo objetivo es el desarrollo de adaptaciones óptimas necesarias para la obtención máxima de rendimiento. 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 conocimientos científicos y experiencias de entrenadores innovadores de distintas épocas se logra comprender perfectamente el concepto de fuerza y su tratamiento metodológico para el desarrollo racional de esta cualidad física.

La fuerza muscular en el desarrollo humano

Desde el punto de vista de la calidad de vida, para cualquier individuo es muy importante poder transportar objetos, y 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 fuerza, aunque disponer de unos niveles suficientes de la misma hará la vida más fácil. De esta forma, la mayor parte de las actividades habituales del sujeto van a requerir una buena resistencia muscular (Canadian Society for Exercise Physiology, 1996).

Según González Badillo y Gorostiaga (2002), Toda expresión de fuerza gira alrededor de dos conceptos fundamentales: fuerza máxima y fuerza explosiva o rápida. Es decir: la fuerza que se es capaz de manifestar y su relación con el tiempo necesario para conseguirlo. 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.

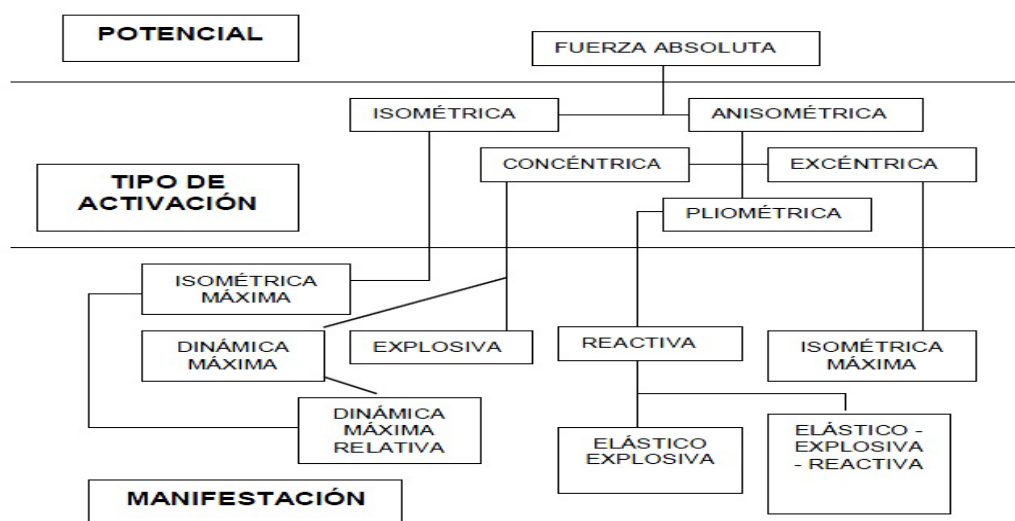


Figura 5. Clasificación de las manifestaciones de la fuerza: Gonzales Badillo y Gorostiaga, (2002).

A la hora de evaluar la fuerza que un sujeto es capaz de producir, debemos considerar múltiples factores y la importancia de los mismos en el resultado final. Algunos de ellos, como los metabólicos, han sido ampliamente estudiados, pero no ha ocurrido lo mismo con otros. En este sentido, la arquitectura muscular tiene una gran relevancia, puesto que su modificación implica variaciones mecánicas, que influyen considerablemente en el comportamiento del músculo.

La fuerza se entiende como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse, esta capacidad está relacionada con factores de tipo estructural como puentes cruzados de miosina que pueden interactuar con filamentos de actina, número de sarcómeros en paralelo, la tensión específica o fuerza que una fibra muscular puede ejercer por unidad de sección transversal, la longitud de la fibra y del músculo y el tipo de fibra, y otros de tipo neuronal, como el número de unidades motoras activas,

los aumentos en la frecuencia de estimulación que se den en las motoneuronas que gobiernan las fibras musculares, el número de sarcómeros que se activen, los factores facilitadores e inhibidores de la activación neuromuscular y las características de manejo del calcio iónico en el interior de la fibra, estos aspectos básicos para la generación de fuerza muscular están relacionadas con las propiedades mecánicas del musculo como el ángulo articular, donde se genera la tensión articular, la longitud inicial del musculo, cuando se activa, el tipo de activación, y la velocidad del movimiento, son factores determinantes de la tensión en el musculo. Por tanto la fuerza que puede manifestar un musculo esquelético también depende de la longitud que tienen los músculos en el momento de generar tensión y cambios de longitud en el tiempo (velocidad de contracción) (Gonzales-Badillo e Izquierdo, 2002).

Existen numerosas clasificaciones de las cualidades físicas. Su principio general consiste en oponer las diferentes cualidades que se las entiende como inconciliables. Sin embargo, Cometti (1998), propone una representación más funcional de las cualidades físicas, siguiendo una afirmación, hoy común en las ciencias (humanas y biológicas). Todo sujeto posee una estructura que pone en juego y moviliza energía, energía-estructura es la relación central alrededor de la cual se equilibran las diferentes cualidades.

Conceptualización de la fuerza

Fuerza desde el punto de vista de 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 o grupo de músculos determinados para generar una acción muscular bajo unas condiciones específicas (Siff y 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). Son muchas definiciones las 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 (Oña y Santamaría, 1988). 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. 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, (1995). La fuerza muscular resulta ser 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). Así, de acuerdo a lo expuesto por González Badillo (2000), el concepto de fuerza muscular desde el punto de vista 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.

Desde la perspectiva de la física, la fuerza muscular sería la capacidad de la musculatura para generar la aceleración o deformación de un cuerpo, mantenerlo inmóvil o frenar su desplazamiento. Harre (1988), define la fuerza en dos conceptos diferentes: la fuerza como magnitud física y fuerza como presupuesto para la ejecución de un movimiento deportivo.

Para Harman (1993), la definición más precisa de fuerza es la habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el

movimiento en el que se aplica la fuerza, tipo de activación (concéntrica, excéntrica, isométrica, pliométrica) y la velocidad del movimiento.

Grosser y Muller (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).

Kroemer (1999), define la fuerza muscular como la capacidad de un músculo de generar y transmitir tensión en la dirección de sus fibras.

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 una serie de factores, como son: el número de puentes cruzados de miosina que pueden interactuar con los filamentos de actina.

Para Harman (1993), la definición más precisa de fuerza es la habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, tipo de activación (concéntrica, excéntrica, isométrica, pliométrica) y la velocidad del movimiento.

La fuerza muscular también se puede entender como la capacidad de vencer u oponerse ante una resistencia externa mediante tensión muscular (Hartman y Tünnemann, 1996; Zatsiorsky, 1995; Harre y Hauptmann, 1994; Manno, 1991; Ehlenz et al. 1990; Kuznetsov, 1989).

También se puede entender como la capacidad de vencer u oponerse ante una resistencia externa mediante tensión muscular (Kuznetsov, 1989; Ehlenz et al. 1990; Manno, 1991; Harre y Hauptmann, 1994; Zatsiorsky, 1995; Hatman y Tünnemann, 1996).

En el caso de González Badillo y Gorostiaga (2002), lo definen como la capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse, o como se entiende habitualmente, al contraerse.

Bosco, (2000); Siff y Verkhoshansky (2000), Definen la fuerza como una capacidad funcional que se expresa por la acción conjunta del sistema nervioso y 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 y se libera la energía necesaria, lo que dará lugar a la unión - desplazamiento de los filamentos de actina y miosina, en el sentido 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, (1986).

En la literatura científica más orientada al entrenamiento deportivo se encuentran numerosas definiciones. La Tabla 1 enmarca diferentes definiciones de distintos autores.

Tabla 1. Definiciones del término fuerza por distintos autores.

AUTOR	AÑO	DEFINICIÓN
Bompa	1983	Capacidad neuromuscular de vencer una resistencia externa o interna.
Grosser & Muller	1989	Capacidad del sistema neuromuscular de superar resistencias 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 & Gorostiaga	1995	Capacidad de producir tensión que tiene el músculo al activarse o, como se entiende habitualmente, al contraerse .
Kroemer	1999	Capacidad de un músculo de generar y transmitir tensión en la 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.
Siff & Verkhoshansky	2000	Capacidad de un músculo o grupo de músculos determinados para generar una fuerza muscular bajo unas condiciones específicas.

Se considera que al conceptualizar la fuerza en el ámbito del entrenamiento, necesariamente se ha de comprender tanto el enfoque externo de la mecánica como el interno que nos proporciona la fisiología del ejercicio. En esta línea integradora, Harre y Hauptmann (1996), Hatman y Tünemann (1997) y Zatsiorsky (1995) la definen como la capacidad de vencer u oponerse ante una resistencia externa mediante tensión muscular.

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.

Con todo, 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 concretas. 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 y Kraemer (1987) (13), la fuerza se definiría 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. Ante esta realidad, la fuerza de un deportista también se puede definir la fuerza como la máxima tensión manifestada por el músculo en un tiempo determinado (González y Gorostiaga, 1995).



Figura 5. 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 Chiroso I, 2003.

Activación, tensión y acción muscular

Estos tres términos corresponden a tres procesos diferenciados y claves en el proceso de producción de fuerza por el sistema muscular.

Por activación muscularse entiende, en líneas generales, como el proceso por el que el músculo recibe un impulso eléctrico y se libera la energía necesaria que dará lugar a la unión y desplazamiento de los filamentos de actina y miosina en el sentido de acortamiento sarcomérico y elongación tendinosa. Se deduce que activación es sinónimo del concepto generalmente utilizado de contracción muscular. No obstante, autores como Cavanagh (1988), Knuttgen y Komi (1992) y González Badillo (2000), consideran el término contracción muscular inapropiado al no abarcar las diferentes formas de actuación muscular.

Según González Badillo (2000), la tensión muscular se define como el grado de estrés mecánico producido en el eje longitudinal del músculo cuando las fuerzas internas tienden a estirar o separar las moléculas que constituyen las estructuras musculares y tendinosas. Por consiguiente, la tensión se produce durante la activación del músculo, pues la activación siempre tiende a acortar los sarcómeros, independientemente a que se esté elongando o acortando el conjunto del músculo. Por ello Komi (1986, citado por Badillo y Gorostiaga, 1995) entiende que la activación (contracción) puede ser definida como el estado del músculo cuando es generada tensión a través de algunos filamentos de actina y miosina.

Por consiguiente, la acción natural del músculo cuando se activa es de acortamiento en el sentido de su eje longitudinal, sin embargo, según González Badillo (2000), la voluntad del sujeto o la relación que se establezca con las cargas externas hace que la activación muscular de lugar a tres acciones musculares diferentes: acortamiento o acción dinámica concéntrica (superación de la carga externa, la fuerza externa actúa en sentido contrario al del movimiento, trabajo positivo), alargamiento-estiramiento o acción dinámica excéntrica (cesión ante la carga externa, la fuerza externa actúa en el mismo sentido que el movimiento, trabajo negativo) y mantenimiento de la longitud o acción isométrica o estática (la tensión muscular es equivalente a la carga externa, no existe movimiento ni, por supuesto, trabajo

mecánico). En este último caso es más correcto denominar a este tipo de acción como estática, y en relación con la actividad muscular sería como concéntrica estática.

Cuando las tres acciones se producen de manera continua en este orden: excéntrica-isométrica-concéntrica, y el tiempo de transición entre la fase excéntrica y concéntrica es muy corto, daría lugar a una acción múltiple denominada Ciclo Estiramiento Acortamiento (CEA), que en el argot del entrenamiento tomo el nombre, incorrecto, de acción pliométrica, ya que en esa acción se da una fase pliométrica (alargamiento), una miométrica (igual acortamiento) y una isométrica (transición entre el alargamiento y estiramiento)

Las acciones musculares dependen también de otras propiedades mecánicas del complejo músculo-tendinoso como por ejemplo: la viscoelasticidad, la dureza o rigidez muscular, la histeresis, la tixotropía, etc...(Zatsiorsky, 1989; Enoka, 1994; Tous, 1999; García Manso, 1999).

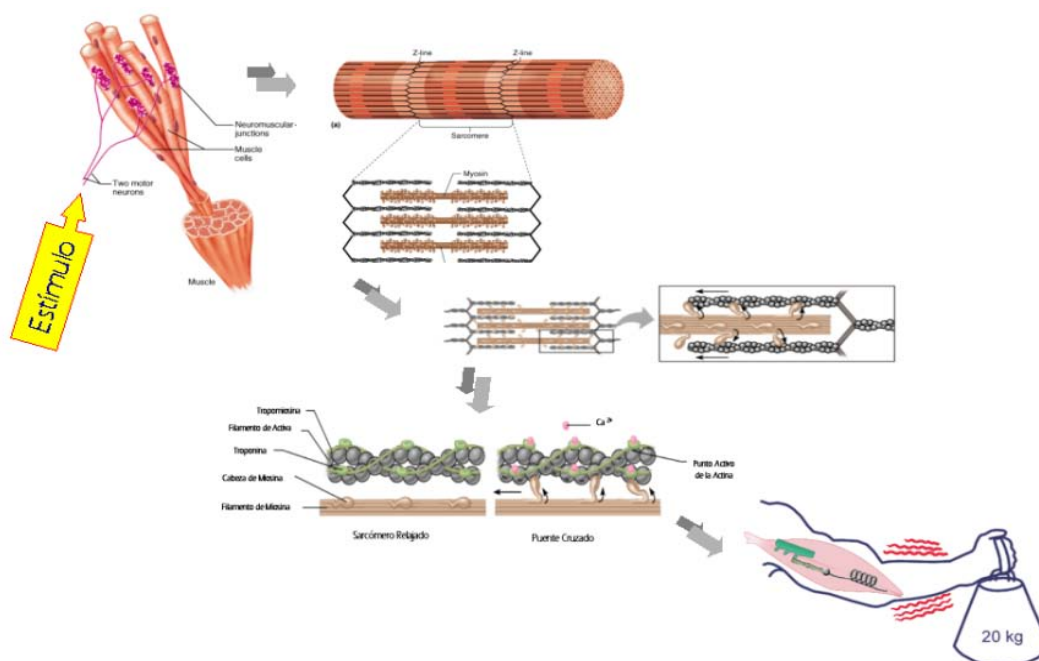


Figura 6. Representación gráfica de las tres fases descritas: Activación – Tensión – Acción.

Tipos de tensión muscular

La tensión muscular es un fenómeno complejo que puede ser estudiado desde tres puntos de vista: duración, intensidad y frecuencia. Es por este hecho por lo que Siff

y Verkhoshansky, (2000) consideran muy reduccionista hablar únicamente de tensiones generadas como consecuencia de acciones isométricas o anisométricas, diferenciando las siguientes (Tous,1999):

Tónica: Se produce al tratar de vencer una gran resistencia a través de una significativa y prolongada acción muscular isométrica (estática) o anisométrica (dinámica). La velocidad con la que se desarrolla no tiene trascendencia, es lenta o nula. La fuerza manifestada está al límite de las posibilidades del sujeto. González y Gorostiaga (1995) la sitúan entre el 80-85% y el 100% de la capacidad del sujeto en la posición o ángulo en el que se realiza el esfuerzo.

Fásica: Se refiere al trabajo muscular dinámico desarrollado en ejercicios que requieren una producción de tensión muscular de una determinada magnitud. Este tipo de ejercicios suele incluir movimientos cíclicos donde cada ciclo incluye su propio ritmo de cambio de acción muscular, relajación y frecuencia de repetición.

Fásica - Tónica: Ocurre cuando se pasa de un trabajo dinámico a otro estático o viceversa.

Explosivo - Tónica: Se trata de vencer una resistencia significativa, inferior a la que se produce en una tensión tónica, en torno al 50% y el 80% de la fuerza máxima isométrica en el ángulo en el que se produce la máxima tensión. La acción muscular es concéntrica pero con un componente inicial isométrico que dependerá de la magnitud de la carga. Se consigue un elevado pico de fuerza máxima hacia el final del movimiento, aunque en algunos momentos se pierde el contacto con el objeto o resistencia, y la fuerza aplicada disminuye.

Explosivo - elástica o explosivo – balística: acción muscular que tiene lugar cuando se trata de vencer una resistencia relativamente pequeña. La fuerza se manifiesta antes que en el caso anterior, hacia el principio o el medio del desarrollo de la tensión, y con un PMF mayor, pero después comienza a disminuir, hasta ser claramente inferior al propio cuerpo, por lo que se debe mantener cierta velocidad pero si aceleración. El término balístico indica que a la acción concéntrica del movimiento suele venir precedida de un estiramiento previo relativamente prolongado. La resistencia a superar

en el este tipo de tensión estaría siempre por debajo del 50% de la fuerza máxima isométrica en el ángulo en el que se produce la máxima tensión.

Explosivo - reactivo - elástica o explosivo- reactiva - balística: también se podría cambiar el término *reactivo* por *refleja*, dada la importancia que adquiere el reflejo de estiramiento en la manifestación de este tipo de fuerza. Tiene las mismas características que la tensión elástico-explosiva, pero con la particularidad de que aquí el estiramiento previo es muy intenso, rápido y más claro que en el caso anterior. Se produce un cambio más rápido entre la fase concéntrica y la excéntrica. El PMF se produce antes, es más elevado y dura menos tiempo. Los gestos en los que aparece serían los mismos que en el caso anterior, pero la diferencia reside en las características del ciclo estiramiento-acortamiento (CEA).

Veloz - acíclica: tiene lugar cuando la fuerza utilizada se va a emplear en vencer una resistencia externa despreciable. El músculo se activa con una sola tensión, pasando después a un estado de tensión mucho menor. Las tensiones veloces acíclicas pueden considerarse como variantes de tensiones explosivas, con cargas ligeras o sin cargas adicionales.

Veloz - cíclica: 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.

Factores que determinan la fuerza

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.

Con todo, 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 concretas. 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 y Kraemer (1987), la fuerza se definiría como la máxima tensión manifestada por el músculo (o conjunto de grupos musculares) a una velocidad determinada.

Para Harman (1993), la definición más precisa de fuerza es la habilidad para generar tensión bajo determinadas condiciones definidas por la posición del cuerpo, el movimiento en el que se aplica la fuerza, tipo de activación (concéntrica, excéntrica, isométrica, pliométrica) y la velocidad del movimiento.

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. Ante esta realidad, la fuerza de un deportista también se puede definir como la máxima tensión manifestada por el músculo en un tiempo determinado (González Badillo y Gorostiaga, 1995).

En la última década se ha producido un enfoque más cualitativo o específico del entrenamiento en los deportes colectivos (Cometti, 1998), tratando de aumentar las diferencias entre los esfuerzos intensos y moderados. Así Cometti (1998) afirma que la fuerza es el agente del progreso de todos los deportes explosivos. Esta afirmación concuerda con la definición que Seiru-lo, Massafret y Espar (1996) formulan para el concepto de fuerza en los deportes de equipo: capacidad condicional que mediante la actividad muscular, nos permite superar o contrarrestar física y psíquicamente, una carga específica de trabajo de una intensidad alta y variable que se manifiesta en intervalos cortos de tiempo, permitiéndonos mantener el nivel óptimo de rendimiento en la ejecución de las necesidades coordinativas que exige el juego.

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 muchas manifestaciones de la fuerza.

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

- Manifestación ***estática*** de la fuerza.
- Manifestación ***activa*** de la fuerza.
- Manifestación ***reactiva*** de la fuerza.

Manifestación Estática: En la cual 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:

Manifestación Estática o Fuerza Isométrica Máxima: es aquella que se produce cuando el sujeto realiza una contracción voluntaria máxima contra una resistencia insalvable.

Manifestación Estática Submáxima o Fuerza Isométrica Submáxima: Es aquella que se produce 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:

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 de desplazamiento de la carga es lenta.

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

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 30-50ms (Tidow, 1990; Young, 1995; González Badillo y Gorostiaga, 1995; Gallozi, 1996; Siff y Verkhoshansky, 2000). 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, ya que aparece tan pronto como la primera acción muscular (condiciones isométricas). 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.

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. Schmidtbleicher (1992) la llama 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.

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) y Harre et al (1982). 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).

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.

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 si que disminuya la efectividad de la misma (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 fuerza desde un enfoque al entrenamiento

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.



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

A continuación se van a definir cada uno de los apartados que componen la 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. La medición con instrumentos adecuados 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 (Badillo, 2000). (Figura 8)

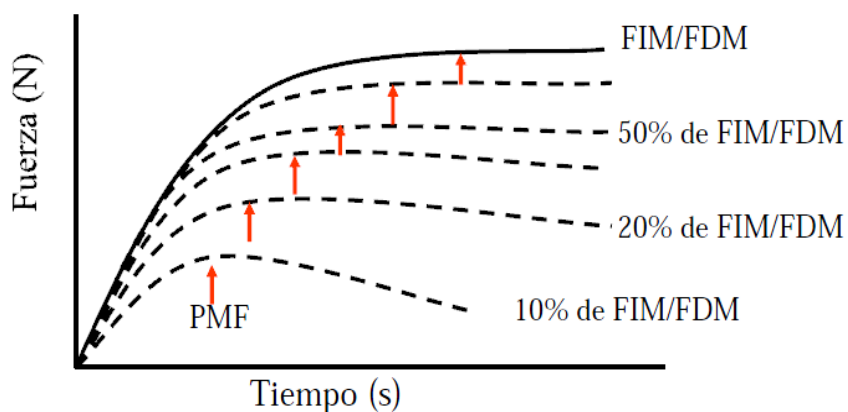


Figura 8. Valores de Fuerza Dinámica Máxima relativa: cuando la carga es inferior a la FIM o la FDM el Pico Máximo que se puede alcanzar será progresivamente menor. (Modificado de González Badillo y Gorostiaga, (1995).

Fuerza útil o funcional. Se trata del valor de FDM relativa que el sujeto aplica cuando realiza un gesto específico de competición (Ej. durante el apoyo, lanzamiento, salto vertical...) (ver figura 9). Este valor es clave, 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).

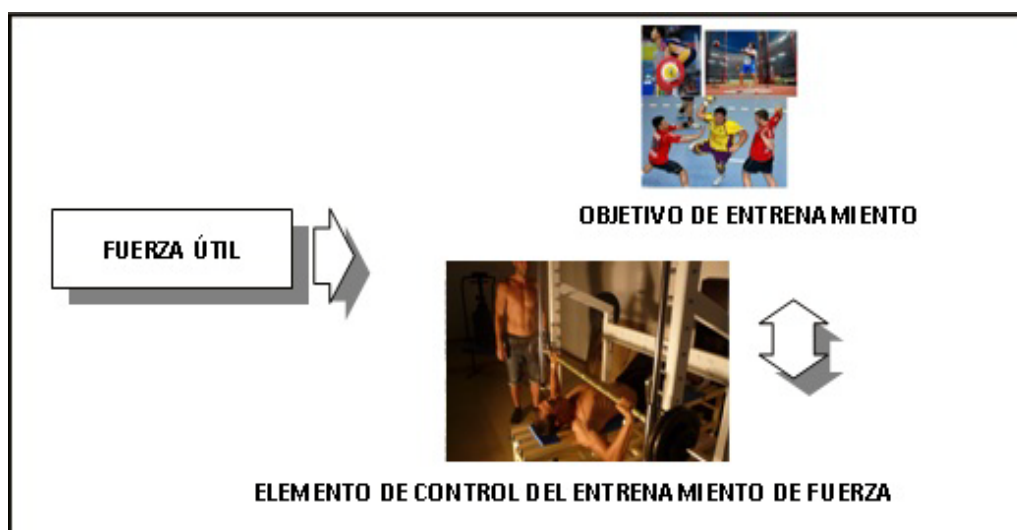


Figura 9. Importancia de la fuerza útil en el control y evaluación del entrenamiento.

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.

Fuerza explosiva

Publicaciones recientes de diversos autores (Tan, 1999; Tous, 1999; González Badillo, 2000; Verkhoshanski y Siff, 2000) consideran que la expresión fuerza explosiva es sinónimo de la de curva fuerza-tiempo (C f-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, viniendo 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, los sujetos tendrán tantos valores de fuerza explosiva como mediciones se realicen dentro de la misma curva f-t. Luego la elección del tiempo para medir la fuerza explosiva debe tener una justificación empírica. Las modificaciones en el rango de tiempo seleccionado, pueden indicar que tipo de forma posee el sujeto y en qué dirección se ha manifestado el efecto del entrenamiento.

Fuerza explosiva máxima (FEM).

González Badillo y 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 fuerza isométrica máxima (FIM) Schmidbleicher y Buhle, (1987). 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 Schmidbleicher, (1992). Por tanto, son ejercicios explosivos tanto los ejercicios en los que se utilizan cargas pesadas como más ligeras.

Según Verkhoshansky (2000) 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 y Gorostiaga, (1995), se considera que estas curvas (curva 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, 1983; en Bosco, 1992). 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.

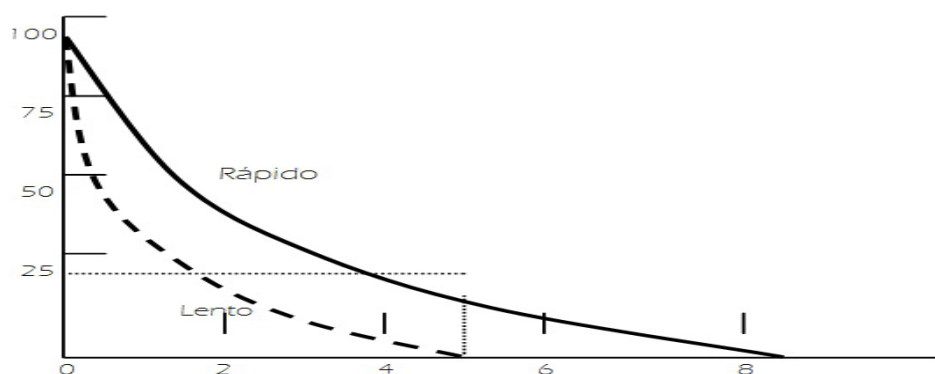


Figura 10. Ejemplo de la relación fuerza velocidad en un sujeto lento y otro rápido. (Modificado de Bosco, 1992).

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

- A. La curva $f-t$ se desplaza hacia la izquierda, lo cual significa que:
- Para producir la misma fuerza se tarda menos tiempo.
 - En el mismo tiempo se alcanza más fuerza.
- B. La curva $f-v$ se desplaza hacia la derecha, y lo que ocurre es que:
- La misma carga se desplazaría a mayor velocidad.
 - A la misma velocidad se desplazaría más carga.
 -

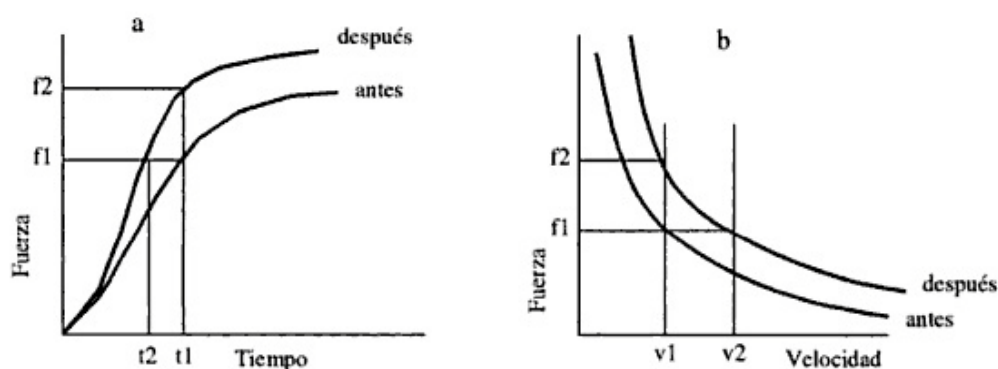


Figura 11. Los cambios producidos en la $C f-t$ son equivalentes a los producidos en la $C f-v$.

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).

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.

Adaptación de la fuerza en el ámbito del entrenamiento

El entrenamiento deportivo algunos autores lo definen como un proceso consistente en aplicar a un deportista, por parte del entrenador, una serie de intervenciones conformadas por estímulos conocidos, los cuales producen en el organismo una alteración controlada de diversos microsistemas y conseguir diferentes niveles de adaptación que, normalmente, se ajustan a previsiones iniciales, los cuales conducen a la mejora del rendimiento en una modalidad deportiva concreta Garcia Manso, et al. (1999).

Con el entrenamiento de la fuerza se ocasionan 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. Sin embargo, el entrenamiento de la fuerza conlleva otras adaptaciones claves para el rendimiento deportivo que no se recogen en dicha clasificación. Por ello, se propone un análisis basado en el orden temporal del proceso de adaptación, distinguiéndose adaptaciones neuromusculares, adaptaciones hormonales y adaptaciones estructurales, las cuales, en su conjunto, conducen a la modificación del comportamiento mecánico muscular.

Adaptaciones a nivel neuromuscular

Estudios sobre los entrenamientos de corta duración han mostrado ganancias de fuerza máxima sin aumento de volumen muscular (Dons et al. 1979; Komi et al. 1992; Tesch et al. 1983; Cometti, 1989; etc.) o del volumen de las fibras (Costill et al. 1979; Thorstensson et al. 1976; Komi et al. 1978), lo que se interpreta como el resultado de adaptaciones producidas a nivel neuromuscular.

