

# Activació dels músculs del tronc durant situacions que requereixen l'estabilització del raquis. Estudi de cas únic

**FRANCISCO J. VERA-GARCÍA\***

*Doctor en Ciències de l'Activitat Física i l'Esport.*

Àrea d'Educació Física i Esportiva.

Universidad Miguel Hernández de Elche

**JANICE M. MORESIDE**

*PhD Candidate, Registered Physiotherapist.*

Spine Biomechanics Laboratory, Department of Kinesiology.

University of Waterloo. Waterloo, Ontario (Canadà)

**BELÉN FLORES-PARODI**

*Licenciada en Ciències de l'Activitat Física i de l'Esport.*

Departament de Ciències de l'Activitat Física i de l'Esport.

Universidad Católica San Antonio de Murcia

**STUART M. MCGILL**

*PhD, Director of the Spine Biomechanics Laboratory and Chair of the Department of Kinesiology.*

University of Waterloo. Waterloo, Ontario (Canadà)

---

Correspondència amb autors/es

\* [fvera@umh.es](mailto:fvera@umh.es)

**Resum**

L'objectiu d'aquest estudi va ser analitzar la intensitat de la contracció i la coordinació de 14 músculs del tronc i del múscle d'un subjecte durant la recepció i el llançament d'una pilota medicinal (acció pliomètrica), una acció d'embranchada en posició dempeus (pressió de pit horitzontal amb politja) i l'ús del Bodyblade® (barra flexible l'oscil·lació de la qual sotmet el cos a vibracions i desequilibris continus). Igualment, amb l'objecte de facilitar la discussió en relació amb l'estabilització activa del raquis, es va registrar la resposta dels músculs esmentats durant l'aplicació controlada sobre el tronc de càrregues i descàrregues desequilibrants. Els nostres resultats indiquen que l'activació dels músculs del tronc és important, tant per a estabilitzar el raquis davant perturbacions i desequilibris sobtats, com per a l'execució d'accions on els membres superiors manegen objectes. En aquest sentit, la coactivació dels músculs del tronc va ser necessària per estabilitzar el raquis davant les oscil·lacions del Bodyblade® i davant les forces de reacció produïdes en empènyer una càrrega pesada en posició erecta. De la mateixa manera, la recepció i el llançament immediat de la pilota medicinal és una activitat relativament complexa que requereix l'acció coordinada dels músculs del tronc i de les extremitats.

**Paraules clau**

Músculs del tronc, Exercicis, Condicionament muscular, Estabilitat del raquis, Electromiografia.

**Abstract**

*Trunk muscular activity during situations requiring stabilization of the spine. A case study*

*The aim of this study was to analyze the intensity of contraction and the muscular coordination of one subject's 14 trunk and shoulder muscles during the reception and throwing of a medicine ball (plyometric task), the standing cable chest press and the use of the Bodyblade® (flexible foil whose oscillation generates body vibrations and continuous unbalances). Muscular responses to controlled trunk loading and unloading were recorded, enabling a discussion about active spine stabilization. Our results indicate that trunk muscular activation is important to both stabilize the spine under sudden perturbations and to perform activities where the upper limbs handle and use objects. Coactivation of the trunk muscles was necessary to stabilize the spine against both the oscillations of the Bodyblade® and the reaction moment produced when pushing a heavy load in standing. In addition, the catch and throw of the medicine ball is a relatively complex activity that requires coordinated activation of muscles of the trunk and the limbs.*

**Key words**

*Trunk muscles, Exercises, Muscular conditioning, Spine stability, Electromyography.*

## Introducció

L'estabilitat del raquis, és a dir, l'habilitat de les seves estructures per romandre en un estat d'equilibri estable davant pertorbacions i desequilibris (Bergmark, 1989), depèn dels seus elements osteoarticulars i lligamentosos, dels músculs i tendons i del seu adequat funcionament sota la coordinació del sistema nerviós (Panjabi, 1992). En aquest sentit, encara que durant l'aixecament de pesos el raquis pot suportar càrregues molt superiors als 10.000 N (Cholewicki, McGill i Norman, 1991), estudis "in vitro" han demostrat que les estructures osteolligamentoses del raquis, per si soles, no són capaces de suportar forces compressives superiors a 90 N (Crisco i Panjabi, 1992; Lucas i Bresler, 1961). Aquest fet revela la importància del sistema neuromuscular en el control de l'estabilitat de la columna vertebral.

A hores d'ara, un dels mètodes més utilitzats per estudiar la funció estabilitzadora dels músculs del tronc és l'aplicació controlada de forces desequilibrants en posició dempeus o en posició d'assegut. Els desequilibris se solen aplicar de dues formes diferents, mitjançant càrregues o descàrregues ràpides. Per aplicar una càrrega ràpida ("sudden load") s'exerceix sobre el tronc una força sobtada, de magnitud, direcció, sentit i temps d'aplicació coneguts. En canvi, en les descàrregues ràpides ("sudden unloading" o "quick release"), el subjecte sosté una càrrega durant un temps indefinit i, la deixa anar bruscament per tal de produir el desequilibri. Les dades aportades pels treballs realitzats sota aquest paradigma demostren que l'activació coordinada de la musculatura del tronc abans d'un desequilibri incrementa la rigidesa i l'estabilitat del raquis (Andersen, Essendrop i Schibye, 2004; Brown, Vera-García i McGill, 2006; Cholewicki, Juluru i McGill, 1999; Cholewicki, McGill i 2000; Essendrop, Andersen i Schibye, 2002; Gardner-Morse i Stokes, 1998 i 2001; Thomas, Lavender, Corcos i Andersson, 1998; van Dieën, Kingma i van der Bug, 2003; Vera-García, Brown, Gray i McGill, 2006; Vera-García, Elvira, Brown i McGill, en premsa) i redueix el desplaçament del tronc (Essendrop i cols., 2002; Krajcarski, Potvin i Chiang, 1999; Stokes, Gardner-Morse, Henry i Badger, 2000) i la resposta muscular després de la pertorbació (Andersen i cols., 2004; Granata, Slota i Bennet, 2004; Krajcarski i cols., 1999; Stokes i cols., 2000; Vera-García i cols., 2006).

El moviment dels membres superiors o inferiors també és una forma d'aplicar pertorbacions al tronc. Els treballs d'Hodges, Cresswell i Thorstensson (1999) i

Hodges i Richardson (1997) han demostrat que els músculs referits s'activen per estabilitzar el raquis en previsió del moviment de les extremitats. Lògicament, quan empenyem, llancem, copegem o manipulem objectes l'acció dels membres superiors és determinant. Tanmateix, si aquestes extremitats no estan articulades en una base rígida i estable, la tasca no es pot realitzar de forma eficaç. Igualment, l'èxit de moltes d'aquestes accions depèn també de la força creada pels membres inferiors en la seva interacció amb el terra i de la seva correcta transmissió cap a les extremitats superiors a través del tronc (McGill, 2006). En aquest sentit, es considera que en moltes de les accions realitzades a les arts marcial s'ha de partir d'un equilibri corporal adequat i d'una correcta activació de la musculatura del tronc.

La majoria dels estudis electromiogràfics de la musculatura del tronc analitzen l'activació muscular durant l'execució d'exercicis en decúbit supí, decúbit pron o quadrupèdia (Axler i McGill, 1997; Juker, McGill, Kropf i Steffen, 1998; Kavcic, Grenier i McGill, 2004b; Vera-García, Grenier i McGill, 2000). No obstant això, els estudis electromiogràfics que analitzen l'activació muscular durant l'execució d'accions motrius en posició erecta, durant la marxa o durant la carrera (saltos, llançaments, copejaments, etc.) solen centrar l'atenció en la musculatura de les extremitats. Amb el propòsit de millorar el coneixement sobre la participació dels músculs del tronc en aquest tipus d'accions, es va registrar l'electromiografia (EMG) de diversos músculs de l'abdomen, de l'esquena i del muscle d'un subjecte durant tres tasques diferents: la recepció i el llançament d'una pilota medicinal, una acció d'embranchada i la utilització del Bodyblade®. El Bodyblade® és un aparell que es fa servir per a la rehabilitació i el condicionament físic, la utilització del qual sotmet el cos a vibracions i desequilibris continuats. L'objectiu va ser analitzar la intensitat de la contracció i la coordinació dels músculs del tronc i del muscle durant la realització dels exercicis esmentats. Igualment, per tal de facilitar la discussió en relació amb l'estabilització activa del raquis, es va registrar la resposta dels músculs referits durant l'aplicació controlada de desequilibris en el tronc (càrregues i descàrregues ràpides).

