

# Activitat electromiogràfica en l'aixecament de banca horitzontal en moviments harmònics i oscil·latoris progressius

**GERARD MORAS**

INEFC Barcelona

**JULIO TOUS**

Universitat Ramon Llull

**CÉSAR JUAN MUÑOZ**

INEFC Barcelona

**JOSEP M.ª PADULLÉS**

INEFC Barcelona

## Resum

La influència de la stiffness del complex musculotendínic sobre el cicle Estirament-Escurçament ens ha suggerit de comparar l'Activitat Electromiogràfica de l'Aixecament de Banca horitzontal Harmònic amb la realització de l'Aixecament de Banca horitzontal Oscil·latori, tots dos a altes velocitats d'execució i amb diferents càrregues. Disset subjectes barons (edat  $22,9 \pm 0,8$  anys, pes  $75,0 \pm 9,4$  kg, talla  $179 \pm 6,5$  cm,  $1 \text{ RM} = 110 \pm 10,6$  kg), tots ells experimentats en el treball sistematitzat amb pesos, van acceptar participar en aquest estudi. Els resultats mostren diferències en el temps de realització d'una repetició i desplaçament de la barra entre Aixecament de Banca Harmònic i Aixecament de Banca Oscil·latori, en la major part d'enregistraments. Igualment, l'Aixecament de Banca Oscil·latori presenta menor activitat electromiogràfica, encara que no es troben diferències significatives per a cada sol·licitació de càrrega ni entre elles. En el total dels enregistraments s'hi aprecien diferències significatives entre les sol·licitacions de la Porció Clavicular i la Porció Esternocostal en l'Aixecament de Banca Harmònic en el total d'una repetició i en comparar les dues fases de cada moviment (concèntrica i excèntrica). Tanmateix, en l'Aixecament de Banca Oscil·latori es troben diferències significatives entre les sol·licitacions de la fase excèntrica i concèntrica de la PC i PE, però no en el total d'una repetició. Els valors de desplaçament, temps i EMG demostren que l'aixecament de banca harmònic i l'aixecament de banca oscil·latori són exercicis que semblen requerir una diferent sol·licitació de les estructures del complex musculotendínic amb un possible major compromís en l'aixecament de banca oscil·latori del teixit no contràtil.

## Paraules clau

Cicle d'estirament-escurçament, Aixecament de banca, Mètode oscil·latori progressiu, Electromiografia, Pectoral major.

## 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  $22.9 \pm 0.8$  years, weight  $75.0 \pm 9.4$  kg, height  $179 \pm 6.5$  cm,  $1 \text{ RM} = 110 \pm 10,6$  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.*

## Introducció

El comportament del complex musculotendínic (CMT) durant el moviment humà, tradicionalment ha estat estudiat a partir de l'estudi *in vitro* dels components en sèrie i en paral·lel que conformen el múscul (Elliott, 1965; Kirkendall i Garrett, 1997; O'Brien, 1992; Oxlund, 1986; Hess, Cappiello, Poole, 1989). Avenços tecnològics recents han fet possible realitzar estudis dinàmics *in vivo* utilitzant ultrasonografia (Ito i col. 1998;

Kubo, Kawakami, Fukunaga, 1999; Maganaris i Paul, 1999) o fent servir fibra òptica, com ara en els treballs presentats pel grup de Komi (Komi *et al.*, 1996; Finni *et al.*, 1998, 2000, 2001) sobre el tendó d'Aquil·les i el tendó rotular. Tots ells evidencien el relatiu valor dels tests realitzats *in vitro*. Concretament, els estudis de Komi (Komi, 1990; Komi, Fugashiro, Järvinen, 1992; Komi, Salonen, Järvinen, 1987) van mostrar que el pic de força sobre el tendó d'Aquil·les variava molt d'unes

persones a unes altres i d'unes activitats a d'altres. Alhora, també va resultar interessant de poder separar, en els estudis sobre el cicle d'estirament escurçament (CEE), la *stiffness*\* de les fibres musculars de la del tendó (Morgan, 1977) i en estudis recents s'hi aprecia un clar interès pel rol de les estructures elàstiques durant el moviment (Kubo, Kawakami, Kanehisa i Fukunaga, 2002). Aquestes estructures no només absorbeixen energia en l'aterratge i els impactes sinó que poden tornar part de l'energia emmagatzemada durant la fase d'escurçament muscular. S'ha de tenir en compte que el CEE es dona en la majoria d'accions esportives, com per exemple córrer, saltar, llançar o copejar (Cook i McDonagh, 1996).

D'altra banda, cal tenir en compte que els estiraments estàtics són efectius per assolir canvis en l'amplitud de moviment (ROM) (Wiktorsson-Moller, Oberg, Ekstrand i Guillquist, 1983; Alter, 1996; Wiemann i Hahn, 1997), però els seus efectes sobre la *stiffness* del CMT i la *stiffness* òptima per a la millora del rendiment en algunes accions encara no són prou clars (Wilson, 1991). Tanmateix, alguns estudis demostren que la utilització de l'estirament estàtic i la consegüent reducció de la *stiffness* del CMT pot ser suficient per augmentar el rendiment al CEE, com ho va ser en la realització de l'aixecament de banca, però insuficient per a les accions concèntriques i isomètriques, les quals es beneficien d'un CMT amb una major *stiffness* (Walshe i col., 1996). Altres autors (Thigpen, Moritani, Thiebaut i Hargis, 1985; Vujnovich i Dawson, 1994; Avela, Kyrolainen i Komi, 1999) van detectar que el reflex d'Hoffman (reflex H) resta inhibït temporalment després de l'estirament estàtic i aquesta disminució pot ser la causa de la reducció en la producció de força màxima (1 RM) (Nelson i Kokkonen, 2001). Aquest fet ajuda a explicar la reducció del rendiment en accions isomètriques i concèntriques, encara que l'augment de la compliança del sistema pot ser favorable per a la reutilització de l'emmagatzematge de l'energia elàstica durant el CEE. Aquesta conducta analitzada en la realització de l'aixecament de banca també pot aplicar-se a algunes accions realitzades per les extremitats inferiors en accions de CEE considerades com a lentes (Walshe i Wilson, 1997; Walshe, Wilson i Murphy, 1996; Walshe i col., 1996). Els resultats indiquen que l'estirament té influència sobre la *stiffness* del CMT i pot afectar positivament o negativament el rendiment