La electromiografía ha sido el método más utilizado para conocer este tipo de adaptaciones (Badillo y Gorostiaga, 1995). Permittedo conocer, entre otros muchos

aspectos, que los grandes incrementos iniciales de fuerza, especialmente en sujetos no entrenados, se deben a las adaptaciones neuromusculares que no van acompañadas de la correspondiente hipertrofia muscular (Dons et al., 1979; Häkkinen et al. 1987; Sale, 1992; Häkkinen et al. 1998). Estudios de Häkkinen et al. (1983), en los que los sujetos entrenaban la fuerza durante 16 semanas, demostraron que el máximo registro electromiográfico incrementaba gradualmente durante las primeras ocho semanas sin que se produjeran hipertrofias apreciables. Después de eso, durante las ocho semanas siguientes la fuerza siguió aumentando, a pesar de que el registro electromiográfico (EMG) se estabilizaba e incluso disminuía, ahora lo que ocurría, es que el músculo se hipertrofiaba. Por otro lado, cuando se hacía desaparecer el trabajo de fuerza, la pérdida inicial de rendimiento se debía a la reducción de la máxima activación neural de los músculos con un incremento gradual de la contribución de la atrofia muscular que esta falta de actividad lleva paralela (Davis, 1981; Berg, 1991; Tan, 1999; Gardiner, 2001).

Zatsiorsky, (1966) citado por 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.
- La sincronización de las Unidades Motoras.
- La coordinación intermuscular.

Diversos autores (Schmidtbleicher, 1992; Sale, 1992; Zatsiorsky, 1995; Cometti, 1998; Bosco, 2000; Siff & Verkhoshansky, 2000; etc.) 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, señalada por el propio autor, aporta una visión muy esclarecedora de este tipo de procesos.

Sin embargo, de acuerdo con García Manso y colaboradores, (1999) se deben de añadir dos niveles de adaptaciones más, éstos son:

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

Orden de reclutamiento de unidades motrices (UM)

La forma en que se organiza el reclutamiento de U.M. se denomina orden de reclutamiento (Badillo y Gorostiaga, 1995). La experiencia demuestra que el factor que determina la cantidad y tipo de U.M. que se ponen en funcionamiento en una contracción muscular es la resistencia a vencer y además, en cada caso sólo son reclutadas las U.M. que se precisan para la acción muscular (Staron, et al. 1991; Young, et. al. 1998; McCartney, 1999; García Manso, et. al.1999; Bosco, 2000).

Distintos investigadores han realizado registros de la actividad eléctrica integrada (IEMG) de los distintos grupos musculares durante contracciones voluntarias máximas, en sujetos a los que se les sometió a un programa de entrenamiento de fuerza (Häkkinen, et al. 1987; Nummela et. al. 1994; Häkkinen, 1994; Carpintier et al. 1996; etc.). 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 (Salmons, 1969; en Cometti, 1998; Maffiueli, 2001). Pero se comprueba como el aumento en el número de unidades motoras activadas (reclutadas), proceso adaptativo denominado reclutamiento espacial, solo ocurre especialmente 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. (González Badillo y Gorostiaga, 1995). Así, Sale (1992), muestra que el tipo de entrenamiento de fuerza realizado tiene una influencia diferente sobre las mejoras de fuerza o de IEMG máxima (ver figura 12).

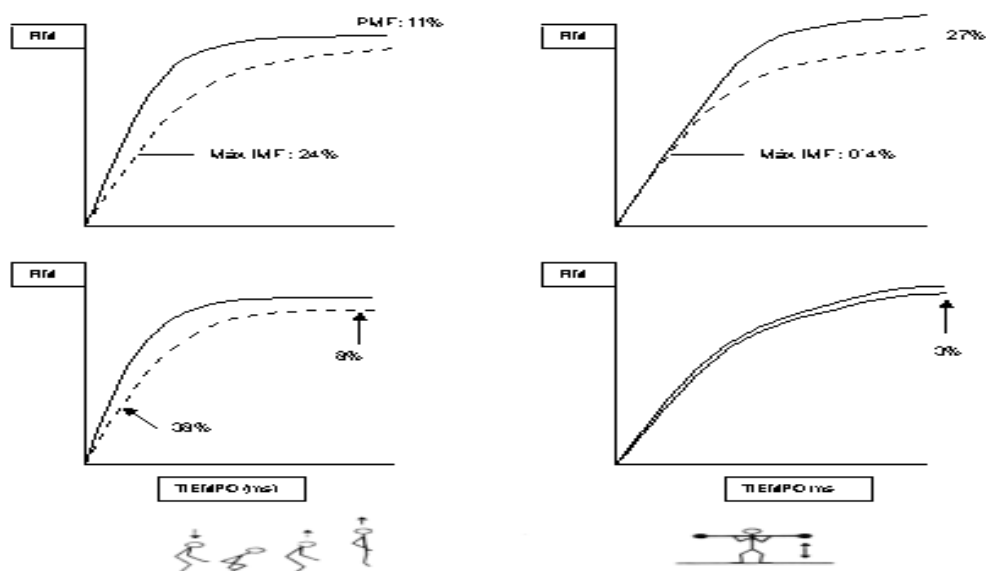


Figura 12. Efecto de dos tipos de entrenamiento: entrenamiento de fuerza explosiva y de fuerza máxima en la curva fuerza-tiempo e IEMG-tiempo (modificado de Sale 1992).

Se observa (arriba e izquierda de la figura 12) que el entrenamiento de fuerza explosiva se acompaña de una mejora del 11% de la fuerza isométrica máxima y de una mayor capacidad de producir una fuerza submáxima (mejora del 24%). Además (abajo izquierda) se comprueba que el aumento de la fuerza isométrica máxima se ha acompañado de una mejora similar de la IEMGmax (8%) luego se debe a una adaptación neural, y a una mayor habilidad para activar rápidamente los nervios motores. Esta adaptación es debida a un aumento de la frecuencia de impulso nervioso de las motoneuronas que inervan las fibras rápidas. Sale (1992) indica por un lado, que por encima de 50 Hz. de frecuencia, la fuerza producida por las fibras musculares inervadas por un sólo nervio motor no aumenta (ver figura 13); y por otro, demuestra que a elevadas frecuencias de impulso nervioso (100 Hz), se produce un nivel determinado de fuerza más rápidamente que a bajas frecuencias (50 Hz.). Sin embargo

la fuerza máxima alcanzada es la misma. Por tanto este tipo de entrenamiento provoca las adaptaciones neurales pertinentes que permiten producir una fuerza determinada en menos tiempo, hecho que adquiere una gran importancia en la mayoría de los gestos deportivos (Cometti, 1998; Bosco, 2000).

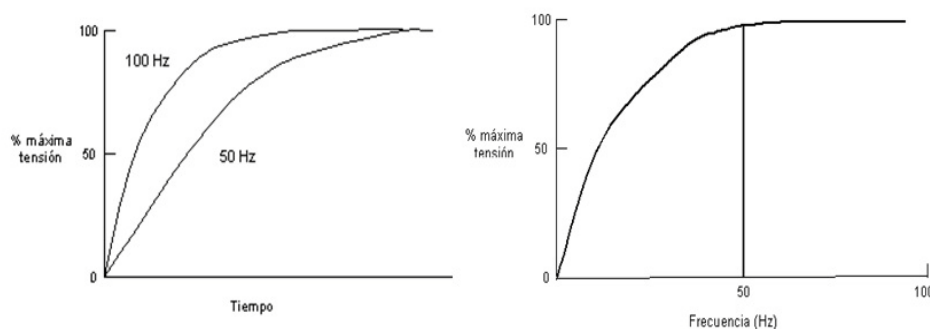


Figura 13. Efecto (derecha) de la estimulación del nervio motor a elevada (100Hz) y a baja frecuencia (50 Hz). (Izquierda) Relación entre la frecuencia de impulso nervioso y tensión (en % de fuerza máxima) desarrollada por las fibras musculares inervadas por un nervio motor. (Ambas figuras, modificadas a partir de Sale, 1992).

En la parte derecha de la figura 13 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 fuerza isométrica máxima. 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 (aumento no significativo del 0.4%). Los efectos de dicho entrenamiento sobre la actividad IEMG quedan reflejados en la curva de abajo a la derecha. 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 y 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.

La sincronización de las unidades motrices

La máxima tensión desarrollada por un músculo se manifestará en el momento en el que se contraigan, de forma sincronizada, el mayor número de unidades motrices (Edman, 1992). En las personas sedentarias, el número de U.M. que pueden ser movilizadas en tensiones de fuerza máxima no supera un 25-30% de las U.M. potenciales, mientras que en personas entrenadas, el porcentaje puede llegar al 80-90% (Zatziorsky.,1966 cfr. Cometti.,1989). Esto es lo que se conoce como coordinación muscular. El proceso que permite aumentar el número de U.M. que pueden ser reclutadas de forma sincronizada, parece estar en la inhibición del circuito de Renshaw ¹ por parte del SNC, 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, es la que planteó Milner-Brown et al. (1973), en la que las unidades motoras se reclutarían de un modo más coordinado, necesitando una menor frecuencia de estimulación para producir la misma fuerza. Posteriores hallazgos experimentales de Moritani (1979), Häkkinen (1985) y 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 (Milner-Brown et al.1974; Cometti, 1989):

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

Para Cometti, (1998) las UM al principio están sincronizadas (ver figura 14 a). El circuito de Renshaw es el causante de la desincronización por acciones inhibitorias sobre las motoneuronas (ver figura 14 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 14 c.).

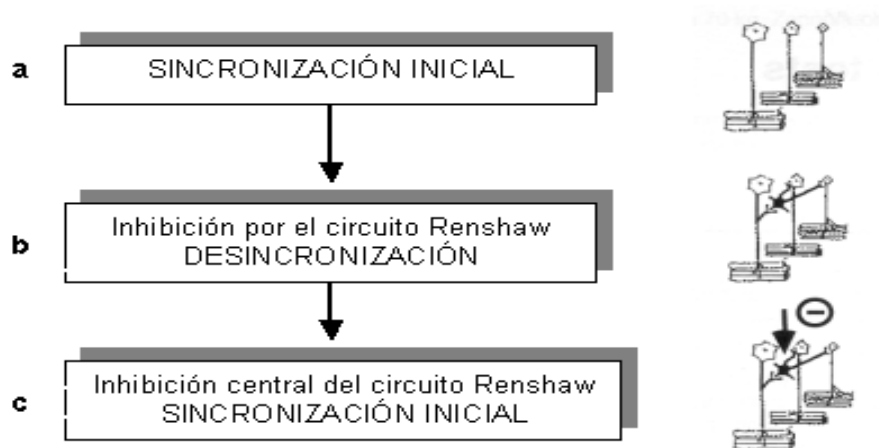


Figura 14. Efecto del entrenamiento sobre la sincronización de las UM. (Modificado de Cometti, 1998).

En cualquier caso y como resultado final, la mejora en la coordinación intramuscular se traduce en un incremento de la fuerza máxima voluntaria, aunque también una de las funciones más importantes que tiene la sincronización de U.M. 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.

También se demuestra que la coordinación intramuscular también tiene efectos importantes a la hora de la transferencia o ganancia de fuerza entre un miembro entrenado y su opuesto no entrenado. Numerosas investigaciones indican este fenómeno

por el cual cuando se entrena unilateralmente un segmento corporal, se aprecian mejoras de fuerza en el segmento opuesto (Ikai y Fukunaga, 1968; Moritani & Vries, 1979 cfr. García Manso, 1999; Siff & Verkhoshansky, 2000).

La 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). Lo que Sherrington (citado por García Manso, 1999) denominó inhibición recíproca, por la que un músculo antagonista se relaja cuando se contrae su agonista, es uno de los principios fisiológicos en los que se sustenta este comportamiento.

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 et al. 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 ejecutados por deportistas de bajo nivel de entrenamiento. 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 et. al. 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 (Narice et al. 1989; Carolan & Cafarelli, 1992; Keen et al. 1994). Carolan y 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 (Solomonow, 1988),

sugiriéndose que la coactivación es facilitada por intervención de las células de Renshaw, que inhiben la actividad de las interneuronas.

Propiedades biomecánicas del sistema músculo-esquelético.

El análisis del movimiento humano requiere una descripción detallada de los cambios de posicionamiento del cuerpo, así como de sus segmentos corporales y la identificación de las causas que lo producen. Estas descripciones detalladas del comportamiento humano nos permitirán identificar los diferentes sistemas para la evaluación y el análisis de las fuerzas que lo producen. Para determinar una correcta observación y descripción del movimiento, es necesario, un sistema de referencia para especificar la posición del cuerpo, un segmento o un objeto, así como para describir si ocurren cambios en su posición. El cambio de posición de un cuerpo puede ser clasificado, según la trayectoria que describa en movimientos de traslación, de rotación y combinados. Una traslación de un cuerpo supone un cambio de posición de un sitio a otro dentro de un sistema de referencia. Si la trayectoria de este cuerpo es lineal, se denominara trayectoria rectilínea y si se describe una curva se tratara de una trayectoria curvilínea.

Por lo tanto, el análisis del movimiento humano se puede dividir en dos partes una descripción detallada de los cambios de posición del cuerpo, o de sus segmentos (cinemática) que se encarga del estudio del movimiento sin tener en cuenta sus causas, mientras que la dinámica estudia fundamentalmente las causas que producen el movimiento. En este apartado se revisa la literatura referente a los conceptos generales que son aplicados a la mecánica del sistema musculo-esquelético.

Mecánica estructural ósea.

La estructura interna del hueso está organizada según las exigencias de las leyes mecánicas, es decir, en función de su adaptación a las cargas que soporta; el hueso se va organizando (Gutiérrez, 1999).

Mecánica estructural de tendones y ligamentos.

Estructuralmente tanto los tendones como los ligamentos se encuentran compuestos por tres tipos principales de fibras que poseen características mecánicas diferenciales, estas son las fibras elásticas que proporcionan extensibilidad cuando aplican cargas, fibras reticulares que confieren el volumen y fibras de colágeno que proporcionan rigidez y resistencia a la tracción. La función mecánica de los tendones es transmitir las fuerzas originadas por la contracción muscular, y la de los ligamentos estabilizar el movimiento articular limitando su desplazamiento (Gutiérrez, 1999).

Mecánica estructural del tejido cartilaginoso.

El cartílago es un tejido, caracterizado por la ausencia de vasos y terminaciones nerviosas, que se deforma cuando se aplican cargas tendentes a comprimirlo y recupera su forma original en ausencia de estas. Está constituida, básicamente, por células llamadas condrocitos, por un gel de glicoproteínas hidratadas que les rodea y por fibras de colágeno. Sirve de almohadilla para los huesos de la columna vertebral, actúa en las articulaciones reduciendo el coeficiente de rozamiento, además de ser transmisor de cargas, absorbiendo parte de la energía producida durante los impactos. En el cuerpo humano existen cuatro clases de tejido cartilaginoso estos son el morfológico, fibrocartílago, articular y elástico (Gutiérrez, 1999).

Mecánica estructural Articular

Tanto las bolsas sinoviales como las vainas sinoviales son estructuras que se asemejan a un saco colapsado cuya superficie interior es extremadamente lisa, húmeda y resbaladiza. Su función mecánica es minimizar el coeficiente de rozamiento entre dos superficies que se deslizan una sobre otra, ya sea entre dos músculos, músculo y hueso o tendón y hueso (Gutiérrez, 1999).

Las articulaciones son un conjunto de estructuras blandas y duras, mediante las cuales están unidos dos o más huesos. Su función mecánica es la de unir piezas óseas o

los segmentos corporales permitiéndoles una cierta capacidad elástica o movilidad a la unión. En relación a la movilidad que poseen se clasifican en articulaciones inmóviles llamadas sinartrosis o de unión fibrosa, semimoviles llamadas anfiartrosis o de unión cartilaginosa y móviles llamadas diartrosis o de unión sinovial (Gutiérrez, 1999).

Mecánica estructural muscular

En general se puede decir que el tejido muscular ejerce varias funciones importantes en el organismo, como servir de reserva de proteínas o contribuir a mantener la temperatura corporal aunque su principal propiedad es la de contraerse y estirarse. La unidad estructural de contracción es la célula o fibra muscular y la funcional es la unidad motora. Su tamaño está relacionado con la fuerza que precisa. Así, cuando se requiere una cierta precisión en los movimientos, los músculos estarán constituidos por unidades motoras de menor tamaño, mientras que cuando se requiere una gran fuerza, los músculos estarán constituidos por unidades motoras de mayor tamaño (Gutiérrez, 1999) (ver figura 15)

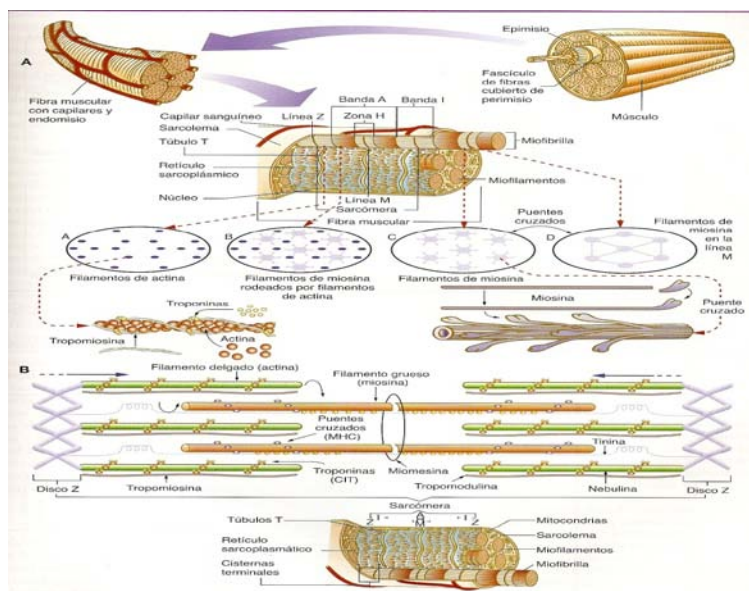


Figura 15. Estructura del músculo esquelético. (Modificada de González-Badillo y Rivas, 2002).

Mecánica Bioestructural.

La fuerza se entiende como la capacidad de producir tensión que tiene el musculo al activarse, esta capacidad está relacionada con factores de tipo estructural como puentes cruzados de miosina que pueden interactuar con filamentos de actina, número de sarcómeros en paralelo, la tensión específica o fuerza que una fibra muscular puede ejercer por unidad de sección transversal, la longitud de la fibra y del músculo y el tipo de fibra, y otros de tipo neuronal, como el número de unidades motoras activas, los aumentos en la frecuencia de estimulación que se den en las motoneuronas que gobiernan las fibras musculares, el numero de sarcómeros que se activen, los factores facilitadores e inhibidores de la activación neuromuscular y las características de manejo del calcio iónico en el interior de la fibra, estos aspectos básicos para la generación de fuerza muscular están relacionadas con las propiedades mecánicas del musculo como el ángulo articular, donde se genera la tensión articular, la longitud inicial del musculo, cuando se activa, el tipo de activación, y la velocidad del movimiento, son factores determinantes de la tensión en el musculo. Por tanto la fuerza que puede manifestar un musculo esquelético también depende de la longitud que tienen los músculos en el momento de generar tensión y cambios de longitud en el tiempo (velocidad de contracción) (Gonzales-Badillo e Izquierdo, 2002).

El músculo esquelético está preparado para generar el mayor equivalente de momento de fuerza durante la acción isométrica, sin embargo, durante movimientos multiarticulares, la medición del momento de fuerza neto puede incluir la acción de los antagonistas. Cuando esto pasa, el momento de fuerza de los antagonistas es mayor que el momento de fuerza neto. Finalmente, la fuerza unilateral ha sido mostrada como la de mayor producción de rendimiento en comparación con la medio-bilateral en los músculos de los brazos. (Bobbert, Huijing, Koning y De Groot, 2002; Bobbert, Huijing, y Van Ingen, 1987).

Biomecánica Deportiva

La biomecánica es un conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados, a partir de utilizar con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la

mecánica y distintas tecnologías en primero, el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y, en particular, del cuerpo humano y en segundo lugar, en resolver los problemas que le provocan las diferentes situaciones a las que puede verse sometido (IBV, 1992 citado por Sanchez Lacuesta et al., 1999).

La biomecánica, analiza y da explicaciones a los movimientos deportivos desde la perspectiva científica de la física, lo que implica pasar de la formulación verbal de los hechos a utilizar un lenguaje matemático, para dar explicación de las causales que relacionan la eficacia del movimiento deportivo.

El análisis del movimiento humano desde la perspectiva de la biomecánica deportiva, parte desde una concepción mecanicista que considera que el cuerpo humano como un sistema formado por una serie de segmentos sobre los cuales actúan fuerzas externas e internas. La biomecánica, estudia el cuerpo humano como un sistema biológico que está sujeto a las leyes físicas y de la misma manera el gesto deportivo puede ser estudiado utilizando las leyes de la Mecánica Clásica. Las variables derivadas de la concepción mecánica del movimiento humano han hecho que se desarrolle la Biomecánica de la Actividad Física y el Deporte.

García-Fojeda, Biosca y Válios, (1997) Determinan que los objetivos de la biomecánica son el servir como herramienta para la evaluación de la técnica y la determinación de criterios de eficacia, aplicando las leyes de la mecánica clásica a la ejecución de los movimientos.

La utilización correcta de la biomecánica implica que sea considerada como un elemento de comprensión y apoyo, para que, junto con las ciencias relacionadas con el deporte, suministre datos útiles y fiables (Rojas, Gutiérrez y Oña, 1997).

Para Gutiérrez (2001), la técnica deportiva es el conjunto de modelos biomecánicos y anatómico-funcionales que los movimientos deportivos tienen implícitos para ser realizado con la máxima eficiencia. Álvarez (2003) afirma que la técnica se puede definir como la ejecución de movimientos estructurales que obedecen a una serie de patrones tempo espacial, modelos que garantizan la eficiencia.

En la biomecánica las manifestación de la fuerza pueden medirse valorando los cambios de posición que se producen en una masa determinada, ya sea partiendo de una situación de reposo o de movimiento (método dinámico) o, valorando la deformación que se produce en las masas que están en contacto mutuo durante la aplicación de la fuerza (método estático). Se considera a la fuerza como todo aquello que es capaz de producir una deformación o alterar el estado de reposo o movimiento de un cuerpo, según la primera Ley de Newton (Gutiérrez, 1999).

Gutiérrez, (1999), propone que Cualquier fuerza tanto interna como externa, son solo la consecuencia de una acción mutua entre dos cuerpos, siempre que un cuerpo ejerce una fuerza sobre otro, el segundo ejerce sobre el primero una fuerza de igual magnitud y dirección, aunque con sentido opuesto, según lo cual no es posible la existencia de una fuerza única, estas siempre se presentan por parejas, este suceso es el descrito en la tercera ley de Newton, se le ha denominado principio de acción y reacción.

El análisis biomecánico orienta, la capacidad de aplicar fuerza a la máxima velocidad posible para determinar los niveles de potencia muscular, los cuales han sido considerados un indicador clave de la intensidad de esfuerzos físicos (Cronin y Sleivert, 2005). Este parámetro, junto con la relación determinada entre la fuerza y la velocidad en distintos ejercicios, ha sido utilizado para describir las características funcionales y los efectos de los entrenamientos aplicados en diferentes actividades físicas apoyadas en el análisis biomecánico de los gestos deportivos.

Según Watkins, (1999) el movimiento humano son acciones del cuerpo humano que implican cambios en la postura y la posición de segmentos corporales manejado por el sistema musculo esquelético bajo el control del sistema nervioso.

La biomecánica puede dividirse de la misma forma que la mecánica:

Cinemática: Estudia los movimientos de los cuerpos o sus segmentos desde el punto de vista geométrico, y detalla sus movimientos basándose en los términos dedesplazamientos (recorridos), velocidades y aceleraciones; independientemente de las fuerzas que actúan sobre éstos cuerpos. Ejemplo: lanzamiento de jabalina (su recorrido).

Cinética: Estudia las fuerzas que actúan sobre los movimientos o la falta de estos.

Dinámica: Estudia las fuerzas que provocan el movimiento. Ejemplo: golpeo de balón en fútbol.

Estática: Estudia las fuerzas que determinan que los cuerpos se mantengan en reposo o equilibrio. Ejemplo: mantener el equilibrio sobre una tabla de windsurf.

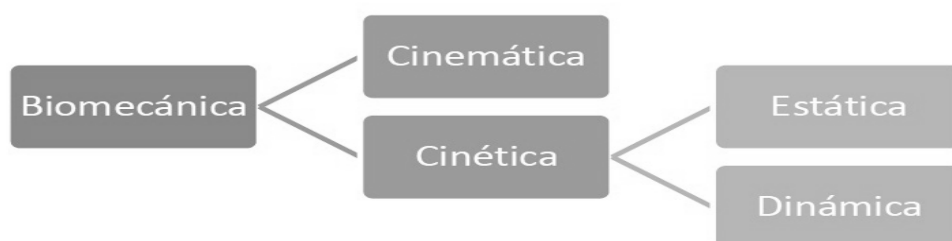


Figura 16. División de la Biomecánica

Análisis de la Estructura del Movimiento:

Una vez definidos los objetivos generales de rendimiento se analiza la estructura del movimiento. Dicha estructuración se basa en la descomposición del movimiento desde dos puntos de vista (ver figura 19):

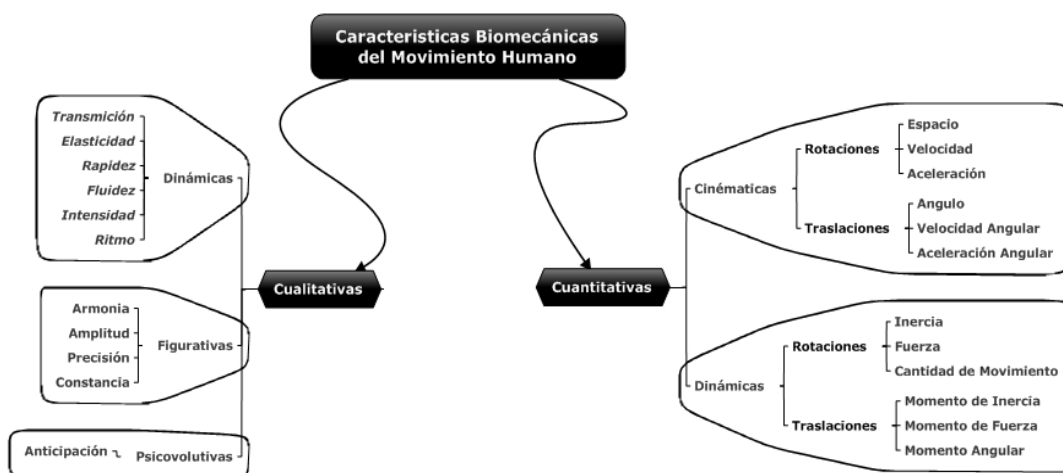


Figura 18. Características cuantitativas y cualitativas del movimiento humano.

Características Cuantitativas:

Hacen referencia a parámetros que se pueden medir/cuantificar en el gesto técnico y pueden ser de tipo cinemático y dinámico. Las de tipo cinemático describen el movimiento determinando la posición del cuerpo y/o implemento deportivo y cómo evoluciona en el transcurso del tiempo (trayectoria). Por su parte, las de tipo cinético dan idea de las causas que producen en movimiento, es decir, de las fuerzas que lo provocan.

Este tipo de análisis permite:

- Una descripción objetiva de un modelo o gesto técnico concreto.
- Determinar con exactitud el rendimiento de las disciplinas deportivas con final mensurable.
- Comparar varias ejecuciones entre sí o la ejecución de un deportista con un modelo técnico ideal.
- Detectar deficiencias y errores.
- Objetivar las características cualitativas.

Cinemática

La cinemática describe el movimiento sin considerar las fuerzas. La cinemática como elemento primordial de la aplicación de la dinámica al movimiento humano se establece cuando todas las partículas de un objeto cubren la misma distancia, esto se define como la traslación o movimiento lineal y en su sentido estricto, esta situación realmente se denota en movimientos deportivos.

La cinemática describe geoméricamente el movimiento, es decir, explica como se hace un movimiento en términos de tiempo, desplazamiento, velocidad y aceleración. La cinemática se relaciona con las fuerzas que producen el movimiento.

En este apartado se mostrara un orden lógico de comprensión del movimiento, al definir inicialmente la cinemática del movimiento considerando su posición corporal, el desplazamiento y la postura con el desarrollo de los parámetros lineales y angulares del movimiento deportivo.

Tiempo: Son unidades temporales de la duración del movimiento. Se miden en horas (h), minutos (m), segundos (sg), décimas de segundo (ds), centésimas de segundo (cs), milésimas de segundos (ms).

Desplazamiento: La línea recta que cubre la distancia entre el punto inicial y el final.

Distancia: Es el espacio total recorrido desde el principio hasta el final. El desplazamiento lineal es medido en kilómetros (km), metros (m), centímetros (cm), y milímetros (mm). El desplazamiento y la distancia angular son medidas en grados ($^{\circ}=1/360$ rev.), radianes.

