

Actividad electromiográfica en el press de banca horizontal en movimientos armónicos y oscilatorios progresivos

GERARD MORAS

INEFC Barcelona

JULIO TOUS

Universidad Ramón Llull

CÉSAR JUAN MUÑOZ

INEFC Barcelona

JOSEP M.ª PADULLÉS

INEFC Barcelona

Resumen

La influencia del stiffness del Complejo Músculo Tendinoso sobre el Ciclo Estiramiento Acortamiento nos ha sugerido comparar la Actividad Electromiográfica del Press Banca horizontal Armónico con la realización del Press de Banca horizontal Oscilatorio, ambos a altas velocidades de ejecución y con diferentes cargas. Diecisiete sujetos varones (edad: $22,9 \pm 0,8$ años, peso: $75,0 \pm 9,4$ kg, talla: $179 \pm 6,5$ cm, $1 \text{ RM} = 110 \pm 10,6$ kg), todos ellos experimentados, aceptaron participar en este estudio. Los resultados muestran diferencias en el tiempo de realización de una repetición y desplazamiento de la barra entre Press De Banca Armónico y Press De Banca Oscilatorio en la mayor parte de registros. Asimismo, el Press De Banca Oscilatorio presenta menor actividad electromiográfica aunque no se encuentran diferencias significativas para cada sollicitación de carga ni entre ellas. En el total de los registros se aprecian diferencias significativas entre las sollicitaciones de la Porción Clavicular y Porción Esternal en el Press De Banca Armónico en el total de una repetición y al comparar las dos fases de cada movimiento (concéntrica y excéntrica). Sin embargo, en el Press De Banca Oscilatorio se encuentran diferencias significativas entre las sollicitaciones de la fase excéntrica y concéntrica de la PC y PE, pero no en el total de una repetición. Los valores de desplazamiento, tiempo y EMG demuestran que el press de banca armónico y press de banca oscilatorio son ejercicios que parecen requerir una diferente sollicitación de las estructuras del complejo músculo tendinoso con un posible mayor compromiso en el press de banca oscilatorio del tejido no contráctil.

Palabras clave

Ciclo de estiramiento acortamiento, Press de banca, Método oscilatorio progresivo, Electromiografía, Pectoral mayor.

Abstract

The influence of stiffness in the musculotendinous complex in stretch-shortening-cycle has suggested to compare electromyographical activity in two different exercises: harmonic bench press in front of oscillatory bench press, both at high speed of movements and different loads. Seventeen male subjects (age 22.9 ± 0.8 years, weight 75.0 ± 9.4 kg, height 179 ± 6.5 cm, $1RM = 110 \pm 10.6$ kg), with experience in weight training, voluntarily accepted to take part in this study. There is a difference in the execution time in single repetition and bar displacement between harmonic bench press and oscillatory bench press in most cases. The oscillatory bench press presents a lower EMG although there is not significant differences for each load and between them. There are significant differences in all registers between the activities of sternocostal and clavicular muscle portion of the pectoralis major muscle in harmonic bench press in one repetition and comparing the two phases of every movement (concentric and eccentric). Thus, in the oscillatory bench press there are significant differences between eccentric and concentric phase of sternocostal and clavicular muscle portion, but not in the whole repetition. The results suggest a different work in both type of exercise, this could mean a higher incidence of the musculotendinous complex of the non-contractile tissue.

Key words

Stretch-shortening-cycle, Bench press, Oscillatory bench press, Electromyography, Pectoralis major.

Introducción

El comportamiento del complejo musculotendinoso (CMT) durante el movimiento humano se ha estudiado tradicionalmente a partir del estudio *in vitro* de los componentes en serie y en paralelo que conforman el músculo (Elliott, 1965; Kirkendall y Garrett, 1997; O'Brien, 1992; Oxlund, 1986; Hess, Capiello, Poole, 1989). Recientes avances tecnológicos han hecho posible realizar estudios dinámicos *in vivo* utilizando ultrasonografía

(Ito y cols. 1998; Kubo, Kawakami, Fukunaga, 1999; Maganaris y Paul, 1999) o usando fibra óptica como en los trabajos presentados por el grupo de Komi (Komi *et al.*, 1996; Finni *et al.*, 1998, 2000, 2001) sobre el tendón de Aquiles y el tendón rotuliano. Todos ellos evidencian el relativo valor de los tests realizados *in vitro*. Concretamente los estudios de Komi (Komi, 1990; Komi, Fugashiro, Järvinen, 1992; Komi, Salonen, Järvinen, 1987) mostraron que el pico de fuerza sobre el

tendón de Aquiles variaba mucho de unas personas a otras y de unas actividades a otras. A su vez, también resultó interesante poder separar, en los estudios sobre el ciclo de estiramiento-acortamiento (CEA), la *stiffness** de las fibras musculares de la del tendón (Morgan, 1977) y en estudios recientes se aprecia un claro interés por el rol de las estructuras elásticas durante el movimiento (Kubo, Kawakami, Kanehisa y Fukunaga, 2002). Estas estructuras no sólo absorben energía en el aterrizaje y los impactos sino que pueden devolver parte de la energía almacenada durante la fase de acortamiento muscular. Se ha de tener en cuenta que el CEA se da en la mayoría de acciones deportivas como correr, saltar, lanzar o golpear (Cook y McDonagh, 1996).

Por otro lado, se ha de tener en cuenta que los estiramientos estáticos son efectivos para alcanzar cambios en la amplitud de movimiento (ROM) (Wiktorsson-Moller, Oberg, Ekstrand y Guillquist, 1983; Alter, 1996; Wienmann y Hahn, 1997), pero sus efectos sobre la *stiffness* del CMT y la óptima *stiffness* para la mejora del rendimiento en ciertas acciones aún no están suficientemente claros (Wilson, 1991). Sin embargo, algunos estudios demuestran que la utilización del estiramiento estático y la consiguiente reducción de la *stiffness* del CMT puede ser suficiente para aumentar el rendimiento en el CEA, como lo fue en la realización del press de banca, pero insuficiente para las acciones concéntricas e isométricas, las cuales se benefician de un CMT con mayor *stiffness* (Walshe y cols., 1996). Otros autores (Thigpen, Moritani, Thiebaud y Hargis, 1985; Vujnovich y Dawson, 1994; Avela, Kyrolainen y Komi, 1999) detectaron que el reflejo de Hoffman (reflejo H) permanece temporalmente inhibido después del estiramiento estático y esta disminución puede ser la causa de la reducción en la producción de fuerza máxima (1 RM) (Nelson y Kokkonen, 2001). Este hecho ayuda a explicar la reducción del rendimiento en acciones isométricas y concéntricas, aunque el aumento de la complianza del sistema puede ser favorable para la reutilización del almacenamiento de la energía elástica durante el CEA. Este comportamiento analizado en la realización del press de banca también puede aplicarse a algunas acciones realizadas por las extremidades inferiores en acciones de CEA consideradas como lentas (Walshe y Wilson, 1997; Walshe, Wilson y Murphy, 1996; Walshe y cols., 1996). Los resultados indican que el estiramiento tiene influencia sobre la *stiffness* del CMT y puede afectar positiva o negativamente