neuromuscular en funció del tipus d'activitat. La utilització de l'energia emmagatzemada per l'element elàstic és possible si els fascicles musculars actuen en una relativa acció isomètrica, mitjançant la qual és possible aconseguir una *stiffness* superior de l'element contràctil davant dels elements elàstics (fonamentalment el tendó). Aquesta situació permet la deformació dels elements elàstics amb l'aprofitament posterior de l'energia emmagatzemada. Aquests resultats realcen la importància de la funció del tendó en exercicis de CEE ràpids (Finni i col., 2003).

D'altra banda, l'aixecament de banca és un dels exercicis més utilitzats als entrenaments per a l'augment de la força del tren superior. Per aquesta raó, als tractats de musculació es poden trobar diverses formes d'execució (horitzontal, inclinat, declinat, presa ampla, estreta, etc.) amb la intenció d'assolir un reclutament diferent perquè aquest sembla dependre, en gran mesura, de la direcció en què es realitza l'esforç (Shelvin i col., 1969; Basmajian i Deluca, 1974). Concretament, Barnett i col. (1995) van estudiar electro-miogràficament el pectoral major durant l'execució de l'aixecament de banca horitzontal, inclinat i declinat, i van observar que les diferents posicions sol·licitaven de forma diferenciada la porció clavicular i esternocostal del pectoral major. Glass i Armstrong (1997), van comparar l'aixecament de banca inclinat (30°) amb el declinat (15°), i van concloure que la zona més caudal de la porció esternocostal s'activava més quan el gest es realitzava en posició declinada, i no van trobar diferències significatives en l'activació de la porció clavicular.

Altres estudis han comprovat que la separació de la presa condueix a modificacions en el rendiment (quilos aixecats) i a una sol·licitació diferent de la musculatura implicada (McLaughlin, 1984; Lander i cols., 1985; Wagner *et al.*, 1992; Clemmons i Aarón, 1997).

Tanmateix, la majoria dels estudis realitzats fins ara es basen en la incidència de la modificació de la presa i de la inclinació del subjecte durant la realització de l'aixecament de banca. L'objectiu d'aquest estudi ha estat diferent, perquè s'ha pretès, tot mantenint constant la presa de la barra i la inclinació del subjecte, estudiar la incidència d'un nou concepte de mobilització de la barra al qual s'ha anomenat aixecament de banca oscil·latori (ABO) en comparació amb l'aixecament de banca harmònic (ABH).

\* *Stiffness* és la resistència que ofereix un teixit quan hom li aplica una càrrega externa. La unitat de mesura és Newton per metre (N/m).

## Mètode

### Mostra

Disset subjectes barons (edat:  $22,9 \pm 0,8$  anys, pes:  $75,0 \pm 9,4$  kg, talla:  $179 \pm 6,5$  cm,  $1 \text{ RM} = 110 \pm 10,6$  kg), tots ells experimentats en el treball sistematitzat amb pesos, van acceptar participar en aquest estudi voluntàriament. Prèviament a l'adquisició dels registres els subjectes van practicar l'ABO amb càrregues diverses.

### Instrument de valoració

S'ha fet servir el MuscleLab (Ergotest, Ltd. Noruega) i més concretament els seus quatre canals d'electromiografia (EMG) i l'encoder lineal de moviment (velocímetre) que s'inclou en aquest laboratori portàtil. El *software* (versió 6.07) inclòs en aquest dispositiu emmagatzema els enregistraments en una base de dades que ofereix valors d'EMG, tant arbitraris com normalitzats, la posició, la velocitat, la potència i la força amb una freqüència de mostratge de 100Hz.

### Electromiografia

Es va emprar la tècnica *root mean square* (RMS) atès que és la més apropiada per mesurar contraccions sol·licitades voluntàriament, perquè reflecteix millor la potència del senyal (De Luca, 1997).

S'han fet servir elèctrodes de superfície no reutilitzables (Medicotest, Olstykke, Dinamarca). Abans de la

col·locació dels elèctrodes es va preparar la pell depilant-la (en el cas que calgués) i netejant-la amb una gasa hidròfila xopa en alcohol fins aconseguir que envermellís, seguint les directrius de Cram i Kasman (1998). Els elèctrodes es van col·locar en el pectoral i el braç dret per minimitzar les interferències provocades pel senyal de la freqüència cardíaca. La disposició dels elèctrodes respecte de les fibres es va realitzar en la direcció d'aquestes, amb una separació mínima interelectrodes de 2 cm en el pectoral (PE i PC respectivament) i porció llarga del tríceps (T).