Rapidez y Velocidad: Rapidez, es una cantidad escalar (magnitud), mientras que velocidad es una cantidad vectorial (magnitud y dirección). La rapidez y la velocidad absolutas no existen, todo es relativo al espacio de movimiento.

Velocidad promedio lineal: La distancia o desplazamiento total recorrido en metros sobre tiempo total empleado en segundos.

Velocidad de promedio Angular: la distancia o desplazamiento total recorrido en grados o radianes sobre el tiempo total empleado en segundos.

Velocidad constante: Cuando se recorren distancias iguales en periodos iguales de tiempo.

Velocidad lineal instantánea: representa la velocidad en un tiempo muy breve y específico.

Velocidad angular instantánea: representa la velocidad angular en un tiempo muy breve y específico con respecto a un movimiento general.

Aceleración angular promedio: el cambio de velocidad o rapidez en términos m/sg o $^{\circ}$ /sg.

Para definir la localización de un cuerpo en el espacio, un método de coordenadas es utilizado. Las coordenadas son un conjunto de números que localizan un punto en el sistema de referencia (marco referencial). Varios sistemas de coordenadas

son utilizados en el análisis biomecánico, algunos son más apropiados para el estudio de situaciones específicas de gestos deportivos. Las coordenadas nos permiten definir la localización de los segmentos corporales durante los análisis biomecánicos. Figura 18 sistemas de referencia y coordenadas.

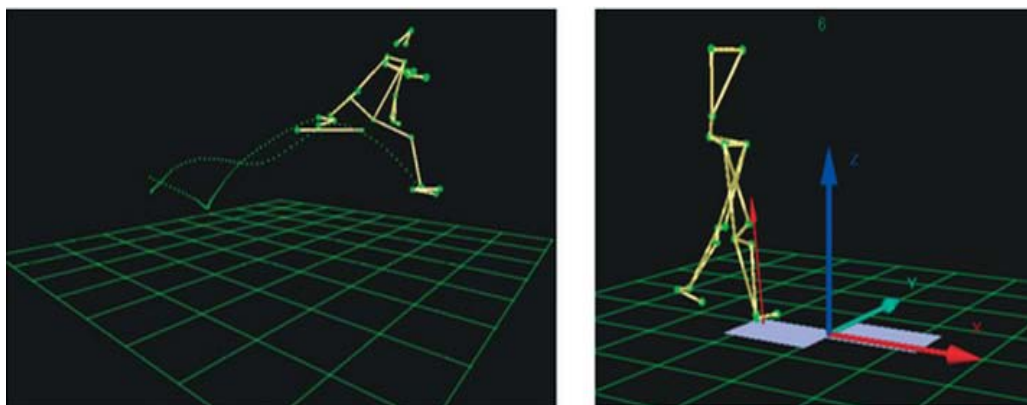


Figura 18. Sistema de referencia y coordenadas espaciales.

Características Cualitativas:

En gestos deportivos donde el resultado final sea mensurable (press banco) o donde el movimiento tenga un fin en sí mismo, el análisis de las características cualitativas sirve para indicar la calidad y la coordinación en la ejecución. Se pueden distinguir tres tipos de características:

Las de tipo dinámico, relacionadas con la alternancia de los procesos de contracción-relajación muscular del movimiento.

Las de tipo figurativo, en las que se observa desarrollo superficial y coordinación global.

Las de tipo psicovolitivo, donde se contemplan aspectos de actitud y concentración.

Este tipo de análisis sirve para:

1. Determinar la calidad de ejecución técnica.
2. Definir el movimiento con mayor exactitud.
3. Detectar y corregir errores.

4. Adaptar el proceso metodológico de enseñanza-aprendizaje al nivel de dominio técnico de los deportistas.

Fluidez del movimiento: Es el grado de continuidad temporal, espacial y dinámica del gesto; los gestos cíclicos y acíclicos se deben desarrollar sin variaciones repentinas de dirección o de trayectoria, sin disminuciones o aumentos súbitos de los tiempos de ejecución y sin contracciones repentinas y excesivas de paquetes musculares que deberían trabajar con menos tensión o incluso estar completamente relajados.

Constancia del movimiento: En los movimientos de habilidades cerradas es importante repetir los mismos con las mismas características espaciotemporales y dinámicas.

Precisión del movimiento: es desarrollar la precisión del movimiento y se puede valorar en forma cualitativa y cuantitativamente.

Precisión del movimiento: Son parámetros predeterminados rigurosamente por leyes biomecánicas, se pueden comprobar la diferencia entre el valor exigido (teórico) y el valor real medido con instrumentos. De esta forma se puede valorar la precisión de los parámetros distintos de los espaciales.

Acoplamiento del movimiento y del ritmo: Ambas son características que tienen en común el hecho de que toman en consideración al mismo tiempo varios parámetros y los relacionan entre sí en función del tiempo.

Estructuración en las fases del movimiento:

Objetivos en la división de fases:

- Estudiar características cuantitativas y cualitativas del movimiento deportivo
- Analizar, evaluar y valorar la calidad en la ejecución técnica
- Investigar y precisar los parámetros de máxima eficacia
- Observar errores y realizar correcciones

Desde el punto de vista de la estructura en fases de los gestos técnicos, se pueden clasificar en:

- a) Movimientos acíclicos
- b) Movimientos cíclicos
- c) Combinaciones de movimientos (*movimientos combinados*)

a) Gestos Acíclicos:

Este tipo de movimiento tienen una división en tres subfases perfectamente diferenciadas:

- Fase preparatoria
- Fase principal
- Fase final

Modelos biomecánicos deportivos

La estructuración de las fases del movimiento se objetiva en su análisis en diferentes fases, los modelos biomecánicos son una organización de factores dinámicos distribuidos por niveles independientes que condicionan el rendimiento en una destreza deportiva.

Hay (1988) planteo tres niveles, un nivel superior lo determina el objetivo fundamental del gesto deportivo. El segundo nivel, condiciona el nivel superior y comprende los factores cinemáticos, tales como las variables espaciales (distancias, ángulos), temporales (tiempos de contacto, tiempo de ejecución), espacio-temporales (velocidades lineales, velocidades angulares, aceleración lineal, aceleración angular) y un tercer nivel condiciona el segundo nivel y abarca los factores dinámicos lineales (fuerzas, cantidad de movimiento) y dinámicos angulares (momento de una fuerza, momento angular). El último nivel condiciona el tercer nivel y está integrado por los factores correspondientes a la biomecánica interna o de los momentos musculares.

Grosser et al. (1989) Distinguieron cinco pasos sucesivos en el proceso de control y evaluación de la ejecución del movimiento: Diagnóstico de una ejecución, tanto en entrenamiento como en competición; establecimiento de los objetivos, planificación de entrenamientos y competiciones; ejecución de entrenamientos y competiciones; control y análisis del entrenamiento y de las competiciones por medio de la auto-observación y observación objetiva y evaluación, comparación de objetivos y corrección de errores. Para que esta tarea pueda llevarse a cabo, es necesario construir un perfil de las demandas del gesto donde se identifiquen las variables de eficacia del movimiento, decisivas para el rendimiento, así como las acciones realizadas por el deportista (Knicker, 1992; Ferro et al., 1998).

Los modelos de análisis cualitativos que se ajustan al enfoque comprensivo, tratan de dar información de cómo realizar las tareas más relevantes en el análisis del movimiento humano, como son la determinación del objetivo principal del movimiento, la preparación para la observación, la observación en sí, el proceso de evaluación, el diagnóstico de los errores y la forma de administrar la retroalimentación (Knudson y Morrison, 2002).

Los modelos observacionales se centran principalmente en detallar la tarea de observación dentro del análisis cualitativo, por lo tanto, se acoplan dentro de los modelos comprensivos. Algunos modelos observacionales incluyen partes de otras tareas, además de la de observación, como es el caso de los estudios de Abendroth-Smith et al. (1996) y Abendroth-Smith y Kras (1999) que analizaron la tarea del profesor dentro del proceso de observación: qué observar, cómo observar y cómo corregir, proponiendo, finalmente, una metodología (B-BOAT o Biomechanically Based Observatin and Análisis for Teachers).

Uno de los primeros autores que desarrolló un modelo de análisis cualitativo, con un enfoque comprensivo, fue Norman (1975, 1977) (citado por Knudson y Morrison, 2002) aunque el modelo de análisis más extendido entre los biomecánicos es,

sin lugar a dudas, el propuesto por Hay y Reid (1982, 1988). Así mismo, autores como Luttgens y Wells (1985), Kreighbaum y Barthels (1996), McGuinnis (2005) y el propio Hay (1993) han contribuido con sus libros de texto a difundir el análisis cualitativo. En la misma línea, Sanders y Wilson (1989, 1990a, 1990b) propusieron, en una serie de artículos, unas claras pautas para la comprensión de los principios biomecánicos en la enseñanza y el entrenamiento; Knudson et al. (1994) y Knudson y Morrison (2002) aportaron, entre otros, ejemplos prácticos de aplicación de este tipo de análisis.

Luttgens y Wells (1982), proponen un modelo basado en cuatro pasos: a) describir la realización de la destreza, b) análisis anatómico, c) análisis mecánico, y d) recomendaciones para mejorar la actuación.

Luttgens y Wells (1985) propusieron un modelo de análisis kinesiológico para ayudar a comprender los elementos básicos y las necesidades de una habilidad motriz. En la tabla 1 se presentan los componentes básicos de este análisis. Hay y Reid (1982, 1988) desarrollaron un modelo de análisis cualitativo comprensivo que consta de cuatro etapas: desarrollo de un modelo biomecánico, observación del movimiento e identificación de los errores, ordenación de los errores por importancia y correcciones de errores del deportista. Para la fase de desarrollo de un modelo biomecánico, los autores propusieron una estructura jerárquica para la ordenación de las variables biomecánicas que determinan el resultado final del movimiento. En la cúspide se encontraría el propósito mecánico principal, resultado final o criterio de eficacia; en el caso del lanzamiento de disco sería la variable distanciaoficial. A partir de este propósito principal se irían identificando las variables biomecánicas que determinarían directamente el resultado final. A su vez, cada una de estas variables, tendrían un nivel inferior en el que se hallarían aquellas que determinarían la variable del nivel superior. En la figura 16 se presenta el modelo de salto largo.

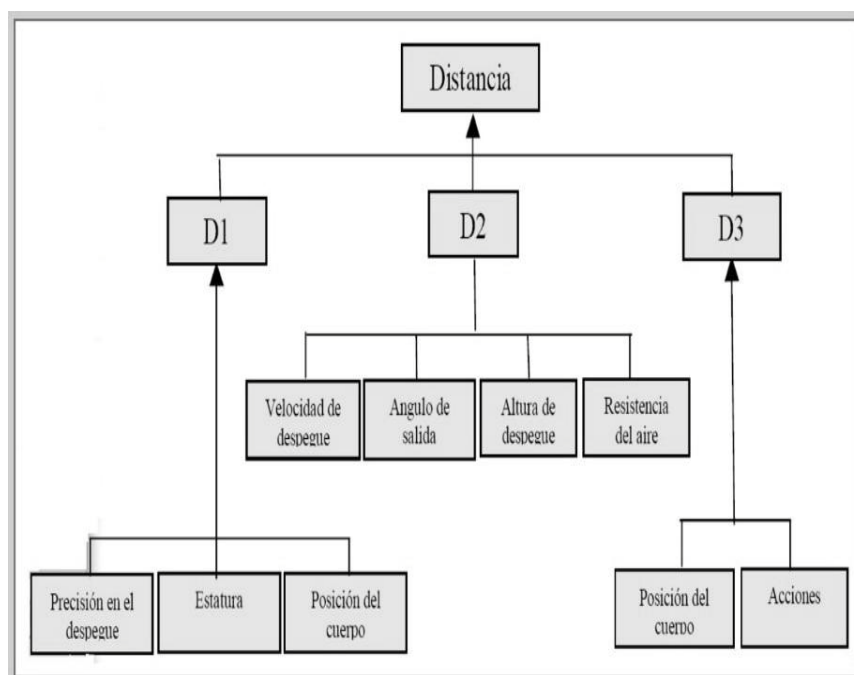


Figura 16 modelo de salto según Hay 1993

Esta metodología, propuesta por Hay (1993), tiene la particularidad de establecer los aspectos biomecánicos que determinan el movimiento. Estos modelos son usados actualmente como referentes básicos en el entrenamiento deportivo.

Tidow (1994) presenta una propuesta de análisis del lanzamiento de disco en un intento de integrar los aspectos técnicos a observar en cada fase. Su lista de control la divide en cinco columnas (figura 17).

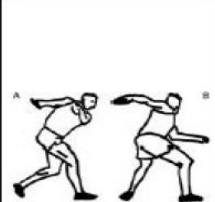
	FASE	REFERENCIA	CRITERIO	VALORACIÓN			
				+	0	-	
	POSICIÓN DE INICIO ↓	A 9 Brazo lanzador / disco	En el punto más retrasado y alto				
		A 10 Pierna balanceo / pie	Cargada / Apoyado con toda la planta				
		A 11 Pierna de pivote / pie	Sin peso / Apoyada con el metatarso del pie				
		A 12 Cuerpo	En torsión				
		AB 13 Peso del cuerpo	Se dirige hacia la pierna de pivote				
		AB 14 Pierna de pivote / pie	Gira hacia el interior sobre el metatarso del pie				
		B 15 Rodilla	Flexionada				
		B 16 Brazo lanzador	Atrasado y elevado				
		POSICIÓN PUENTE					

Figura 17. Fragmento de la lista de control del lanzamiento propuesto por Tidow (1994).

Eficacia Biomecánica del press banco

Cuando analizamos la aplicación de un ejercicio desde su eficacia biomecánica es necesario tener en cuenta el rango de movimiento, también conocido como “ROM” (Range Of Movement). Este concepto hace referencia al ángulo que es capaz de describir una articulación que está haciendo un determinado ejercicio. Específicamente en el press de banco este rango implica desde la extensión completa de los codos hasta que la barra toca el pecho (Beachle y Earle, 2000).

A lo largo del ROM aparece un punto conocido como “sticking point” el cual corresponde con el punto de menor eficacia. El “sticking point” durante el press de banca ha sido estudiado con el fin de encontrar el mecanismo explicativo, y con ello poder minimizar esta fase con el consecuente incremento en el rendimiento del movimiento.

El mecanismo explicativo propuesto por Elliot y cols. (1989) sugiere que se trate de una fase de transición donde la fuerza aplicada se reduce entre la fase de desaceleración y la región de máxima fuerza por ventaja mecánica.

En este concepto sugerido son desestimados los mecanismos de incremento del brazo de palanca del peso sobre el hombro o el codo y la reducción de actividad muscular durante esta región.

Desde los conceptos de eficacia, Moorkerjee y Ratamess (1999) sugieren que el entrenamiento alcanzando el rango completo de movimiento puede limitar las ganancias de fuerza.

Para una mayor eficacia mecánica durante el press de banca ha sido sugerido que el levantamiento trace una curvilínea donde la barra comience por debajo de la línea de los pezones con cierta angulación del brazo sobre el plano frontal (Lander y cols., 1985) y alineando los brazos con los hombros al final del movimiento (Algra, 1982; Madsen y McLaughlin, 1984).

Otra consideración sobre la eficacia biomecánica sugiere comenzar con los brazos pegados al tronco en el inicio del movimiento (Lander, 1995; Algra 1982). En el estudio desarrollado por Clemons y Aaron (1997) se desprende que, en concepto de

rendimiento, la optimización mecánica se consigue cuando existe una abducción glenohumeral de 90°, situación que corresponde a una distancia biacromial entre 190 y 200% tal y como avanzarán Madsen y McLaughlin (1984).

Si son necesarios datos isométricos para definir la fuerza en posiciones específicas, entonces la evaluación en ángulos articulares asociados con estas posiciones, está garantizada (Chaffin y cols., 1978). Sin embargo, si no hay una preferencia de ángulo articular, entonces pueden ser usados criterios de selección de ángulo articular. Sale (1991) ha sugerido que evaluar en el ángulo articular asociado con la máxima producción de fuerza puede servir para disminuir el error asociado con errores menores en el posicionamiento articular.

La Variabilidad biomecánica en los movimientos deportivos

Teóricos en sistemas dinámicos, (Davids et. al. 2003a, Bartlett, R. M., Wheat, J. S., and Robins, M. 2007) desde otro ángulo, argumentan que la existencia de un patrón común y óptimo es una falacia dada a la gran variabilidad observada entre intra-individuos en el rendimiento motor humano. Desde esta perspectiva, la variabilidad en el comportamiento del sistema del movimiento humano la cual no es vista típicamente, esta se ve como un factor de ruido o error en la ejecución. Por el contrario, Davids et al, (2003) proponen que los sistemas del movimiento humano necesitan acceder a esta información para contextualizar los movimientos en presencia de error o ruido en la forma de variabilidad de la estructura del resultado motor, factor ue constituye un imperativo para las adaptaciones funcionales a los ambientes dinámicos. En otras palabras, la variabilidad en el movimiento humano no debe ser concebida como un factor negativo sino al contrario como un factor funcional que aporta al rendimiento deportivo.

Stergiou et al. (2005) define que la variabilidad del movimiento humano puede ser conceptuada con las variables normales que ocurren en la ejecución motora a través de múltiples repeticiones de un gesto. La variabilidad es inherente en todos los sistemas biológicos, en espacio y tiempo.

En el control motor, existe variabilidad de lineamientos científicos sobre el movimiento humano. Schmidt (2003), definen la variabilidad como un patrón de movimiento determinado, el cual puede ser considerado como la consecuencia de errores en la habilidad de predecir los parámetros necesarios para utilizar un programa motor y con la práctica de tareas específicas, la predicción de errores puede ser eliminada gradualmente y de esta forma optimizar la precisión y la eficiencia del patrón motor.

Thelen y Smith, (1994)., Kelso, (1995) interpretan el fenómeno de variabilidad, en que los sistemas biológicos son auto organizados en cuanto al ambiente y las restricciones de orden biomecánico y morfológico, para encontrar la solución más estable en la producción de un movimiento específico

Estadísticamente, la variabilidad puede ser definida como la varianza de los datos, relacionada con su promedio y cuantificada usualmente por el tamaño de la desviación estándar Riley y Turvey, (2002). La desviación estándar informa sobre el grado de variabilidad de un parámetro dado del sistema. En la figura 17 se observa la variabilidad del movimiento en el press banco en una carga submaxima en maquina Smith.

En el campo de la biomecánica deportiva, el profesor James Hay fue sin duda el pionero de los modelos determinísticos que han sido aplicados a las tareas motoras seleccionadas y a las ejecuciones técnicas en el alto rendimiento por varios investigadores alrededor del mundo en las últimas tres décadas.



igura 17. Variabilidad del movimiento en press banco

Cada deportista atendiendo a sus diferencias individuales tanto como en su estructura corpórea como en la ejecución de los gestos deportivos tiene variabilidad en sus patrones y su relación con los otros patrones de otros deportistas. De esta forma de investigar la variabilidad del movimiento en forma intra e inter individual es un nuevo acercamiento a la evaluación, diagnóstico y control de las técnicas deportivas.

Descripción del press de banca

El press de banca es uno de los ejercicios más populares en un programa de entrenamiento de fuerza y es utilizado tanto por sujetos experimentados como por principiantes. El ejercicio requiere la flexión controlada de los brazos desde la extensión en posición sagital en un banco horizontal, seguida de una extensión de los miembros superiores elevando de nuevo el peso desde la línea del pecho Algra, (1982).

Se trata de un ejercicio de presión realizado con los miembros superiores que implica principalmente la articulación gleno-humeral. Sobre dicha articulación se combinan los movimientos de flexión (en el plano sagital), abducción/adducción (en el plano frontal) y la flexión horizontal (en el plano transversal) (Barnett y cols., 1995), que en combinación con el movimiento de flexo- extensión de la articulación del codo, da como resultante el movimiento lineal propio de este ejercicio.

Este ejercicio en el que intervienen tanto la articulación del hombro como la del codo, está orientado al fortalecimiento del pectoral mayor como principal músculo implicado (agonista), y, tanto el fascículo anterior del deltoides como el tríceps serán activados como sinergistas de la acción (Beachle y Earle, 2000).

Es conocido que, las contracciones musculares se producen desde el origen hasta inserción del paquete muscular, siendo más eficaces cuando ambos puntos se encuentran en la misma línea que la descrita por el movimiento (Shelvin y cols., 1969; Glass y Armstrong, 1997), teniendo este aspecto una gran influencia sobre la hipertrofia y las adaptaciones funcionales de los diferentes fascículos musculares Antonio, 2000; Abe y cols., (2003). Por este motivo, existen diferentes variantes que

pretenden estimular esas distintas porciones del pectoral mayor, estas son: press de banca inclinado y press de banca declinado. Igualmente, el agarre de la barra con el que vayamos a llevar a cabo el ejercicio (ancho o estrecho) influirá también sobre la activación de las distintas porciones del músculo principal. Otras variantes de este ejercicio se basan en el uso de distintos materiales tales como la barra olímpica, las mancuernas, máquinas, poleas o bandas elásticas. Asimismo, los elementos de inestabilidad como el fitball y el bossu también han sido introducidos en el trabajo contra resistencias Behm y Anderson y cols.,(2004).

Cuando se realizan valoraciones de la fuerza máxima (1RM), el press de banca es uno de los ejercicios fundamentales a utilizar para la valoración de 1RM (Arthur, 1982).

Descripción de 1RM

La cantidad máxima de peso que puede ser levantado en una repetición, es llamada una repetición máxima (1RM) y es la medición más común de la fuerza isotónica. También pueden ser determinadas otras mediciones, como 3 RM, 5 RM, 10 RM y el número máximo de repeticiones que pueden ser realizadas a una resistencia fija. Aplicando una carga en función de la fuerza isométrica máxima, cuantificar el número de repeticiones que un sujeto es capaz de realizar completando el rango articular. Este número de repeticiones tiene una importancia conceptual grande, pues en muchos deportes cíclicos más importantes que mover una carga pocas veces, es el mover muchas veces una carga de menor magnitud siendo capaces de mantener el movimiento segmentario. Este tipo de evaluación, se dice a menudo que evalúa un concepto no uniformemente aceptado que se denomina la resistencia a la fuerza. Mientras que los valores de estas evaluaciones están correlacionados con 1 RM, estas mediciones están también afectadas por la fatiga muscular (Kraemer y Fry, 1991).

Además, los valores de 1RM no proporcionan información acerca de la tasa o velocidad de desarrollo de la fuerza o de la fuerza manifestada a través del recorrido del movimiento (McArdle y cols., 1996). Las evaluaciones de 1 RM típicas proporcionan

una medición de rendimiento concéntrico y no proporcionan información acerca de la capacidad excéntrica. Los levantamientos de 1 RM pueden no ser específicos de los eventos atléticos en términos de patrones de movimiento, velocidad de contracción y aceleración (Abernethy y cols., 1995).

Modelos de predicción de 1RM.

El mejor método para valorar la fuerza muscular es determinar la capacidad del individuo de levantar una repetición máxima (1-RM). Sin embargo, este tipo de evaluación puede estar contraindicada en sujetos que no tienen experiencia previa en levantamientos de press banco Brzycki, M. (1993), Caterisano, A., Yurich, S., Bonfiglio, C., Fowler, A., Greer, B., y Brown, CW (2001), afirman que la evaluación de la fuerza máxima puede producir dolor y daño muscular por el esfuerzo inducido en los levantamientos para sujetos desentrenados. Chapman et al., (1998), sugiere que un test de 1RM puede exponer a los sujetos que son evaluados a mayor riesgo de lesiones. Para un principiante, intentar levantar este peso puede ser demasiado intenso y puede producirle inseguridad y miedo. Aunque realmente no existen datos en relación al riesgo de lesión producido por estas pruebas, el potencial de riesgo puede estar muy aumentado por el efecto de utilizar cargas muy pesadas (Mayhew, Ball, Arnold, Bowen, 1992).

Varios investigadores han desarrollado ecuaciones de regresión para estimar la fuerza en 1-RM a partir de un número de levantamientos submáximos realizados Cummings, B., y Finn, KJ (1998). Los mencionados estudios eran capaces de estimar la fuerza en 1-RM en varones, basados en el número de repeticiones con el peso submáximo que podría levantar el sujeto.

Las ecuaciones de Mayhew et al. (1992) y Wathen (1994) daban mejores predicciones de la fuerza en press de banca de los hombres que todas las demás. Estos datos también se asemejan con el estudio realizado por Prinster et al. (1993), donde la fórmula de Mayhew et al. (1992) fue la más acertada para la predicción de 1RM en estudiantes universitarios. Brzycki (1993) y Ware et al. (1995) señalaron que para

obtener la mejor estimación de 1-RM lo ideal era realizar menos de 10 repeticiones para alcanzar la fatiga.

Durante la última década se han publicado una gran variedad de artículos científicos en relación a las ecuaciones de predicción para la estimación de 1RM en press de banca, muchos de ellos fueron revisados y evaluados por LeSuer et al. (1997). Resumiendo su trabajo, podemos señalar que fueron evaluadas siete ecuaciones de predicción, realizando una validación transversal, con una muestra de 67 estudiantes universitarios (de los que 27 eran mujeres). Las ecuaciones analizadas fueron las de Bryzcki (1993), Epley (1985), Lander (1985), Lombardi (1989), Mayhew et al. (1992), O'Conner et al., (1989) y Wathen (1994), que aparecen recogidas en la tabla 2:

Tabla 2 Ecuaciones de predicción de varios autores

Author	Equation
Brzycki (3)	$1\text{-RM}=100 \times \text{rep wt}/(102.78-2.78 \times \text{reps})$
Epley (9)	$1\text{-RM}=(1+.0333 \times \text{reps}) \times \text{rep wt}$
Landers (19)	$1\text{-RM}=100 \times \text{rep wt}/(101.3-2.67123 \times \text{reps})$
Lombardi (21)	$1\text{-RM}=\text{rep wt} \times (\text{reps})^{**.1}$
Mayhew et al. (24)	$1\text{-RM}=100 \times \text{rep wt}/(52.2+41.9 \times \exp [-.055 \times \text{reps}])$
O'Conner et al.(35)	$1\text{-RM}=\text{rep wt} (1 + .025 \times \text{reps})$
Wathan (45)	$1\text{-RM}=100 \times \text{rep wt}/(48.8 + 53.8 \times \exp [-.075 \times \text{reps}])$

The notation ** indicates exponentiation

Existen dos tipos de test de predicción para valorar 1RM en press de banca. En primero los sujetos realizan las máximas repeticiones posibles con un peso que es un porcentaje de su 1RM estimada (test de carga relativa). En el otro caso, todos los sujetos son evaluados con la misma carga (test de carga absoluta). El test más común de carga absoluta implica realizar el máximo número de repeticiones posibles con una carga de 225 libras, este test es comun en la Liga Nacional de Fútbol Americano (NFL), ha sido denominado como el Test NFL-225 (Mayhew, Ware, Bemben, Wilt, Ward, Farris, Juraszek, Slovak, 1999). Esta prueba también es utilizada con otros deportistas de nivel universitario.

Arnold et al. (1995) y Ware et al. (1995) consideraron que las ecuaciones de predicción eran más fiables para el press de banca que para la sentadilla en el cálculo de 1RM. Arnold et al. (1995), afirman, que las cargas desplazadas en torno al 85% de 1RM eran más confiables para predecir la fuerza máxima que las menores (65% 1RM). Mayhew et al. (1993) y Wathen (1994) establecieron una relación entre 1RM y el número de repeticiones hasta el fallo. La mayor caída en el porcentaje de 1RM se producía entre 1 y 2 repeticiones.

Knutzen, Brilla, Caine, (1999) concluyeron en su estudio, que la ecuación de Wathen (1994) obtuvo los mejores resultados a la hora de calcular la fuerza máxima tren superior incluido el press de banca en personas mayores. Por su parte, Tous (1999), cita otro estudio que también analizó la precisión de las mismas fórmulas para predecir la 1RM. Se trata del trabajo de Wood et al. (1999), realizado con 49 adultos (53,5±3,3 años) sanos sedentarios empleando máquinas Hammer (resistencia fija). Según Tous, este autor encontró que las fórmulas de Brzycki y Lander provocaban un error inaceptable, superior al 75% en la prensa de piernas y en la extensión de tríceps cuando las repeticiones hasta la fatiga superaban las 30. Por el contrario, las fórmulas de Epley y Wathen produjeron un error menor, entre un 13 y un 22%, en todo el rango de repeticiones hasta la fatiga. Finalmente, se llegó a conclusiones parecidas a las de los estudios de Mayhew et al. (1995); cuando las repeticiones hasta la fatiga eran menores de 10, las fórmulas produjeron un error similar, pero las de Epley y Wathen proporcionaron el menor error en todos los ejercicios y en todo el rango de repeticiones hasta la fatiga.

Cummings y Finn, (1998), aporta un aspecto interesante para la predicción de ecuaciones de regresión, para sujetos no entrenados en la fuerza, esta aportación de las variables antropométricas permite acercarse a la predicción de 1RM.

Análisis cinético y cinemático del press de banca en dos situaciones de evaluación: Press Banca Libre vs Press Banca Máquina Smith. Proyecto Piloto.