al rendimiento neuromuscular en función del tipo de actividad. La utilización de la energía almacenada por el elemento elástico es posible si los fascículos musculares actúan en una relativa acción isométrica mediante la cual es posible alcanzar una *stiffness* superior del elemento contráctil frente a los elementos elásticos (fundamentalmente el tendón). Esta situación permite la deformación de los elementos elásticos con el aprovechamiento posterior de la energía almacenada. Estos resultados realzan la importancia de la función del tendón en ejercicios de CEA rápidos (Finni y cols., 2003).

Por otro lado, el press de banca es uno de los ejercicios más utilizados en los entrenamientos para el aumento la fuerza del tren superior. Por esta razón, en los tratados de musculación se pueden encontrar diversas formas de ejecución (horizontal, inclinado, declinado, agarre ancho, estrecho, etc...) con la intención de alcanzar un reclutamiento diferente pues éste parece depender, en gran medida, de la dirección en la que se realiza el esfuerzo (Shelvin y cols., 1969; Basmajian y Deluca, 1974). Concretamente, Barnett y cols. (1995) estudiaron electromiográficamente el pectoral mayor durante la ejecución del press de banca horizontal, inclinado y declinado, observando que las diferentes posiciones solicitaban de forma diferenciada la porción clavicular y esternocostal del pectoral mayor. Glass y Armstrong (1997) compararon el press de banca inclinado (30°) con el declinado (15°), concluyendo que la zona más caudal de la porción esternocostal se activaba más cuando el gesto se realizaba en posición declinada, no encontrando diferencias significativas en la activación de la porción clavicular.

Otros estudios han comprobado que la separación del agarre conduce a modificaciones en el rendimiento (kilos levantados) y a una diferente sollicitación de la musculatura implicada (McLaughlin, 1984; Lander y cols., 1985; Wagner *et al.*, 1992; Clemmons y Aaron, 1997)

Sin embargo, la mayoría de los estudios realizados hasta el momento se basan en la incidencia de la modificación del agarre y de la inclinación del sujeto durante la realización del press de banca. El objetivo de este estudio ha sido diferente, pues se ha pretendido, manteniendo constante el agarre de la barra y la inclinación del sujeto, estudiar la incidencia de un nuevo concepto de movilización de la barra al que se ha denominado press de banca oscilatorio (PBO) en comparación con el press de banca armónico (PBA).

* *Stiffness* es la resistencia que ofrece un tejido cuando se le aplica una carga externa. La unidad de medida es Newton por metro (N/m).

Método

Muestra

Diecisiete sujetos varones (edad: $22,9 \pm 0,8$ años, peso: $75,0 \pm 9,4$ kg, talla: $179 \pm 6,5$ cm, $1 \text{ RM} = 110 \pm 10,6$ kg), todos ellos experimentados en el trabajo sistematizado con pesas, aceptaron participar en este estudio voluntariamente. Previamente a la adquisición de los registros los sujetos practicaron el PBO con diferentes cargas.

Instrumento de valoración

Se ha empleado el MuscleLab (Ergotest, Ltd. Noruega) y más concretamente sus cuatro canales de electromiografía (EMG) y el encoder lineal de movimiento (velocímetro) que se incluye en este laboratorio portátil. El software (versión 6.07) incluido en este dispositivo almacena los registros en una base de datos que ofrece valores de EMG tanto arbitrarios como normalizados, la posición, la velocidad, la potencia y la fuerza con una frecuencia de muestreo de 100 Hz.

Electromiografía

Se empleó la técnica *root mean square* (RMS) por ser la más apropiada para medir contracciones solicitadas voluntariamente pues refleja mejor la potencia de la señal (De Luca, 1997).

Se han empleado electrodos de superficie no reutilizables (Medicotest, Olstykke, Dinamarca). Antes de la

colocación de los electrodos se preparó la piel depilándola (en el caso de que fuera necesario) y limpiándola con una gasa hidrófila empapada en alcohol hasta conseguir su ruborización siguiendo las directrices de Cram y Kasman (1998). Los electrodos se colocaron en el pectoral y brazo derecho para minimizar las interferencias provocadas por la señal de la frecuencia cardiaca. La disposición de los electrodos con respecto a las fibras se realizó en la dirección de las mismas con una separación mínima interelectrodos de 2 cm en el pectoral (PE y PC respectivamente) y porción larga del tríceps (T).

Antes de la realización de los ejercicios se llevaron a cabo tres tests de contracción máxima voluntaria (MVC) con el objeto de normalizar los registros con respecto a un valor de referencia. El test MVC se realizó en aquella parte del recorrido donde la actividad eléctrica fuese la mayor.

Los sujetos realizaron dos ejercicios (PBA y PBO) de 10 segundos de duración cada uno y con recuperación completa entre series que oscilaba entre 5 y 10 min.

Descripción de los ejercicios

PBA: movimiento de la barra perpendicular al suelo con flexión y extensión prácticamente completa de los brazos en cada repetición.

PBO: movimiento de la barra perpendicular al suelo realizando contramovimiento en tres posiciones intermedias en la fase excéntrica y dos o tres en la fase concéntrica del movimiento en cada repetición (fig. 1).