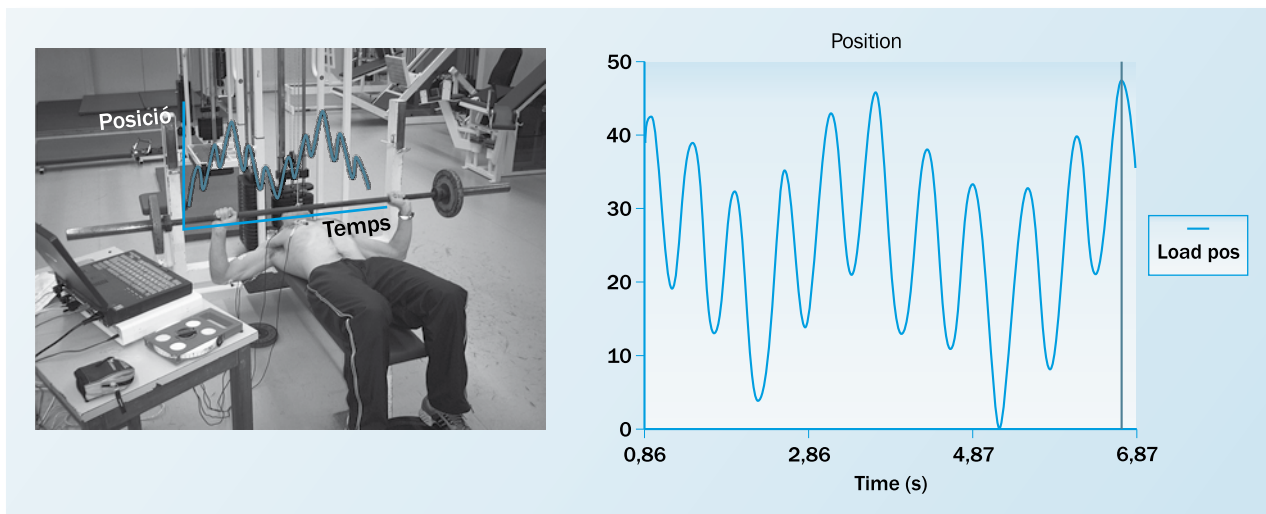
Abans de la realització dels exercicis es van fer tres tests de contracció màxima voluntària (MVC) amb l'objecte de normalitzar els enregistraments respecte d'un valor de referència. El test MVC es va realitzar en la part del recorregut on l'activitat elèctrica fos la més gran.

Els subjectes van realitzar dos exercicis (ABH i ABO) de 10 segons de durada cadascun i amb recuperació completa entre sèries, que oscil·lava entre 5 i 10 min.

### Descripció dels exercicis

ABH: moviment de la barra perpendicular al sòl amb flexió i extensió pràcticament completa dels braços en cada repetició.

ABO: moviment de la barra perpendicular al terra i realització de contramoviment en tres posicions intermèdies en la fase excèntrica i dos o tres en la fase concèntrica del moviment en cada repetició (*fig. 1*).



**Figura 1**

Un exemple de desplaçament de la barra en centímetres en l'ABO durant la realització de dues repeticions completes. Eix Y: desplaçament de la barra en centímetres; eix X: temps.

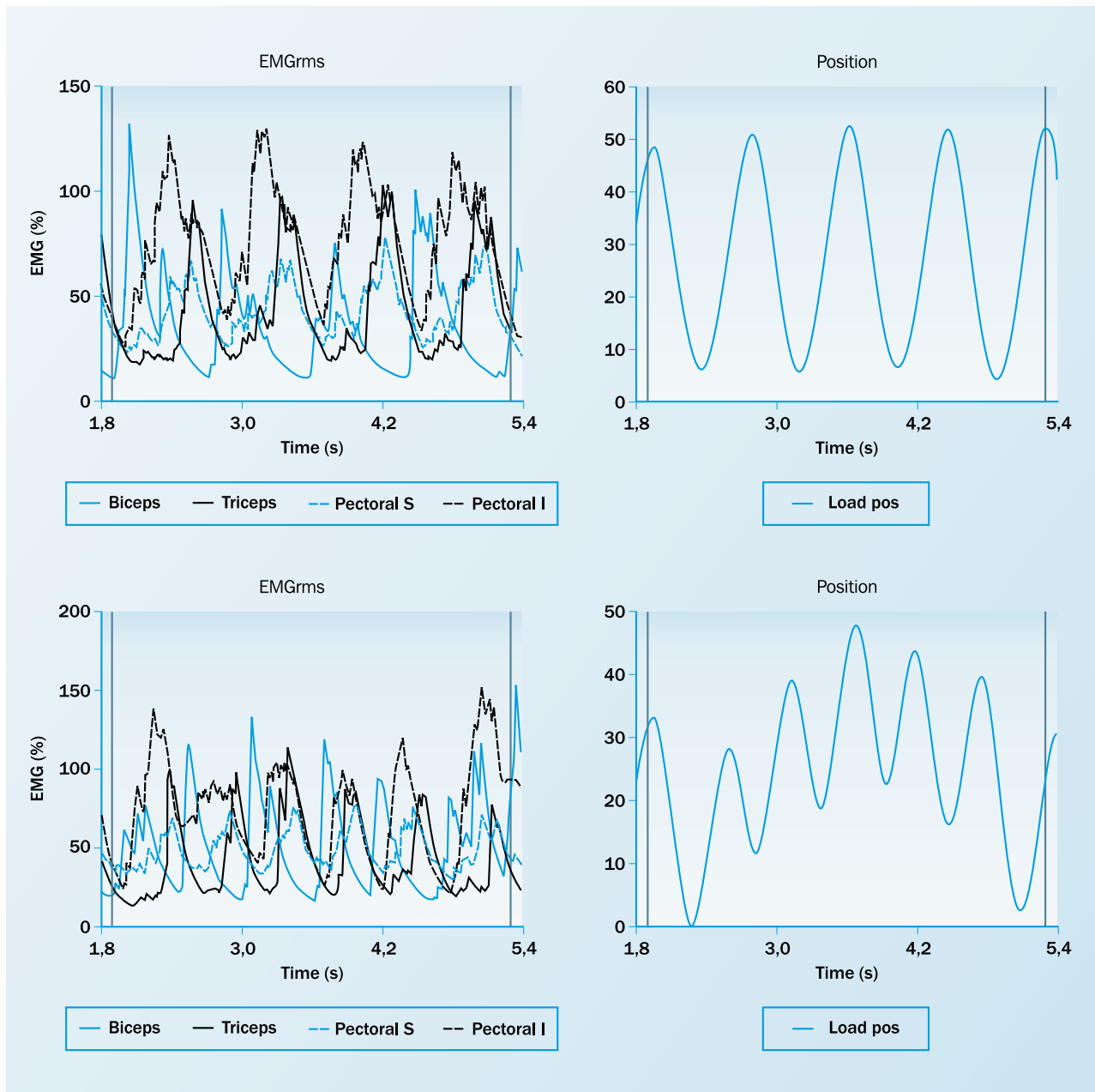
En tots dos casos, l'amplitud de la presa va ser constant.