A kinetic and Kinematic analysis in two assessment situation with Bench Press. Free Weight vs Smith Machine. Pilot Project.

Jaimes, M. F., Bautista, I. J., Chiroso, I. J., Arguelles, J²., Monje, J. M., y Chiroso, L. J. ¹

¹Departamento de Educación Física. Universidad de Granada.

² Centro de Alto Rendimiento de Sierra Nevada. Granada.

Resumen

En este estudio piloto se analiza las variables cinéticas y cinemáticas más relevantes en dos situaciones de ejecución/evaluación del Press de Banca, en máquina Smith (PMS) vs con barra y discos (PBL). Dos sujetos entrenados participaron en esta investigación habiendo sido informados previamente de la finalidad de la misma. En dos momentos se llevó a cabo un protocolo incremental de cargas hasta alcanzar su máximo peso a desplazar en una repetición (1-RM), uno para el PMS y otro para el PBL. El Sujeto 1 (S-1) manifestó valores de fuerza de 770 y 837 N, en PBL y PMS, alcanzando este pico máximo de fuerza (PMF) a los 28 y 12 ms y una velocidad de 0,06 y 0,02m/s, respectivamente. En el caso del Sujeto 2 (S-2), los valores de PMF fueron de 693 y 849 N, empleando un tiempo en alcanzar estos PMF fue de 60 y 66 ms y desarrollando unas velocidades de 0,13 y 0,08 m/s, en PBL y PMS, respectivamente. En el análisis pormenorizado de las curvas de velocidad para cada carga, se estudiaron los momentos en los que aparecía el “sticking period”, las distancias de los agarres, y las modificaciones en la inclinación de la barra durante la fase de ascenso del gesto. Como conclusión más relevante de nuestro trabajo y como base para futuras investigaciones, decir que a la hora de entrenar, el ejercicio en PBL puede ser más aconsejado. Mientras que para evaluar, el ejercicio en PMS aporta información más fiable en cuanto a las variables relevantes de la fuerza.

Palabras Clave: Evaluación de la Fuerza, Sticking Period, Manifestaciones de la Fuerza.

Abstract

This pilot study examines the most relevant kinetic and kinematics variables in two bench press exercises; Smith Machine (PMS) vs. free weights (PBL). Two trained subjects participated in the research following informed consent. To determine the maximum load (1-RM), two incremental protocols were used for PMS and PBL. Subject 1 (S-1) produced force values of 770N and 837N, peak force (PMF) at 28ms and 12ms and a speed 0.06 and 0.02m/s in PBL and PMS respectively. Values for subject 2 (S-2) were 693N and 849N, PMF at 60ms and 66ms at speeds of 0.13m/s and 0.08m/s for PBL and PMS, respectively. Detailed analyses of the following variables were performed; velocity curves for each load, the “sticking period”, the distances of grip width, and changes in bar inclination during the ascent phase of the lift were examined. The key findings of this research and the basis for future investigations demonstrate that PBL is recommended as a training exercise, while more reliable information regarding force variables can be attained through using PMS in measurement sessions.

Keywords: Evaluation of the Force, Sticking Period, Expressions of Force.

Introducción

El press de banca es un ejercicio utilizado habitualmente para el entrenamiento de la fuerza del tren superior en diferentes poblaciones, tanto en deportistas recreacionales, como en aquellos que se dedican profesionalmente al alto rendimiento. El press de banca, también conocido como press de pecho, se realiza de cúbito supino sobre un banco horizontal con el objetivo de levantar una barra, ya sea de forma guiada (PMS o pórtico guiado), o bien, de forma libre (con barra y discos) hasta una posición de máxima extensión de las extremidades superiores (Kraemer y Fleck, 2005; McLaughlin y Madsen, 1984). Las diferentes manifestaciones de la fuerza del tren superior son evaluadas frecuentemente mediante el ejercicio del press banca en distintas situaciones (en banco con barra libre, en PMS, mancuernas, máquinas isocinéticas, ...), ya que implican una participación global de los principales grupos musculares de la cintura escapular (Barnett, Kippers, y Turner, 1995; Welsch, Bird, y Mayhew, 2005).

El entrenamiento de la fuerza ha evolucionado de forma cualitativa gracias al avance tecnológico y al desarrollo de dispositivos capaces de medir todas aquellas variables determinantes en el entrenamiento de la fuerza (la potencia, la velocidad, el desplazamiento,...). Abernethy, Wilson, y Logan (1995) proponen tres factores claves a la hora de programar el entrenamiento de fuerza. En primer lugar, el desarrollo de dispositivos válidos y fiables para medir la fuerza y la potencia. En segundo lugar, identificar de forma clara y objetiva cuales son los mecanismos fisiológicos adaptativos por los cuales se mejoran las cualidades de fuerza y potencia, y en tercer lugar, llevar a cabo una planificación estratégica del entrenamiento de la fuerza. En cuanto al primer apartado se refiere (el desarrollo de los dispositivos válidos y fiables), Harris, Cronin, Taylor, y Boris (2010) analizan la tecnología de los encoders lineales afirmando que son válidos y fiables, además de aportar gran información a la hora de medir variables claves para el entrenamiento de fuerza. Esta tecnología ayuda al proceso de control llevando un seguimiento más cercano de los deportistas, aunque teniéndose en cuenta una serie de características técnicas como: la velocidad de muestreo (recomendado, >200 Hz), el ejercicio que se realiza para la medición (lineal o rotacional), además de la posibilidad de dar un feedback inmediato o no al deportista.

Para conocer con más profundidad los diferentes parámetros que influyen en la producción de fuerza en el press banca, es necesario un análisis desde una perspectiva biomecánica. El rango de movimiento (ROM), así como las trayectorias de los centros de masa de todas las palancas implicadas, y sus ajustes durante el recorrido afectan, directa e indirectamente, al rendimiento final (Rahmani, Rambaud, Bourdin, y Mariot, 2009). Concretamente para definir el ROM correctamente en el press de banca hay que analizar el gesto desde la extensión completa de los codos hasta que la barra toca el pecho (Beachle y Earle, 2000).

A lo largo del ROM, en ciertas cargas, aparece un punto conocido como “sticking point” el cual corresponde al inicio de una zona en donde la velocidad se ve afectada. Los primeros autores que hablaron sobre el “sticking point” fueron Madsen y McLaughlin (1984) y Lander, Bastes, Swahill, y Hamill (1985). Este concepto, es definido como la primera pérdida de velocidad de la barra durante la fase ascendente del press banca. Igualmente, Elliot, Wilson, y Kerr (1989), encontraron que la velocidad de

la barra disminuía en la primera parte del ascenso de la carga, mostrando su valor mínimo durante el “sticking región”. Una explicación a dicho fenómeno podría ser el incremento del brazo de palanca del peso levantado con respecto al hombro o el codo, y la reducción de actividad muscular durante esta fase del movimiento o región. A raíz de los estudios de Lander et al. (1985), Newton et al. (1997) demostraron que este fenómeno ocurría con cargas máximas o submáximas, a partir del 75% de 1-RM, pero no con cargas ligeras. Sin embargo, Elliot et al. (1989) comentaban que el sticking point sólo aparecía con cargas superiores al 80% de 1-RM.

Investigaciones posteriores cambian sutilmente esta definición de “*sticking point*” y hablan del “*sticking period*”, diferenciando claramente tres fases de la misma (pre-sticking period, sticking period y post-sticking period) (Van Den Tillaar y Ettema, 2009, 2010). Estos autores hacen un análisis temporal de este periodo, determinando que ocurre en un intervalo de 700 ms, comenzando a los 200 ms, y finalizando a los 900 ms. Van Den Tillaar y Ettema (2009), analizan este fenómeno del sticking period desde el punto de vista de la fisiología muscular usando la electromiografía (EMG) de los músculos principales que participan en la ejecución del movimiento (pectoral mayor, porción anterior del deltoides, tríceps y bíceps). En sus investigaciones se centraron en el estudio del sticking period en cargas máximas y supramáximas (1-RM y 105% de 1-RM) con sujetos que realizaban habitualmente press banca en su entrenamientos. Los resultados obtenidos mostraron que en la mitad de los casos, el fallo se producía una vez ocurrido el sticking period, mientras que en la otra mitad, durante esta fase. Por lo que concluyeron, que el sticking period no es el motivo del fallo en el intento de levantar cargas cercanas a la 1-RM.

Todos estos factores mencionados hasta el momento, pueden verse claramente afectados por la situación en la que se realice el ejercicio. Esto hace, que el PMS, con respecto al realizado con PBL pueda ocasionar diferencias a la hora de manifestar fuerza (Cotterman, Darby, y Skelly, 2005; Schawanbeck, Chilibeck, y Binsted, 2009; Shick, Coburn, y Brown, 2010). En este sentido, los ejercicios en situaciones inestables, como en PBL, se incrementan las acciones de estabilización de las articulaciones implicadas frente al realizado en PMS (Koshicla, Urabe, Miyashita, Iwai, y Kagimori, 2008; Shick et al. 2010; Garhammer, 1981). Saeterbakken, Van del Tillaar, y Fimland

(2011) mostraron que durante la realización del press banca en tres situaciones (PBL, con mancuernas y en PMS) la carga desplazada con las mancuernas fue un 14% menos que en el PMS y un 17% menos que en el PBL. Además, observaron que la actividad electromiográfica (EMG) variaba en función de las condiciones de estabilidad, ocasionando así, en algunos casos, una pérdida en la producción de fuerza. En esta misma línea, González-Badillo y Rivas (2002) afirman que durante la evaluación de un ejercicio en PBL, las condiciones de ejecución se asemejan más a la situación real de competición, aunque se pierde información de forma ostensible. Mientras que la realización del ejercicio en una máquina isocinética, la cantidad de información será mayor, pero nos alejamos mucho de las condiciones de producción de fuerza y explosividad de los movimientos de situaciones reales.

Analizadas algunas de las variables más importantes que pueden afectar a la evaluación en la fuerza de la cintura escapular, en condiciones de alta fiabilidad, estas variables indican que aunque participen los mismos grupos musculares, en realidad son ejercicios diferentes. Desde esta perspectiva, la comparación entre ellos es cuanto menos paradójica, puesto que en esencia, lo que se está entrenando, son aspectos distintos en la habilidad de producción de fuerza.

El propósito de esta investigación es encontrar qué ejercicio, el PBL o con PMS, es el más adecuado para estudiar la cinética y cinemática del gesto. De esta forma se podrá encontrar si son otros los factores a los descritos hasta la fecha los que afectan a la producción de fuerza durante todo el ROM a lo largo de todo el espectro de cargas de una curva de fuerza-velocidad.

Método

Sujetos

Dos sujetos varones, voluntarios, pertenecientes a la Facultad De Ciencias De La Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Granada (edad: 22 y 31 años, peso: 76.5 y 70.4 Kg, altura: 172 y 173 cm), con experiencia en el entrenamiento de fuerza de más de tres años, habiendo realizado ejercicios de press de banca en PBL y PMS en sus entrenamientos. Los participantes declararon no estar tomando ningún fármaco o sustancia dopante y no tener síntomas ni sufrir ninguna lesión en el tren superior.

Además de firmar un consentimiento informado en donde se les informó de todo el procedimiento a seguir durante todo el proyecto piloto. Este estudio fue previamente aprobado por el comité ético de la Universidad de Granada.

Instrumental

Se utilizó un encoder lineal (T-Force System) para la evaluación de la fuerza muscular. El sistema consta de una parte electromecánica (hardware: sensor e interface) y un software, con el cable fijado a la barra, este se movía verticalmente según la dirección del desplazamiento, informando de la posición en cada milisegundo (1000 Hz). Mediante el software T- Force System, se calculó parámetros de la cinética del gesto (desplazamiento, velocidad, aceleración, fuerza, potencia) producida durante la fase concéntrica de cada repetición. Para el análisis cinemático se utilizó una cámara Sony Exilim HD para la toma de video (400 fotogramas por segundo). Para el correcto visionado de las imágenes y posterior análisis biomecánico se colocaron marcadores epidérmicos en la piel de los sujetos. El software utilizado para el análisis biomecánico fue el Silicom Coach.

Procedimiento

La evaluación de los sujetos se llevó a cabo en dos sesiones separadas cada una por 72 horas. Para ello, los deportistas acudieron al laboratorio de análisis del rendimiento del CAR de Sierra Nevada (Granada).

El primer día, tras calentamiento estandarizado, se realizó un protocolo de cargas incrementales hasta alcanzar su 1-RM, siguiendo la metodología de Baechle, Eaele, y Wathen (2000). Para el análisis del movimiento, se siguió el modelo SC-4, (se trata de un modelo general y macro del cuerpo humano) Leva, P (1996). De este modo, cada sujeto realizó series independientes con aumentos de carga de 10 o 5 kg (en función de la velocidad desplazada) para hallar posteriormente la curva de fuerza, potencia, velocidad y su RM. Para evitar los efectos de la fatiga, se dejaron descansos entre cada una de las series realizadas. Estos descansos comprendían desde periodos de 3 minutos, para velocidades de la barra superiores a 0,5 m/s, y descansos de 5 minutos para velocidades inferiores a 0,5 m/s.

Para el protocolo incremental en PBL y PMS se siguió la técnica descrita por Escamilla, Lander, y Garhammer (2000). A los sujetos se les indicó que realizaran la fase concéntrica con la mayor velocidad posible y se controlaba el descenso durante la fase excéntrica, descendiendo la barra hasta rozar el pecho con el fin de evitar la acción de rebote al invertir la dirección del movimiento. Tras una señal acústica con tiempo aleatorizado, para evitar acciones de contra movimiento, el sujeto desplazaba la barra a la máxima velocidad.

Para el análisis antropométrico se tomaron las medidas de los pliegues cutáneos (bíceps, tríceps, abdominal, suprailíaco y muslo medial), perímetros (brazo relajado, brazo flexionado en tensión, muslo y pantorrilla máxima) y diámetros (bicipitocóndilo femoral y humeral) según el protocolo expuesto por la Sociedad Internacional del Desarrollo Antropométrico (ISAK, 2006). También se hizo un análisis fotogramétrico tomando los datos de una posición estandarizada, para el posterior análisis de la envergadura y dimensiones corporales.

Tres marcadores fueron colocados en el acromio, radial y estelión. Otro marcador fue colocado en el centro de la barra, para poder medir su desplazamiento. La dimensión de los marcadores epidérmicos era de 3 mm de diámetro.

Estadística

Para el análisis de los datos se ha utilizado una estadística descriptiva mediante el uso de medias y desviaciones estándar.

Resultados

Se analizaron las curvas de velocidad-tiempo en cada carga desplazada, y se calculó el porcentaje de 1-RM en donde se iniciaba el “sticking period”. Como se puede observar en la Tabla 1, se comparó esta variable en las dos condiciones planteadas en este estudio (PBL vs PMS). Los datos mostraron que el S-1 tenía una RM estimada de 68 Kg produciéndose el sticking period a la carga de 65 Kg, al 96% de su 1-RM (en condiciones de PBL). Por otro lado, este mismo sujeto, en condiciones de PMS, se estimó su 1-RM en 71 kg y la carga en donde se iniciaba el sticking period fue de 65 Kg (91% de 1-RM). El S-2, en condiciones de PBL poseía 1-RM estimada de 69 Kg y empezó a aparecer el sticking period al 94 % de su 1-RM. Mientras que en condiciones

de PMS, la RM estimada fue de 77 Kg y el sticking period se inició a la carga de 70 Kg, al 89 % de su 1-RM.

Nota. S-1; a) Carga: 65 Kg (91% 1-RM). Duración “sticking period” (3%) del total (SMITH). c) Carga: 65 Kg (91% 1-RM). Duración “sticking period” (13,4%) del total (LIBRE). S-2; b) Carga: 75 Kg (89% 1-RM). Duración “sticking period” (39%) del total (SMITH). d) Carga: 65 kg (94% 1-RM). Duración “sticking period” (24,3%) del total (LIBRE).

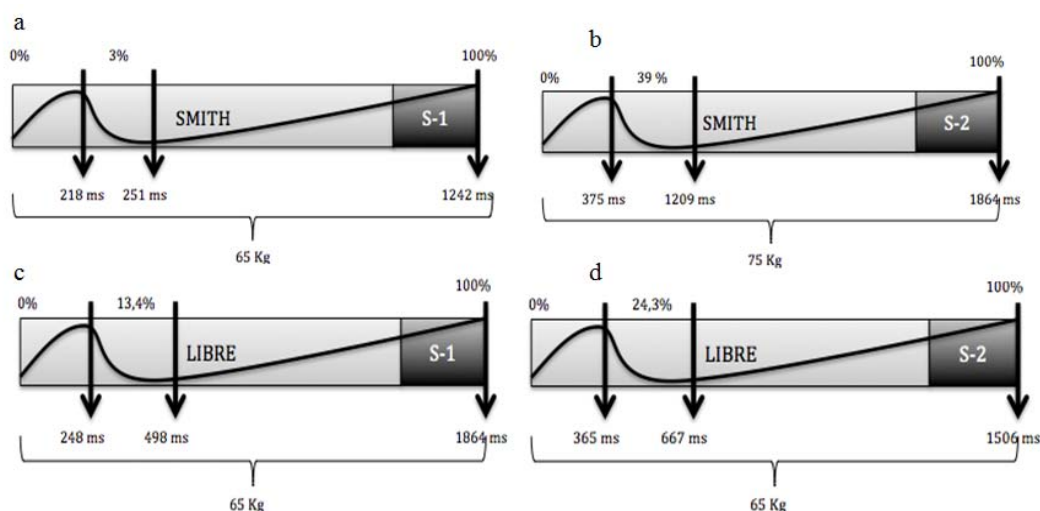


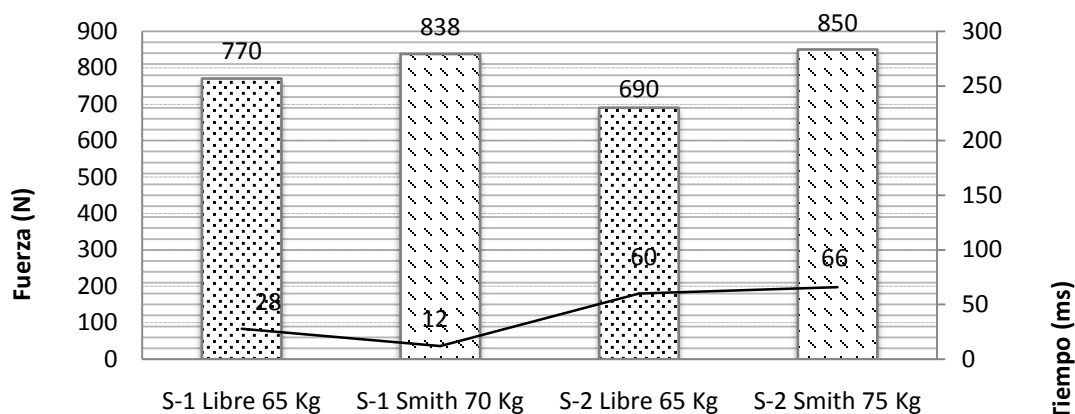
Figura 1. Porcentaje duración, Tiempo de inicio, Tiempo final y Porcentaje del Sticking period en cargas superiores al 90% de 1-RM.

La duración del sticking period en relación al tiempo total de la ejecución del press banca también se analizó, como se muestra en los resultados de la Figura 1. El S-1, en PMS obtuvo un tiempo de duración del sticking period del 3% del total del movimiento, con 65 Kg, mientras que en la misma carga con PBL obtuvo un 13,4% de duración. Por otro lado, el S-2, en PBL y con la misma carga, la duración fue del 24,3%. En situación de PMS, el S-2, obtuvo valores del 39%, con una carga de 75 Kg.

El análisis de los resultados de fuerza nos reportó los siguientes datos que se muestran en la Tabla 1. El S-1 manifestó valores de fuerza (N) de 770 y 837, en libre y pórtico, alcanzando este pico máximo de fuerza (PMF) a los 28 y 12 ms y una velocidad de 0,06 y 0,02 m/s, respectivamente. En el caso del S-2, los valores de PMF fueron de

693 y 849 N, empleando un tiempo en alcanzar estos PMF fue de 60 y 66 ms y desarrollando unas velocidades de 0,13 y 0,08 m/s, en libre y PMS, respectivamente.

Tabla 1. Tiempo (en ms) y Pico de fuerza máxima en 1-RM (Pórtico vs Libre).



Ambos sujetos levantaron más carga bajo condiciones de PMS que en PBL, con un 7% más para el S-1 y un 13% más para el S-2..

En la Figura 2 podemos comprobar los grados de inclinación de la barra con respecto a la horizontal durante la ejecución del ejercicio de PBL durante toda la realización del ejercicio. Se tomaron como referencia cuatro puntos temporales claves durante toda la subida (T-30, T-100, T-300 ms y final) y se realizó la media en cada una de las cargas del protocolo (20, 30, 40, 50, 60 y 65 Kg). Al final se hizo la media tanto fuera del pórtico como dentro obteniendo un porcentaje de inclinación del S-1 de 2,75° (lado izquierdo) y 2° (lado derecho). En el S-2 encontramos en su lado izquierdo un 1,5° de inclinación y en el derecho un 1,25° con respecto a la horizontal.

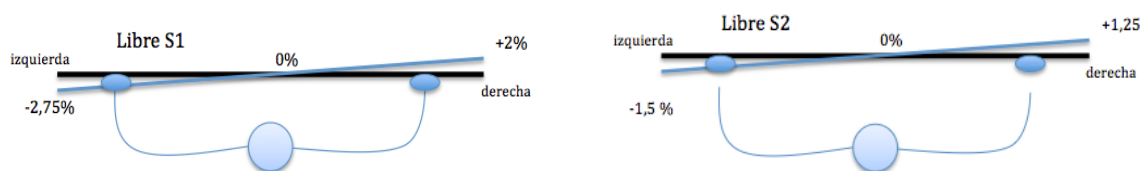


Figura 2. Media del porcentaje de inclinación de la barra durante todo el rango del movimiento en condición de PBL en ambos sujetos.

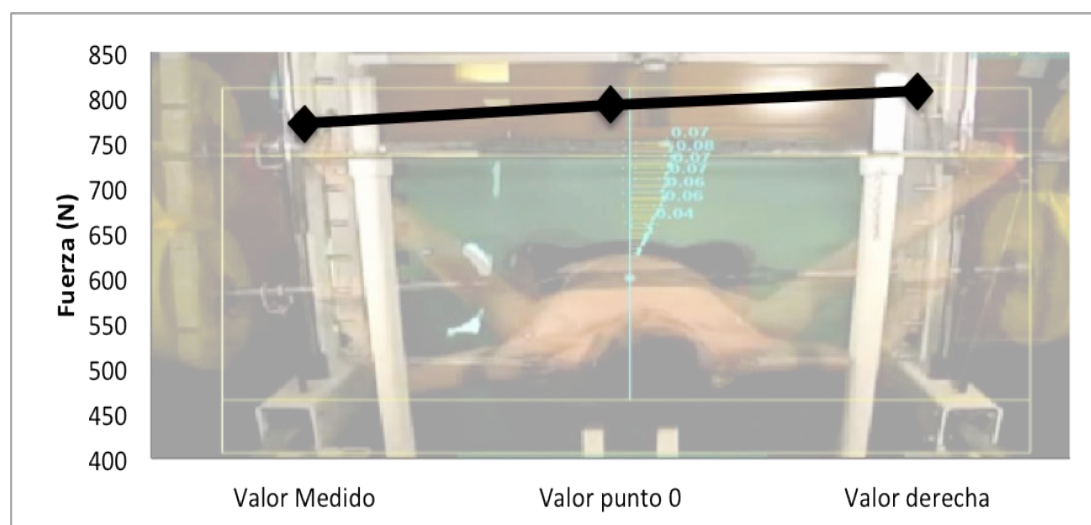


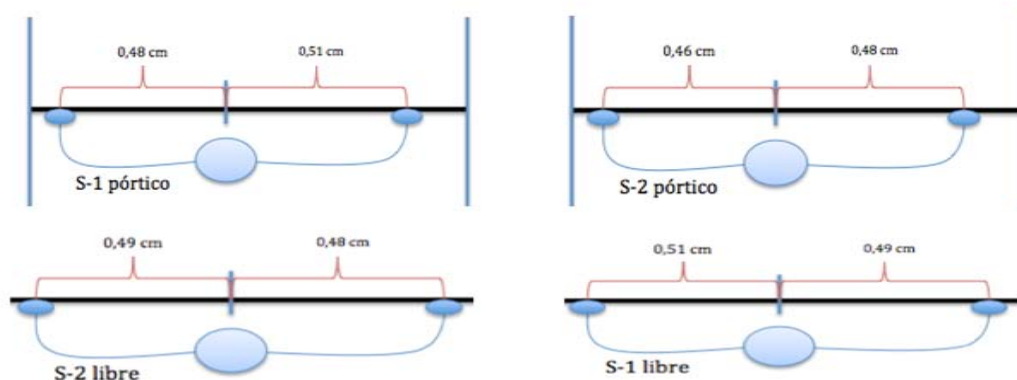
Figura 3. Valores del PFM en PBL en función de la colocación del encoder..

Como se puede apreciar en la Tabla 2, se analiza el ángulo del codo de los dos sujetos en cada una de las mejores repeticiones de todas las cargas durante el protocolo. Al iniciar el PMS con una angulación de 101° en Zi (brazo izquierdo) y 96° en Zd (brazo derecho) en T-30 para continuar incrementando estos valores hasta llegar a una máxima de 132° y 126° en T-300, respectivamente. A diferencia del PBL, los valores de la angulación inicial en T-30 fueron de 97° en Zi y 89° en Zd, y en T-300 130° Zi y 130° Zd.

Tabla 2. Angulación del codo en el brazo izquierdo (Zi) y brazo derecho (Zd) de cada sujeto en todo el protocolo a los 30,100 y 300 ms.

Ángulos	PÓRTICO			LIBRE		
	Izquierda Zi (α°)	Derecha Zd (α°)	D.T	Izquierda Zi (α°)	Derecha Zd (α°)	D.T
Tiempo (ms)	media	media		media	media	
30	101	96	2,5	97	89	4
100	118	108	5	112	109	1,5
300	132	126	3	130	130	0

Los agarres se midieron una vez que los sujetos realizaron todas las repeticiones. En la Figura 3 se muestran las medias de los agarres de cada uno de los sujetos en todas las condiciones de este proyecto piloto (Smith vs libre). El S-1 en PMS realizó un agarre de $0,48 \pm 0,02$ cm (agarre izquierdo) y $0,51 \pm 0,02$ cm (agarre derecho). En PBL las distancias medias fueron de $0,50 \pm 0,02$ cm (agarre izquierdo) y $0,49 \pm 0,02$ cm (agarre derecho). Los agarres fueron medidos desde el punto 0 de la barra (el punto medio) hasta el punto más cercano del interior de la mano. En el S-2, en cambio, sus valores medios fueron de $0,46 \pm 0,01$ cm y $0,48 \pm 0,01$ cm (en el agarre izquierdo y derecho,



respectivamente) en el PMS y de $0,49 \pm 0,02$ cm y $0,48 \pm 0,02$ cm de media, en el PBL.

Figura 3. Media de los agarres durante todo el protocolo en ambos sujetos.

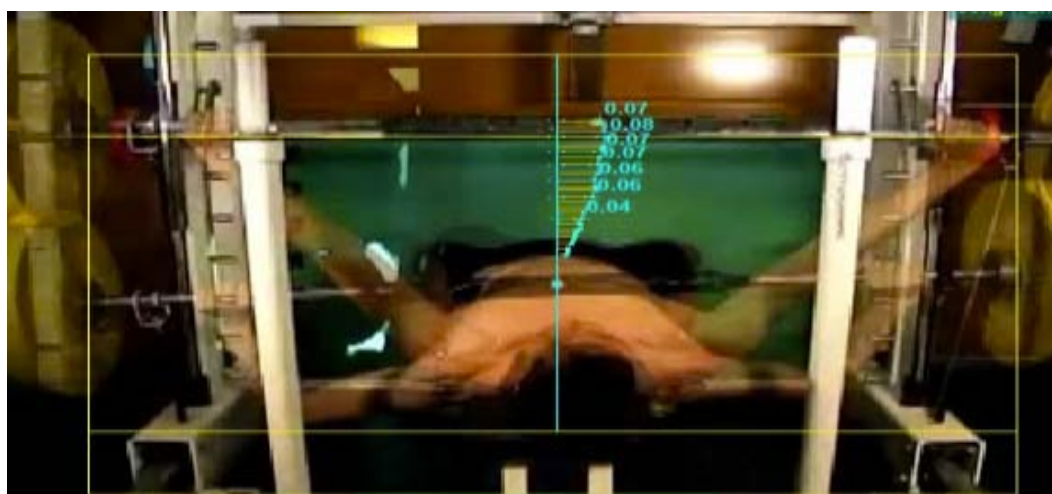


Figura 4. Ejemplo de la desviación de la barra en el plano horizontal durante la realización de una de las cargas bajo condiciones de PBL.