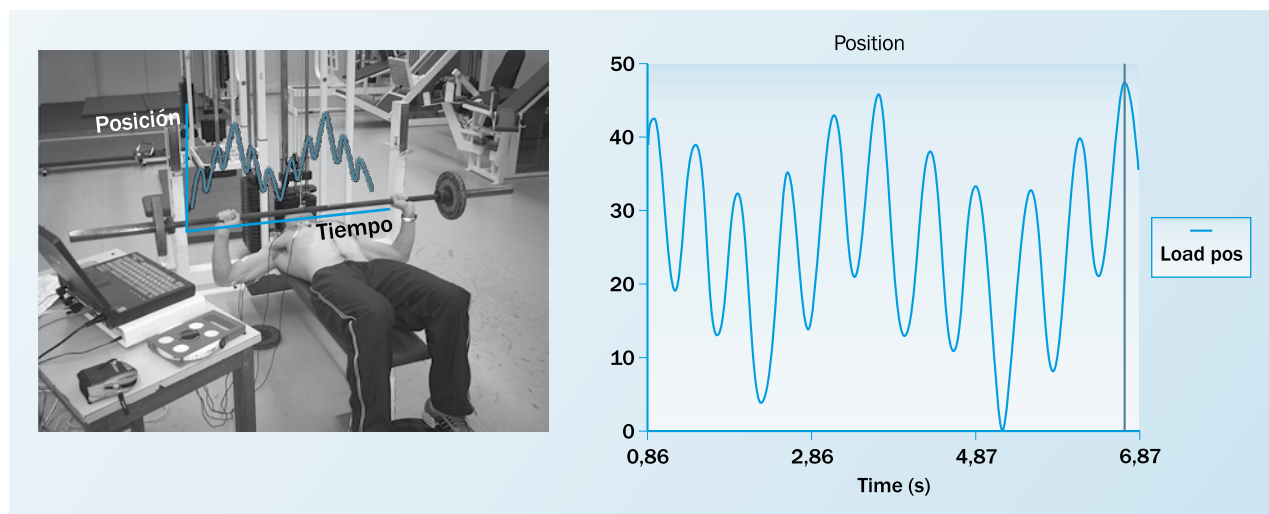


Figura 1

Un ejemplo de desplazamiento de la barra en centímetros en el PBO durante la realización de dos repeticiones completas. Eje Y: desplazamiento de la barra en centímetros; eje X: tiempo.

En ambos casos la amplitud del agarre fue constante.

La velocidad de ejecución para cada selección de carga y ejercicio fue máxima y controlada por el encoder lineal del MuscleLab, con una precisión en la medida inferior a 0,075 mm.

En cada sujeto se escogieron, para su análisis posterior, tres repeticiones centrales en el PBA y dos repeti-

ciones completas en el PBO. Posteriormente se determinó para cada repetición y fase de cada repetición (excéntrica y concéntrica) el tiempo (dt en seg.), el *path* (longitud de la curva en cm entre la selección izquierda y derecha), el *span* (diferencia entre el valor más alto y bajo de la selección) y los valores electromiográficos normalizados del PE, PC y T (fig. 2).

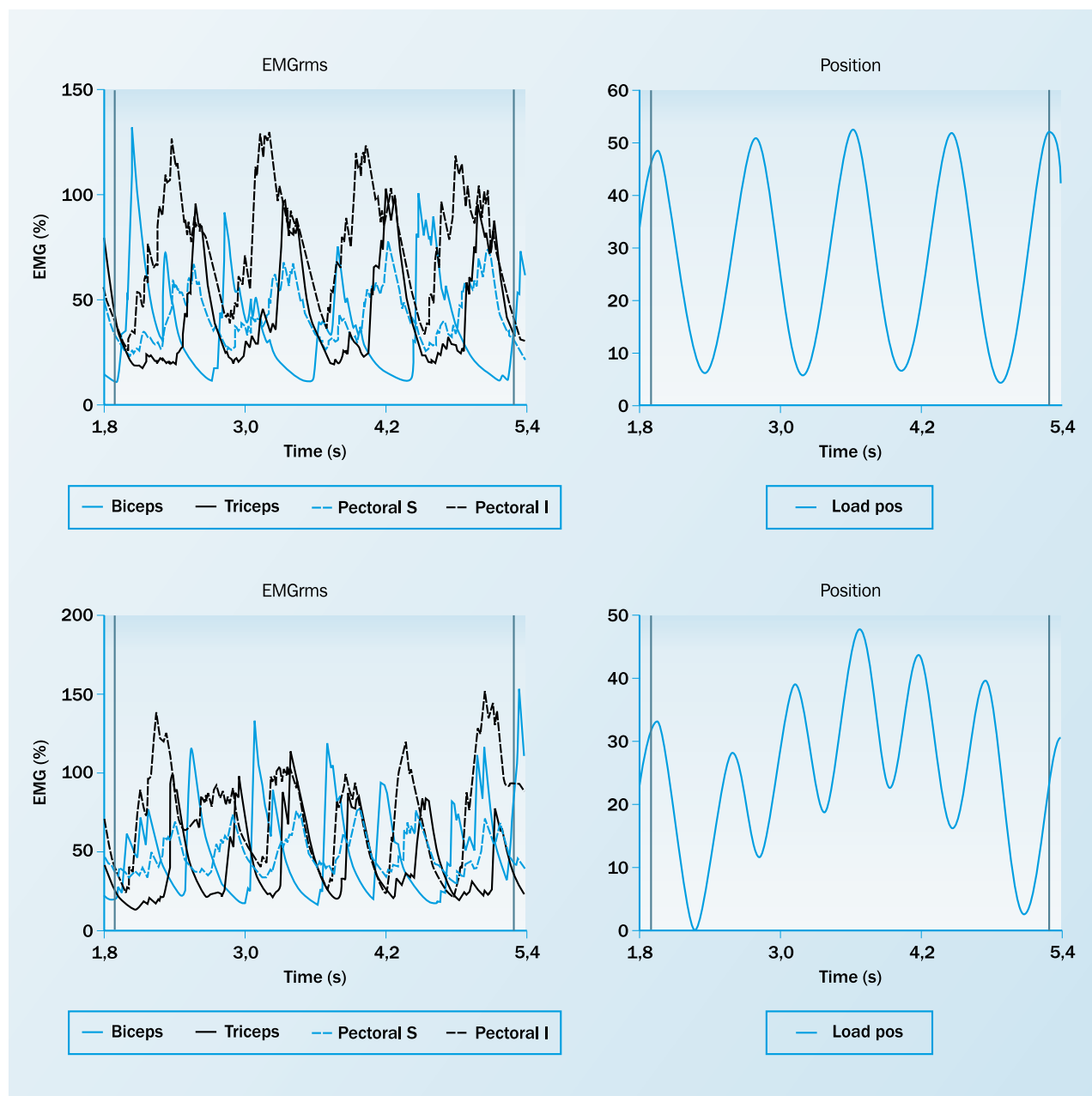


Figura 2

Registros electromiográficos normalizados y desplazamiento de la barra en función del tiempo en el PBA (parte superior y PBO (parte inferior).