La velocitat d'execució per a cada selecció de càrrega i exercici va ser màxima i controlada per l'encoder lineal del MuscleLab, amb una precisió en la mesura inferior a 0,075 mm.

En cada subjecte es van escollir, per a fer-ne l'anàlisi posterior, tres repeticions centrals en l'ABH i dues

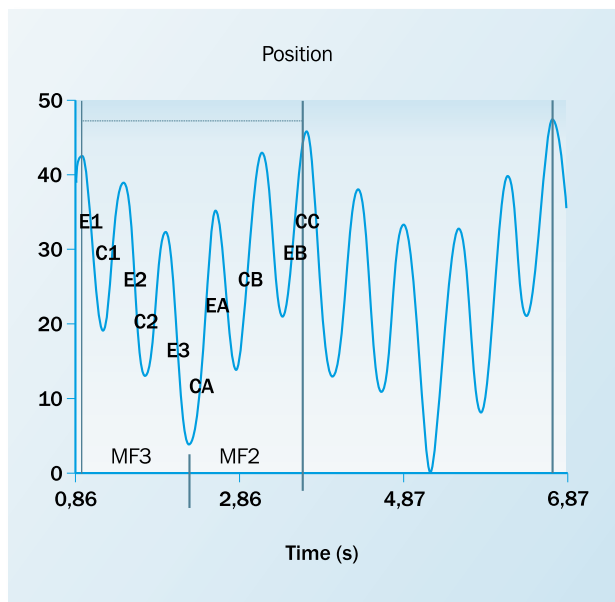
repeticions completes en l'ABO. Posteriorment, es va determinar per a cada repetició i fase de cada repetició (excèntrica i concèntrica) el temps ( $dt$  en seg.), el *path* (longitud de la corba en cm entre la selecció esquerra i dreta), el *span* (diferència entre el valor més alt i més baix de la selecció) i els valors electromiogràfics normalitzats del PE, PC i T (figura 2).

En l'ABO només es van acceptar enregistraments que



**Figura 2**

Enregistraments electromiogràfics normalitzats i desplaçament de la barra en funció del temps en l'ABH (Part superior) i l'ABO (part inferior).



**Figura 3**

Desplaçament de la barra en centímetres en l'ABO durant la realització de dues repeticions completes. Eix Y desplaçament de la barra en centímetres; eix X temps; E1,2,3: fases excèntriques del moviment oscil·latori descendent; C (1,2): fases concèntriques d'aquest; C (A, B, C): fases concèntriques del moviment oscil·latori ascendent; E (A, B): fases excèntriques d'aquest; MF: nombre de moments de frenada per a cada fase del moviment.

tinguessin tres moments de frenada de l'acció excèntrica i dos o tres en l'acció concèntrica. A continuació, es va procedir analitzant una repetició completa, i posteriorment separatament cada fase (descendent i ascendent) per a cada selecció de càrrega (fig. 3).

## Tractament estadístic

El tractament estadístic es va realitzar mitjançant el paquet estadístic SPSS versió 12.0.

Els valors obtinguts en l'ABH (part descendent o acció excèntrica, part ascendent o acció concèntrica i el total d'una repetició), per a cada selecció de càrrega (20, 30 i 40 kg), es van comparar entre ells (*t student*) i amb els obtinguts en l'ABO mitjançant la prova *one-way ANOVA* (dos nivells: normal i oscil·latori per a cada selecció de càrrega). L'homogeneïtat de variàncies es va comprovar mitjançant la prova de Levene. Posteriorment, es van realitzar comparacions múltiples mitjançant

els contrastos *a posteriori* de Tukey i Sheffé per a grups de grandària diversa. El nivell de significació fixat va ser de 0,05 i 0,01. Es presenten els resultats amb la mitjana (M) i la desviació estàndard (SD).

D'altra banda, es va utilitzar la prova *t* de mostres relacionades per examinar les diferències entre les dues porcions del pectoral estudiades (PC i PE) per a cada moviment (ABH i ABO).