En la Tabla 3 se muestran los valores de desviación de la barra con respecto al eje biacromial, se encontraron grandes diferencias en la trayectoria hacia el plano sagital derecho del S-2 con una desviación promedio 0.7 cm y 0.4 cm, al contrario que el S-1 en el que su promedio de desviación fue 0.2 cm y 0.3 cm, respectivamente.

Tabla 3. Desviación de la barra en el eje biacromial en ambos sujetos en condiciones de libre.

<i>Desviación de la Barra (eje biacromial)</i>	<i>Peso (Kg)</i>	<i>Máx.(Cm)</i>	<i>Min.(Cm)</i>	<i>media</i>
S-1	50	0,2	0,1	0,2
	65	0,4	0,1	0,3
S-2	60	0,8	0,4	0,7
	65	0,5		0,4
			0,2	

Discusión

En este estudio piloto se ha analizado todas aquellas variables cinéticas y cinemáticas que pueden afectar al ejercicio de press banca en dos condiciones, PBL vs PMS.

Se ha tratado de profundizar en la fase correspondiente al “sticking period” en cargas submáximas y máximas, estudiando el porcentaje y el tiempo de duración (ver Figura 1). Nuestros resultados muestran que el sticking period se produce con cargas superiores al 90% de 1-RM, tanto dentro del pórtico como fuera de él. Elliot et al. (1989) reportan que el sticking period se iniciaba, en atletas entrenados, con cargas superiores al 80% de 1-RM. Otros autores como Newton et al. (1997) mostraron en sus estudios que el sticking period se producía con cargas superiores al 89% de 1-RM, datos que concuerdan con los obtenidos en nuestro estudio, tanto en ambas situaciones.

Tras un análisis temporal hemos observado la media del tiempo de inicio (T_{inicio}) 270 ± 109 ms y la del tiempo final (T_{final}) de 560 ± 295 ms, estos resultados están en concordancia con los obtenidos por Van Den Tillar et al. (2009), en el que el sticking

period se iniciaba a los 200 ms y duraba hasta los 900 ms del total del movimiento. Otros autores como Elliot et al. (1989), informaron que el sticking period comenzaba en torno a los 340 ms. Cuando se habla en términos de porcentaje de duración del sticking period, los valores obtenidos en nuestra investigación son más bajos que los dados por Elliot et al. (1989), McLaughlin et al. (1984), Newton et al. (1997), ya que en sus estudios informan que la duración de esta fase era alrededor del 24% del total. Tras analizar nuestros datos relativos al tiempo de duración, los valores muestran un porcentaje del 15%.

Con respecto a la realización del ejercicio de PBL o de PMS, podemos observar la gran variabilidad que existe a la hora de realizarlo en una situación u otra (ver Figura 2). En nuestro estudio, hemos analizado los grados de inclinación de la barra con respecto a la horizontal en cada una de las cargas. En cuanto a los grados de inclinación, se tomaron cuatro puntos temporales clave en el ejercicio de press banca (T-30, T-100, T-300 ms y final) obteniéndose los grados de inclinación de $2,75 \pm 0,4^\circ$ y $2 \pm 0,4^\circ$ (parte izquierda y derecha respectivamente) en el S-1, mientras que en el S-2, estos grados de inclinación fueron menores ($1,5 \pm 0,58^\circ$ y $1,25 \pm 0,68^\circ$), siendo también muy llamativo. González-Badillo y Rivas (2002), señalan que durante la realización de mediciones de cualquier ejercicio con máquina isocinética se gana en cuanto a información obtenida, pero se pierde el carácter de la explosividad de los ejercicios, en cambio, la realización de los ejercicios en PBL, se acerca más a la naturaleza del gesto, aunque se reduce la información. Más que una pérdida es una alteración de la información, probablemente dada por el hecho de la diferente inclinación de la barra durante la ejecución del gesto. Los dispositivos de desplazamiento lineal miden la fuerza, potencia, RFD y otras variables de forma indirecta, es decir, que las calculan a través de una serie de ecuaciones matemáticas sobre el desplazamiento registrado. Por lo tanto, al error acumulado tras las diferentes derivadas, hay que sumarle un posible fallo en la técnica de ejecución, desvirtuando así algunos valores de vital importancia para los entrenadores, como puede ser la fuerza en los 30, 100 y 300 ms.

Con respecto a la carga máxima levantada en cada una de las situaciones, el S-1 levanto un 7% más en PMS en comparación con el PBL, mientras que el S-2, levantó un 13% más de carga en PMS comparándolo con la situación de PBL. Estos datos no

concuerdan con los resultados presentados por Cotterman et al. (2005) ya que en PBL desplazaron un 12,2% más de carga que en PMS. Esto puede ser debido a una mayor experiencia en el entrenamiento con cargas libres con respecto al press de banca en máquina Smith. Shick et al. (2010), habiendo analizado también la implicación muscular mediante EMG, llegó a la conclusión que para el desarrollo de la fuerza del tren superior es preferible realizar el ejercicio de PBL, ya que se produce una mayor activación de la musculatura principal.

Las desviaciones o alteraciones en la ejecución se pueden explicar al fenómeno de la variabilidad biológica. En este sentido, es bien sabido, que los sistemas biológicos son auto organizados en cuanto al ambiente y las restricciones de orden biomecánico y morfológico para encontrar la solución más eficaz en la producción de un movimiento específico (Thelen, y Smith, 1995). Una disminución en la variabilidad del patrón de movimiento indicaría un comportamiento estable del sistema. Esta línea de pensamiento aplicada al plano deportivo muestra que para realizar el press de banca, hay que tener en cuenta el ambiente o estado externo del momento del gesto y las limitaciones biomecánicas y morfológicas del sujeto. Si el sujeto es efectivo y eficiente en el PBL implicaría una colaboración positiva en la ejecución del movimiento.

La variabilidad puede ser conceptualizada como las variaciones normales que ocurren en la ejecución motora a través de múltiples repeticiones de un gesto Stergiou, Buzzi, Kurz, y Heidel (2004). La variabilidad es inherente a todos los sistemas biológicos, en espacio y tiempo y puede ser fácilmente observada en nuestro caso en la Figura 2, ya que nos demuestra que así se tenga una maestría en la ejecución del PBL, siempre existirán alteraciones en la ejecución, ya sea por sus diferencias segmentales o por la deficiente ejecución técnica.

La variabilidad con respecto al eje biacromial en el PBL (ver Tabla 3), muestra una gran diferencia en la ejecución tanto en sus angulaciones, distancias de segmentos corporales como sus agarres, manifestando marcadas variaciones en cada una de las cargas aplicadas hasta llegar a su 1-RM. Por el contrario, se indica en Davids, Glazier, Araujo, y Barlett. (2003) que los sistemas del movimiento humano necesitan acceder a esta información para contextualizar los movimientos en presencia de error en la forma

de variabilidad de la estructura del resultado motor, factor que constituye un imperativo para las adaptaciones funcionales a los ambientes dinámicos. En otras palabras, la variabilidad en el PBL no debe ser concebida como un factor negativo sino al contrario como un factor funcional que aporta valor al rendimiento deportivo.

En cuanto a la posición de las manos a la hora de realizar el protocolo de fuerza, son muchos los estudios científicos (Sanchez-Medina, Pérez, y González-Badillo, 2010; Rahmani et al, 2009) que hablan de una colocación “ligeramente” superior a la anchura de los hombros (en inglés, “*hands place on the barbell slightly wider than shoulder width*”) o directamente, no los controlan (Thomas, Kraemer, y Spiering, 2007; Van Den Tillaar y Ettema, 2009, 2010;). Otros estudios (Saeterbaken, Van Den Tillaar, y Fimland, 2011) dicen que controlan la posición de las manos de manera individual, pero no profundizan en cómo lo realizan. A los sujetos que participaron en nuestro estudio, de manera intencional, no se les dio ninguna directriz a la hora de la colocación del agarre. Posteriormente se analizó la longitud del agarre partiendo desde el punto medio de la barra. En la Figura 4, se muestra las distancias en los agarres de todas las cargas realizadas (S-2) en PBL fue de 0,49 cm (izquierda) y 0,48 cm (derecha) y 0,46 cm (izquierda) y 0,48 cm (derecha), en PMS. En cambio, el S-1, en PBL se obtuvieron valores medios de 0,51 cm (izquierda) y 0,49 cm (derecha); 0,48 cm (izquierda) y 0,51 cm (derecha), en PMS. Si nos basamos en la metodología expuesta por Wagner et al. (1992), nuestros sujetos realizaron un agarre en función de su distancia biacromial (DB) de 147 % y 152 % (Smith y libre, respectivamente, S-2) y de 150 % y 152% (Smith y libre, respectivamente, S-1). En la investigación de estos autores concluyeron que en un agarre medio G3 (200 % DB) se obtenían mejores valores de fuerza en la fase del sticking period. En cambio, los valores más distantes de la DB (G6 = 270% DB) y los más cercanos (G1 = 95% DB) estos valores de fuerza disminuyeron. A la hora de controlar la distancia del agarre lo hacen en función de su DB, colocando dichos agarres entre un 165-200% (Cotterman et al. 2005; Shick et al. 2010). Estos datos concuerdan con nuestros valores (147-152% DB) en nuestro caso, como se ha mencionado, los sujetos aplicaron su agarre cómodo.

Por último, al realizar la comparación en PMS y en PBL hemos podido apreciar la influencia que tiene el instrumento de medida. En nuestro caso hemos podido

comprobar que existe una desviación de la barra en PBL, difícil de apreciar solamente con un dispositivo de desplazamiento lineal. Este dato resulta demoledor, puesto que podemos llegar a vislumbrar que el ejercicio de press de banca realizado en condiciones de libre, nos puede llegar a dar una información no real de la fuerza y de la potencia. Hacemos hincapié en que este tipo de dispositivos miden el desplazamiento (de forma directa) y a raíz de este se calculan las variables de fuerza y potencia mediante ecuaciones matemáticas (Harris et al. 2010). En este sentido, una inclinación media en PBL de 2,75% (izquierda) y 2° (derecha) de la barra con respecto a la horizontal, dará un desplazamiento mayor en un lado que en otro, y teniendo en cuenta, que el encoder lineal se posiciona en un solo lado, la información de la fuerza y potencia se verá afectada.

Para poder entender mejor este hecho, proponemos un ejemplo con una de las repeticiones ejecutadas por el S-1 en PBL (ver Tabla 1). En este caso obtuvo un valor de fuerza en condiciones de PBL de 770 N con una carga de 65 Kg. La inclinación de la barra con respecto a la horizontal fue de -2,75% hasta el punto medio de la barra y de 4,75% hasta el agarre realizado por la mano derecha. Cabe recordar que la colocación del dispositivo de desplazamiento lineal (encoder) fue en el lado izquierdo. Los resultados obtenidos serían los siguientes:

Si el S-1 hubiera realizado el ejercicio con la misma inclinación de la barra con respecto a la horizontal, el valor pico de fuerza sería de 791 N y no de 770 N, que fue el dato real medido por el encoder. En cambio, si valoramos su fuerza desde su extremidad dominante (el brazo derecho), los valores pico de fuerza obtenidos serían de 806 N. Como podemos comprobar, las diferencias son más que notorias. Por último, cabe resaltar, que si comparamos estos valores pico de fuerza, con otro protocolo de idéntica realización por el mismo sujeto varios meses después, las ganancias o no de fuerza, pueden ser debidas a que se está midiendo de forma diferente.

Conclusiones

A la hora de realizar cualquier protocolo de fuerza debemos de tener en cuenta una serie de factores como:

- a. Seleccionar el ejercicio para la evaluación de la fuerza del tren superior: el ejercicio va a modificar las condiciones de ejecución del gesto, como hemos comprobado en lo ocurrido entre PMS y el PBL.
- b. Estandarizar el agarre y la colocación de los segmentos: La distancia en los agarres y la colocación de los segmentos modifica la capacidad de producción de fuerza.
- c. Seleccionar el instrumento de medida: en nuestra investigación hemos observado que existen diferencias a la hora de medir con un dispositivo de desplazamiento lineal (encoder) y los datos obtenidos tras el análisis de las filmaciones con una cámara de alta velocidad.

Aplicaciones prácticas

Los datos obtenidos pueden ser de gran valor para entrenadores y preparadores físicos, ya que es posible que las ganancias de fuerza de los atletas, no se deban al efecto del entrenamiento, sino a una alteración de la técnica. La utilización del press banca con barra libre resulta muy interesante a la hora de trabajar (*entrenar*) la estabilización de las articulaciones que participan en el movimiento. A la hora de *evaluar* al deportista, sería más conveniente basarse en ejercicios más controlados como el press de banca en máquina Smith. De esta forma, se estaría eliminando ruido (alteraciones) de los datos y por consiguiente, valorando de una forma más precisa las manifestaciones de la fuerza.

Referencias

1. Rahmani, A., Rambaud, O., Bourdin, M., y Mariot, J. (2009). A virtual model of the bench press exercise. *Journal of biomechanics*, 42 (11), 1610-1615.
2. Abernethy, P., Wilson, G., y Logan, P. (1995). Strength and power assessment. Issues, controversies and challenges *Sports Medicine*, 19 (6), 401-417.
3. Baechle, T. R., Earle, R. W., y Wathen, D. (2000). Resistance Training, Chapter 18. In Baechle, T. R. y Earle, R. W. (Eds.), *Essential of Strength Training and Conditioning (NSCA)*, (2º ed. pp. 395-425.). Champaign IL: Human Kinetics.
4. Barnett, C., Kippers, V., y 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.
5. Cotterman, M. L, Darby, L. A, y Skelly, W. A. (2005). Comparison of muscle force production using the Smith machine and free weights for bench press and squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 21, 510–517.
6. Davids, K., Glazier P., Araujo D., y Bartlett R. (2003). Movement systems as dynamical systems: the role of functional variability and its implications for sports medicine. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33, 245–60.
7. Elliott, B. C, Wilson, G. J, y Kerr, G. K. (1989). A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 21, 450–462.
8. Escamilla, R. F., Lander, J. E. y Garhammer J. (2000). Biomechanics of Powerlifting and Weightlifting Exercises, Chapter 39. In Garret, W. E. y Kirkendall D. F (Eds.), *Exercise and Sport Science* (pp. 585-615). Philadelphia: Lippincott Williams y Wilkins.
9. Faigenbaum A. D., Westcott, W. L., Long, C., Loud, R. L., Delmonico, M. y Micheli, L. J. (1998). Relationship between repetitions and selected percentages of the one repetition maximum in healthy children. *Pediatric Physical Therapy*. 10, 110-113.
10. Garhammer, J. (1981). Free weight equipment for the development of athletic strength and power, part I. *National Strength and Conditioning Association Journal*. 3, 24–26.
11. González Badillo, J. J. y Rivas, S. (2002). *Bases de la Programación del Entrenamiento de Fuerza*. Barcelona: Inde.
12. Harris, N. K., Cronin, J., Taylor, K., Boris, J., y Sheppard, J. (2010). Understanding Position Transducer Technology for Strength and Conditioning Practitioners. *Strength And Conditioning Journal*, 32 (4), 66-79.
13. Knutzen, K. M., Brilla, L. R. y Caine, D. (1999). Validity of 1RM prediction equations for older adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 13, 242-246.

14. Koshida, S., Urabe, Y., Miyashita, K., Iwai, K., y Kagimori, A. (2008). Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 22 (5), 1584-1588.
15. Kraemer, W. J. y Fleck, S. J. *Strength Training for Young Athletes* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics, 2005.
16. Kraus, K., Mayhew, J. L., Nicholls, K., Russell, C., Johnson, J., Sweeney, D. y Sloop, J. (1996). Evaluation of the YMCA bench press test for predicting 1-RM using free weights and machine weights. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 10, 288.
17. Lander, J. E., Bates, B. T., Swahill, J. A., y Hamill, J. (1985). A comparison between free-weight and isokinetic bench pressing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 17, 344-353.
18. Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*. 29 (9), 1223-1230.
19. McLaughlin, T. M. y Madsen, N. H. (1984). Bench press techniques of elite heavyweight powerlifters. *Journal of Sports Sciences*. 6, 44-65.
20. Newton, R., Murphy, A. J., Humphries, B., Wilson, G., Kraemer, W. J., y Häkkinen, K. (1997). Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occur during explosive upper body movements. *European Journal of Applied Physiology*. 75, 333-342.
21. Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Hautier, C. A., y Lacour, J. R. (2000). Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics*. 16, 26-35.
22. Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., y Lacour, J. R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*. 84, 227-232.
23. Rahamani, A., Rambaud, O., Bourdin, M., y Pierre Mariot, J. (2009). A virtual model of the bench press exercise. *Journal of Biomechanics*. 42, 36-43.
24. Saeterbakken, A. H., Van den Tillaar, R., y Fimland, M. S. (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.
25. Sanchez-Medina, L., Pérez, C. E., y Gonzalez-Badillo, J. J. (2010). Importance of the Propulsive Phase in Strength Assessment. *International journal of sports medicine*, 31(2), 123-129.
26. Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T., y 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 (3), 779-784.

27. Schwanbeck, S., Chilibeck, P. D., y Binsted, G. (2009). A Comparison of Free Weight Squat to Smith Machine Squat Using Electromyography. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23 (9), 2588-2591.
28. Stergiou, N., Buzzi, UH., Kurz, MJ., y Heidel, J. (2004) Nonlinear Tools in Human Movement; Innovative Analyses for Human Movement. Champaign, Ill: *Human Kinetics Publishers*; 63-90.
29. Schick, E. E., Coburn, J. W., Brown, L. E., Judelson, D. A., Khamoui, A. V., Tran, T. T. y 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 (3), 779-784.
30. Simpson, S. R., Rozenek, R., Garhhamisr, J., Lacourse, M., y Storer, T. (1997). Comparison of one repetition maximums between free weight and universal machine exercises. *J. Strength Cond. Res.* 11, 03-106.
31. Thelen E. y Smith L. A. (1995). *Dynamic Systems Approach to the Development of Cognition and Action*. Cambridge, Mass: MIT Press.
32. Thomas, G., Kraemer, W., y Spiering, B. (2007). Maximal power at different percentages of one repetition maximum: influence of resistance and gender. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 2007, 21 (2), 336-342.
33. Van den Tillaar, R. y Ettema, G. (2009). A comparison of successful and unsuccessful attempts in maximal bench-pressing. *Medicine And Science In Sports And Exercise*. 41 (11), 2056-2063.
34. Van den Tillaar, R. y Ettema, G. (2010). The “sticking period” in a maximum bench press. *Journal of Sports Sciences*. 20 (5), 529-535.

La influencia del ancho del agarre en el press de banca sobre la cinemática del ejercicio

Jaimes, M. F¹., Bautista, I. J¹., Chiroso, I. J¹., Chiroso, L. J¹., Martín, I.² y Guisado, R.³

¹ CTS 642 Research Group. Department of Physical Education and Sport. University of Granada (Spain)

² Dept. of Methodology of Behavioural Sciences. University of Granada (Spain)

³ Department of Nursing Science. University School of Healthcare Science. University of Granada (Spain)

Resumen

El propósito de esta investigación fue analizar la influencia del ancho del agarre en el ejercicio de press de banca en el plano horizontal. Para ello veintiún sujetos varones estudiantes de la Facultad del Deporte de la Universidad de Granada, (edad: $22,53 \pm 1,7$ años, masa corporal: $70,67 \pm 5,8$ Kg, estatura: $174,43 \pm 4,4$ cm) aceptaron participar en el estudio voluntariamente. En dos sesiones separadas por una semana de diferencia, acudieron al Laboratorio de Evaluación Funcional de la Facultad del Deporte (Universidad de Granada), inicialmente se tomaron los datos biométricos (Altura, Peso, Composición Corporal, Envergadura), para a continuación hacer un test de cargas incremental de progresivas hasta llegar a su repetición máxima o 1RM. De forma aleatoria se le asignó un agarre de 90° o de 105° para realizar todo el protocolo de evaluación. Los resultados muestran que en relación a la Fuerza Dinámica Máxima (FDM) con el agarre a 105° la fuerza media manifestada fue de 79 ± 12.2 Kg, un 4% mayor que la desarrollada a 90° donde se produjeron 76 ± 12.4 kg, siendo significativa esta diferencia ($p < 0.05$). En relación a la Potencia Máxima (PotMáx) no hubo diferencias significativas, pero sí que se pudo observar una tendencia a lo largo de toda la curva de fuerza-velocidad, manifestándose más potencia en el agarre de 90° . Esto nos lleva a concluir que para entrenar en regímenes de velocidad es mejor trabajar con agarres en torno a los 180° de la distancia biacromial (DB). Mientras que para entrenar la Fuerza Máxima con cargas altas hay que entrenar a 210° .

Palabras Clave: Press de Banca, Sticking Period, Ancho del Agarre, FDM y Potencia Máxima.

Abstract

The purpose of this study was to analyze the influence of grip width on bench press exercise in the horizontal plane. For this twenty-one male subjects 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 separated sessions by one week apart, the participants went to the Functional Assessment Laboratory of the Faculty of Sport (University of Granada), initially it was taken the biometric data (height, weight, body composition, size), then was performed an incremental progressive test till reaching its maximum repetition or 1RM. Randomly was assigned a grip at 90° or 105° for the entire assessment protocol. The results showed that in relation to the Maximum Dynamic Force (FDM) with attachment to 105° the half manifested was 79 ± 12.2 kg, 4% higher than that developed at 90° where there were 76 ± 12.4 kg, with significant this difference ($p < 0.05$). In relation to the power maximum (PotMáx) no significant differences were found, but that a trend could be observed along the entire force-velocity curve, demonstrating more power in the grip of 90° . This leads us to conclude that for training speed regimes is better to work with grips around 180 degrees of the biacromial distance (DB). While for maximum strength it should be train with heavy loads at a grip of 210° .

Keywords: Bench Press, Sticking Period, grip width, FDM and maximum power.

Introducción

La capacidad de producir fuerza es una de las habilidades más determinantes en el deporte. Saltar, cambiar de dirección, lanzar, etc. todas estas acciones se ven afectadas por la habilidad de producir y modular la fuerza. Pero no la fuerza en cualquier vertiente o forma genérica de manifestación. Hay un factor que hace que su entrenamiento sea especial, este factor es el tiempo. La relación fuerza/tiempo está muy condicionada por la magnitud de la carga a vencer, entre otros factores (Baker, 2001; González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Mastro Paolo, 1992). Considerando que el

tiempo para desplazar dicha carga tiende a cero, hace que este tipo de relación se agrupe fundamentalmente dentro de las manifestaciones explosivas de la fuerza. Cuando las acciones musculares se manifiestan a través del movimiento de una carga, la velocidad a la que se desplazada ésta, muestra la potencia que el deportista es capaz de desarrollar (González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010). Son muchos los autores que destacan la importancia de entrenar esta vertiente de la fuerza en el deporte moderno (Prue Cormie, McGuigan, & Newton, 2011; Crewther, Cronin, & Keogh, 2005; Cronin, McNair, & Marshall, 2001). Profundizar en los medios para entrenarla es un objetivo que preocupa a todos.

Dentro de los parámetros para el desarrollo de la potencia y la fuerza dinámica máxima son muchos los factores que influyen, la mayoría de ellos están interrelacionados (por ejemplo, la propia relación fuerza/velocidad, tipo de acción muscular, longitud/tensión muscular, sección transversal del músculo, tipo de fibra,...) (Prue Cormie, McGuigan, et al., 2011). Es bien sabido que para mejorar la potencia es necesario tener altos niveles de fuerza máxima. Comparaciones entre diferentes deportistas han mostrado este hecho, aquellos con valores altos de fuerza máxima tenía mayor capacidad para producir potencia (P. Cormie, McGuigan, & Newton, 2010a; Stone et al., 2003). Otros factores que pueden afectar a la producción de fuerza se denominarían externos o relacionados con las condiciones de entrenamiento (por ejemplo, el tipo de material, instrumental y postura con la que se realizan las pruebas) (Cotterman, Darby, & Skelly, 2005; Harris, Cronin, Taylor, Boris, & Sheppard, 2010). La alteración de estas condiciones afectan tanto al entrenamiento como a las sesiones de evaluación, la clave está en buscar medios concretos que ayuden a aumentar el rendimiento específico en cada una de las manifestaciones de la fuerza.

Centrándonos en el tren superior, el press banca es el ejercicio más utilizado para el desarrollo de la fuerza en acciones de empuje. El ejercicio se realiza de cúbito supino, agarrando la barra situada a la altura del pecho y tratándola de llevar hasta la máxima extensión de los codos (van den Tillaar & Ettema, 2009). De acuerdo con (Lander, Bates, Sawhill, & Hamill, 1985) el press de banca se puede dividir en cuatro fases. La primera corresponde a la "fase de aceleración", transcurre entre el 5 y el 16% del total del tiempo de ejecución. Esta fase es seguida por un periodo donde la fuerza

aplicada es menor que el peso que la barra y discos, esta fase va desde el 16% al 42% y se denomina "sticking region" o "sticking period" nombrado así por (van den Tillaar & Ettema, 2010). Debido a que la fuerza aplicada es menor que el ejercicio por el peso de la barra, esta pierde velocidad, en algunos casos no se supera y es donde se comete el fallo en el levantamiento. Durante la tercera fase va desde el 42 al 84% del tiempo total del gesto concéntrico, nuevamente la fuerza aplicada es mayor a la ejercida por el peso de la barra. En esta fase es donde se termina de aplicar la mayor fuerza, hasta llegar a la cuarta fase que corresponde a la fase de desaceleración y dura el 18% restante. De nuevo la fuerza ejercida cae por debajo del peso de la barra.

El desplazamiento vertical de la barra está condicionado por la técnica de los deportistas. Para poder medir este desplazamiento se utilizan encoders lineales (Harris et al., 2010), que dan información veraz sobre la posición de la barra en el tiempo, pero realmente el resto de variables (aceleración, fuerza, potencia, RFD) son calculados de forma indirecta (Duffey & Challis, 2011). Utilizando herramientas para el análisis cinemático y cinético, se puede estudiar con profundidad qué ocurre en cada una de las fases descritas anteriormente. Son muchos los ajustes musculares, y articulares los que se van produciendo durante la fase de subida de la barra (Jaimes et al 2011). De ahí la necesidad de utilizar un estudio más pormenorizado mediante digitalización y análisis del movimiento.

En lo referente a la mecánica del gesto del press de banca, la colocación de los segmentos es una variable que condiciona la producción de fuerza y la participación muscular a lo largo de las distintas fases del gesto (Lehman, 2005). La distancia entre las manos en el agarre de la barra y su efecto desde el punto de vista de la cinética y de la participación muscular (analizado mediante EMG), ha sido estudiada en diversos momentos (Barnett et al. 1995; Clemonts et al. 1997; Lander et al. 1985; Lehman, 2005; McLaughlin, 1984; Wagner *et al.*, 1992). Según Jaggesar, (2009) 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 Clemonts y 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 el agarre era estrecho y la participación del pectoral se hacía más activa cuando el agarre era más ancho.

A pesar de los estudios realizados hasta la fecha no se ha determinado cuál es el agarre óptimo (condicionado por un brazo de palanca mecánico) en función de las características antropométricas, objetivo de entrenamiento e historial previo de entrenamiento o experiencia de los sujetos. En nuestro estudio queremos hacer una primera aproximación para encontrar la separación óptima entre los agarres e identificar la finalidad del mismo. Para eso se han comparado dos tipos de agarre: uno denominado normal o medio (180% de la DB) y otro “ancho” (210% de la DB). Por lo tanto, el objetivo principal de este estudio ha sido conocer el comportamiento de las variables cinemáticas según el agarre (o longitud del brazo de palanca) en un protocolo progresivo de cargas incrementales hasta llegar a la 1RM. Otro objetivo de la investigación ha sido analizar cómo se ha modificado la velocidad de desplazamiento de la barra en cargas por encima del 70% de 1RM, estudiando en profundidad los posibles factores cinemáticos que desencadena el “sticking period”.

Método

Aproximación al Problema o Variables de Estudio y Diseño

Un diseño de medidas repetidas fue utilizado para determinar el efecto de dos agarres con diferente posición de palancas sobre la cinemática de la fase concéntrica del press de banca en máquina Smith. Para ello veintiún participantes realizan en dos sesiones separadas por una semana un protocolo incremental hasta alcanzar su FDM. El protocolo comenzó desde una carga de 20 kg. Un encoder lineal y un sistema de análisis cinemático mediante filmación se utilizó para analizar posiciones articulares y de las palancas, velocidades de desplazamiento lineal y aceleraciones producidas durante todo el ROM del ejercicio. Esta comparación de medias facilita los datos pertinentes como para poder detectar las alteraciones cinemáticas en ambas condiciones de evaluación.

Sujetos

Veintiún sujetos varones estudiantes de la Facultad del Deporte de la Universidad de Granada, (edad: $22,53 \pm 1,7$ años, masa corporal: $70,67 \pm 5,8$ Kg, estatura: $174,43 \pm 4,4$ cm) aceptaron participar en el estudio voluntariamente. Como criterio de inclusión para este estudio fue necesario poder levantar en press de banca una carga superior a su peso corporal (ver Tabla 1 y 2). Todos declararon no estar tomando ningún fármaco o sustancia donante, y no tener síntomas ni sufrir ninguna lesión en el tren superior. A todos los sujetos se les informó de todo el procedimiento a seguir durante todo el experimento, además de firmar un consentimiento informado. Este estudio fue previamente aprobado por el comité ético de la Universidad de Granada.