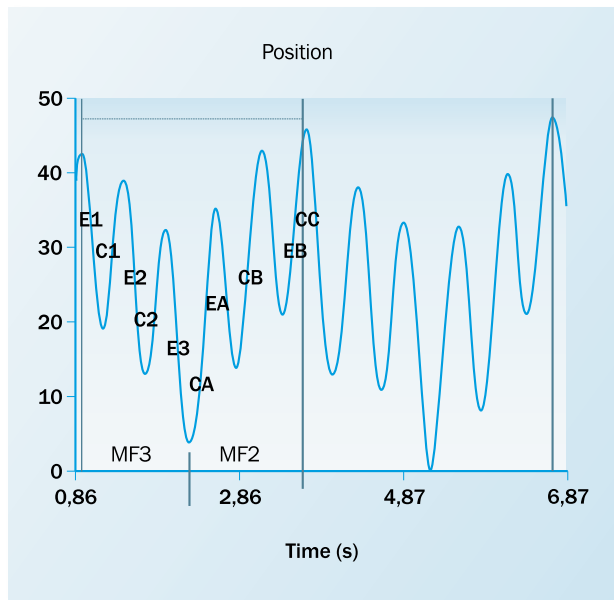


Figura 3

Desplazamiento de la barra en centímetros en el PBO durante la realización de dos repeticiones completas. Eje Y: desplazamiento de la barra en centímetros; eje X: tiempo; E1,2,3: fases excéntricas del movimiento oscilatorio descendente; C (1,2): fases concéntricas del movimiento oscilatorio ascendente; E (A, B): fases excéntricas del mismo; MF: número de momentos de frenado para cada fase del movimiento.

En el PBO solamente se aceptaron registros que tuvieran tres momentos de frenado de la acción excéntrica y dos o tres en la acción concéntrica. A continuación se procedió analizando una repetición completa, y posteriormente por separado cada fase (descendente y ascendente) para cada selección de carga (fig. 3).

Tratamiento estadístico

El tratamiento estadístico se realizó mediante el paquete estadístico SPSS versión 12.0.

Los valores obtenidos en el PBA (parte descendente o acción excéntrica, parte ascendente o acción concéntrica y el total de una repetición), para cada selección de carga (20, 30 y 40 kg), se compararon entre ellos (*t* Student) y con los obtenidos en el PBO mediante la prueba one-way ANOVA (dos niveles: normal y oscilatorio para cada selección de carga). La homogeneidad de varianzas se comprobó mediante la prueba de Levene. Posteriormente se realizaron comparaciones múltiples mediante

los contrastes a posteriori de Tukey y Sheffé para grupos con tamaños diferentes. El nivel de significación fijado fue de 0,05 y 0,01. Se presentan los resultados con la media (M) y la desviación estándar (SD).

Por otro lado, se utilizó la prueba *t* de muestras relacionadas para examinar las diferencias entre las dos porciones del pectoral estudiadas (PC y PE) para cada movimiento (PBA y PBO).

Resultados

Aquellos registros en los que se detectaron artefactos no fueron incluidos en el análisis, por lo que se analizaron finalmente 17 sujetos con 20 kg, 8 de ellos con 30 kg y 14 con 40 kg.

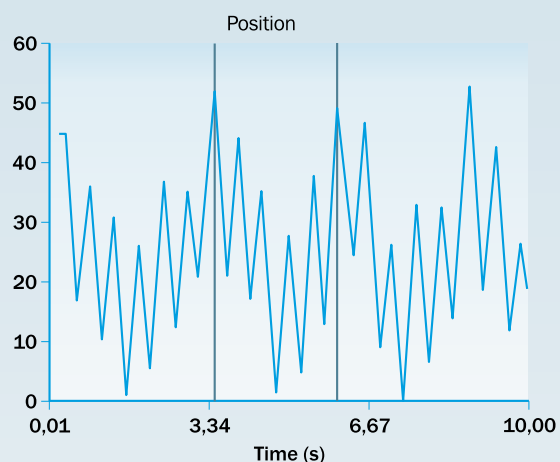
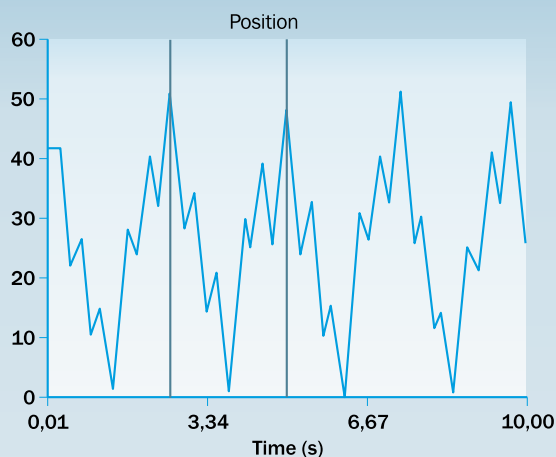
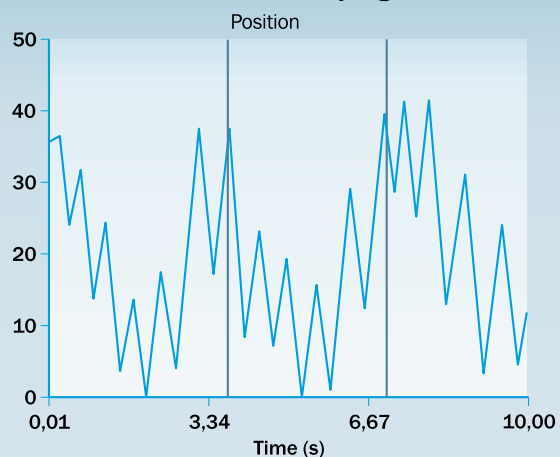
Posición (desplazamiento de la barra). Path y Span

En la figura 4 se representa el desplazamiento de la barra en función del tiempo en el PBA y PBO de tres sujetos. El PBA se controla con facilidad determinando el desplazamiento de la barra durante la fase excéntrica y concéntrica de cada repetición y el tiempo empleado. Sin embargo, la valoración del PBO es más compleja pues se aprecian diferencias ostensibles en la ejecución y amplitud del movimiento entre sujetos en lo que se refiere a la repartición del contramovimiento en el tiempo de cada fase.

Se encuentran diferencias significativas en el *path* (recorrido total en cm) entre el PBA y PBO entre todas las cargas en el total de una repetición y en las dos fases de la misma (concéntrica y excéntrica). Por el contrario, el *span* (diferencia entre el valor máximo y mínimo de la selección) presenta diferencias significativas en el total de una repetición (*t*), entre el PBO de 20 y 40 kg, el PBA de 30 kg y el PBO de 40 kg, y entre el PBO de 20 y 40 kg y el PBA de 30 kg ($p < .05$). En la fase excéntrica del movimiento no se aprecian diferencias significativas y en la fase concéntrica sólo se encuentran entre el PBO de 20 kg y 40 kg. En la tabla 1 se muestra la media y la desviación estándar del *Path* y el *Span*, así como su nivel de significación estadística ($p < .05$).