## Resultats

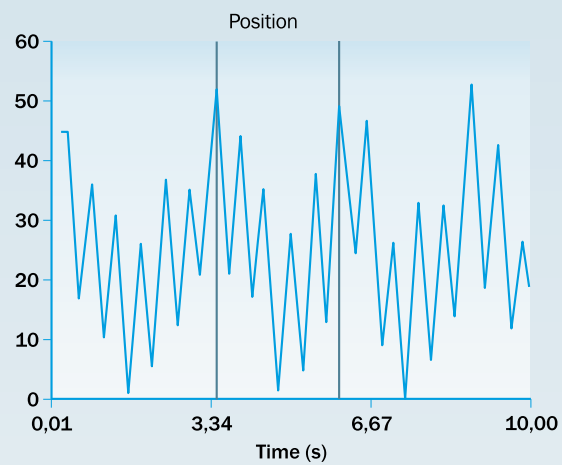
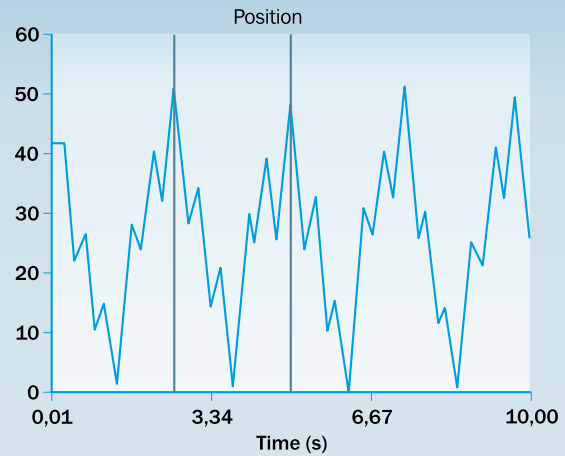
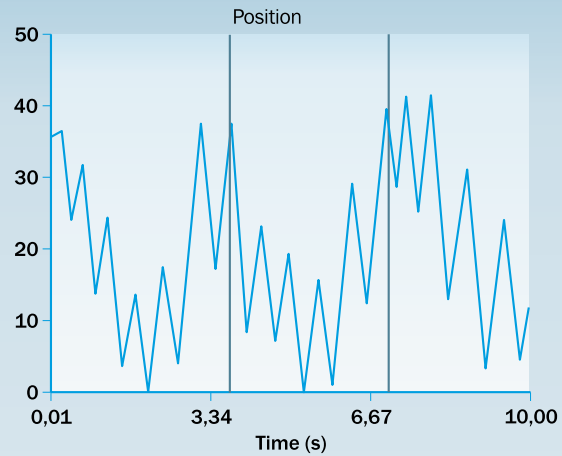
Els enregistraments on es van detectar artefactes no van ser inclosos en l'anàlisi, i en conseqüència, finalment es van analitzar 17 subjectes amb 20 kg, 8 d'ells amb 30 kg i 14 amb 40 kg.

### Posició (desplaçament de la barra). Path i Span

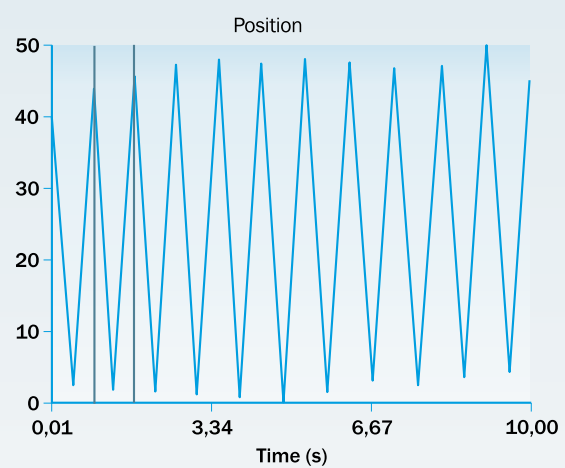
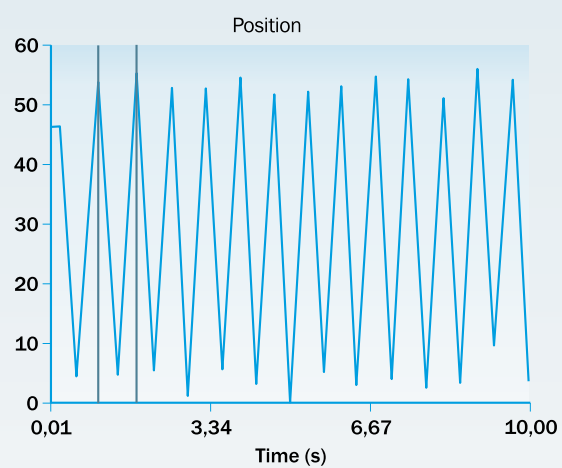
A la figura 4 es representa el desplaçament de la barra en funció del temps en l'ABH i l'ABO de tres subjectes. L'ABH es controla amb facilitat determinant el desplaçament de la barra durant la fase excèntrica i concèntrica de cada repetició i el temps emprat. Tanmateix, la valoració de l'ABO és més complexa perquè s'hi aprecien diferències ostensibles en l'execució i l'amplitud del moviment entre subjectes, pel que fa a la repartició del contramoviment en el temps de cada fase.

Es troben diferències significatives en el *path* (recorregut total en cm) entre l'ABH i l'ABO entre totes les càrregues en el total d'una repetició i en les seves dues fases (concèntrica i excèntrica). Per contra, el *span* (diferència entre el valor màxim i mínim de la selecció) presenta diferències significatives en el total d'una repetició (*t*), entre l'ABO de 20 i 40 kg, l'ABH de 30 kg i l'ABO de 40 kg, i entre l'ABO de 20 i 40 kg i l'ABH de 30 kg ( $p < .05$ ). En la fase excèntrica del moviment no es copen diferències significatives i en la fase concèntrica només es troben entre l'ABO de 20 kg i 40 kg. A la taula 1 es mostra la mitjana i la desviació estàndard del *Path* i el *Span*, i també el seu nivell de significació estadística ( $p < .05$ ).