## Material i mètodes

### Subjecte experimental

A l'estudi hi va participar voluntàriament un baró dretà de 32 anys d'edat, 1,76 m d'altura i 78 kg de

massa. El registre de les dades electromiogràfiques i mecàniques es va dur a terme al Laboratori de Biomecànica del Raquis del Departament de Cinesiologia de la Universitat de Waterloo (Ontario, Canadà). El subjecte va signar un document de consentiment informat aprovat per l'Oficina per a l'Ètica en la Investigació de la universitat esmentada. El participant realitza i ha realitzat exercici físic de forma regular (entre 3 i 4 dies per setmana, 1-2 hores al dia) durant els últims 15 anys. Entre les activitats que realitza podem destacar: córrer, exercicis d'enfortiment muscular i futbol. També és una persona a la qual no li han diagnosticat alteracions musculoesquelètiques, cardiovasculars o metabòliques, encara que alguna vegada ha patit dolor lumbar agut amb incapacitat funcional durant períodes d'1 a 4 dies.

## Instruments i registres

### Registre de l'electromiografia (EMG) de superfície

El senyal EMG va ser registrat bilateralment (D = dreta; E = esquerra) dels músculs i localitzacions següents: *rectus abdominis* (RA), 3 cm als costats del procés umbilical; *obliquus externus abdominis* (OE), 15 cm lateral al llobríngol; *obliquus internus abdominis* (OI), en la distància mitjana entre l'espina ilíaca anterosuperior i la línia alba; *latissimus dorsi* (LD), sobre el ventre muscular i a nivell de l'apòfisi espinosa T9; i *erector spinae* a nivell toràcic T9 (ET9) i lumbar L3 (EL3), localitzats a 5 i 3 cm, respectivament, als costats de cada apòfisi espinosa. També es van col·locar elèctrodes de superfície sobre el *pectoralis major pars esternocostalis* (PM) i el *deltoideus pars clavicularis* (DI), ambdós al costat dret del cos.

Les zones de la pell triades per a la col·locació dels elèctrodes es van rasurar i es van netejar amb alcohol. Es va col·locar un parell d'elèctrodes de superfície (Ag-AgCl) en configuració bipolar, sobre el ventre muscular i en sentit longitudinal de les fibres dels músculs esmentats. La distància entre el centre del parell d'elèctrodes va ser de 3 cm. El senyal EMG va ser amplificat ( $\pm 2,5$  V) i convertit d'analògic en digital (resolució de 12 bits) a una freqüència de 1.024 Hz.

### Registre cinemàtic del raquis lumbar

El 3Space ISOTRAK (Polhemus Inc., Colchester, VT, USA) es va utilitzar per mesurar el moviment del

raquis lumbar en 3D (flexió-extensió, flexió lateral i rotació) a una freqüència de mostreig de 32 Hz. Aquest instrument disposa d'un transmissor electromagnètic i dos receptors. El transmissor i un dels receptors van ser col·locats sobre el sacre i l'apòfisi espinosa T12, respectivament. D'aquesta manera, el 3Space ISO-TRAK va registrar el desplaçament angular de la caixa toràcica en relació al sacre durant cadascuna de les tasques.

## Descripció dels exercicis

### Fer oscil·lar el Bodyblade® (BB)

El BB és una barra flexible d'1,22 m de longitud i 0,68 kg de massa, amb una zona central cilíndrica i uns pesos en els extrems (*figures 1 i 2*). En moure'l per la part central, els pesos oscil·len a una freqüència natural de 4,5 Hz. Perquè l'aparell oscil·li correctament, el moviment de les mans s'ha de produir en direcció perpendicular a la longitud de l'aparell. Alhora, el moviment del tronc ha de ser mínim per no interferir negativament en l'execució de la tasca.

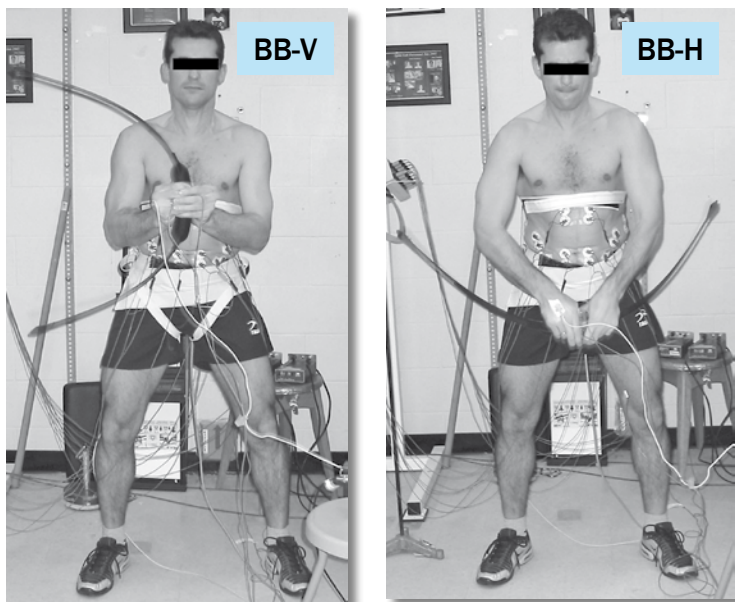
En aquest estudi es van analitzar quatre situacions diferents (*figs. 1 i 2*): dempeus i amb el BB en posició vertical (BB-V); dempeus i amb el BB en posició horitzontal (BB-H); semi-assegut, en equilibri inestable sobre els glutis, amb el BB en posició vertical (BBS-V); i semi-assegut amb el BB en posició horitzontal (BBS-H).

### Llançament lateral de pilota medicinal (BM)

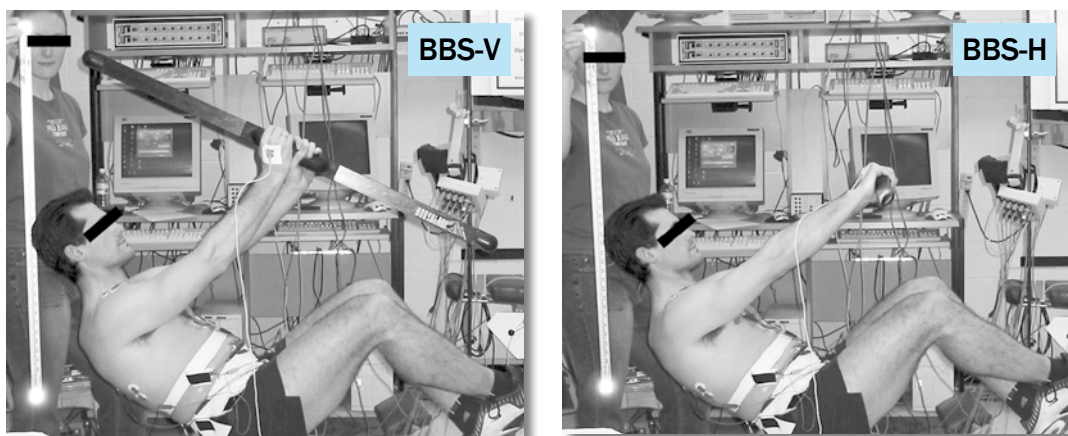
Es van realitzar llançaments de màxima intensitat prèvia recepció de la pilota medicinal (4 kg) llançada per un experimentador situat lateralment a 5 m del subjecte (*fig. 3*). Aquesta és una acció pliomètrica caracteritzada per l'existència de dues fases consecutives, excèntrica i concèntrica. En la fase excèntrica, el subjecte rep la pilota i n'esmorteeix la intensitat de l'impacte amb el moviment del cos i en la concèntrica, el subjecte realitza un llançament de màxima intensitat cap a l'investigador. Els dos peus van estar en contacte amb el terra durant la realització d'ambdues fases.