En lo que se refiere al análisis comparativo entre el PBA y PBO para las diferentes selecciones de carga, no se encuentran diferencias significativas.

Press de banca oscilatorio progresivo



Movimiento de la barra en función del tiempo en tres sujetos diferentes en el PBO con 40 kg. En todos los sujetos valorados se aprecia una gran variabilidad en el patrón del movimiento, pudiéndose establecer, en cierto modo, rasgos personales diferenciadores.

Press de banca armónico

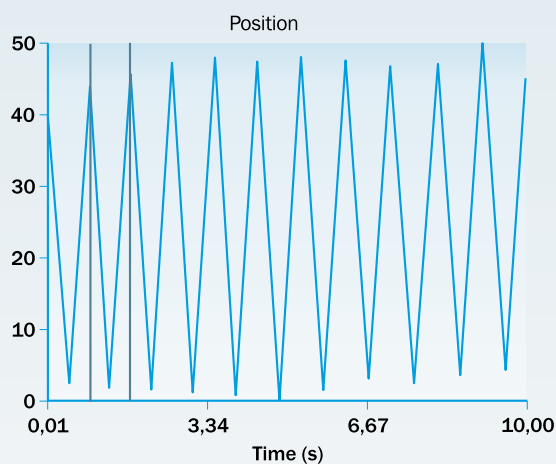
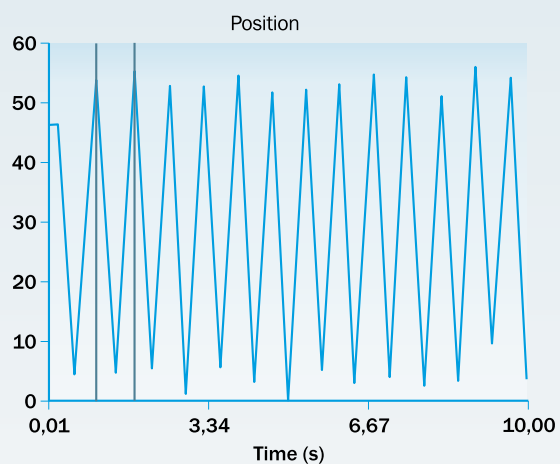


Figura 4

Desplazamiento de la barra en centímetros en el PBA durante la realización de movimiento a alta velocidad durante 10 seg. Eje Y: desplazamiento de la barra en centímetros; eje X: tiempo.

		Path						Span					
		t (cm)		e (cm)		c (cm)		t (cm)		e (cm)		c (cm)	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
20 kg	Normal	90,3	10,1*	44,6	4,9*	45,6	5,3*	45,9	5,3	44,6	4,9	45,6	5,4
n = 17	Oscilatorio	198,1	66,2*	92,1	40,4*	98,3	34,2*	48,3	3,9*c*a	52,4	19,1	47,9	3,6*c
30 kg	Normal	95,3	7,8*	47,6	3,9*	47,7	4,0*	49,0	3,8*b*a	47,5	3,9	47,7	4,0
n = 8	Oscilatorio	156,8	48,1*	76,3	22,7*	80,4	26,8*	46,6	2,4	46,5	2,5	46,2	2,7
40 kg	Normal	90,3	4,3*	45,0	1,8*	45,2	2,4*	45,4	2,2*	45,0	1,8	45,2	2,4
n = 14	Oscilatorio	159,6	44,7*	83,5	23,2*	76,0	22,9*	42,8	2,3*c*b	41,9	2,0	42,6	2,4*c

t = total una repetición; e = fase excéntrica; c = fase concéntrica; M = media; SD = desviación estándar.
 Diferencias significativas entre PBA y PBO p<.05; *para una misma carga; *a: cargas entre 20 y 30; *b: cargas entre 30 y 40; *c: cargas entre 20 y 40.

Tabla 1
 Media y desviación estándar del Path y el Span del PBA y PBO para cada selección de carga.

		Tiempo					
		t (s)		e (s)		c (s)	
		M	SD	M	SD	M	SD
20 kg	Normal	0,7	0,1*	0,3	0,1*	0,3	0,0*
n = 17	Oscilatorio	2,1	0,5*	1,0	0,2*	1,1	0,3*
30 kg	Normal	0,9	0,2*	0,4	0,0*	0,5	0,2*
n = 8	Oscilatorio	2,3	0,6*	1,1	0,2*	1,2	0,4*
40 kg	Normal	0,9	0,1*	0,4	0,1*	0,7	0,9*
n = 14	Oscilatorio	2,5	0,6*	1,3	0,3*	1,2	0,3*

t = tiempo total una repetición; e = tiempo fase excéntrica; c = tiempo fase concéntrica; M = media; SD = desviación estándar.
 * Diferencias significativas entre PBA y PBO para cada carga y entre todas las cargas; p<.05.

Tabla 2
 Media y desviación estándar del tiempo del total de una repetición y de cada fase del PBA y PBO para cada selección de carga.

	EMG (%) PC			EMG (%) PE			EMG (%) T		
	t	e	c	t	e	c	t	e	c
20 kg n=17									
Normal	101,2 (39,7)	78,3 (31,8)	120,1 (48,4)	124,7 (46,7)	108,2 (50,6)	139,6 (52,2)	77,7 (48,3)	52,5 (33,6)	94,6 (59,6)
Oscilatorio	103,5 (36,7)	91,1 (32,9)	114,5 (40,7)	107,6 (50,2)	107,1 (43,1)	116,9 (43,7)	64,2 (41,8)	50,1 (28,0)	93,4 (68,0)
30 kg n=8									
Normal	109,2 (33,9)	90,9 (30,4)	123,0 (40,1)	129,6 (54,6)	94,9 (30,6)	154,5 (76,9)	102,1 (64,4)	77,2 (45,1)	125,8 (98,1)
Oscilatorio	99,5 (36,9)	87,9 (39,3)	110,2 (36,1)	102,7 (39,1)	87,4 (30,4)	116,4 (47,7)	88,5 (59,5)	64,2 (44,9)	107,3 (73,9)
40 kg n=14									
Normal	126,2 (44,0)	108,6 (41,0)	139,1 (51,0)	143,9 (62,7)	116,8 (49,9)	162,9 (77,4)	106,3 (52,4)	54,0 (20,5)	133,5 (67,0)
Oscilatorio	120,4 (41,9)	112,9 (39,5)	127,0 (44,3)	109,1 (40,7)	101,5 (40,3)	115,8 (43,4)	87,7 (51,6)	66,9 (43,6)	103,7 (57,9)

t = total una repetición; e = fase excéntrica; c = fase concéntrica; PC = pectoral porción clavicular; PE = pectoral porción esternal; T = tríceps porción larga; EMG (%) = valores electromiográficos normalizados.
* $p < .05$; ** $p < .001$.