Pel que fa a l'anàlisi comparativa entre l'ABH i l'ABO per a les diferents seleccions de càrrega, no es troben diferències significatives.

**Aixecament de banca oscil·latori progressiu**

Moviment de la barra en funció del temps en tres subjectes diferents en l'ABH amb 40 kg. En tots els subjectes valorats s'aprecia una gran variabilitat en el patró del moviment, podent-se establir, en certa manera, trets personals diferenciadors.

**Aixecament de banca harmònic**

**Figura 4**

Desplaçament de la barra en centímetres en l'ABH durant la realització de moviment a alta velocitat durant 10 seg. Eix Y: desplaçament de la barra en centímetres; eix X: temps.

		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	Oscil·latori	198,1	66,2*	92,1	40,4*	98,3	34,2*	48,3	3,9* <sup>c</sup> * <sup>a</sup>	52,4	19,1	47,9	3,6* <sup>c</sup>
30 kg	Normal	95,3	7,8*	47,6	3,9*	47,7	4,0*	49,0	3,8* <sup>b</sup> * <sup>a</sup>	47,5	3,9	47,7	4,0
n = 8	Oscil·latori	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	Oscil·latori	159,6	44,7*	83,5	23,2*	76,0	22,9*	42,8	2,3* <sup>c</sup> * <sup>b</sup>	41,9	2,0	42,6	2,4* <sup>c</sup>

t = total una repetició; e = fase excèntrica; c = fase concèntrica; M = mitjana; SD = desviació estàndard.  
 Diferències significatives entre ABH i ABO  $p < .05$ ; \* per a una mateixa càrrega; <sup>a</sup>: càrregues entre 20 i 30; <sup>b</sup>: càrregues entre 30 i 40; <sup>c</sup>: càrregues entre 20 i 40.

**Taula 1**

Mitjana i desviació estàndard del Path i el Span de l'ABH i l'ABO per a cada selecció de càrrega.

		Temps					
		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	Oscil·latori	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	Oscil·latori	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	Oscil·latori	2,5	0,6*	1,3	0,3*	1,2	0,3*

t = temps total una repetició; e = temps fase excèntrica; c = temps fase concèntrica; M = mitjana; SD = desviació estàndard.  
 \* Diferències significatives entre ABH i ABO per a cada càrrega i entre totes les càrregues;  $p < .05$ .

**Taula 2**

Mitjana i desviació estàndard del temps del total d'una repetició i de cada fase de l'ABH i l'ABO per a cada selecció de càrrega.

20 Kg n=17	EMG (%) PC			EMG (%) PE			EMG (%) T		
	t	e	c	t	e	c	t	e	c
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)
Oscil·latori	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)
<b>30 kg n=8</b>									
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)
Oscil·latori	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)
<b>40 kg n=14</b>									
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)
Oscil·latori	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 repetició; e = fase excèntrica; c = fase concèntrica; PC = pectoral porció clavicular; PE = pectoral porció esternal; T = tríceps porció llarga; EMG (%) = valors electromiogràfics normalitzats.  
\*  $p < .05$ ; \*\*  $p < .001$

**Taula 3**

Activitat EMG (%) de la PC i PE del pectoral major i el T en l'ABH i l'ABO per a cada selecció de càrrega.

### Factor temps

La *taula 2* mostra la relació entre l'ABO i l'ABH per a cada selecció de càrrega. Es troben diferències significatives en el temps total de realització d'una repetició (t) així com en el temps de l'acció concèntrica (c) i excèntrica (e) entre l'ABH i l'ABO per a cada selecció de càrrega i entre totes les càrregues ( $p < .05$ )

### Electromiografia

Encara que, en la majoria dels casos, s'aprecia una menor activitat elèctrica en l'ABO, no es detecten diferències significatives entre ells per a cada selecció de càrrega i entre les càrregues, en el total d'una repetició i en cada fase del moviment. Tampoc no s'aprecien diferències significatives en comparar un mateix moviment amb les diferents seleccions de càrrega (*taula 3*).

En comparar els enregistraments electromiogràfics del PE i PC del pectoral major de cada moviment en el

total dels enregistraments, es troben diferències significatives a l'ABH en el total d'una repetició i en comparar les dues fases de cada moviment (excèntrica i concèntrica) (EMG; PC-PE,  $t = -2,23 p < .05$ ; PC(e)-PC(c),  $t = -7,18 p < .001$ ; PE (e)-PE(c),  $t = -5,35 p < .001$ ).

D'una altra banda, en l'ABO es troben diferències significatives entre la part excèntrica i concèntrica del PC i PE (EMG; PC(e)-PC(c),  $t = -6,73 p < .001$ ; PE(e)-PE(c),  $t = -4,13 p < .001$ ), però no en el total d'una repetició.

A l'estudi comparatiu per a cada càrrega (20, 30 i 40 kg), en tots els enregistraments no es troben diferències significatives entre el PC i PE en el total d'una repetició, però sí, entre la part excèntrica i concèntrica de cada exercici. Finalment, al tríceps braquial no hi ha diferències significatives intergrups i intragrupos entre la fase concèntrica de l'oscil·latori en comparar-lo amb el normal per als pesos 20, 30 i 40 kg al nivell .05 (*taula 4*).