### Pressió de pit horitzontal amb politja (Press)

El nostre participant es va col·locar dempeus i, amb la cama dreta avançada i els genolls lleugerament flexionats, subjectant a l'altura del pit una barra rígi-

**Figura 1**

Subjecte dempeus fent oscil·lar el Bodyblade®. Quan l'implement es va col·locar en disposició vertical (BB-V), la direcció de les oscil·lacions va ser transversal. D'altra banda, quan el Bodyblade® es va col·locar en posició horitzontal (BB-H), les oscil·lacions es van produir en direcció vertical.

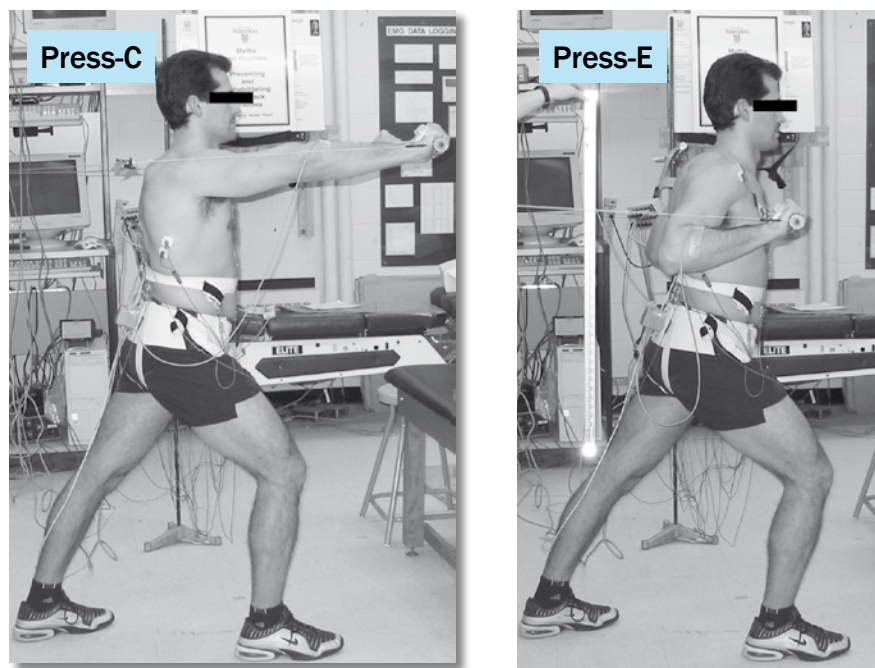
**Figura 2**

Subjecte assegut en equilibri inestable fent oscil·lar el Bodyblade®. El Bodyblade® es va col·locar en posició vertical (BBS-V) i en posició horitzontal (BBS-H).

**Figura 3**

Recepció i llançament lateral de pilota medicinal. A les imatges es mostra la posició del subjecte al final de les fases excèntrica (BM-E) i concèntrica (BM-C).





**Figura 4**

Pressió de pit horitzontal amb polítilja. A les imatges es mostra la posició del subjecte al final de les fases concèntrica (Press-C) i excèntrica (Press-E).

da, unida mitjançant un cable d'acer a un sistema de politges i pesos (*fig. 4*). En aquesta posició, el subjecte va realitzar una acció d'embranchada mitjançant la flexió i adducció dels múscles i l'extensió dels colzes (fase concèntrica). Posteriorment, el subjecte va tornar a la posició inicial (fase excèntrica). En tot moment, l'exercici es va realitzar de forma controlada i a velocitat moderada. La tensió del cable va ser mesurada mitjançant una cèl·lula de càrrega (Transducer Techniques Inc., Temecula, CA, USA) situada en sèrie entre el cable i els pesos. El senyal obtingut va ser amplificat i convertit d'analògic en digital a una freqüència de 1.024 Hz (resolució de 12 bits en un rang de 10 V). Els senyals de la cèl·lula de càrrega, de l'electromiogràfic i de l'ISOTRAK van ser sincronitzats mitjançant un "trigger" comú.

## Aplicació dels desequilibris

### Càrregues sobtades

El subjecte es va col·locar en una posició semi-assegada sobre un aparell de fusta que facilita la col·locació del raquis en una posició neutral (Sutarno i McGill, 1995) (*fig. 5*). Aquest aparell limita el moviment de la pelvis, al mateix temps que permet el moviment del tronc en totes les direccions. En aquesta situació, es van

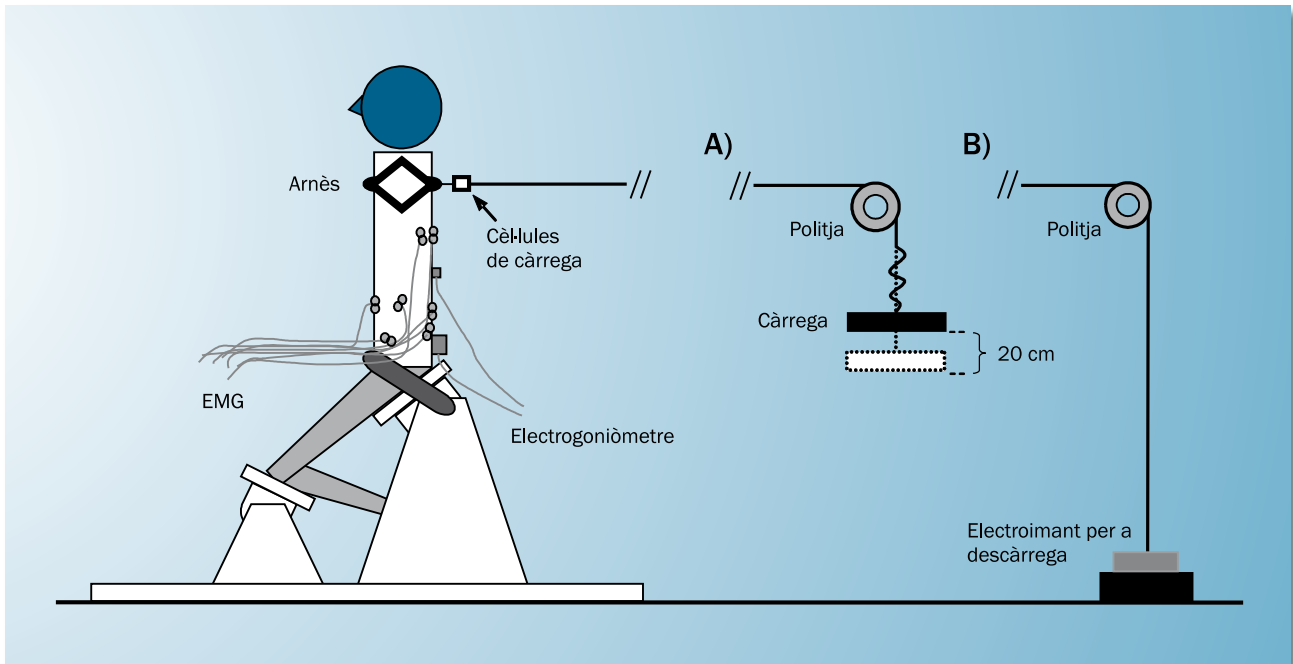
aplicar càrregues sobtades al subjecte (direcció sagital i sentit posterior) mitjançant un cable d'acer ancorat en un arnès. El cable es va col·locar en posició horitzontal i alineat amb l'apòfisi espinosa T7. Per aplicar els desequilibris, un investigador va deixar caure un pes de 9,07 kg de massa unit al cable d'acer (*fig. 5A*). Per tal de mesurar la magnitud de la càrrega aplicada i determinar amb exactitud el moment d'inici de la pertorbació, el transductor de força es va col·locar en sèrie entre el cable i l'arnès.