Tabla 3

Actividad EMG (%) de la PC y PE del pectoral mayor y el T en el PBA y el PBO para cada selección de carga.

Factor tiempo

La *tabla 2* muestra la relación entre el PBO y el PBA para cada selección de carga. Se encuentran diferencias significativas en el tiempo total de realización de una repetición (t) así como en el tiempo de la acción concéntrica (c) y excéntrica (e) entre el PBA y el PBO para cada selección de carga y entre todas las cargas ($p < .05$).

Electromiografía

Aunque en la mayoría de los casos se aprecia una menor actividad eléctrica en el PBO, no se detectan diferencias significativas entre ellos para cada selección de carga y entre las cargas, en el total de una repetición y en cada fase del movimiento. Tampoco se aprecian diferencias significativas al comparar un mismo movimiento con las diferentes selecciones de carga (*tabla 3*).

Al comparar los registros electromiográficos del PE y PC del pectoral mayor de cada movimiento en el total

de los registros, se encuentran diferencias significativas en el PBA en el total de una repetición y al comparar las dos fases de cada movimiento (excéntrica y concéntrica) (EMG; PC-PE, $t = -2,23$ $p < .05$; PC(e)-PC(c), $t = -7,18$ $p < .001$; PE (e)-PE (c), $t = -5,35$ $p < .001$).

Por otro lado, en el PBO se encuentran diferencias significativas entre la parte excéntrica y concéntrica del PC y PE (EMG; PC(e)-PC(c), $t = -6,73$ $p < .001$; PE(e)-PE(c), $t = -4,13$ $p < .001$), pero no en el total de una repetición.

En el estudio comparativo para cada carga (20, 30 y 40 kg) en todos los registros no se encuentran diferencias significativas entre el PC y PE en el total de una repetición pero sí entre la parte excéntrica y concéntrica de cada ejercicio. Finalmente, en el tríceps braquial no existen diferencias significativas intergrupos e intragrupos entre la fase concéntrica del oscilatorio al compararlo con el normal para los pesos 20, 30 y 40 kg al nivel .05 (*tabla 4*).

20 kg n = 17					30 kg n = 8					40 kg n = 14							
		EMG (%)	M	DS	p			EMG	M	DS	p			EMG	M	DS	p
Normal		PC	101,3	(39,7)	ns	Oscilatorio		PC	103,6	(36,8)	ns			PC	120,5	(41,9)	ns
PBA	Par1	PE	124,7	(46,7)	< .001	PBO	Par1	PE	107,6	(50,3)	< .05	Par2	PC (c)	PC (e)	91,1	(32,9)	< .05
		PC (e)	78,3	(31,8)				PC (e)	87,9	(39,3)							
	Par2	PC (c)	120,1	(48,4)		Par2	PC (c)	110,2	(36,1)	PE (e)		87,4	(30,4)				
	Par3	PE (e)	108,2	(50,6)	< .005		Par3	PE (e)	107,1	(43,1)	< .05		Par3	PE (c)	116,9	(43,7)	
	Par3	PE (c)	139,6	(52,2)			Par3	PE (c)	116,4	(47,7)			Par3	PE (c)	115,8	(43,4)	

EMG (%) = valores electromiográficos normalizados; e = fase excéntrica; c = fase concéntrica; PC = pectoral porción clavicular; PE = pectoral porción esternal.

Tabla 4

Comparación de la actividad EMG (%) de la PC y PE del pectoral mayor en el total de una repetición, entre cada fase y para cada selección de carga.

Discusión

El objetivo de este estudio ha sido determinar las posibles diferencias entre la realización del PBA y PBO. Los resultados obtenidos en tiempo, desplazamiento de la barra y electromiografía ponen de manifiesto que los dos movimientos son diferentes, aunque en algunas variables no se encuentra significación estadística.

Numerosos estudios han demostrado que el entrenamiento de fuerza es específico al tipo de contracción utilizado (Thorstensson y cols., 1976; Dons y cols., 1979; Kanehisa y Miyashita, 1983; Rutherford y Jones, 1986; Higbie y cols., 1996). A su vez, Kitai y Sale (1989) y Thepaut-Mathieu y cols. (1988) encontraron especificidad en el ángulo de trabajo en el entrenamiento isométrico. También se detectó que las adaptaciones al entrenamiento dinámico no generan mejoras sustanciales en las manifestaciones estáticas de la fuerza (Kanehisa y

Miyashita, 1983; Rutherford y Jones, 1986). Basándonos en las constataciones de estos autores, son razonables las diferencias encontradas entre el PBA y el PBO, pues en realidad constituyen manifestaciones diferentes de la fuerza. Todo ello pone de manifiesto una probable diferente sollicitación de las estructuras del CMT y, por tanto, un supuesto mayor compromiso en el PBO del tejido no contráctil.

Concretamente el tiempo de realización de una repetición para una misma carga fue, por término medio, tres veces superior en los PBO, siendo las diferencias estadísticamente significativas. De hecho, la exigencia en el PBO de 2-3 CEA por fase supone pérdidas importantes en la velocidad media del total de una repetición y en el total de cada fase, pero con el objetivo de incrementar sustancialmente las exigencias de almacenamiento y reutilización de energía elástica en cada fase

del movimiento. Por eso hemos utilizado en este estudio cargas ligeras, que corresponden aproximadamente entre el 20 y 40 % de la 1 RM, por ser probablemente las más aconsejables para permitir una óptima reutilización de la energía elástica almacenada en la fase excéntrica. En este sentido, diferentes estudios han explicado la posibilidad de que la energía acumulada pueda transformarse en calor si la acción concéntrica no sigue inmediatamente a la excéntrica (Fenn y Marsh, 1935, Hill, 1961) lo que sugiere que la elasticidad es un factor que puede considerarse transitorio que hace que un movimiento rápido sea más ventajoso que uno lento.

Aunque no se aprecian diferencias significativas en el *span* al comparar PBA y PBO los valores medios son inferiores en el último en cargas de 30 y 40 kg pero no para 20 kg. La explicación puede estar en la imposibilidad de mantener la espalda pegada al banco al ser la carga muy ligera.