20 kg n = 17					EMG					M					DS					p				
Normal		PC	101,3	(39,7)	ns	Oscil·latori		PC	103,6	(36,8)	ns													
ABH	Par1	PE	124,7	(46,7)		ABO	Par1	PE	107,6	(50,3)														
		PC (e)	78,3	(31,8)	< .001			PC (e)	91,1	(32,9)	< .001													
		PC (c)	120,1	(48,4)				Par2	PC (c)	114,5	(40,7)													
	Par2	PE (e)	108,2	(50,6)	< .005		Par2	PE (e)	107,1	(43,1)	< .05													
		PE (c)	139,6	(52,2)				Par3	PE (c)	116,9	(43,7)													
30 kg n = 8																								
Normal		PC	109,2	(33,9)	ns	Oscil·latori		PC	99,5	(36,9)	ns													
ABH	Par1	PE	129,6	(54,7)		ABO	Par1	PE	102,7	(39,0)														
		PC (e)	90,9	(30,4)	< .05			PC (e)	87,9	(39,3)	< .05													
		PC (c)	123,0	(40,1)				Par2	PC (c)	110,2	(36,1)													
	Par2	PE (e)	94,9	(30,6)	< .05		Par2	PE (e)	87,4	(30,4)	< .05													
		PE (c)	154,6	(76,9)				Par3	PE (c)	116,4	(47,7)													
40 kg n = 14																								
Normal		PC	126,2	(44,1)	ns	Oscil·latori		PC	120,5	(41,9)	ns													
ABH	Par1	PE	143,9	(62,7)		ABO	Par1	PE	109,1	(40,7)														
		PC (e)	108,6	(40,9)	< .05			PC (e)	112,8	(39,5)	< .05													
		PC (c)	139,1	(51,0)				Par2	PC (c)	127,0	(44,3)													
	Par2	PE (e)	116,8	(49,9)	< .05		Par2	PE (e)	101,5	(40,4)	< .05													
		PE (c)	162,9	(77,4)				Par3	PE (c)	115,8	(43,4)													

EMG (%) = valors electromiogràfics normalitzats; e = fase excèntrica; c = fase concèntrica; PC = pectoral porció clavicular; PE = pectoral porció esternal.

#### Taula 4

Comparació de l'activitat EMG (%) de la PC i PE del pectoral major en el total d'una repetició, entre cada fase i per a cada selecció de càrrega en l'ABH i l'ABO respectivament.

## Discussió

L'objectiu d'aquest estudi ha estat determinar les possibles diferències entre la realització de l'ABH i l'ABO. Els resultats obtinguts en temps, desplaçament de la barra i electromiografia posen de manifest que els dos moviments són diferents, encara que en algunes variables no es troba significació estadística.

Nombrosos estudis han demostrat que l'entrenament de força és específic al tipus de contracció utilitzat (Thorstensson i col., 1976; Dons i col., 1979; Kanehisa i Myiashita, 1983; Rutherford i Jones, 1986; Higbie i col., 1996). Alhora, Kitai i Sale (1989) i Thepaut-Mathieu i col. (1988) van trobar especificitat en l'angle de treball en l'entrenament isomètric. També es va detectar que les adaptacions a l'entrenament dinàmic no generen millores substancials en les manifestacions estàtiques de la força (Kanehisa i Miyashita, 1983; Rutherford i Jones, 1986).

Basant-nos en les constatacions d'aquests autors són raonables les diferències trobades entre l'ABH i l'ABO perquè, de fet, constitueixen manifestacions diferents de la força. Tot plegat fa a palesa una probable sol·licitació diferent de les estructures del CMT i, per tant, un suposat major compromís en l'ABO del teixit no contràctil.

Concretament, el temps de realització d'una repetició per a una mateixa càrrega va ser, de mitjana, tres vegades superior en els ABO, i les diferències van ser estadísticament significatives. De fet, l'exigència en l'ABO de 2-3 CEA per fase suposa pèrdues importants en la velocitat mitjana del total d'una repetició i en el total de cada fase, però amb l'objectiu d'incrementar de manera substancial les exigències d'emmagatzematge i reutilització d'energia elàstica en cada fase del moviment. Per això en aquest estudi hem utilitzat càrregues lleugeres, que suposen aproximadament entre el 20 i el 40 % de

la 1 RM, perquè són probablement les més aconsellables per permetre una òptima reutilització de l'energia elàstica emmagatzemada en la fase excèntrica. En aquest sentit, diferents estudis han explicat la possibilitat que l'energia acumulada pugui transformar-se en calor si l'acció concèntrica no segueix immediatament a l'excèntrica (Fenn i Marsh, 1935, Hill, 1961) cosa que suggereix que l'elasticitat és un factor que pot considerar-se transitori, que fa que un moviment ràpid sigui més avançat que un de lent.

Encara que no s'aprecien diferències significatives en el *span* en comparar ABH i ABO, els valors mitjans són inferiors a l'últim en càrregues de 30 i 40 kg, però no per a 20 kg. L'explicació pot trobar-se en la impossibilitat de mantenir l'esquena enganxada al banc en ser la càrrega molt lleugera.

Els valors electromiogràfics, inferiors en la major part dels enregistraments en l'ABO per a una mateixa càrrega i a tots els músculs analitzats, suggereixen que en fraccionar el moviment no es disposa de prou temps per aconseguir alts valors en l'enregistrament electromiogràfic. Aquests valors es fixen en la bibliografia especialitzada entre 300 i 400 ms (Tidow, 1990). Tanmateix, l'objectiu de l'ABO no es basa a assolir alts valors d'EMG (pensem que les càrregues de treball són petites) sinó en una alta sol·licitació del CEA en diferents rangs de moviment. Així, encara que l'activitat electromiogràfica tendeix a augmentar en treballar amb càrregues creixents, tant a l'ABH com a l'ABO, no es detecta significació estadística. En aquest sentit, cal esmentar el treball de Keogh i col. (1999), els quals van trobar una activació significativament inferior en la porció esternocostal del pectoral major en realitzar un aixecament de banca amb llançament i recepció d'una càrrega del 30 % d'1 RM respecte d'un aixecament de banca que implicava mobilitzar una càrrega equivalent a 6 RM. Tanmateix, resulta difícil fer comparacions amb el nostre estudi a causa que els temps emprats per realitzar cada repetició van ser completament diferents.