### Descàrregues sobtades

Col·locat en la posició anterior (*fig. 5*), el subjecte va ser carregat inicialment de forma estàtica, en direcció sagital i sentit posterior. Per fer-ho es va utilitzar un pes de 6,8 kg unit al cable d'acer a través d'un electroimant (*fig. 5B*). A continuació, la càrrega va ser alliberada ràpidament mitjançant la desactivació de l'electroimant, cosa que va provocar el desequilibri anterior del tronc.

### Procediment

Abans de la realització dels exercicis, l'esportista va disposar d'un període per practicar-los i familiaritzar-s'hi. En aquest període, un dels experimentadors va

**Figura 5**

Vista lateral de la posició del subjecte i dels sistemes per a aplicar desequilibris al tronc: A) càrregues sobtades; B) descàrregues ràpides.

explicar la forma, el ritme d'execució i les característiques de cadascun. Tot seguit, el subjecte va executar els exercicis sota l'observació dels experimentadors, que van controlar-ne la correcta execució.

Durant el registre de les dades, primer es van realitzar els exercicis amb el BB (figs. 1 i 2). El subjecte va fer oscil·lar el BB, amb la major amplitud possible, subjectant-lo amb les dues mans. Quan el BB es va situar en posició vertical, les seves làmines van oscil·lar lateralment, és a dir, en direcció transversal. Al contrari, quan el BB es va situar en posició horitzontal, les làmines van oscil·lar verticalment. El subjecte va intentar mantenir el tronc en equilibri estable davant les pertorbacions ocasionades per les oscil·lacions del BB. Cadascun dels exercicis va durar 10 segons. Posteriorment, es van realitzar 5 llançaments de màxima intensitat amb la pilota medicinal (fig. 3). L'acció va ser ràpida i explosiva, amb una reducció màxima del temps de transició entre les fases excèntrica i concèntrica. Després dels llançaments de pilota medicinal, l'esportista va realitzar diverses repeticions de la pressió de pit horitzontal amb politja. La magnitud de la càrrega mobilitzada durant l'exercici es va anar incrementant progressivament fins que el subjecte no va poder realitzar l'acció d'embranchada correc-

tament (fig. 4). Per tal d'evitar l'aparició de la fatiga muscular durant la sessió de registre, s'hi va establir un període de 2-5 min de descans entre cadascuna de les tasques.

Després de l'execució dels exercicis, el subjecte es va col·locar en l'aparell dissenyat per a l'aplicació dels desequilibris. Es van aplicar 3 càrregues i 3 descàrregues ràpides en situació d'incertesa, és a dir, el subjecte no coneixia el moment en què els investigadors aplicarien els desequilibris, perquè això hauria motivat el desenvolupament d'estratègies i ajustaments posicionals per reduir els efectes de la pertorbació (Brown i cols., 2003; Thomas i cols., 1998).

#### Tractament de les dades

Els senyals EMG va ser rectificats ("full wave rectified"), filtrats a 2,5 Hz ("low pass filtered, second order single pass Butterworth") i normalitzats respecte a valors EMG màxims obtinguts durant la realització de diverses maniobres voluntàries isomètriques màximes (MVIC). El protocol per a la realització de les MVIC ha estat descrit en estudis anteriors (Kavcic, Grenier i McGill, 2004a, 2004b; Vera-García i cols., 2006).

	Costat dret								Costat esquerre					
	RA	OE	OI	LD	ET9	EL3	DE	PM	RA	OE	OI	LD	ET9	EL3
BB-V	43,0	78,9	54,4	48,2	52,2	56,9	81,7	51,1	40,4	44,2	84,2	51,8	57,1	35,5
BB-H	48,8	19,1	8,5	43,9	57,7	50,1	20,0	61,2	74,0	20,4	14,2	58,4	67,5	33,3
BBS-V	70,6	56,3	62,8	21,7	38,7	30,3	58,8	52,5	54,7	56,1	77,9	30,2	48,5	25,3
BBS-H	103,8	36,7	27,6	23,3	52,3	44,7	48,1	87,0	119,6	33,9	36,4	32,6	55,4	43,0
Press-C	17,0	42,6	57,2	12,0	61,2	39,1	22,0	70,0	*	31,6	51,6	55,9	56,1	29,3
Press-E	16,4	21,9	20,8	7,9	39,7	17,6	6,4	31,3	*	22,6	34,8	25,6	51,5	20,3
BM-E	6,3	31,7	11,1	25,5	50,8	35,6	56,2	85,2	4,0	55,7	27,1	41,2	44,3	44,7
BM-C	17,1	43,6	22,7	14,0	60,1	70,8	90,5	86,3	14,6	60,2	83,4	57,1	65,5	108,2

\* Dades eliminades per existir artefactes en el senyal EMG.

### Taula 1

Màxim valor de l'EMG normalitzada (% MVIC) durant la realització dels exercicis següents: utilització del Bodyblade® en posició vertical i horitzontal (dempeus: BB-V i BB-H; semi-assegut: BBS-V i BBS-H); fases concèntrica i excèntrica de la pressió de pit horitzontal amb politja (Press-C i Press-E); fases excèntrica i concèntrica del llançament lateral de pilota medicinal (BM-E i BM-C). Les abreviatures dels músculs han estat explicades en el text.