Los valores electromiográficos, inferiores en la mayor parte de los registros en el PBO para una misma carga y en todos los músculos analizados, sugieren que al fraccionar el movimiento no se dispone de tiempo suficiente para alcanzar altos valores en el registro electromiográfico. Estos valores se fijan en la bibliografía especializada entre 300 y 400 ms (Tidow, 1990). Sin embargo, el objetivo del PBO no se basa en alcanzar altos valores de EMG (pensemos que las cargas de trabajo son pequeñas) sino en una alta sollicitación del CEA en diferentes rangos de movimiento. Así, aunque la actividad electromiográfica tiende a aumentar al trabajar con cargas crecientes, tanto en el PBA como en el PBO, no se detecta significación estadística. En este sentido se ha de citar el trabajo de Keogh y cols. (1999), quienes encontraron una activación significativamente inferior en la porción esternocostal del pectoral mayor al realizar un press de banca con lanzamiento y recepción de una carga del 30 % de 1 RM con respecto a un press de banca que implicaba movilizar una carga equivalente a 6 RM. Sin embargo, se hacen difíciles las comparaciones con respecto al presente estudio debido a que los tiempos empleados para realizar cada repetición fueron completamente diferentes.

El PBO, a diferencia del PBA, presenta, en la mayoría de los registros, diferencias significativas entre PC y PE en el total de una repetición y, en ambos casos, diferencias significativas entre las fases del movimiento (c y e) para cada porción. Los valores de la PE son siempre superiores tanto en el PBA como en el PBO. Sin embargo, esta diferenciación en la actividad electromiográfica

encontrada en las porciones PC y PE del pectoral mayor difiere del estudio de Madsen y McLaughlin (1984), quienes encontraron una mayor actividad en la PC. Es probable que este comportamiento pueda explicarse por la gran influencia que puede tener la amplitud del agarre y la carga en el resultado final (Barnett y cols., 1995; Hernández, R. y cols., 2001). Analizando con más detalle los resultados obtenidos se aprecia que la actividad electromiográfica de la PE aumenta en el PBA con cargas superiores, siendo la media superior en todos los registros a la PC. Por el contrario, en el PBO las diferencias se reducen al aumentar la carga, llegando a ser superior la actividad media de la PC con 40 kg.

Cuando se compararon los valores electromiográficos para cada carga por separado, no se encontraron diferencias significativas en el total de una repetición (t) pero sí entre la parte excéntrica y concéntrica. Es lógico que estas diferencias se aprecien en el PBA ya que la fase excéntrica es a favor de la gravedad, pero en el PBO los movimientos parciales CEA suponen fases combinadas a favor y en contra de la gravedad que no existen en la ejercitación clásica.

Los CEA rápidos son sin duda los más recomendables para mejorar las prestaciones en las acciones que requieren grandes aceleraciones, pero también sabemos que este tipo de ejercitación no es soportable durante largos periodos de tiempo sin someter a los tejidos a una excesiva sollicitación que puede ser el origen de diversas patologías. Los movimientos oscilatorios progresivos en general y el PBO en particular son una forma de optimizar la reutilización de la energía elástica sin necesidad de someter a las articulaciones a aceleraciones excesivamente elevadas propias de los movimientos explosivos realizados con poca carga (20-30 % de la carga máxima). A modo de indicación general, seguramente puede definirse como un método para el desarrollo de la fuerza explosiva ubicado preferiblemente en las etapas de conversión a la fuerza explosiva o resistencia a la fuerza explosiva. La realización del PBO puede concebirse como una herramienta para optimizar las prestaciones de fuerza en acciones explosivo-balísticas como los golpes y lanzamientos.

Son necesarios estudios longitudinales posteriores que determinen las adaptaciones que supone este tipo de ejercitación y los posibles cambios en el stiffness del CMT y la viscoelasticidad del componente elástico en serie.

En conclusión, probablemente el PBO supone un estrés mayor sobre tendones y fascias, pues los movimien-

tos de frenado constituyen CEA parciales dentro de cada fase de cada repetición, que obligan a los elementos en serie y paralelo a ejercer de potentes resortes mientras supuestamente el elemento contráctil trabaje en una relativa acción muscular isométrica (Finni, 2001).

Agradecimientos

Los autores están especialmente agradecidos al Dr. Lisímaco Vallejo por el tratamiento estadístico y a todos los sujetos que han hecho posible este estudio.