Tabla 1. Análisis descriptivo de la muestra, valores, mínimos, Máximos, media y SD.

n= 21	Edad (años)	Talla (cm)	Masa (Kg)	IMC	% Graso
Mínimo	20,9	168	61	20,0	8
Máximo	26,8	185	80	26,0	20
Media	22,5	174,4	70,6	23,2	14,1
Desviación	1,65	4,38	5,75	1,78	3,38

Procedimiento

La evaluación de los sujetos se llevó a cabo en dos sesiones separadas por una semana de diferencia. Estos acudieron al Laboratorio ubicado en la Facultad del Deporte (Universidad de Granada), inicialmente se tomaron los datos biométricos (Altura, Peso, Composición Corporal, Envergadura). Una vez tomadas estas medidas se procedió a ubicar los agarres en la barra del pórtico donde se iba a realizar la investigación. En nuestro caso, utilizamos el ángulo formado por el brazo y el antebrazo para diferenciar los agarres de 90° y de 105° , a partir de la misma posición en la que se midió la envergadura. A diferencia de la referencia utilizada en la literatura, que es la distancia biacromial, y a partir de la cual se calcula un porcentaje tomando ésta como el 100%. Desde el punto de vista práctico es más adecuado colocar al deportista en posición anatómica con los brazos en cruz en el plano frontal, 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.

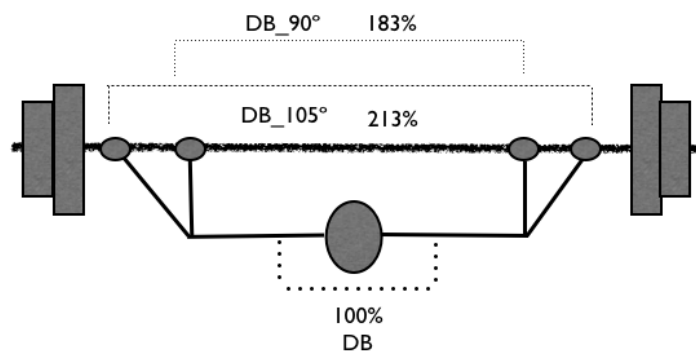


Figura 1. Representación de los Agarres a 90° y 105°, incluyendo la relación con la distancia biacromial (DB) expresados en tantos por ciento

A continuación se realizó un calentamiento estandarizado dividido en tres partes. La primera de ellas correspondió a la realización de 5 minutos de activación y sincronización del sistema vegetativo. La segunda parte consistía en movilidad articular, y en la tercera realizaron 2 series de 10 repeticiones de ejercicios de autocargas, con una última estación donde los sujetos realizaron 10 repeticiones solo con la barra en la máquina Smith (20 kg a velocidad 1:1).

Tabla 2. Análisis descriptivo de parámetros biométricos: % distancia biacromial (DB), Envergadura y Perímetro del Bíceps Contraído.

n= 21	DB_90 (%)	DB_105 (%)	Envergadura (cm)	C_Pecho (cm)	C_Bíceps (cm)
Mínimo	135	175	157	92	31,5
Máximo	215	266	185	113	39
Media	182,84	212,9	171,7	98,39	34,8
Desviación	19,3	21,3	7,67	4,8	2,3

Posteriormente al calentamiento y tras hidratación, se comenzó el test incremental de cargas en máquina Smith con banco plano hasta alcanzar la 1-RM. El protocolo comenzaba con una carga de 20 Kg, incrementándose de 10 en 10 Kg (desde el inicio del protocolo hasta alcanzar velocidades de la barra de 0,5 m/s), y la carga aumentó de 5 en 5 Kg (hasta llegar al fallo). Para evitar los efectos de la fatiga neural, se dejaron descansos que comprendían desde los 5 minutos (para velocidades de la barra superiores a 0,5 m/s), y periodos de descanso de 3 minutos (para velocidades de la barra inferiores a 0,5 m/s). El control de la velocidad de desplazamiento de la barra se realizó mediante la utilización de un encoder lineal.

Para el protocolo incremental en máquina Smith se siguió la técnica descrita por Escamilla, Lander, y Garhann (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 (punto de salida a 2 cm de la apófisis xifoides, tocando la piel), para evitar la acción de rebote al invertir la dirección del movimiento. Tras una señal acústica con tiempo aleatorizado, para evitar acciones de contra movimiento, el sujeto desplazaba la barra a la máxima velocidad.

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. Se le exigió que manifestaran la máxima fuerza a la mayor velocidad posible en cada intento.

Los parámetros cinemáticos se registraron mediante el sistema de captura automática Quintic Biomechanic v.14. El espacio experimental fue un área de 5 m de largo y 5m de ancho. La calibración estática y dinámica reflejó un error menor a ± 2 cm y una reproductividad estática del 4 %. Se colocaron 7 marcadores hipodérmicos (seis en el tren superior – eje de la muñeca (estilión), eje del codo (radial), eje biacromial (acromión) en su lado derecho e izquierdo, y uno en la barra) de un diámetro de 14 mm. Fueron colocados siguiendo las recomendaciones del modelo biomecánico SC7 según (De Leva, 1996). En la barra se colocó un marcador en el centro de masa. Los datos se

filtraron utilizando funciones Quintic Biomechanic v.14 con el método de Butterworth bidireccional, el cual reduce el ruido de las señales, obteniendo una tendencia verdadera de cualquier serie de datos para el movimiento humano.

Instrumental

Se utilizó un encoder lineal (T-Force System, Egotech, Murcia, Spain) para la evaluación de la cinética del gesto. El sistema consta de una parte electromecánica (hardware: sensor e interface) y un software, con el cable fijado a la barra, este se movía 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, potencia) producida durante la fase concéntrica de cada repetición.

Para el análisis cinemático se utilizó una cámara de alta velocidad (Sony Exilim HD, 400 Hz). Para el correcto visionado de las imágenes y posterior análisis biomecánico se colocaron marcadores epidérmicos en la piel de los sujetos. El software utilizado para el análisis biomecánico fue el Quintic Biomechanic v.14 (Quintic, Coventry, UK).

El pódico 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.

Análisis Estadístico

Para el análisis de los datos se ha realizado, en primer lugar, una descripción estadística mediante el uso de medias y desviaciones estándar. Para conocer el efecto producido por los dos tipos de agarre se ha realizado una prueba t para medias relacionadas tras examinar el supuesto de normalidad con el test de Kolmogorov-Smirnov y la homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene. Correlaciones. ANOVA de medidas repetidas.

To assess differences in muscle activity during the bench press movement, we used one-way repeated measures analysis of variance (ANOVA). When the sphericity

assumption was violated, the Huyn-Feldt adjustment for P-values is reported. Paired t-tests for repeated measures were conducted to identify differences in muscle activity between the left and the right side. Statistical significance was set at $P_{0.05}$.

Resultados

Fuerza Dinámica Máxima y Potencia Máxima

En la Tabla 3 se pueden ver los resultados relacionados con la Fuerza Dinámica Máxima (FDM) y la Potencia Máxima (PotMáx). Con el agarre a 105° la fuerza media manifestada fue de 79 ± 12.2 Kg, un 4% mayor que la desarrollada a 90° donde se produjeron 76 ± 12.4 kg, siendo significativa esta diferencia ($p < 0.05$) (ver Figura 2). En relación a la PotMáx no hubo diferencias significativas en ninguna de las cargas, aunque si se aprecia que en el agarre de 90° las potencias son mayores. Concretamente las cargas previas a los 60 kg, se aprecia que la media de la Potencia desarrollada fue superior en el agarre de 90° que en el de 105° ($p > 0.99$). A partir de este momento de la curva de fuerza-velocidad es en el agarre de 105° donde se desarrolla más potencia. La media de todas las potencias desarrolladas en cada carga fue significativamente superior $p > 0.05$ en 90° con respecto a las medias en 105° (ver Figura diagrama de cajas).

En el apartado de correlaciones, sí que se ha podido observar que existe relación entre la FDM y la circunferencia del bíceps contraído ($r = 0,60$; $p < 0.05$). También lo hace con la envergadura, en este caso la relación era de $r = 0,66$; $p < 0.05$.

Tabla 3. Análisis descriptivo de la FDM y la PotMáx en 90° y 105° . Existen diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) entre la FDM de los dos agarres.

n= 21	RM-105 (Kg)	RM-90 (Kg)	POT _{max} -105 (w)	POT _{max} -90 (w)
Mínimo	60	60	424	431
Máximo	110	100	544	649
Media	79	76	484,7	513,4
Desviación	12,2	12,4	38,58	51,8

Con el agarre de 105° el 65% de la muestra superó los 80 Kg para alcanzar su FDM, mientras que con el de 90° lo superaron el 45% de los sujetos. Esta misma tendencia se produce en la siguiente carga de la curva, en este caso con 85 kg.

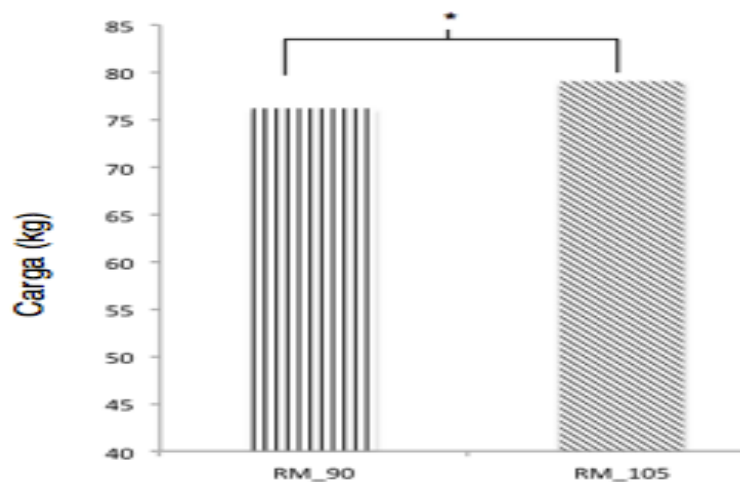


Figura 2. Media de la FDM expresada como 1RM en ambos agarres. Existen diferencias significativas ($p < 0.05$) entre las dos situaciones, desplazando mayor carga con 105°.

Análisis Temporal del Gesto

En la Figura 3 se muestra el porcentaje de tiempo medio empleado en cada fase del gesto cuando alcanzaban su FDM o 1RM tanto para la situación del 90° como la de 105°. No existen diferencias significativas entre los agarres, pero se observa como existían modificaciones en la dinámica temporal de cada fase. Para este análisis se han seguido las mismas fases establecidas por (Lander et al., 1985).

En el apartado de correlaciones, sí que se ha podido observar que entre XX y XX existía una relación $r = 0.888$ a 105°, mientras que a 90° la relación era de $r = 0,999$; $p < 0.05$.

Sticking Period

En la Figura 3 se muestra el comportamiento de la velocidad en ambas situaciones. El porcentaje de tiempo de esta fase fue de $21 \pm 13,9\%$ y de $23,3 \pm 12,9\%$ para los agarres de 90° y 105°, respectivamente. No existen diferencias significativas entre las medias de los tiempos de inicio 470 ms ($p > 0.55$) y final de la fase 456 ms (p

> 0.72). Aunque sí que existen correlaciones entre las variables Envergadura y Tiempo de Inicio del Sticking Period con una $r = 0.48$; $p < 0.029$ para el agarre de 90° y una $r = 0.53$; $p < 0.015$ para el de 105° .

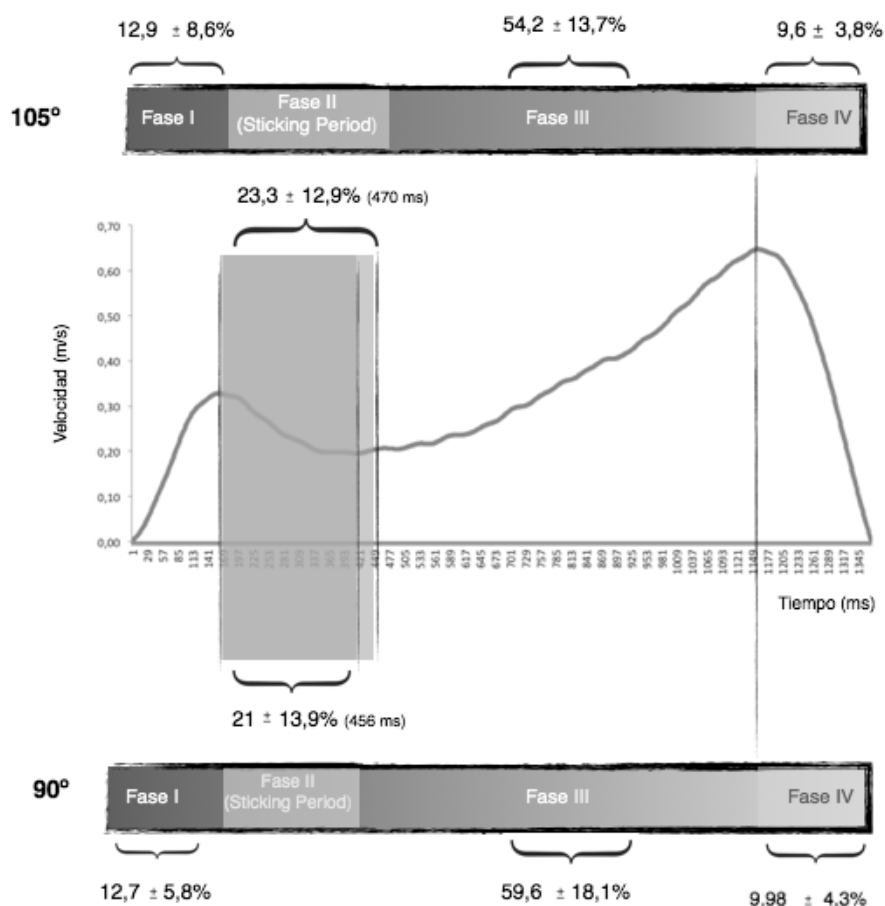


Figura 3. Representación temporal de la curva de velocidad en Press de Banca (1RM), en las situaciones de estudio 90° y 105° . En la Fase II se destaca la zona donde tiene lugar el Sticking Period.

En las Figuras 4 y 5 se representan el comportamiento de la velocidad a lo largo del movimiento. En la curva con agarre de 105° se ha incluido un momento más debido a que el porcentaje de sujetos que este agarre permitió desplazar más carga. También muestra que en un 87% de las repeticiones el tiempo total de ejecución fue mayor en esta situación de mayor amplitud de agarre.

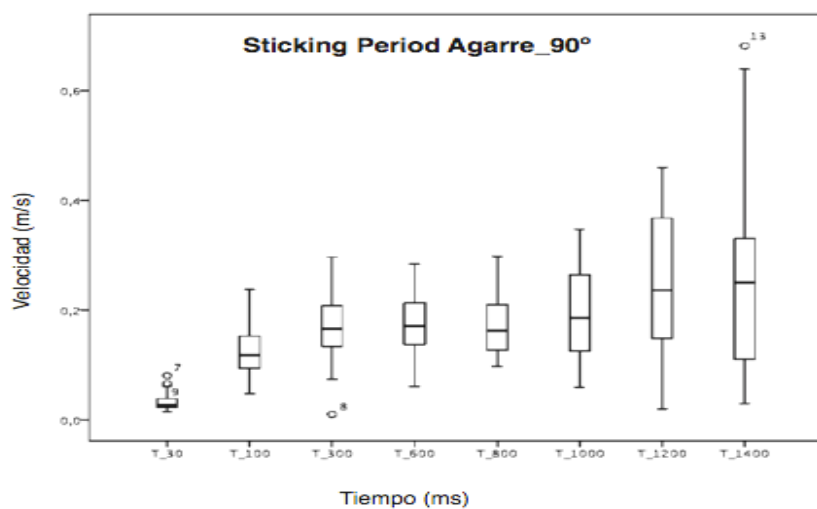


Figura 4. Curva de Velocidad para el 1RM con agarre a 90° mostrando la tendencia de la muestra en ocho instantes representativos del gesto.

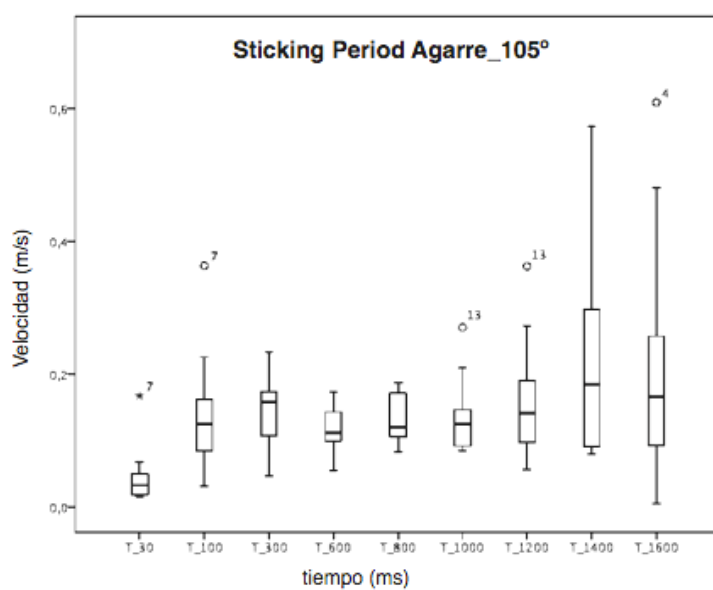


Figura 5. Curva de Velocidad para el 1RM con agarre a 90° mostrando la tendencia de la muestra en ocho instantes representativos del gesto.

Discusión

El principal propósito de esta investigación fue analizar el efecto de la modificación del agarre en press de banca horizontal en máquina Smith en la fase concéntrica. Las variables estudiadas muestran cómo se ha producido una modificación

en la capacidad de producción de fuerza. El resultado más sorprendente ha sido el efecto sobre la FDM, alcanzándose, en el agarre de 105°, desplazar más carga significativamente ($p < 0.05$) con respecto al de 90°. Esto puede ser debido, por un lado, al aumento de la palanca mecánica que se incrementa 15° en cada lado, y por otro lado al cambio de la actividad mioeléctrica que se produce al modificar los ángulos y posiciones de los segmentos (Clemons & Aaron, 1997; Lehman, 2005; McLaughlin, 1985; Wagner, Evans, Weir, Housh, & Johnson, 1992). Desde el punto de vista mecánico el aumento del brazo de palanca (3ª Ley de Newton) hace que aquellos sujetos que tienen la capacidad muscular para generar la tensión adecuada puedan desplazar más carga (Acero, 2002; Enoka, 2008). En nuestro estudio un 58,2% de la muestra desarrolló su 1RM a 105°. Desde el punto de vista de la activación muscular, sí que se puede inferir que este resultado ha sido debido a la mayor participación de los músculos principales (tríceps braquial, pectoral y deltoides anterior) tal y como mostraron (Clemons & Aaron, 1997) en su investigación, donde los participantes mostraban mayor actividad mioeléctrica en los agarres con mayor amplitud (190% de la DB). Estos mismos hallazgos fueron encontrados en el estudio de (Barnett, Kippers, & Turner, 1995) que también estudiaron el efecto de la amplitud o anchura del agarre (100% vs 200% de la DB) sobre la actividad mioeléctrica de los músculos principales en press de banca.

Destacar que en nuestro estudio sí que se buscó alcanzar la FDM en ambas condiciones. En los estudios de (Barnett et al., 1995; Clemons & Aaron, 1997; Lehman, 2005) utilizaron una misma carga para todos los agarres, y no la máxima alcanzada en cada uno de ellos. Por esta razón se han utilizado los datos relacionados con la máxima carga desplazada, y es solo en la investigación de Wagner et al., (1992) donde tenían como objetivo conocer en qué agarre se conseguía desplazar mayor carga. Hay que señalar que nuestros datos coinciden con sus resultados, en su estudio comparaban seis tipos de agarre, y fue en los agarres al 200% y 235% de la DB en los que se desarrolló más fuerza. Barnett et al., (1995) obtuvieron mayores RM en los agarres al 200% de la DB frente a los alcanzados al 100% en la DB, en las cuatro situaciones en las que además modificaron la posición del banco (posición horizontal, inclinado, declinado y

vertical para ejecutar el press militar). Este mismo efecto provocado por la distancia del agarre se observó en el trabajo de (Clemons & Aaron, 1997), pero en su caso en el porcentaje de fuerza isométrica máxima voluntaria desarrollada al 190% de la DB, que fue el agarre más ancho en su estudio.

En relación entre la FDM y la PotMáx los resultados coinciden con los obtenidos por Cormie, McGuigan, & Newton, (2010b), existiendo una correlación de $r = 0.66$; $p < 0.001$ entre la carga desplaza en la RM y el porcentaje de carga donde se manifiesta la mejor relación entre la carga y la velocidad. En términos de potencia en cada una de la cargas de la curva fuerza-velocidad, no ha habido diferencias significativas entre los dos agarres (ver Tabla 3). Subrayar que en cargas inferiores a la PotMáx media ($50 \pm 5,8$ kg) de la muestra, la potencia desarrollada fue mayor en el agarre de 90° . Y fue en las cargas a partir de los 60 kg donde la potencia era mayor en el agarre de 105° . Estos datos, aun no existiendo diferencias significativas, si que nos llevan a pensar que sería más adecuado trabajar inicialmente la potencia con agarre más estrecho. Además, desde una perspectiva preventiva la articulación gleno-humeral está más protegida en esta situación (Green & Comfort, 2007).

Un aspecto importante a analizar ha sido el efecto de la posición de las palancas sobre la cinética de la barra desplazada, y concretamente en este estudio se ha explorado el tiempo empleado en cada una de las fases del gesto. Como se ha señalado anteriormente se han utilizado los mismos periodos establecidos por Lander et al., (1985). En la Figura 3 se muestran los porcentajes para cada una de las fases tanto en 90° , como en 105° . La duración de cada fase es diferente a lo marcado por estos autores. En nuestro estudio los sujetos emplean un 3% menos en las dos primeras fases, y es en la tercera y cuarta fase donde existen diferencias del 10%. Tampoco coinciden con los resultados obtenidos por Elliott, Wilson, & Kerr, (1989), sobre todo porque estos autores señalaban que sus tres primeras fases duraban 80% del tiempo, frente al 90,3% empleado en nuestro estudio. Tampoco coincide con los resultados obtenidos por Sanchez-Medina, Perez, & Gonzalez-Badillo, (2009), los resultados obtenidos por estos autores indican que la fase propulsiva (fase I, II y III en nuestro estudio) dura el 100% de la fase concéntrica. Este dato es a nuestro parecer incorrecto pues hasta que se

consigue la máxima velocidad la barra se encuentra en fase propulsiva, es a partir de alcanzar esta cuando empieza la fase de desaceleración (fase IV).

Dentro de este análisis temporal la fase II, correspondiente al “Sticking Period”, se observa que no existen diferencias significativas entre las dos situaciones, $23,3 \pm 12,9\%$ frente a $21 \pm 13,9\%$ del tiempo total para 105° y 90° , respectivamente (ver Figura 3). Esta fase donde se produce una pérdida de velocidad motivada por una ineficacia mecánica transitoria debido a la posición de los músculos principales (Elliott et al., 1989; Madsen & McLaughlin, 1984; van den Tillaar & Ettema, 2010). Por un lado Elliott et al., (1989), y más tarde van den Tillaar & Ettema, (2010) indican además que durante esta fase existen una serie de movimientos del hombro y de los codos, en nuestro estudio también se han detectado, por correcciones que se producían en estos primeros instantes del gesto.

En las Figura 4 y 5 se puede observar el comportamiento de la muestra en ocho instantes de la curva de velocidad. Un aspecto que requiere investigar con más profundidad es el tiempo crítico para esta fase. Es decir, algunos sujetos emplean hasta 600 ms en esta fase. La pérdida de potenciación que ocurre durante el Sticking Period puede ser debido, no solamente a la mecánica, sino que factores neurales. Y es que la prolongación de esta fase, puede provocar un retraso en la respuesta neuromuscular, o una inhibición por una mala organización en la emisión del estímulo nervioso. El problema es que mediante el análisis de la participación muscular en repeticiones máximas se han detectado interferencias en la señal electromiográfica por la cercanía de los paquetes musculares. Es por tanto, necesario seguir profundizando en el estudio de esta fase tan determinante del gesto de press de banca.

Conclusiones

Como conclusión principal hay que decir que es necesario medir con exactitud la distancia entre los agarres de la barra, puesto que de este factor va a depender la fiabilidad y validez de los resultados emitidos en un estudio. No se estima suficiente en un estudio científico afirmar que la “separación de las manos esta - ligeramente -

superior a la anchura de los hombros”. Consideramos que esta forma de medir y describir un agarre es poco precisa.

Los sujetos con mayor fuerza máxima dinámica mostraron los tiempos de la fase aceleración más prolongados, lo que permite inferir que es necesario entrenar la fuerza máxima para ganar potencia siempre y cuando se entrena a máxima velocidad.

Aplicaciones Prácticas

La aplicación práctica más importante que se extrae de este estudio es el procedimiento para ubicar las manos en la barra, y recordar a entrenadores e investigadores la necesidad de evaluar a lo largo de una temporada bajo las mismas condiciones de agarre. Como se ha podido comprobar en nuestro estudio, una modificación en la posición de las palancas altera totalmente la producción de fuerza de los deportistas.

Aquellos deportistas que quieran mejorar la fuerza máxima absoluta deben trabajar con agarres en torno a 200% de la DB. Una vez alcanzados altos niveles de fuerza máxima se puede entrenar con agarres más estrechos de puede trabajar la potencia.

Referencias

- Acero, J. (2002). Bases biomecánicas para la actividad física y deportiva.
- Baker, D. (2001). Comparison of Upper-Body Strength and Power Between Professional and College-Aged Rugby League Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15, 30-35.
- 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.
- 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. doi:10.1519/1533-4287(1997)011<0082:EOGWOT>2.3.CO;2
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2010a). Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(8), 1566.
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2010b). 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 1--biological basis of maximal power production. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(1), 17-38.
- 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.
- Crewther, B. T., Cronin, J., & Keogh, J. W. L. (2005). Possible Stimuli for Strength and Power Adaptation: Acute Mechanical Responses. *Sports Medicine*, 35(11), 967-989.
- Cronin, J., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2001). Developing explosive power: A comparison of technique and training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 4(1), 59-70.
- De Leva. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- 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.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human Kinetics Publishers.

- 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(05), 347-352.
- Green, C. M., & Comfort, P. (2007). The Affect of Grip Width on Bench Press Performance and Risk of Injury. *Strength & Conditioning Journal*, 29(5).
- 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.
- 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.
- Mastropaolo, J. A. (1992). A test of the maximum-power stimulus theory for strength. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65, 415-420.
- McLaughlin, TM. (1985). Grip spacing and arm position. *Powerlifting USA*, 8(6), 24.
- 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.
- Stone, M. H., O Bryant, H. S., McCoy, L., Coglianesi, R., Lehmkuhl, M., & Schilling, B. (2003). Power and maximum strength relationships during performance of dynamic and static weighted jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(1), 140–147.
- 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.
- van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2010). The «sticking period» in a maximum bench press. *Journal of Sports Sciences*, 28(5), 529-535.
- 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.

Ecuación de regresión lineal múltiple para predecir 1RM aplicando valores biométricos

Jaimes, M. F. Chiroso, I. J. Chiroso, L.J. y Bautista, I. J. Martín, I.* Guisado, R. **

¹Departamento de Educación Física. Universidad de Granada.

Resumen

La literatura especializada reconoce que la utilización de un procedimiento que requiera una carga menor de 1RM para estimar la fuerza máxima de los sujetos tiene, indudablemente, un gran atractivo. Así, los tests de RM son el ejercicio más comúnmente utilizado con la población general para la evaluación de 1RM. Con la intención de comprobar estos planteamientos entre la población de estudiantes de la Facultad de Ciencias de La Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Granada, 47 sujetos activos fueron evaluados en su 1RM durante dos tomas previamente estandarizadas. Los resultados obtenidos en este estudio demuestran que los valores biométricos son un importante indicador de cómo un sujeto, a través de un modelo de regresión lineal múltiple puede predecir 1RM en press banco.

Introducción

El press de banca es uno de los ejercicios más populares en un programa de entrenamiento de fuerza y es utilizado tanto por sujetos experimentados como por principiantes. El ejercicio requiere la flexión controlada de los brazos desde la extensión en posición sagital en un banco horizontal, seguida de una extensión de los miembros superiores elevando de nuevo el peso desde la línea del pecho (Algra, 1982). Cuando se

realizan valoraciones de la fuerza máxima (1RM), el press de banca es uno de los ejercicios fundamentales a utilizar para la valoración de 1RM (Arthur, 1982).

Sin embargo, para levantar una carga correspondiente a 1RM, se requiere de una buena concentración del sujeto y una considerable preparación mental, el intentar levantar este peso puede ser contraproducente para un sujeto que no tenga una buena técnica en el levantamiento del press banco y le puede producir inseguridad. Según Mayhew, Ball, Arnold, Bowen, (1992), no existen evidencias de que se produzcan lesiones en estas pruebas, el riesgo radica en el aumento de cargas muy pesadas.