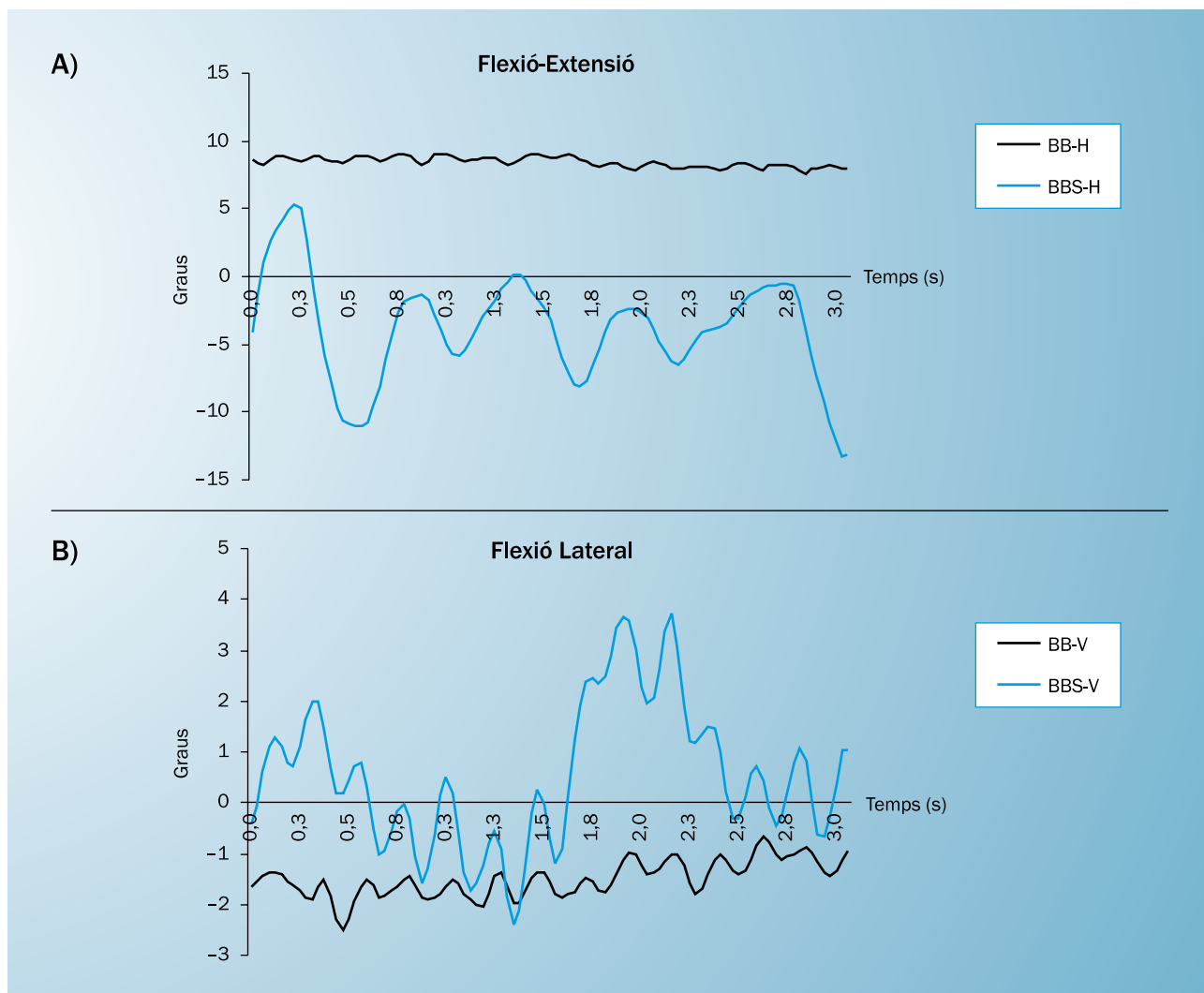
Per a l'anàlisi dels exercicis, es va seleccionar la punta o valor EMG màxim de cada múscul i l'amplitud del moviment del raquis lumbar durant: a) la fase de màxima amplitud de les oscil·lacions del BB en les 4 condicions analitzades (BB-V, BB-H, BBS-V i BBS-H); b) les fases concèntrica i excèntrica de la repetició de la pressió de pit horitzontal amb politja on el subjecte va ser capaç de mobilitzar la càrrega més gran (320 N); c) les fases excèntrica (recepció) i concèntrica (llançament) de la repetició de l'exercici de llançament de pilota medicinal on el temps de transició entre totes dues fases va ser menor. També es va representar gràficament el moviment del tronc durant les oscil·lacions del BB i els senyals EMG normalitzats de les repeticions seleccionades en la pressió de pit horitzontal amb politja i en el llançament de pilota medicinal.

Per a l'anàlisi dels desequilibris, el senyal procedent del transductor de força va ser utilitzat per establir l'instant d'aplicació de la càrrega o de la descàrrega ràpida. Per fer-ho, es va examinar visualment el senyal i es va localitzar el punt en el qual el pendent de la corba força-temps va canviar significativament després de l'aplicació de la pertorbació. Els senyals electro-

miogràfics, cinemàtics i dinàmics del període comprès entre els 200 ms anteriors i els 250 ms posteriors a la pertorbació van ser seleccionats i examinats visualment (Vera-García i cols., 2006). S'hi va determinar la punta de màxima amplitud del moviment del raquis lumbar en el pla sagital (amplitud del desequilibri) i la diferència d'amplitud de l'EMG normalitzada entre l'obtinguda abans i després de cadascuna de les pertorbacions (intensitat de la resposta muscular) (Vera-García i cols., en premsa). Posteriorment, per a cadascuna de les condicions, es va fer la mitjana dels valors obtinguts en les 3 repeticions.

## Resultats

La utilització del BB va produir un elevat nivell de coactivació de la musculatura del tronc (taula 1). En aquest sentit, en totes les condicions analitzades, algun dels músculs de l'abdomen es va activar amb major intensitat que el pectoral major i/o el deltoide, especialment, en la posició d'equilibri sobre els glutis (BBS). En aquesta posició, el subjecte va tenir problemes per a romandre en equilibri estable, com reflecteixen les àmplies



**Figura 6**

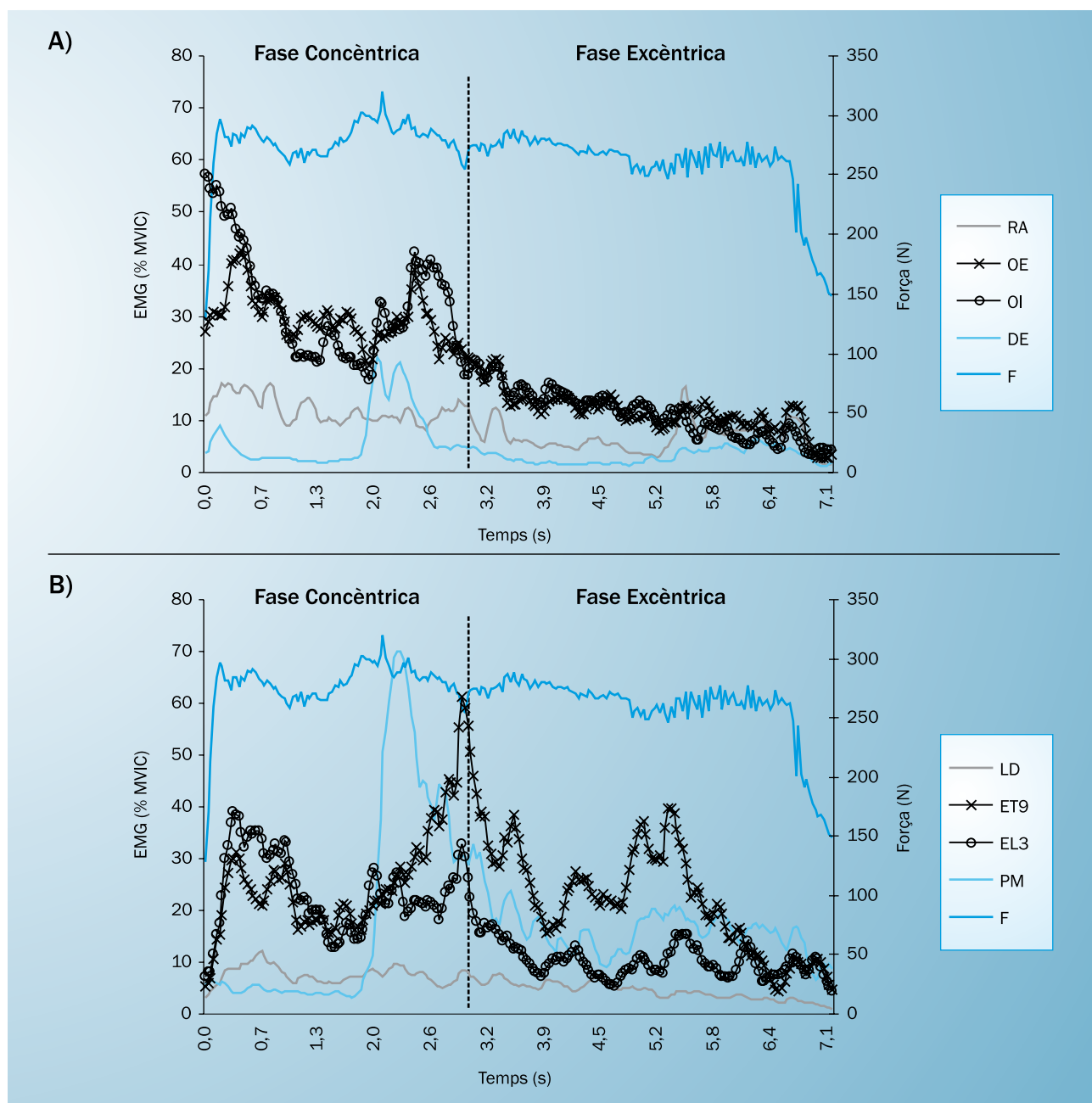
Comparança dels moviments de flexió-extensió (A) i de flexió lateral (B) del raquis lumbar durant la utilització del Bodyblade® entre les posicions "dempeus" (BB) i "semi-assegut" (BBS). El Bodyblade® es va col·locar també en posició horitzontal (-H) i vertical (-V).

oscil·lacions observades al raquis lumbar (fig. 6). En relació amb els músculs de l'abdomen (taula 1), l'*obliquus externus* i l'*obliquus internus abdominis* es van activar amb més intensitat quan les oscil·lacions del BB van ser laterals (BB-V). D'altra banda, el *rectus abdominis* es va activar més intensament quan les oscil·lacions van ser verticals (BB-H), i va arribar a nivells superiors a la MVIC en l'exercici realitzat en posició de semi-assegut (BBS-H).