Referencias

- Alter, M. J. (1996). *Science of stretching* (2nd ed.) Champaign, IL: Human Kinetics.
- Avela, J.; Kyröläinen, H.; Komi, P. V. y Rama, D. (1999). Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology*. 86:1292-1300.
- Barnett, C.; Kippers, V. y Turner, P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of the five shoulder muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 9: 222-227.
- Basmajian, J. V. y DeLuca, C. J. (1974). *Muscle Alive: Their functions Revealed by Electromyography* (3rd ed.) Baltimore: Williams & Wilkins.
- Clemmons, J. M. y Aaron, C. (1997). Effect of grip width on the myoelectrical activity of the prime movers in the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 11: 82-87.
- Cook, C. S. y McDonagh, M. J. N. (1996). Measurement of muscle and tendon stiffness in man. *European Journal of Applied Physiology* 72:380-382.
- Cram, J. R. y Kasman, G. S. (1998). *Introduction to surface electromyography*. Aspen: Gaithersburg, MD.
- De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography. *Journal of Applied Biomechanics*. 13:135-163.
- Dons, B.; Bollerup, K.; Bonde-Peterson, F. y Hancke, S. (1979). Effect of weight-lifting exercise related to muscle fiber composition and muscle cross-sectional area in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 40:95-106.
- Elliott, D. H. (1965). Structure and function of mammalian tendon. *Biological Review*. 40:392.
- Fenn, W. O. y Marsh, B. S. (1935). Muscular forces at different speeds of shortening. *Journal of Physiology*. London, 85: 277-297.
- Finni, T.; Komi, P. V. y Lukkariniemi, J. (1998). Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 77(3):289-91.
- Finni T.; Komi, P. V. y Lepola, V. (2000). In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. *Eur J Appl Physiol*. 83(4 -5):416-26.
- Finni, T.; Ikegawa, S.; Lepola, V. y Komi, P. V. (2003). Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177: 483-491.
- Finni, T. (2001). Muscle Mechanics during Human Movement Revealed by *In Vivo* Measurements of Tendon Force and Muscle Length. Jyväskylä: University of Jyväskylä, .
- Glass, S. C. y Armstrong, T. (1997). Electromyographical activity of the pectoralis muscle during incline and decline bench presses. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 11(3): 163-167.
- Hernández, R.; García-Manso, J. M.; Tous, J.; Ortega, F.; Vega, F. y Gallud, I. (2001). Actividad electromiográfica del músculo pectoral mayor en los movimientos de press de banca inclinado y declinado respecto al press de banca horizontal. *Apunts Medicina de l'Esport*. 136: 15-22.
- Hess, G. P.; Capiello, W. L. y Poole, R. M. (1989). Prevention and treatment of overuse tendon injuries. *Sports Medicine*. 8: 371.
- Higbie, E. J.; Cureton, K. J.; Warren, G. L. y Prior, B. M. (1996). Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *Journal of Applied Physiology*, 81: 2173-2181.
- Hill, A. (1961). The heat produced by a muscle after the last shock of tetanus. *Journal of Physiology*. 159:518-545.
- Ito, M.; Kawakami, Y.; Ichinose, S.; Fukashiro, S. y Fukunaga, T. (1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology*. 85: 1230-1235.
- Kanehisa, H. y M. Miyashita (1983). Effect of isometric and isokinetic muscle training on static strength and dynamic power. *European Journal of Applied Physiology*. 50:365-371.
- Keogh, J.; Wilson, G. L. y Weatherby, R. P. (1999). A cross-sectional comparison of different resistance training techniques in the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13: 247-258.
- Kirkendall, D. T. y Garret, W. E. (1997). Function and biomechanics of tendons. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 7:62.
- Kitai, T. A. y Sale, D. G. (1989). Specificity of joint angle in isometric training. *European Journal of Applied Physiology*. 58: 744-748.
- Komi, P. V. (1986). Training of muscle strength and power: Interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *International Journal of Sports Medicine*. 7:10-15.
- (1990). Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 23:23-34.
- Komi, P. V.; Fukashiro, M. S. y Järvinen, M. (1992). Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin. Sport Medicine*. 113: 521-531.
- Komi, P. V.; Salonen, M.; Järvinen, M. y Kokko, O. (1987). *In vivo* registration of Achilles tendon forces in man: I. Methodological development. *International Journal of Sports Medicine*. 8: 3-8.
- Komi P. V.; Belli A.; Huttunen, V.; Bonnefoy, R.; Geysant A. y Lacour, J. R. (1996). Optic fibre as a transducer of

- tendomuscular forces. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 72(3):278-80.
- Kubo, K.; Kanehisa, H.; Kawakami, Y. y Fukunaga, T. (2001). Effects of repeated muscle contractions on the tendon structures in humans. *European Journal of Applied Physiology*. 84: 162-166.
- Kubo, K.; Kawakami, Y.; Kanehisa, H. y Fukunaga, T. (2002). Measurement of viscoelastic properties of tendon structures *in vivo*. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 12:3-8.
- Kubo, K.; Kawakami, Y. y Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied. Physiology*. 87 (6): 2090-2096.
- Lander, J. E.; Bates, B.; Sawhill, J. y Hamill, J. (1985). A comparison between free weight and isokinetic bench pressing. *Medicine and Science Sports Exercise*. 17:344-353.
- Madsen, N. T. M. McLaughlin (1984). Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Medicine and Science Sports Exercise*. 16:376-381.
- Maganaris, C. N. y Paul, J. P. (1999). *In vivo* human tendon mechanical properties. *Journal of Physiology*. 521: 307-313.
- McLaughlin, T. M. (1984). Grip spacing and arm position. *Powerlift USA*, 8(5): 19-20.
- Morgan, D. L. (1977). Separation of active and passive components: short-range stiffness of muscle. *American Journal of Physiology*. 232: C45-C49.
- Nelson, A. G. J. (2001). Kokkonen. Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 72:415-419.
- O'Brien, M. (1992). Functional anatomy and physiology of tendons. *Clinical of Sports Medicine*. 11:505.
- Oxlund, H. (1986). Relationships between the biomechanical properties, composition and molecular structure of connective tissues. *Connect Tissue Research*. 15:65.
- Rutherford, O. y D. Jones. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *Journal of Applied. Physiology*. 55: 100-105.
- Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science Sports Exercise*. 20:135-145.
- Shelvin, M. G.; Hehmann, J. F. y Jucci, J. A (1969). Electromyographic study of the function of some muscles crossing the glenohumeral joint. *Archives of Physical Medicine*. 50: 264-270.
- Thepaut-Mathieu, C.; Van Hoecke, J. y Maton, B. (1988). Myoelectrical and mechanical changes linked to length specificity during isometric training. *Journal of Applied Physiology*. 64:1500-1505.
- Thigpen, L. K.; Moritani, R.; Thiebaud, R. y Hargis, J. (1985). The acute effects of static stretching on alpha motoneuron excitability. En D. A. Winter, R. W. Norman, R. P. Wells, K. C. Hayes, A. E. Patla (eds.), *Biomechanics IX-A: 352-357*. Champaign, Il: Human Kinetics,
- Thortensson, A.; Hulten, B.; Von-Dobeln, W. y Karlson, J. (1976). *Acta Physiologica Scandinavica*, 96: 392-398.
- Tidow, G. (1990). Aspects of strength training in athletes. *New Studies in Athletics*, 1: 93-110.
- Vujnovich, A. L.; Dawson, N. J. (1994). The effect of therapeutic muscle stretch on neural processing. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20: 145-153.
- Wagner, L. L. *et al.* (1992). The effect of grip width on bench press performance. *International Journal of Sports Biomechanics*. 8:1-10.
- Walshe, A. D. y Wilson, G. J. (1997). The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Canadian Journal Applied Physiology* 22 (2): 117-132.
- Walshe, A. D.; Wilson, G. J. y Murphy, A. J. (1996). The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European Journal of Applied. Physiology*. 73: 332-339.
- Wienmann, K. y Hahn, K. (1997). Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. *International Journal of Sports Medicine*, 18: 340-346.
- Wiktorsson-Moller, M.; Oberg, B.; Ekstrand, J. y Gillquist, J. (1983). Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. *American Journal of Sports Medicine*. 11:249-252.
- Wilson, G. J. (1991). Stretch-shorten cycle: nature and implications for human muscle performance. *Journal of Human Muscle Performance*, 1: 11-31.
- Wilson, G. J.; Wood, G. A. y Elliott, B. C. (1991). Optimal stiffness of the series elastic component in a stretch-shortening cycle activity. *Journal of Applied Physiology*. 70: 825-833.