Con el fin de desarrollar y aplicar programas eficaces de entrenamiento, es importante determinar la máxima cantidad de peso que puede levantar a un sujeto, también conocida como 1RM Baechle, TR, Earle, RW, y Wathen, D. (2000). Los modelos de predicción se utilizan a menudo para determinar 1RM en deportistas principiantes, ya que este procedimiento puede ser más fácil y seguro, que la realización de 1RM. Baechle, TR, Earle, RW, & Wathen, D. (2000). Por lo general, el ejercicio más utilizado para desarrollar modelos de predicción en el tren superior es el press banco.

Existen dos tipos de test de predicción para valorar 1RM en press de banca. En primero los sujetos realizan las máximas repeticiones posibles con un peso que es un porcentaje de su 1RM estimada (test de carga relativa). En el otro caso, todos los sujetos son evaluados con la misma carga (test de carga absoluta). El test más común de carga absoluta implica realizar el máximo número de repeticiones posibles con una carga de 225 libras, este test es comun en la Liga Nacional de Fútbol Americano (NFL), ha sido denominado como el Test NFL-225 (Mayhew, Ware, Bemben, Wilt, Ward, Farris, Juraszek, Slovak, 1999). Esta prueba también es utilizada con otros deportistas de nivel universitario.

Durante la última década se han publicado infinidad de artículos científicos en relación a las ecuaciones de predicción para la estimación de 1RM en press de banca, muchos de ellos estudiados por LeSuer et al. (1997), en ellos se puede observar que fueron evaluadas siete ecuaciones de predicción, realizando una validación transversal, con una muestra de 67 estudiantes universitarios de los cuales conformaban la muestra

27 mujeres. Las ecuaciones analizadas fueron las de Bryzcki (1993), Epley (1985), Lander (1985), Lombardi (1989), Mayhew et al. (1992), O'Conner et al., (1989) y Wathen (1994), observar la tabla1.

Autor	Ecuación de predicción de 1RM
Epley (1985)	$1\text{-RM} = (1 + ,0333 \cdot \text{reps}) \cdot \text{rep wt}$
Lander (1985)	$1\text{-RM} = 100 \cdot \text{rep wt} / (101,3 - 2,67123 \cdot \text{reps})$
O'Conner et al. (1989)	$1\text{-RM} = \text{rep wt} (1 + ,025 \cdot \text{reps})$
Lombardi (1989)	$1\text{-RM} = \text{rep wt} \cdot (\text{reps})^{**}.1$
Mayhew et al. (1992)	$1\text{-RM} = 100 \cdot \text{rep wt} / (52,2+41,9 \cdot \exp (-,055 \cdot \text{reps}))$
Bryzcki (1993)	$1\text{-RM} = 100 \cdot \text{rep wt} / (102,78 - 2,78 \cdot \text{reps})$
Wathen (1994)	$1\text{-RM} = 100 \cdot \text{rep wt} / (48,8+53,8 \cdot \exp (-,075 \cdot \text{reps}))$

Tabla 1. Ecuaciones de estimación de 1RM analizadas por LeSuer et al. (1997)

Knutzen, Brilla, Caine, (1999) concluyeron en su estudio, que la ecuación de Wathen (1994) obtuvo los mejores resultados a la hora de calcular la fuerza máxima tren superior incluido el press de banca en personas mayores. Por su parte, Tous (1999), cita otro estudio que también analizó la precisión de las mismas fórmulas para predecir la 1RM. Se trata del trabajo de Wood et al. (1999), realizado con 49 adultos (53,5+3,3 años) sanos sedentarios empleando máquinas Hammer (resistencia fija).

Según Tous, este autor encontró que las fórmulas de Brzycki y Lander provocaban un error inaceptable, superior al 75% en la prensa de piernas y en la extensión de tríceps cuando las repeticiones hasta la fatiga superaban las 30. Por el contrario, las fórmulas de Epley y Wathen produjeron un error menor, entre un 13 y un 22%, en todo el rango de repeticiones hasta la fatiga. Finalmente, se llegó a conclusiones parecidas a las de los estudios de Mayhew et al. (1995); cuando las repeticiones hasta la fatiga eran menores de 10, las fórmulas produjeron un error

similar, pero las de Epley y Wathen proporcionaron el menor error en todos los ejercicios y en todo el rango de repeticiones hasta la fatiga.

Las ecuaciones de Mayhew et al. (1992) y Wathen (1994) daban mejores predicciones de la fuerza en press de banca de los hombres que todas las demás. Estos datos también se asemejan con el estudio realizado por Prinster et al. (1993), donde la fórmula de Mayhew et al. (1992) fue la más acertada para la predicción de 1RM en estudiantes universitarios. Brzycki (1993) y Ware et al. (1995) señalaron que para obtener la mejor estimación de 1-RM lo ideal era realizar menos de 10 repeticiones para alcanzar la fatiga.

Arnold et al. (1995) y Ware et al. (1995) consideraron que las ecuaciones de predicción eran más fiables para el press de banca que para la sentadilla en el cálculo de 1RM. Arnold et al. (1995), afirman, que las cargas desplazadas en torno al 85% de 1RM eran más confiables para predecir la fuerza máxima que las menores (65% 1RM). Mayhew et al. (1993) y Wathen (1994) establecieron una relación entre 1RM y el número de repeticiones hasta el fallo. La mayor caída en el porcentaje de 1RM se producía entre 1 y 2 repeticiones. (Chapman et al., 1998). En base a este criterio, se han desarrollado diversas estimaciones para predecir 1RM, estos análisis se han desarrollado aplicando ecuaciones de predicción y de esta forma son empleadas para la prescripción en el entrenamiento de la fuerza.

Estudios realizados por Horvat, et al. (2003), aplican variables antropométricas como edad, peso, talla, porcentaje de grasa corporal, porcentaje muscular, y repeticiones hasta la fatiga con pesos submaximos, Cummings, et al. (1998), comparo tres modelos de predicción para 1RM en press banco, aplicando variables antropométricas como talla, masa, y la longitud del brazo, circunferencia de la parte superior del brazo, la amplitud biacromial y el pliegue cutáneo del tríceps

Las investigaciones antes mencionadas han empleado el análisis de regresión múltiple para desarrollar sus modelos de predicción en 1RM. Horvat, et al (2003), empleó una regresión lineal múltiple para desarrollar un análisis de la RM. Cummings, et al.(1998), empleó un análisis de regresión stepwise (forward) para desarrollar 1RM en press de banca. Del mismo modo, Morales, et al (1996), empleó un modelo de

regresión múltiple por pasos. Simpson, et al. (1997), aplico un procedimiento por etapas de regresión lineal múltiple para determinar la mayoría de estadística en variables significativas predictoras en la comparación de 1RM.

Se han realizado investigaciones de modelos para press banco, la gran mayoría de ellas aplicando cargas desde un 20% hasta su RM, el desarrollar un modelo de predicción que permita a los entrenadores, entrenadores personales y profesionales del fitness, que desean diseñar programas de entrenamiento de fuerza para mejorar el rendimiento deportivo.

Método

Cuarenta y siete sujetos voluntarios pertenecientes a la Facultad de Ciencias de la Educación Física y Deporte de la Universidad de Granada, desarrollaron un máximo esfuerzo durante el ejercicio dinámico de press banca (Edad 22,55 (5) años; Altura; 176,3 (4,1) cm; peso corporal: 72.4 (5,2) Kg; % de grasa 14,1(3,1), % muscular 60,6 (5,3), todos los sujetos fueron instruidos previamente para que no realizaran ejercicio 24 horas previas a la prueba, las pruebas se llevaron a cabo después de leer y firmar el consentimiento informado. En la tabla 2 se observan los valores biométricos.

TABLA 2. Comparación de Variables Biométricas

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
edad	20,5	27,4	22,55	1,81
Talla (cm)	164	195	176,39	5,53
Masa (kg)	58,4	87,5	72,47	6,52
IMC (%)	13,3	26,1	23,05	2,25
Envergadura (cm)	157	189	175,37	7,42
DBL (cm)	38	48,3	43,03	2,43
Pecho (cm)	83	113	97,18	4,88
%Graso	6,6	20,9	14,11	3,45
%Muscular	13,2	72,9	60,88	8,48
Muñeca (cm)	15	27	17,09	1,70
Brazo contraído (cm)	25,2	42	34,25	2,90
DistAgarre	61	101	84,46	8,02

*1RM = repetición máxima.

Procedimientos

Todas las mediciones se llevaron a cabo durante dos sesiones separadas cada una por 8 días. Los test se realizaron en la sala aeróbica de la facultad de Facultad de Ciencias de la Educación Física y Deporte de la Universidad de Granada. Para evitar los efectos de la fatiga, se dejaron descansos entre cada una de las series realizadas. Estos descansos comprendían desde periodos de 3 minutos, para velocidades de la barra superiores a 0,5 m/s, y descansos de 5 minutos para velocidades inferiores a 0,5 m/s.

Para el protocolo incremental en press banco en pórtico, se siguió la técnica descrita por Escamilla, Lander, y Garhammer (2000). A los sujetos se les indicó que realizaran la fase concéntrica con la mayor velocidad posible y se controlaba el descenso durante la fase excéntrica, descendiendo la barra hasta rozar el pecho con el fin de evitar la acción de rebote al invertir la dirección del movimiento. Tras una señal acústica con tiempo aleatorizado, para evitar acciones de contra movimiento, el sujeto desplazaba la barra a la máxima velocidad.

Para el análisis antropométrico se tomaron las medidas de los pliegues cutáneos (bíceps, tríceps, pectoral), circunferencias (pecho, brazo relajado, brazo contraído, muñeca), diámetros (biacromial, bicondilo del humero, biestiloideo) y porcentajes grasa y muscular. Según el protocolo expuesto por la Sociedad Internacional del Desarrollo Antropométrico (ISAK, 2006). También se hizo un análisis fotogramétrico tomando los datos de una posición estandarizada, para el posterior análisis de la envergadura y dimensiones corporales.

Siete marcadores fueron colocados en él, acromio, radial y estilión, tanto en segmento izquierdo como derecho. Otro marcador fue colocado en el centro de la barra, para poder medir su desplazamiento. La dimensión de los marcadores epidérmicos era de 3 mm de diámetro.

Análisis Estadístico

Todos los datos fueron analizados mediante el paquete estadístico (SPSS) versión 17 (IBM Company, Chicago, IL). Se procedió inicialmente al análisis de la distribución de cada variable para ver si cumplía los criterios de normalidad. Los

análisis descriptivos de los resultados obtenidos en este estudio fueron realizados con media y desviación típica. Las diferencias en la medición y la estimación de la RM se determinaron usando el modelo de regresión lineal múltiple aplicando las variables biométricas como predictoras y la RM como variable dependiente, una prueba de normalidad para aplicar una inferencia, una ANOVA y un Stepwise (backward), eliminando una a una las variables regresoras que menos aportaban hasta llegar a la ecuación más acertada para la predicción de la RM.

Tabla 3 Características biométricas de los sujetos evaluados

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
grupo	94	1	2	1,43	,497
agarre	94	90	105	97,50	7,540
edad	94	21	27	22,54	1,789
talla	94	164	195	176,40	5,466
masa	94	58,4	87,5	72,638	6,5460
IMC	94	13,3	26,1	23,102	2,2582
RM	94	30	110	67,98	14,262
Envergadura	94	157	189	175,40	7,340
DBL	94	38,0	48,3	43,055	2,4083
Biecondiliano	94	5,7	7,4	6,630	,3896
Biestiloide	94	5	6	5,72	,320
Pecho	94	83	113	97,18	4,830
Brazo_relajado	94	22,0	37,0	29,506	2,6170
Brazo_contraido	94	25	42	34,18	2,911
Muñeca	94	15	27	17,10	1,684
Bic	94	2,0	15,3	4,330	1,8880
Tr	94	3,7	19,3	7,926	3,0069
Pc	94	4,0	20,7	8,106	3,4157
%Graso	94	6,6	20,9	14,213	3,4871
%Muscular	94	13,2	72,9	60,974	8,4126
DSegmentos1	94	,14	,19	,1657	,01324
DSegmentos2	94	,21	,28	,2394	,01585
DSegmentos3	94	,3	,3	,308	,0182
DSegmentos4	94	,28	,38	,3260	,02371
DSegmentos5	94	,3	,4	,307	,0179
DSegmentos6	94	,19	,28	,2400	,01855
DSegmentos7	94	,15	,20	,1753	,01309
DistAgarre	94	61	101	84,36	7,957
N válido (según lista)	94				

Resultados y discusión

Los resultados obtenidos mostraron, como, los valores observados mantienen una normalidad en la pendiente de predicción tanto en el agarre a 90° como en 105°, permitiendo observar que los sujetos de la muestra homogénea tiene un plus por arriba de los sujetos no que no levantan su propio peso corporal, deduciendo de esta forma que la ecuación es confiable para ser aplicada a poblaciones con estos valores biométricos en la predicción de su RM en press banco. Ver figura1.

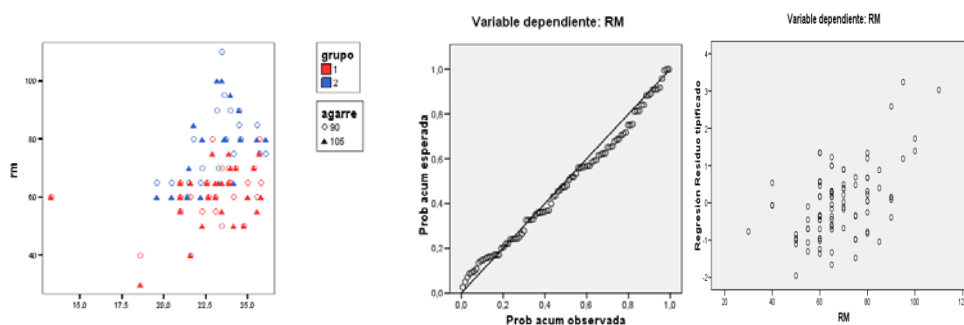


Figura 1 Relación entre los valores biométricos, agarre respecto a la RM en press banco.

Los resultados en este sentido se asemejan a lo estudiado por Horvat, et al. (2003), deduciendo que las variables antropométricas llegan a ser eficaces a la hora de predecir 1RM en press banco. Estos resultados son importantes en la ejecución de 1RM en press banco, ya que es vital importancia que los sujetos evaluados que carecen de una formación deportiva en fuerza lleguen a tener una lesión a causa de cargas altas.

Por lo tanto, y en función de estos resultados, tendríamos que señalar que en nuestra muestra arroja dos ecuaciones importantes para la evaluación de sujetos entrenados y no entrenados en virtud de sus valores biométricos y de sus agarres.

Sin embargo, estas ecuaciones de predicción han sido ideadas para predecir el valor de fuerza máxima en agarres a 90° y 105° respectivamente, para ello realizamos un análisis individual de esta capacidad de predicción, en donde obtuvimos los dos diagramas de dispersión, con los valores reales de 1RM, en la figura 2 aparecen los valores de estimación de la ecuación lineal de para agarre de 90°.

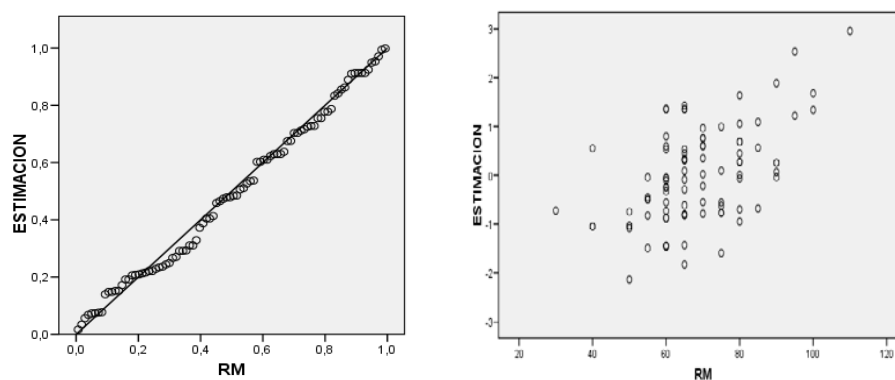


Figura 2 Valores de 1RM estimada en relación a los parámetros biométricos en 90°

Estos valores arrojan la siguiente ecuación teniendo como variable dependiente la RM y variables predictivas lo parámetros biométricos:

$$RM_{90^\circ} = (Ed + Pc + Mc + Bc) * (0.45gr)$$

Dónde:

RM es la variable independiente, Ed (edad), Pc (circunferencia del pecho), Mc (circunferencia de muñeca), Bc (brazo contraído), (0.45) gramos.

En la figura 3 aparecen los valores de estimación de la ecuación lineal de para agarre 105°

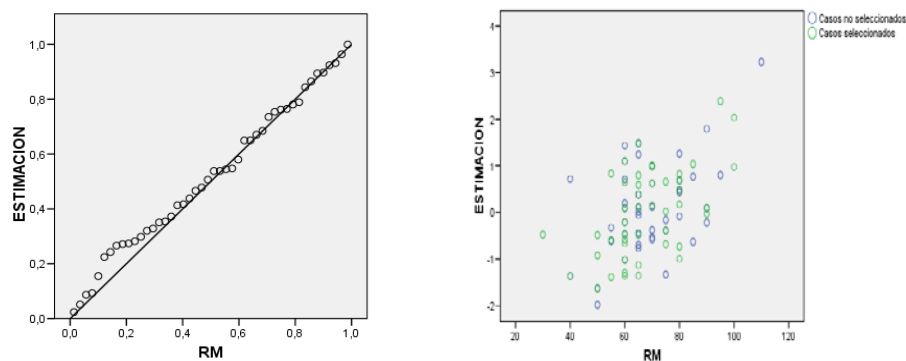


Figura 3 Valores de 1RM estimada en relación a los parámetros biométricos en 90°

Estos valores arrojan la siguiente ecuación teniendo como variable dependiente la RM y variables predictivas lo parámetros biométricos:

$$RM_{105^\circ} = (Ed + \%m + Mc + Bc + Ev) * (0.45gr)$$

Dónde:

RM es la variable independiente, Ed (edad), $\% muscular$, Mc (circunferencia de muñeca), Bc (brazo contraído), Ev (envergadura), (0.45) gramos.

Conclusiones

Podemos concluir con base en los resultados de esta investigación, que la elaboración de una ecuación de regresión lineal para predecir 1RM en press banco con

agarres de 90° y 105° además de aplicar valoraciones biométricos, es de gran ayuda en futuras investigaciones, en busca de fortalecer las evaluaciones sin tener riesgo de lesiones en sujetos que no estén entrenado en realizar esfuerzos máximos.

Es destacable la ausencia de trabajos de investigación en los que se analicen las características biométricas de los sujetos durante la realización de un RM, en este sentido desde una revisión más profunda se sugiere la necesidad de futuro estudios, en los que se analice una población más grande, así como diferentes edades y sexos, para fortalecer las investigaciones en sujetos que no tengan una vida deportiva con entrenamientos de fuerza. Así mismo, sería interesante analizar la evolución de las características de sujetos tras un periodo de evaluaciones y entrenamientos de la fuerza hasta lograr su 1RM sin estar propenso a lesiones.

Referencias Bibliográficas

Abadie, B. R., y Wentworth, M. C. (2000). Prediction of one repetition maximal strength from a 5-10 repetition submaximal strength test in college-aged females. *Journal of Exercise Physiology online*, 3(3), 1-6.

Baechle, T. R., Earle, R. W., y Wathen, D. (2000). Resistance Training. In T. R. Baechle & R. W. Earle (Eds.), *Essentials of strength training and conditioning* (2nd ed., pp. 395-425). Champaign, IL: Human Kinetics.

Berger, R. A. Determinación de la carga de resistencia para 1RM y 10RM. *Journal of the Association Physical and Mental Rehabilitation*. 51:100- 110, 117. 1961

Brzycki, M. (1993). Strength testing-predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *The journal of Physical Education, Recreation, & Dance*, 64 (1), 88-92.

Caterisano, A., Yurich, S., Bonfiglio, C., Fowler, A., Greer, B., & Brown, CW (2001). The correlation between maximal grip strength and 1RM bench press: the effects of Sport specific resistance training and gender. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (5(S1)), S244.

Cummings, B., y Finn, KJ (1998). Estimation of a one repetition maximum bench press for untrained women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 12 (4), 262- 265.

Chapman, P. P., Whitehead, J. R., y Binkert, R. H. (1998). The 225-lb reps-to-fatigue test as a submaximal estimate of 1-RM bench press performance in college football players. *Journal of strength and conditioning research*, 12(4), 258-261.

Cronin, J. B., y Henderson, M. E. (2004). Maximal strength and power assessment in novice weight trainers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(1), 48-52.

Cronin, J. B., y Owen, G. J. (2004). Upper-body strength and power assessment in women using a chest pass. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 401-404.

Cummings, B., y Finn, K. J. (1998). Estimation of a one repetition maximum bench press for untrained women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 12(4), 262-265.

Epley, B. (1985). *Poundage chart. Boyd Epley workout*. Lincoln, NE.

Faigenbaum, A. (2000). Age and sex related differences and their implications for resistance exercise. In T. R. Baechle y R. W. Earle (Eds.), *Essentials of Strength Training and Conditioning*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Franklin, B. A. (Ed.). (2000). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription (6th edition)*. (6th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Harman, E., Garhammer, J., y Pandorf, C. (2000). Administration, scoring, and interpretation of selected tests. In T. R. Baechle & R. W. Earle (Eds.), *Essentials of Strength Training and Conditioning* (pp. 288-289). Champaign, IL.

Harman, E. A. (1993). Strength and power: A definition of terms. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 15(6), 18-20.

Horvat, M., Ramsey, V., Franklin, C., Gavin, C., Palumbo, T., y Glass, L. A. (2003). A method for predicting maximal strength in collegiate women athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(2), 324-328.

Jackson, A. S., & Pollock, M. L. (1985). Practical assessment of body composition. *Physicians and Sport Medicine*, 13(5), 7690.

Landers, J. (1985). Maximum based on reps. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 6, 60-61.

LeSuer, D. A., McCormick, J. H., Mayhew, J. L., y Wasserstein, R. L. (1997). The accuracy of prediction equations for estimating 1-RM performance in the bench press, squat, and deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 11(4), 211-213.

Lombardi, V. P. (1989). *Beginning weight training*. Dubuque, IA: W.C. Brown.

Martini, F. H. (Ed.). (2001). *Fundamentals of anatomy and physiology* (5th ed.). Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall.

Mayhew, J. L., Ball, T. E., Arnold, M. D., & Bowen, J. C. (1991). Push-ups as a measure of upper body strength. *journal of applied sport science research*, 5(1), 16-21.

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. *journal of applied sport science research*, 6(4), 200-206.

Mayhew, J. L., Jacques, J. A., Ware, J. S., Chapman, P. P., Bemben, M. G., Ward, T. E., et al. (2004). Anthropometric dimensions do not enhance one repetition maximum prediction from the NFL-225 test in college football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 572-578.

Mayhew, J. L., 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), 265-276.

Mayhew, J. L., Lauber, D., Kemmler, W., Ware, J. S., Ball, T. E., Bemben, M. G., et al. (2002). Repetitions-to-fatigue to predict 1-RM bench press in men with different levels of training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(5), S289.

Mayhew, J. L., Piper, F. C., & Ware, J. S. (1993). Anthropometric correlates with strength performance among resistance trained athletes. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 33(2), 159-165.

Mayhew, J. L., Ware, J. R., & Prinster, J. L. (1993). Using lift repetitions to predict muscular strength in adolescent males. *National Strength and Conditioning Association Journal*, 15(6), 35-38.

Mayhew, J. L., Ware, J. S., Bemben, M. G., Wilt, B., Ward, T. E., Farris, B., et al. (1999). The NFL-225 test as a measure of bench press strength in college football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(2), 130-134.

Mayhew, J. L., Ware, J. S., Cannon, K., Corbett, S., Chapman, P. P., Bemben, M. G., et al. (2002). Validation of the NFL-225 test for predicting 1-RM bench press performance in college football players. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 42(3), 304-308.

Morales, J., y Sobonya, S. (1996). Use of submaximal repetition tests for predicting 1-RM strength in class athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 10(3), 186-189.

O'Conner, B., Simmons, J., y O'Shea, P. (1989). *Weight Training Today*. St. Paul, MN: West Publishers.

Potach, D. H., y Borden, R. A. (2000). Rehabilitation and reconditioning. In T. R. Baechle & R. W. Earle (Eds.), *Essentials of Strength Training and Conditioning*. Champaign, IL: Human Kinetics. 87

Rikli, R. E., Jones, C. J., Beam, W. C., Duncan, S. J., y Lamar, B. (1996). Testing versus training effects on 1RM strength assessment in older adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28(5 (S)), 153.

Roitman, J., L (Ed.). (1998). *ACSM'S Resource Manual for Guidelines for Exercise Testing and Prescription* (3 ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

Rose, K., & Ball, T. E. (1992). A field test for predicting maximum bench press lift of college women. *Journal of applied sport science research*, 69, 103-106.

Simpson, S. R., Rozenek, R., Garhammer, J., Lacourse, M., & Storer, T. (1997). Comparison of one repetition maximums between free weight and universal machine exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 11(2), 103-106.

Slovak, J. P., Ward, T. E., Blohm, F., Chaloupka, L., Morgan, K., y Windham, R. (1997). Comparison of the 225-test to one repetition maximum bench press in college football players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(5(S)), 8.

Ware, J. S., Clemens, C. T., Mayhew, J. L., y Johnston, T. J. (1995). Muscular endurance repetitions to predict bench press and squat strength in college football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9(2), 99-103.

Wathan, D. (1994). Load Assignment. In T. R. Baechle (Ed.), *Essentials of Strength Training and Conditioning* (pp. 435-439). Champaign, IL: Human Kinetics.

Whisenant, M. J., Panton, L. B., East, W. B., y Broeder, C. E. (2003). Validation of submaximal prediction equations for the 1 repetition maximum bench press test on a group of collegiate football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(2), 221-227.

Referencias Bibliográficas

- A SIMPLE INDEX TO ADJUST MAXIMAL STRENGTH MEASURES BY BODY MASS. (1999). *Journal of Exercise Physiology Online*, 2(4), 7–13.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2003). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. (Abstract). *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(5), 287–288.
- Abe, T., Kojima, K., Kearns, C., Yohena, H., & Fukuda, J. (2003). Whole body muscle hypertrophy from resistance training: distribution and total mass. *British journal of sports medicine*, 37(6), 543.
- Alvarez Bedolla, A. (2003). Estrategia, Táctica y Técnica: definiciones, características y ejemplos de los controvertidos términos. *Lecturas: Educación física y deportes*, (60), 7.
- Andersen, L. L., & Aagaard, P. (2006). Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European journal of applied physiology*, 96(1), 46–52.
- Antonio, J. (2000). Nonuniform Response of Skeletal Muscle to Heavy Resistance Training: Can Bodybuilders Induce Regional Muscle Hypertrophy? *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 14(1), 102.
- Arroyo-Morales, M., Olea, N., Martínez, M. M., Hidalgo-Lozano, A., Ruiz-Rodríguez, C., & Díaz-Rodríguez, L. (2008). Psychophysiological effects of massage-myofascial release after exercise: A randomized sham-control study. *The Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 14(10), 1223–1229.

- Baechle, T. R., & Earle, R. W. (2008). *Essentials of strength training and conditioning*. Human Kinetics Publishers.
- Baker, D., Nance, S., & Moore, M. (2001a). The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *15*(1), 20–24.
- Baker, D., Nance, S., & Moore, M. (2001b). The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. / La Charge qui optimise le rendement de puissance mecanique moyenne pendant des exercices de sauts en squat effectues par des athletes entraines a la puissance. *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, *15*(1), 20–24.
- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995a). 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.
- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995b). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, *9*(4), 222–227.
- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports biomechanics/International Society of Biomechanics in Sports*, *6*(2), 224.
- Barton-Davis, E., Shoturma, D., & Sweeney, H. (1999). Contribution of satellite cells to IGF-I induced hypertrophy of skeletal muscle. *Acta physiologica scandinavica*, *167*(4), 301–305.

- BISCARINI, A., BENVENUTI, P., BOTTI, F., MASTRANDREA, F., & ZANUSO, S. (2011). Modelling the joint torques and loadings during squatting at the Smith machine. *Journal of Sports Sciences*, 29(5), 457–469.
- Bodine, S. C., Stitt, T. N., Gonzalez, M., Kline, W. O., Stover, G. L., Bauerlein, R., Zlotchenko, E., et al. (2001). Akt/mTOR pathway is a crucial regulator of skeletal muscle hypertrophy and can prevent muscle atrophy in vivo. *Nature cell biology*, 3(11), 1014–1019.
- 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 and Medicine*, 9, 459–463.
- Brennecke Leite, A., Guimarães, T. M., Leone, R., Cadarci, M., Mochizuki, L., Simão, R., Amadio, A. C., et al. (2009). Neuromuscular activity during bench press exercise performed with and without the preexhaustion method.
- Campos, G. E., Luecke, T. J., Wendeln, H. K., Toma, K., Hagerman, F. C., Murray, T. F., Ragg, K. E., et al. (2002). Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. / Adaptations musculaires en reponses a trois differents programmes de musculation: specificite des repetitions maximales pour chaque zone entrainees. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1/2), 50–60.
- Carolan, B., & Cafarelli, E. (1992). Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 73(3), 911.
- Chulvi Medrano, I., & Díaz Cantalejo, A. (2008a). Eficacia y seguridad del press de banca. Revisión. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, (32), 6–14.