L'ABO, a diferència de l'ABH, presenta, en la majoria dels registres, diferències significatives entre PC i PE en el total d'una repetició i, en tots dos casos, diferències significatives entre les fases del moviment (c i e) per a cada porció. Els valors de la PE són sempre superiors tant a l'ABH com a l'ABO. Tanmateix, aquesta diferenciació en l'activitat electromiogràfica trobada en les porcions PC i PE del pectoral major difereix de l'estudi de Madsen i McLaughlin (1984) els quals van trobar una major activitat en la PC. És probable que aquest

comportament pugui ser explicat per la gran influència que hi pot tenir, l'amplitud de la presa i el carregament, en el resultat final (Barnett i col., 1995; R. Hernández i col., 2001). Analitzant amb més detall els resultats obtinguts s'aprecia que l'activitat electromiogràfica de la PE augmenta en l'ABH amb càrregues superiors, i trobem que la mitjana és superior, en tots els registres, a la PC. Per contra, en l'ABO les diferències es redueixen en augmentar la càrrega, i l'activitat mitjana de la PC arriba a ser superior amb 40 kg.

Quan es van comparar els valors electromiogràfics per a cada càrrega, separatament, no es van trobar diferències significatives en el total d'una repetició (t) però sí que se'n van trobar entre la part excèntrica i concèntrica. És lògic que aquestes diferències es registrin en l'ABH perquè la fase excèntrica és a favor de la gravetat, però en l'ABO els moviments parcials CEA suposen fases combinades a favor i en contra de la gravetat que no existeixen en l'exercitació clàssica.

Els CEA ràpids són, ben segur, els més recomanables per millorar les prestacions en les accions que requereixen grans acceleracions, però també sabem que aquesta mena d'exercitació no és suportable durant llargs períodes de temps sense sotmetre els teixits a una sol·licitació excessiva, que pot ser l'origen de patologies diverses. Els moviments oscil·latoris progressius en general i l'ABO en particular, són una forma d'optimitzar la reutilització de l'energia elàstica sense necessitat de sotmetre les articulacions a acceleracions excessivament elevades, pròpies dels moviments explosius realitzats amb poca càrrega (20-30 % de la càrrega màxima). Com a indicació general, segurament pot definir-se com un mètode per al desenvolupament de la força explosiva situat preferiblement en les etapes de conversió a la força explosiva o resistència a la força explosiva. La realització de l'ABO pot ser concebuda com una eina per optimitzar les prestacions de força en accions explosives-balístiques, com ara els copejaments i els llançaments.

Cal que es facin estudis longitudinals posteriors que determinin les adaptacions que suposa aquest tipus d'exercitació i els possibles canvis en la *stiffness* del CMT i la viscoelasticitat del component elàstic en sèrie.

En conclusió, probablement l'ABO suposa un estrès més gran sobre tendons i fàscies, perquè els moviments de frenada constitueixen CEA parcials dintre de cada fase de cada repetició, que obliguen els elements en sèrie i paral·lel a exercir de potents ressorts mentre suposadament l'element contràctil treballa en una relativa acció muscular isomètrica (Finni, 2001).

## Agraïments

Els autors estan especialment agraïts al Dr. Lisímaco Vallejo, pel tractament estadístic, i a tots els subjectes que han fet possible aquest estudi.

## Referències

- Alter, M. J. (1996). *Science of stretching* (2<sup>nd</sup> ed.) Champaign, IL: Human Kinetics.
- Avela, J.; Kyröläinen, H.; Komi, P. V. i 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. i 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. i DeLuca, C. J. (1974). *Muscle Alive: Their functions Revealed by Electromyography* (3<sup>rd</sup> ed.) Baltimore: Williams & Wilkins.
- Clemmons, J. M. i 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. i McDonagh, M. J. N. (1996). Measurement of muscle and tendon stiffness in man. *European Journal of Applied Physiology* 72:380-382.
- Cram, J. R. i 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. i 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. i Marsh, B. S. (1935). Muscular forces at different speeds of shortening. *Journal of Physiology*. London, 85: 277-297.
- Finni, T.; Komi, P. V. i 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. i 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. i 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: Universty of Jyväskylä, .
- Glass, S. C. i 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. i 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.; Cappiello, W. L. i Poole, R. M. (1989). Prevention and treatment of overuse tendon injuries. *Sports Medicine*. 8: 371.
- Higbie, E. J.; Cureton, K. J.; Warren, G. L. i 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. i Fukunaga, T. (1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of Applied Physiology*. 85: 1230-1235.
- Kanehisa, H. i 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. i 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. i Garret, W. E. (1997). Function and biomechanics of tendons. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 7:62.
- Kitai, T. A. i 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. i Järvinen, M. (1992). Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion. *Clin. Sport Medicine*. 113: 521-531.
- Komi, P. V.; Salonen, M.; Järvinen, M. i 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. i 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. i 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. i 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. i 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. i 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. i 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. i 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. i 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. i 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. i Hargis, J. (1985). The acute effects of static stretching on alpha motoneuron excitability. A 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. i 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. i 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. i 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. i 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.
- Wilson, G. J. (1991). Stretch-shorten cycle: nature and implications for human muscle performance. *Journal of Human Muscle Performance*, 1: 11-31.
- 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.; 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.