Durant fases determinades de la pressió de pit horitzontal amb politja (fig. 7), l'activitat elèctrica dels músculs *obliquus externus abdominis*, *obliquus internus abdominis* i *erector spinae* va ser més intensa que la

registrada en els músculs deltoide i pectoral major. En l'inici de la fase concèntrica, és a dir, quan el subjecte va començar l'acció d'embranchida, es va produir una important coactivació de la musculatura del tronc, especialment de la musculatura de l'abdomen. Durant l'execució de l'exercici, va ser difícil per al subjecte iniciar la fase concèntrica sense perdre l'equilibri. Posteriorment, es va reduir el nivell d'activació muscular, per a augmentar de nou en la part final de la fase concèntrica. En aquest instant, es van registrar els nivells més alts d'activació en la musculatura del muscle i de l'esquena. En la fase excèntrica, es va reduir la intensitat de l'activació en la majoria dels músculs del tronc, encara que es va ob-





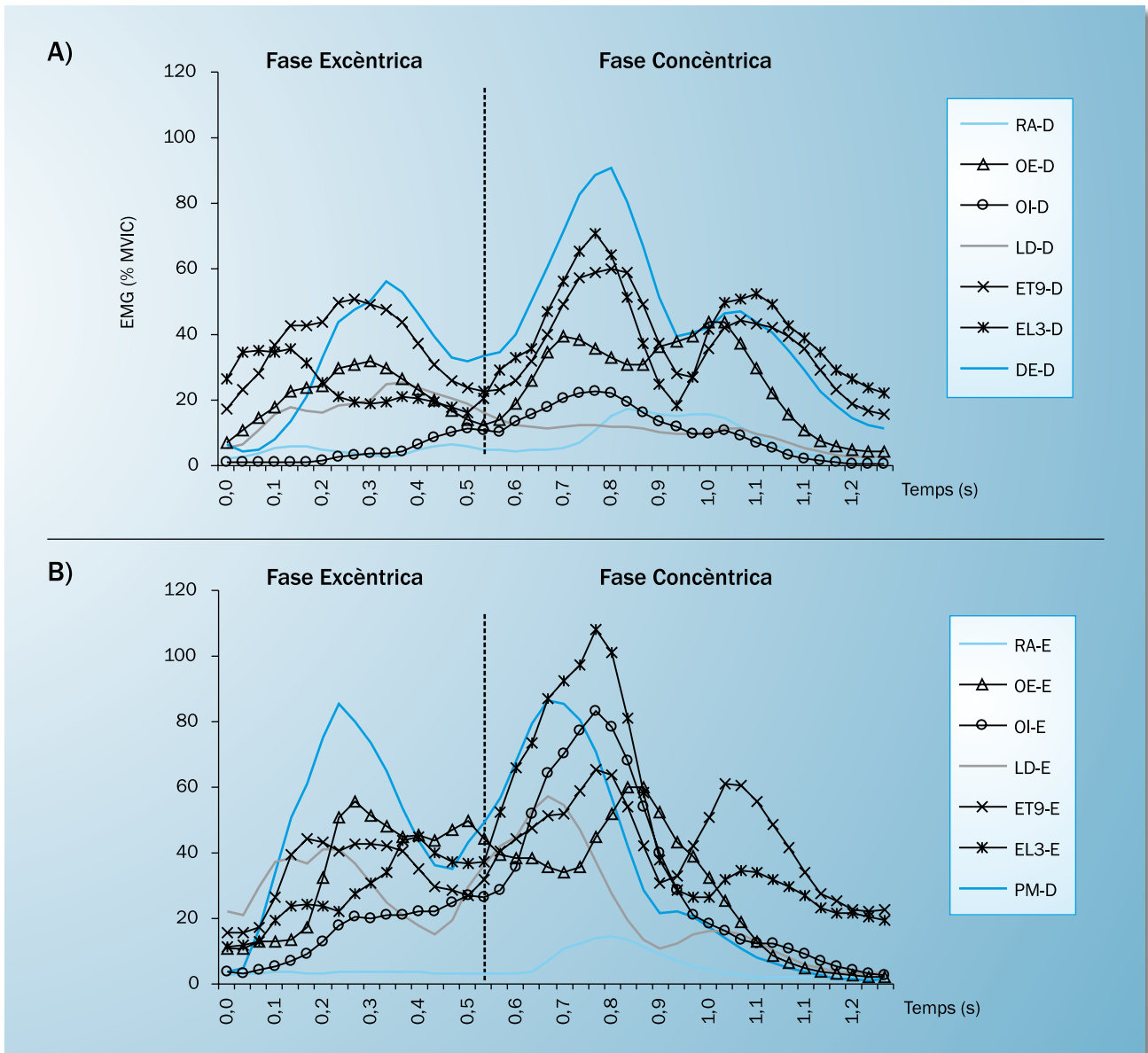
**Figura 7**

Senyal EMG normalitzat i força desenvolupat (F) durant les fases concèntrica i excèntrica de la pressió de pit horitzontal amb politja. Músculs del costat dret: rectus abdominis (RA), obliquus externus abdominis (OE), obliquus internus abdominis (OI), deltoideus pars clavicularis (DI), latissimus dorsi (LD), erector spinae a nivells T9 i L3 (ET9 i EL3) i pectoralis major pars esternocostalis (PM).

servar un elevat nivell de coactivació muscular quan el subjecte va reduir la velocitat del moviment, per evitar que els pesos mobilitzats xoquessin violentament amb la resta de pesos de la màquina.

Com mostra la *figura 8*, en el llançament lateral de

pilota medicinal es van observar 3 puntes d'activació muscular. La primera correspon a l'activació muscular per frenar la pilota llançada per l'investigador (fase excèntrica) i la segona, la de més intensitat, al llançament de la pilota (fase concèntrica). L'activitat EMG poste-



**Figura 8**

Senyal EMG normalitzat durant les fases excèntrica (recepció) i concèntrica (llançament) del llançament lateral de pilota medicinal. Músculs del costat dret (-D) i esquerre (-E): rectus abdominis (RA), obliquus externus abdominis (OE), obliquus internus abdominis (OI), deltoideus pars clavicularis (DI), latissimus dorsi (LD), erector spinae a nivells T9 i L3 (ET9 i EL3) i pectoralis major pars esternocostalis (PM).

rrior a aquesta segona punta correspon als instants posteriors al llançament, per la qual cosa, possiblement, la tercera punta mostri l'activació muscular necessària per a poder frenar i estabilitzar el tronc després d'aquesta acció. El temps de transició entre la punta d'activació de la fase excèntrica (treball negatiu) i la primera punta de la fase concèntrica (treball positiu) va oscil·lar entre 0,372 i 0,589 s en funció del múscul analitzat (temps

mitjà: 0,444 s). En relació amb el moviment angular del raquis, durant la fase excèntrica es va produir una flexió sagital, una rotació cap a la dreta i una flexió lateral cap al mateix costat. En la fase de llançament, es va registrar el moviment contrari, és a dir, extensió sagital i rotació i flexió lateral cap a l'esquerra. És per això que, durant l'exercici, es van activar principalment els músculs erectors del raquis i els músculs oblics, amb una participació

	RA	OE	OI	LD	ET9	EL3
Càrregues	30,4	18,9	11,0	2,2	5,8	9,0
Descàrregues	8,5	1,3	3,0	5,7	18,6	11,7

◀  
**Taula 2**

Resposta de la musculatura del tronc (% MVIC) després de l'aplicació ràpida de càrregues (intensitat mitjana: +212,8 N) i descàrregues (intensitat mitjana: -70,7 N) mitjançant un arnès toràcic i un sistema de pesos i polittges. Les abreviatures dels músculs han estat explicades en el text.

mínima del *rectus abdominis* (taula 1 i fig. 8). Igual que en exercicis anteriors, en alguns dels músculs del tronc es van registrar nivells d'activació elèctrica similars o superiors als obtinguts pels músculs del muscle (deltoide i pectoral major).