- Chulvi Medrano, I., & Díaz Cantalejo, A. (2008b). Eficacia y seguridad del press de banca. Revisión. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, (32), 6–14.
- Chulvi Medrano, I., & Díaz Cantalejo, A. (2008c). Eficacia y seguridad del press de banca. Revisión. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, (32), 6–14.
- CLARK, R. A., BRYANT, A. L., & HUMPHRIES, B. (2008). A COMPARISON OF FORCE CURVE PROFILES BETWEEN THE BENCH PRESS BALLISTIC BENCH THROWS. *Journal of Strength & Conditioning Research (Lippincott Williams & Wilkins)*, 22(6), 1755–1759.
- Clark, R. A., Bryant, A. L., & Pua, Y. H. (2010). Examining different aspects of functional performance using a variety of bench throw techniques. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(10), 2755.
- Clemons, J. M., Campbell, B., & Jeansonne, C. (2010). Validity and Reliability of a New Test of Upper Body Power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(6), 1559.
- Cometti, G. (1998a). *Los métodos modernos de musculación*. Paidotribo.
- Cometti, G. (1998b). *Los métodos modernos de musculación*. Paidotribo.
- Connelly, D. M., Rice, C. L., Roos, M. R., & Vandervoort, A. A. (1999). Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. *Journal of Applied Physiology*, 87(2), 843.
- Cook, C., & Burgess-Limerick, R. (2004). The effect of forearm support on musculoskeletal discomfort during call centre work. *Applied Ergonomics*, 35(4), 337–342.

- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing Maximal Neuromuscular Power. *Sports Medicine*, *41*(1), 17–38.
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing Maximal Neuromuscular Power: Part 2 - Training Considerations for Improving Maximal Power Production. *Sports Medicine*, *41*(2), 125–146.
- Dauids, K., Shuttleworth, R., Button, C., Renshaw, I., & Glazier, P. (2004). «Essential noise»—enhancing variability of informational constraints benefits movement control: a comment on Waddington and Adams (2003). *British journal of sports medicine*, *38*(5), 601.
- Desgorces, F. D., Berthelot, G., Dietrich, G., & Testa, M. S. A. (2010). Local muscular endurance and prediction of 1 repetition maximum for bench in 4 athletic populations. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(2), 394.
- Doan, B. K., Newton, R. U., Marsit, J. L., Triplett-McBride, N., Koziris, L. P., Fry, A. C., & Kraemer, W. J. (2002). Effects of increased eccentric loading on bench press 1RM. *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, *16*(1), 9–13.
- Dohoney, P., Chromiak, J. A., Lemire, D., Abadie, B., & Kovacs, C. (2002). Prediction of one repetition maximum (1-RM) strength from a 4-6 RM and a 7-10 RM submaximal strength test in healthy young adult males. *JEPonline*, *5*, 54–59.
- 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.

- Dunn, S. E., Burns, J. L., & Michel, R. N. (1999). Calcineurin is required for skeletal muscle hypertrophy. *Journal of Biological Chemistry*, 274(31), 21908.
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics Publishers.
- Eston, R., & Evans, H. J. L. (2009). The validity of submaximal ratings of perceived exertion to predict one repetition maximum. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8, 567–573.
- Farmer, S. (1998). Rhythmicity, synchronization and binding in human and primate motor systems. *The Journal of Physiology*, 509(1), 3.
- Ferro Sánchez, A., & Floría Martín, P. (2008). La aplicación de la biomecánica al entrenamiento deportivo mediante los análisis cualitativo y cuantitativo. Una propuesta para el lanzamiento de disco (Biomechanical applications of sport training based on qualitative and quantitative analysis. A purpose of discus throwing of discus throwing). *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. doi: 10.5232/ricyde, 3(7), 49–80.
- Fleck, S.J. (1999). Periodized strength training: a critical review. *J. Strength Cond. Res*, 13(1), 82–89.
- Fleck, Steven J., Mattie, C., & Martensen, I. (2006). Effect of resistance and aerobic training on regional body composition in previously recreationally trained middle-aged women. *Applied Physiology, Nutrition & Metabolism*, 31(3), 261–270.
- Floyd, L., Otte, A., & Mayhew, J. L. (2009). Comparison of 1-RM Bench Press Performance between Free Weights and Machine Weights. *Missouri Journal of Health, Physical Education, Recreation & Dance*, 19, 95–103.
- Frost, D. M., Cronin, J. B., & Newton, R. U. (2008). Have we underestimated the kinematic and kinetic benefits of non-ballistic motion? *Sports Biomechanics*, 7(3), 372–385.

- GABRIEL, D. A., BASFORD, J. R., & AN, K. A. I. N. A. N. (2001). Neural adaptations to fatigue: implications for muscle strength and training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(8), 1354.
- García Manso, J. (1999). Entrenamiento de la Fuerza. *Gymnos: Madrid*.
- García-Manso, J., Martín-González, J., & Da Silva-Grigoletto, M. (2009). Medicina del Deporte.
- García-Pallarés, J., Sánchez-Medina, L., Pérez, C. E., Izquierdo-Gabarren, M., & Izquierdo, M. (2010). Physiological effects of tapering and detraining in world-class kayakers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(6), 1209.
- García-Pallarés, Jesús, García-Fernández, M., Sánchez-Medina, L., & Izquierdo, M. (2010). Performance changes in world-class kayakers following two different training periodization models. *European Journal of Applied Physiology*, 110(1), 99–107.
- 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.
- Gómez, J., Garrido, D., Montaner, C., & Alcántara, E. (2008). Aplicaciones tecnológicas para el análisis de la actividad física para el rendimiento. *BIOMECÁNICA Y BASES NEUROMUSCULARES DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE*, 173.
- González Badillo, J. J. (2000). Concepto y medida de la fuerza explosiva en el deporte: posibles aplicaciones al entrenamiento. *Red: revista de entrenamiento deportivo*, 14(1), 5–16.
- González Izal, M., Rodríguez Carreño, I., Malanda Trigueros, A., Mallor Giménez, F., Navarro Amezqueta, I., Gorostiaga, E. M., & Izquierdo, M. (2009). sEMG Wavelet-based Indices predicts Muscle Power Loss during Dynamic Contractions. *Working*

Papers (Universidad de Navarra. Facultad de Ciencias Económicas y Empresariales), (17), 1–0.

González Ravé, J. M., & García Coll, V. (2006). Respuestas agudas al entrenamiento de fuerza máxima en deportistas femeninas. *Archivos de medicina del deporte*, (114), 283–290.

GONZÁLEZ-BADILLO, J. (2007). Consideraciones sobre la Manifestación y el Desarrollo de la Fuerza y la Potencia Muscular. PubliCE Premium.

Gonzalez-Badillo, J. J. G., & Gorostiaga, E. M. (1997). *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza: Aplicación al alto rendimiento deportivo*. Inde publicaciones.

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(5), 347–352.

González-Badillo, J. J., Izquierdo, M., & Gorostiaga, E. M. (2006). Moderate volume of high relative training intensity produces greater strength gains compared with low and high volumes in competitive weightlifters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(1), 73.

González-Badillo, J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement Velocity as a Measure of Loading Intensity in Resistance Training. *International journal of sports medicine*, 31(5), 347–352.

Gonzalez-Izal, M., Falla, D., Izquierdo, M., & Farina, D. (2010). Predicting force loss during dynamic fatiguing exercises from non-linear mapping of features of the surface electromyogram. *Journal of neuroscience methods*, 190(2), 271–278.

- Gonzalez-Izal, M., Malanda, A., Navarro-Amezqueta, I., Gorostiaga, E., Mallor, F., Ibanez, J., & Izquierdo, M. (2010). EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 233–240.
- Gonzalez-Izal, M., Malanda, A., Rodríguez-Carreño, I., Navarro-Amézqueta, I., Gorostiaga, E. M., Farina, D., Falla, D., et al. (2010). Linear vs. non-linear mapping of peak power using surface EMG features during dynamic fatiguing contractions. *Journal of Biomechanics*, 43(13), 2589–2594.
- Goreham, C., Green, H., Ball-Burnett, M., & Ranney, D. (1999). High-resistance training and muscle metabolism during prolonged exercise. *American Journal of Physiology-Endocrinology And Metabolism*, 276(3), E489.
- Gorostiaga, E.M., Navarro-Amézqueta, I., Cusso, R., Hellsten, Y., Calbet, J. A. L., Guerrero, M., Granados, C., et al. (2010). Anaerobic Energy Expenditure and Mechanical Efficiency during Exhaustive Leg Press Exercise. *PloS one*, 5(10), e13486.
- Gosselin, G., Rassoulian, H., & Brown, I. (2004). Effects of neck extensor muscles fatigue on balance. *Clinical Biomechanics*, 19(5), 473–479.
- Grosser, M., Brüggemann, P., Zintl, F., Simon, W., & Loipersberger, A. (1989a). *Alto rendimiento deportivo: planificación y desarrollo*. Ediciones Martinez Roca.
- Grosser, M., Brüggemann, P., Zintl, F., Simon, W., & Loipersberger, A. (1989b). *Alto rendimiento deportivo: planificación y desarrollo*. Ediciones Martinez Roca.
- Gruber, M., Gruber, S. B. H., Taube, W., SCHUBERT, M., BECK, S. C., & GOLLHOFER, A. (2007). Differential effects of ballistic versus sensorimotor training on rate of force development and neural activation in humans. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(1), 274.

- Hardy, A. T. T. (2000). *Force-and Power-Velocity Relationships in a Multi-Joint Movement*. Pennsylvania State University.
- HETZLER, R. K., SCHROEDER, B. L., WAGES, J. J., STICKLEY, C. D., & KIMURA, I. F. (2010). ANTHROPOMETRY INCREASES 1 REPETITION MAXIMUM PREDICTIVE ABILITY OF NFL-225 TEST FOR DIVISION IA COLLEGE FOOTBALL PLAYERS. *Journal of Strength & Conditioning Research (Lippincott Williams & Wilkins)*, 24(6), 1429–1439.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Vereijken, B., & Ettema, G. (2007). The effect of rate of force development on maximal force production: acute and training-related aspects. *European journal of applied physiology*, 99(6), 605–613.
- Hultborn, H. (2001). State-dependent modulation of sensory feedback. *The Journal of physiology*, 533(1), 5–13.
- Hutchins, M. D., Becque, M. D., Gearhart, R. F., & Carroll, P. J. (2002). Accuracy of 1Rm Prediction Equations for the Bench Press and Biceps Curl. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(5), S35.
- HUTCHINS, M., & GEARHART JR, R. (2010a). Accuracy of 1-RM Prediction Equations for the Bench Press and Biceps Curl. *Journal of Exercise Physiology Online*, 13(3), 32–39.
- HUTCHINS, M., & GEARHART JR, R. (2010b). Accuracy of 1-RM Prediction Equations for the Bench Press and Biceps Curl. *Journal of Exercise Physiology Online*, 13(3), 32–39.
- Ignjatović, A., Stanković, R., Herodek, K., & Radovanović, D. (2009). Investigation of the relationship between different muscle strength assessments in bench press action. *Facta universitatis-series: Physical Education and Sport*, 7(1), 17–25.

- Inacio, M., Dipietro, L., Visek, A. J., & Miller, T. A. (2011a). Influence of Upper-Body External Loading on Anaerobic Exercise Performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(4), 896.
- Inacio, M., Dipietro, L., Visek, A. J., & Miller, T. A. (2011b). Influence of Upper-Body External Loading on Anaerobic Exercise Performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(4), 896.
- Izquierdo, M. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Medica Panamencana.
- IZQUIERDO, M., GONZÁLEZ-IZAL, M., NAVARRO-AMEZQUETA, I., CALBET, J. A. L., IBAÑEZ, J., MALANDA, A., MALLOR, F., et al. (2011). Effects of Strength Training on Muscle Fatigue Mapping from Surface EMG and Blood Metabolites. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(2), 303.
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Calbet, J., González-Izal, M., Navarro-Amézqueta, I., Granados, C., Malanda, A., et al. (2009). Neuromuscular fatigue after resistance training. *Int J Sports Med*, 30(8), 614–23.
- Izquierdo, M., Ibañez, J., González-Badillo, J. J., Häkkinen, K., Ratamess, N. A., Kraemer, W. J., French, D. N., et al. (2006). Differential effects of strength training leading to failure versus not to failure on hormonal responses, strength, and muscle power gains. *Journal of Applied Physiology*, 100(5), 1647.
- Izquierdo, Mikel, Ibañez, J., Calbet, J. A. L., Navarro-Amezqueta, I., González-Izal, M., Idoate, F., Häkkinen, K., et al. (2009). Cytokine and hormone responses to resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, 107(4), 397–409.

- IZQUIERDO-GABARREN, M., GONZÁLEZ, D. E. T. E., & others. (2010). Concurrent Endurance and Strength Training Not to Failure Optimizes Performance Gains. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(6), 1191.
- Jandacka, D., & Vaverka, F. (2008). A regression model to determine load for maximum power output. *Sports Biomechanics*, 7(3), 361–371.
- Kawakami, Y., Amemiya, K., Kanehisa, H., Ikegawa, S., & Fukunaga, T. (2000). Fatigue responses of human triceps surae muscles during repetitive maximal isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 88(6), 1969.
- 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.
- Keen, D. A., Yue, G. H., & Enoka, R. M. (1994). Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans. *Journal of Applied Physiology*, 77(6), 2648.
- Knicker, A. (1992). Kinematic characteristics of the discus throw. *Modern Athlete and Coach*, 30(1), 3–6.
- Knikou, M., & Conway, B. A. (2002). Reflex effects of induced muscle contraction in normal and spinal cord injured subjects. *Muscle & nerve*, 26(3), 374–382.
- Komi, P. V. (2003). *Strength and power in sport* (Vol. 3). Wiley-Blackwell.
- Kouzaki, M., Shinohara, M., & Fukunaga, T. (2000). Decrease in maximal voluntary contraction by tonic vibration applied to a single synergist muscle in humans. *Journal of Applied Physiology*, 89(4), 1420.
- Lambrecht, J. M., Audu, M. L., Triolo, R. J., & Kirsch, R. F. (2009). Musculoskeletal model of trunk and hips for development of seated-posture-control neuroprosthesis. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 46(4), 515–528.

- Lehman, G. J. (s.f.). The Influence of Grip Width..... During the Flat Bench Press. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(3), 587–591.
- LEHMAN, G. J. (2005a). THE INFLUENCE OF GRIP WIDTH AND FOREARM PRONATION/SUPINATION ON UPPER-BODY MYOELECTRIC ACTIVITY DURING THE FLAT BENCH PRESS. *Journal of Strength & Conditioning Research* (Allen Press Publishing Services Inc.), 19(3), 587–591.
- LEHMAN, G. J. (2005b). THE INFLUENCE OF GRIP WIDTH AND FOREARM PRONATION/SUPINATION ON UPPER-BODY MYOELECTRIC ACTIVITY DURING THE FLAT BENCH PRESS. *Journal of Strength & Conditioning Research* (Allen Press Publishing Services Inc.), 19(3), 587–591.
- Linnamo, V., Newton, R., Hakkinen, K., Komi, P., Davie, A., McGuigan, M., & Triplett-McBride, T. (2000). Neuromuscular responses to explosive and heavy resistance loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(6), 417–424.
- Luttgens, K., & Wells, K. (1982). Kinesiología. *Bases Científicas del Movimiento Humano*. Madrid: Augusto E. Pila Teleña.
- Mallor, F., Leon, T., Gaston, M., & Izquierdo, M. (2010). Changes in power curve shapes as an indicator of fatigue during dynamic contractions. *Journal of Biomechanics*, 43(8), 1627–1631.
- Mattei, B., Schmied, A., Mazzocchio, R., Decchi, B., Rossi, A., & Vedel, J. P. (2003). Pharmacologically induced enhancement of recurrent inhibition in humans: effects on motoneurone discharge patterns. *The Journal of physiology*, 548(2), 615–629.
- 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.

- McCrea, D. A. (2001). Spinal circuitry of sensorimotor control of locomotion. *The Journal of physiology*, 533(1), 41–50.
- Mitchell, P. O., Mills, S. T., & Pavlath, G. K. (2002). Calcineurin differentially regulates maintenance and growth of phenotypically distinct muscles. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 282(5), C984.
- Moritani, T., & DeVries, H. (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine*, 58(3), 115.
- Muñoz, J., Cassibba, R., Castro, H., Holtz, W., Muñoz, P., & Vinagre, A. (2009). ERRORES EN LA DETERMINACIÓN DEL CENTRO DE GRAVEDAD DEL CUERPO HUMANO MEDIANTE EL STICK FIGURE (2D) ERRORS INVOLVED TO DETERMINE THE CENTER OF GRAVITY OF THE HUMAN BODY THROUGH THE STICK FIGURE (2D). *ANALES AFA* (Vol. 21).
- Murphy, A. J. ., Wilson, G. J., Pryor, J. F., & Newton, R. U. (1995). Isometric Assessment of Muscular Function: The Effect of Joint Angle. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(2), 205–215.
- NACLERIO, F. J., COLADO, J. C., RHEA, M. R., BUNKER, D., & TRIPLETT, N. T. (2009a). THE INFLUENCE OF STRENGTH AND POWER ON MUSCLE ENDURANCE TEST PERFORMANCE. *Journal of Strength & Conditioning Research (Lippincott Williams & Wilkins)*, 23(5), 1482–1488.
- NACLERIO, F. J., COLADO, J. C., RHEA, M. R., BUNKER, D., & TRIPLETT, N. T. (2009b). THE INFLUENCE OF STRENGTH AND POWER ON MUSCLE ENDURANCE TEST PERFORMANCE. *Journal of Strength & Conditioning Research (Lippincott Williams & Wilkins)*, 23(5), 1482–1488.

- NORDIN, N. A. M., HUSAIN, R., HAMID KARIM, A. A., & ALI, O. (2010). Non-Exercise Cardiorespiratory Fitness (CRF) Predictive Equation For Malaysian Women. *Journal of Exercise Physiology Online*, 13(4), 1–16.
- Paul, L. M., Wood, L., & Maclaren, W. (2001). The effect of exercise on gait and balance in patients with chronic fatigue syndrome. *Gait & Posture*, 14(1), 19–27.
- Pearson, S. N., Cronin, J. B., Hume, P. A., & Slyfield, D. (2009). Kinematics and kinetics of the bench-press and bench-pull exercises in a strength-trained sporting population. *Sports biomechanics/International Society of Biomechanics in Sports*, 8(3), 245.
- Rahmani, A., Rambaud, O., Bourdin, M., & Mariot, J. P. (2009). A virtual model of the bench press exercise. *Journal of biomechanics*, 42(11), 1610–1615.
- Rahmani, Abderrahmane, Rambaud, O., Bourdin, M., & Mariot, J.-P. (2009). A virtual model of the bench press exercise. *Journal of Biomechanics*, 42(11), 1610–1615.
- Rambaud, Olivier, Rahmani, A., Moyen, B., & Bourdin, M. (2008). IMPORTANCE OF UPPER-LIMB INERTIA IN CALCULATING CONCENTRIC BENCH PRESS FORCE. *Journal of Strength & Conditioning Research (Lippincott Williams & Wilkins)*, 22(2), 383–389.
- Riley, M. A., & Turvey, M. (2002). Variability and determinism in motor behavior. *Journal of Motor Behavior*, 34(2), 99–125.
- 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. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(8), 2018.
- 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 & Conditioning Research (Lippincott Williams & Wilkins)*, 24(8), 2018–2025.

Sacchetto, R., Damiani, E., & Margreth, A. (2001). Clues to calcineurin function in mammalian fast-twitch muscle. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 22(6), 545–559.

SAETERBAKKEN, A. H., VAN DEN TILLAAR, R., & FIMLAND, M. S. (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.

Saeterbakken, A. H., van den Tillaar, R., & Seiler, S. (2011). Effect of Core Stability Training on Throwing Velocity in Female Handball Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(3), 712.

Saeterbakken, A., van den Tillaar, R., & Fimland, M. (2011a). 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.

Saeterbakken, A., van den Tillaar, R., & Fimland, M. (2011b). 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.

Sale, D. G. (1992). Neural adaptation to strength training. *Strength and power in sport*, 281–314.

Sánchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity Loss as an Indicator of Neuromuscular Fatigue during Resistance Training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*.

- 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.
- Sánchez-Medina, L., Pérez, C., & González-Badillo, J. (2010). Importance of the propulsive phase in strength assessment. *International journal of sports medicine*, 31(2), 123–129.
- Schmidt, R. A. (2003). Motor schema theory after 27 years: reflections and implications for a new theory. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 74(4), 366–375.
- Schmidtbleicher, D., & Komi, P. (1992). Strength and power in sport. *Strength and power in sport*.
- Shevlin, M., Lehmann, J., & Lucci, J. (1969). Electromyographic study of the function of some muscles crossing the glenohumeral joint. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 50(5), 264.
- Siff, M. C., & Verkhoshansky, Y. (2000). *Superentrenamiento*. Editorial Paidotribo.
- Stock, M. S., Beck, T. W., Defreitas, J. M., & Dillon, M. A. (2010). Relationships among peak power output, peak bar velocity, and mechanomyographic amplitude during the free-weight bench press exercise. *Journal of sports sciences*, 1.
- Stuart, M., Butler, J. E., Collins, D. F., Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2002). The history of contraction of the wrist flexors can change cortical excitability. *The Journal of physiology*, 545(3), 731–737.
- Thelen, E., Smith, L. B., Lewkowicz, D. J., & Lickliter, R. (1994). *A dynamic systems approach to the development of cognition and action*. MIT Press.
- Thorlund, J. B., Aagaard, P., & Madsen, K. (2009). Rapid muscle force capacity changes after soccer match play. *Int J Sports Med*, 30(4), 273–278.

- Tidow, G. (1990). Aspects of strength training in athletics. *New Studies in Athletics*, 1, 93–110.
- Tillaar, R., & Ettema, G. (2004). Effect of body size and gender in overarm throwing performance. *European journal of applied physiology*, 91(4), 413–418.
- Tous, J. (1999). Nuevas tendencias en fuerza y musculación, Barcelona: Ergo.
- Tsolakis, C. K., Vagenas, G. K., & Dessypris, A. G. (2004). Strength adaptations and hormonal responses to resistance training and detraining in preadolescent males. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(3), 625.
- van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2004). Research article A FORCE-VELOCITY RELATIONSHIP AND COORDINATION PATTERNS IN OVERARM THROWING. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 211–219.
- van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2010a). The sticking period in a maximum bench press. *Journal of sports sciences*, 28(5), 529–535.
- van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2010b). The sticking period in a maximum bench press. *Journal of sports sciences*, 28(5), 529–535.
- Van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2007). A three-dimensional analysis of overarm throwing in experienced handball players. *Journal of applied biomechanics*, 23(1), 12.
- 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.
- Vanderburgh, P. M. (1999). A simple index to adjust maximal strength measures by body mass. *J Exercise Physiol on line*, 2, 7–12.

- 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.
- Wenderoth, N., Debaere, F., Sunaert, S., & Swinnen, S. P. (2005). The role of anterior cingulate cortex and precuneus in the coordination of motor behaviour. *European Journal of Neuroscience*, 22(1), 235–246.
- Winchester, J. B., McBride, J. M., Maher, M. A., Mikat, R. P., Allen, B. K., Kline, D. E., & McGuigan, M. R. (2008). Eight weeks of ballistic exercise improves power independently of changes in strength and muscle fiber type expression. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(6), 1728.
- Wood, T. M., Maddalozzo, G. F., & Harter, R. A. (2002). Accuracy of seven equations for predicting 1-RM performance of apparently healthy, sedentary older adults. *Measurement in Physical Education & Exercise Science*, 6(2), 67–94.
- Wu, H., Rothermel, B., Kanatous, S., Rosenberg, P., Naya, F. J., Shelton, J. M., Hutcheson, K. A., et al. (2001). Activation of MEF2 by muscle activity is mediated through a calcineurin-dependent pathway. *The EMBO Journal*, 20(22), 6414–6423.
- Young, W. (1995). Laboratory strength assessment of athletes Evaluation en laboratoire de la force des athletes. *New Studies in Athletics*, 10(1), 89–96.

Anexos

Sujeto	Día 1	Agarre	Hecho	Día 2	Agarre	Hecho	Día 3	Agarre	Hecho
S1	A	75º		B	90º		C	105º	
S2	B	90º		C	105º		A	75º	
S3	C	105º		A	75º		B	90º	
S4	B	90º		A	75º		C	105º	
S5	A	75º		C	105º		B	90º	
S6	C	105º		B	90º		A	75º	
S7	C	105º		B	90º		A	75º	
S8	B	90º		A	75º		C	105º	
S9	A	75º		C	105º		B	90º	
S10	A	75º		B	90º		C	105º	
S11	B	90º		C	105º		A	75º	
S12	C	105º		A	75º		B	90º	
S13	B	90º		A	75º		C	105º	
S14	A	75º		C	105º		B	90º	
S15	C	105º		B	90º		A	75º	
S16	C	105º		B	90º		A	75º	
S17	B	90º		A	75º		C	105º	
S18	A	75º		C	105º		B	90º	
S19	A	75º		B	90º		C	105º	
S20	B	90º		C	105º		A	75º	
S21	C	105º		A	75º		B	90º	
S22	B	90º		A	75º		C	105º	
S23	A	75º		C	105º		B	90º	
S24	C	105º		B	90º		A	75º	
S25	C	105º		B	90º		A	75º	
S26	B	90º		A	75º		C	105º	
S27	A	75º		C	105º		B	90º	
S28	A	75º		B	90º		C	105º	
S29	B	90º		C	105º		A	75º	
S30	C	105º		A	75º		B	90º	
S31	B	90º		A	75º		C	105º	
S32	A	75º		C	105º		B	90º	
S33	C	105º		B	90º		A	75º	
S34	C	105º		B	90º		A	75º	
S35	B	90º		A	75º		C	105º	
S36	A	75º		C	105º		B	90º	
S37	A	75º		B	90º		C	105º	
S38	B	90º		C	105º		A	75º	
S39	C	105º		A	75º		B	90º	
S40	B	90º		A	75º		C	105º	
S41	A	75º		C	105º		B	90º	
S42	C	105º		B	90º		A	75º	
S43	C	105º		B	90º		A	75º	
S44	B	90º		A	75º		C	105º	
S45	A	75º		C	105º		B	90º	

**Autorización para la publicación de imágenes de los alumnos por el Grupo de
Investigación CTS-642 Investigación y Desarrollo en la Actividad Física, Salud y
Deporte.**

Con la inclusión de las nuevas tecnologías dentro de los medios didácticos al alcance de la comunidad científica y la posibilidad de que en estos puedan aparecer imágenes vuestras durante la realización de las actividades de investigación durante la toma de datos. Y dado que el derecho a la propia imagen está reconocido al **Artículo 18. De la Constitución** y regulado por la **Ley 1/1982, de 5 de mayo**, sobre el derecho al honor, a la intimidad personal y familiar y a la propia imagen y la **Ley 15/1999, de 13 de Diciembre**, sobre la Protección de Datos de Carácter Personal. La dirección de este grupo pide el consentimiento legal para poder publicar las imágenes en las cuales aparezcan individualmente o en grupo que con **carácter pedagógico**, se muestren a deportistas y comunidad en general, en las diferentes secuencias y actividades realizadas en centros de actividad física, clubes y fuera del mismo en actividades de investigación y pedagógicas para el desarrollo correcto de la técnica de la fuerza del press banco.

Don/Doña _____ con DNI
_____ autorizo al grupo de investigación **CTS-642 Investigación y
Desarrollo en la Actividad Física, Salud y Deporte** a un uso **pedagógico** de las
imágenes realizadas en actividades investigativas, complementarias y
extraescolares organizadas por el centro docente y publicado en:

- **Tesis Doctoral.**
- **Filmaciones destinadas a la difusión educativa.**
- **Fotografías para revistas o publicaciones de ámbito científico.**

En _____ a _____ de _____ 2011

Sujeto Nº		Día:	Mes: 05	Año: 2011	Hora:
Isometría Máxima					
Distancia de Agarre Teórico			Valor		
Grados	Derecha	Izquierda	Inicio test	Final test	Eslabones
90º (cm)					
Salida					
Distancia de la Cabeza en el Banco					
Percepción					
20 Kg		30 Kg		40 Kg	
50 Kg		55 Kg		60 Kg	
65 Kg		70 Kg		75 Kg	
80 Kg		85 Kg		90 Kg	
95 Kg		100 Kg		105 Kg	
110 Kg		120 Kg			
Cargas Adicionales					
RPM					
OBSERVACIONES					

Materiales