Les pertorbacions aplicades sobre el tronc van produir resultats diferents en funció del sentit del desequilibri. Quan les càrregues va ser aplicades sobtadament (en direcció posterior), es va observar una extensió del raquis lumbar (11,4°) i l'activació reflexa dels músculs de l'abdomen (taula 2), principalment del *rectus abdominis* (30,4 % MVIC). Cal ressaltar que, malgrat ser un múscul extensor, l'*erector spinae* es va activar (EL3: 9,0 % MVIC) durant els desequilibris posteriors. D'altra banda, quan es va produir la descàrrega del tronc mitjançant la desactivació de l'electroimant, es va observar una lleugera flexió del raquis lumbar (4,1°) i l'activació dels músculs erectors de l'esquena (taula 2). Igual que en el cas anterior, tot i que el *rectus abdominis* és un múscul flexor, es va activar lleugerament (8,5 % MVIC) durant el moviment de flexió produït per l'alliberament de la càrrega.

## Discussió

En les últimes dècades, hi ha hagut un gran interès per conèixer la participació de la musculatura del tronc durant l'execució d'exercicis dissenyats per a aïllar l'activació de determinats grups musculars del tronc com, per exemple, els músculs abdominals o els músculs lumbar. No obstant això, en la major part de les accions realitzades en la vida quotidiana (empènyer, fer tracció, manipular objectes, etc.) s'activa la musculatura del tronc i la de les extremitats conjuntament. En aquest estudi, s'ha registrat l'activitat electromiogràfica de 6 músculs del tronc (bilateralment) i 2 músculs del muscle dret durant l'execució d'exercicis de condicionament físic, caracteritzats pel maneig d'implementes (empènyer, agafar, llançar i fer oscil·lar). Dels resultats obtinguts, destaca l'elevada activació dels músculs de l'abdomen i de l'esquena (taula 1), que de vegades superen el nivell

d'activació assolit pels músculs deltoide i pectoral major. Aquest fet revela la importància del rol que desenvolupen els músculs esmentats durant accions realitzades per les extremitats.

Segons les nostres dades, per a la correcta utilització del BB cal una notable coactivació dels músculs del tronc (taula 1). Estudis previs han demostrat que la coactivació muscular incrementa la rigidesa del tronc i l'estabilitat de les estructures raquídies (Brown i cols., 2006; Cholewicki i McGill, 1996; Cholewicki i cols., 1999; Gardner-Morse i Stokes, 1998 i 2001; van Dieën i cols., 2003; Vera-García i cols., 2006 i en premsa). Possiblement, la coactivació registrada durant l'execució d'aquests exercicis va contrarestar les pertorbacions constants exercides per les oscil·lacions dels extrems del BB, cosa que garanteix l'estabilitat del subjecte. De la mateixa manera, durant la fase inicial de la pressió de pit horitzontal amb politja (fig. 7), va caldre un elevat nivell d'activació en els músculs del tronc per tal de transmetre les forces generades pels membres inferiors i garantir l'estabilitat de l'individu. Com mostren els nostres resultats, la capacitat d'empènyer objectes des d'una posició erecta no només depèn de la força produïda pels membres superiors, sinó que, en la nostra opinió, també depèn de l'habilitat del subjecte per mantenir l'equilibri corporal, per generar força amb els membres inferiors i per transmetre-la eficaçment cap als membres superiors.

Els llançaments són accions que necessiten l'acció coordinada d'impulsos generats pels músculs dels membres inferiors, del tronc i dels membres superiors (Kreighbaum i Barthels, 1996). Com indica l'elevada activació muscular observada durant diferents fases del llançament de pilota medicinal (fig. 8), la participació dels músculs del tronc és decisiva per a l'èxit de la tasca. Durant l'execució del llançament lateral, el subjecte va rebre la pilota enviada per un investigador i la va llançar tan ràpidament com li va ser possible amb la intenció d'arribar a la màxima distància. És, per tant, una acció pliomètrica on juga un paper molt important el cicle estirament-escurçament (Komi, 1992). La coactivació dels músculs del tronc en la fase de frena-

da (treball negatiu) va incrementar la rigidesa muscular i, d'aquesta forma, també l'energia elàstica, que va ser utilitzada durant la fase d'acceleració (treball positiu). Segons Henchoz, Malatesta, Gremion i Belli (2006), com més petit és el temps de transició entre la fase de frenada i d'acceleració, més gran és l'eficàcia mecànica de les accions pliomètriques. En el nostre estudi, considerant les dades aportades per Henchoz i cols. (2006), creiem que l'eficàcia mecànica no va ser gaire alta, atès que els temps de transició entre les puntes de màxima activació d'ambdues fases van ser elevats (van oscil·lar entre 0,372 i 0,589 s). El nostre subjecte experimental no tenia experiència en aquest tipus de llançaments, per la qual cosa va tenir moltes dificultats per frenar la pilota medicinal de 4 kg, enviada per l'investigador a gran velocitat. Segons les dades d'un estudi recent (Freeman, Karpowicz, Gray i McGill, 2006), durant l'execució d'accions pliomètriques, persones molt entrenades poden generar una punta d'activació muscular amb una gran sincronització de l'activitat dels músculs del tronc.

Els desequilibris aplicats al raquis (càrregues i descàrregues sobtades) van desencadenar respostes musculars ràpides i d'intensitat baixa o moderada (taula 2). Estudis previs han demostrat que l'activació ràpida dels músculs del tronc incrementa la rigidesa i l'estabilitat de les estructures raquídies davant desequilibris de diferent magnitud, direcció i sentit (Andersen i cols., 2004; Brown i cols., 2006; Cholewicki i cols., 1999 i 2000; Essendrop i cols., 2002; Gardner-Morse i Stokes, 1998 i 2001; Thomas i cols., 1998; van Dieën i cols., 2003; Vera-García i cols., 2006 i en premsa). Com mostren les nostres dades, els desequilibris que produeixen una flexió del tronc activen principalment els músculs extensors, mentre que els que produeixen una extensió del tronc activen, sobretot, els músculs flexors (Cholewicki i cols., 2000; Radebold, Cholewicki, Panjabi i Patel, 2000; Vera-García i cols., 2006 i en premsa). No obstant això, tots els músculs van respondre en tots dos desequilibris. Encara que alguns autors han suggerit que el *rectus abdominis* no és un múscul important per a l'estabilització activa del raquis, aquest va ser el múscul abdominal que va produir els nivells d'activació més alts (desequilibri posterior: 30,4 % MVIC; desequilibri anterior: 8,5 % MVIC). En línia amb els nostres resultats, estudis mecànics han demostrat que tots els músculs del tronc són importants per garantir l'estabilitat de la columna vertebral (Cholewicki i van Vliet, 2002; Kavcic i cols., 2004a). La major importància relativa d'un múscul o d'un altre depèn de la tasca analitzada. Així,

quan el BB es va utilitzar en posició vertical (BB-V i BBS-V), les oscil·lacions de les seves làmines van aplicar pertorbacions de direcció transversal i van estimular principalment l'activació de la musculatura obliqua. D'altra banda, quan es va utilitzar en posició horitzontal (BB-H i BBS-H), les oscil·lacions van ser verticals i van estimular preferentment l'activació del *rectus abdominis* i de l'*erector spinae*.

L'amplitud electromiogràfica de la musculatura del tronc durant els desequilibris va ser baixa o moderada i inferior a l'observada en la resta de tasques analitzades. Els resultats d'aquest treball i d'altres, indiquen que no cal generar puntes d'activació elevades per garantir l'estabilitat del raquis durant la majoria de les accions de la vida quotidiana (Cholewicki i McGill, 1996; Vera-García i cols., 2006 i en premsa). Ben al contrari, és important d'activar la musculatura en el moment oportú, de forma coordinada (Brown i cols., 2006; McGill, Grenier, Kavcic i Cholewicki, 2003) i en absència de fatiga muscular (Sparto, Parnianpour, Reinsel i Simon, 1997; Wilder, Assen, Magnusson, Pope, Spratt i Goel, 1996). En aquest sentit, actualment es recomana que els programes d'exercicis per al desenvolupament de l'estabilització activa del tronc s'adrecin a la creació de patrons de coactivació adequats i al desenvolupament de la resistència muscular.

En conclusió, els nostres resultats indiquen que l'activació dels músculs del tronc és necessària tant per a estabilitzar el raquis davant pertorbacions i desequilibris bruscos, com per a l'execució d'accions on els membres superiors manegen objectes, per exemple, empènyer una càrrega, rebre i llançar una pilota de 4 kg i fer oscil·lar el BB. Malgrat que el treball ens aporta informació valuosa per a entendre la funció dels músculs del tronc i la seva participació en l'estabilització activa del raquis, aquest és un estudi de cas únic, per la qual cosa els resultats han de ser corroborats en treballs futurs.

## Agraïments

La realització d'aquest treball ha estat possible gràcies al finançament de la Generalitat Valenciana i a la Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada.

## Referències

Andersen, T. B.; Essendrop, M. i Schibye, B. (2004). Movement of the upper body and muscle activity patterns following a rapidly

- applied load: the influence of pre-load alterations. *European journal of applied physiology*, 91, 488-92.
- Axler, C. T. i McGill, S. M. (1997). Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Medicine and science in sports and exercise*, 29, 804-11.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta orthopaedica Scandinavica Supplementum*, 230, 1-54.
- Brown, S. H. M.; Vera-García, F. J. i McGill, S. M. (2006). Effects of abdominal muscle coactivation on the externally pre-loaded trunk: variations in motor control and its effect on spine stability. *Spine*, 31 (13), E387-93.
- Cholewicki, J.; Juluru, K. i McGill, S. M. (1999). Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine. *Journal of biomechanics*, 32, 13-17.
- Cholewicki, J. i McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical biomechanics*, 11, 1-15.
- Cholewicki, J.; McGill, S. M. i Norman, R. W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Medicine and science in sports and exercise*, 23 (10), 1179-86.
- Cholewicki, J.; Simons, A. P. i Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of biomechanics*, 33, 1377-85.
- Cholewicki, J. i VanVliet, J. J. (2002). Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clinical biomechanics*, 17 (2), 99-105.
- Crisco, J. J. i Panjabi, M. M. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine: Part I Theory. *Clinical biomechanics*, 7, 19-26.
- Essendrop, M.; Andersen, T. B. i Schibye, B. (2002). Increase in spinal stability obtained at levels of intra-abdominal pressure and back muscle activity realistic to work situations. *Applied ergonomics*, 33, 471-76.
- Freeman, S.; Karpowicz, A.; Gray, J. i McGill, S. M. (2006). Quantifying muscle patterns and spine load during various forms of the push-up. *Medicine and science in sports and exercise*, 38 (3), 570-77.
- Gardner-Morse, M. G. i Stokes, I. A. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23, 86-91.
- Gardner-Morse, M. G. i Stokes, I. A. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort. *Journal of biomechanics*, 34, 457-63.
- Granata, K. P. i Marras, W. S. (2000). Cost-Benefit of muscle co-contraction in protecting against spinal instability. *Spine*, 25 (11), 1398-1404.
- Granata, K. P.; Slota, G. P. i Bennett, B. C. (2004). Paraspinous muscle reflex dynamics. *Journal of biomechanics*, 37, 241-47.
- Henchoz, Y.; Malatesta, D.; Gremion, G. i Belli, A. (2006). Effects of the transition time between muscle-tendon stretch and shortening on mechanical efficiency. *European journal of applied physiology*, 96 (6), 665-71.
- Hodges, P. W.; Cresswell, A. G. i Thorstensson, A. (1999). Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. *Experimental Brain Research*, 124, 69-79.
- Hodges, P. W. i Richardson, C. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77, 132-44.
- Juker, D.; McGill, S. M.; Kropf, P. i Steffen, T. (1998). Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Medicine and science in sports and exercise*, 30, 301-10.
- Kavicic, N.; Grenier, S. i McGill, S. M. (2004a). Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*, 29, 1254-65.
- (2004b). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, 29, 2319-29.
- Komi, P. V. (1992). Stretch-shortening cycle. En P.V. Komi (ed.), *Strength and power in sport* (pàg. 169-79). Champaign, IL, USA: Human Kinetics.
- Krajcarski, S. R.; Potvin, J. R. i Chiang, J. (1999). The in vivo dynamic response of the spine to perturbations causing rapid flexion: effects of pre-load and step input magnitude. *Clinical biomechanics*, 14, 54-62.
- Kreighbaum, E. i Barthels, K. M. (1996). *Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement*. Boston, USA: Allyn & Bacon.
- Lucas, D. B. i Bresler, B. (1961). *Stability of the ligamentous spine. Technical Report núm. 40*. San Francisco, USA: Biomechanics Laboratory, University of California.
- McGill, S. M. (2006). *Ultimate back fitness and performance*. 2a ed. Waterloo, Canada: Wabuno Publishers.
- McGill, S. M., Grenier, S.; Kavcic, N. i Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13, 353-59.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5, 383-89.
- Radebold, A.; Cholewicki, J.; Panjabi, M. M. i Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, 25, 947-54.
- Sparto, P. J.; Parnianpour, M.; Reinsel, T. E. i Simon, S. (1997). The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 25 (1), 3-12.
- Stokes, I. A. F. i Gardner-Morse, M. (2003). Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *Journal of electromyography and kinesiology*, 13, 397-402.
- Stokes, I. A.; Gardner-Morse, M.; Henry, S. M. i Badger, G. J. (2000). Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. *Spine*, 25, 1957-64.
- Sutarno, C. G. i McGill, S. M. (1995). Isovelocity investigation of the lengthening behaviour of the erector spinae muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 70, 146-53.
- Thomas, J. S.; Lavender, S. A.; Corcos, D.M. i Andersson, G. B. (1998). Trunk kinematics and trunk muscle activity during a rapidly applied load. *Journal of electromyography and kinesiology*, 8, 215-25.
- Van Dieën, J. H.; Kingma, I. i Van der Bug, P. (2003). Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. *Journal of biomechanics*, 36 (12), 1829-36.
- Vera-García, F. J.; Brown, S. H. M.; Gray, J. R. i McGill, S. M. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical biomechanics*, 21 (5), 443-55.
- Vera-García, F. J.; Elvira, J. L. L.; Brown, S. H. M. i McGill, S. M. (2006). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [acceptat en juliol 2006].
- Vera-García, F. J.; Grenier, S. G. i McGill, S. M. (2000). Abdominal response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Physical Therapy*, 80, 564-69.
- Wilder, D. G.; Assen, R. A.; Magnusson, M. L.; Pope, M. H.; Spratt, K. F. i Goel, V. K. (1996). Muscular response to sudden load. A Tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine*, 21 (22), 2628-39.