



Anàlisi de les capacitats contràctils mitjançant el mètode tensiomiogràfic (TMG)

Robert Usach Minguillón



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència **Reconeixement 3.0. Espanya de Creative Commons.**

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia **Reconocimiento 3.0. España de Creative Commons.**

This doctoral thesis is licensed under the **Creative Commons Attribution 3.0. Spain License.**

Universitat de Barcelona

Departament de Teoria i Història de l'Educació

Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya

Centre de Barcelona

Programa de doctorat: Activitat Física i Esport

Bienni 2005-2007

**ANÀLISI DE LES CAPACITATS CONTRÀCTILS
MITJANÇANT EL MÈTODE TENSIOMIOGRÀFIC (TMG)**

Per optar al títol de

Doctor per la Universitat de Barcelona

Tesi doctoral presentada per

Robert Usach Minguillón

Dirigida per

Dr. Gerard Moras Feliu

Barcelona, 2012



dedicatòria i agraïments

"la gratitud en silenci no serveix a ningú"

Gladys Bronwyn Stern (S.XX)

*En primer lloc, tot escrit ha d'anar dedicat a tu,
lector, doncs sense tu no té sentit escriure.*

*En especial, a les meves dones: a la primera
per estimar-me incondicionalment; i a la resta,
per escoltar-me, fer-me feliç, i sobretot, per
ajudar-me a progressar i ser millor persona.*

*I ineludiblement a l'Alberto, per acollir-me com
a part de la família, ensenyar-me i formar-me. I
recordar-nos a tots que davant d'una dificultat,
per dura que sigui, sempre queda aixecar-nos i
avançar. Gràcies Alberto.*

Estic davant l'ordinador amb un mal de cap considerable, em prenc un cafè Nespresso i torno a la pantalla tot escoltant "*Smoke on the Water*" de *Deep Purple*... un cafè Nespresso... com han canviat les coses.

Recordo quan estava al laboratori de biomecànica de l'INEFC de Lleida, l'Alberto García-Fogeda tenia aquella cafetera verda inefable, fèiem els cafès sense netejar els gots, aquells gots també verds. Els gots no s'havien de netejar perquè en teoria, les restes dels innumerables cafès anteriors donaven autenticitat a l'acte de prendre's un cafè.

I joestic aquí amb un Nespresso. Potser he perdut l'autenticitat, vés a saber.

A l'Alberto no li agradaven les dedicatòries ni els agraïments, però en aquest treball, almenys en aquest treball que és la meva tesi doctoral, em prenc la llibertat de dedicar-li aquestes línies.

L'Alberto podia ser, de vegades, un desastre. Ell deia que el seu cap anava molt més ràpid que la seva boca i això el feia semblar un caos. Però als ulls dels qui el varem conèixer, era un geni, un geni capaç de transformar una ràdio antiga de cotxe en un electrogoniòmetre. I als cors dels qui varem estar a prop seu, era la millor persona del món, sempre disposat a ajudar-te i dedicar-te tot el temps necessari per solucionar-te els dubtes. Se'n veuen molt pocs com l'Alberto. Molt pocs. I se'ns en va anar.

Ell em va obrir les portes del laboratori (de fet em va ensenyar a obrir-les literalment amb un tornavís o una targeta), i d'alguna manera, em va obrir les portes al coneixement. Amb ell vaig iniciar el períple de la recerca mentre era un estudiant de la llicenciatura. Ell em va despertar la necessitat de transmetre el coneixement, doncs aquesta és la única manera que té la comunitat científica per avançar. I per ell ara mateix tinc aquest mal de cap, escrivint les últimes línies de la meva tesi doctoral.

La tesi doctoral. Hi ha qui diu que ha de ser el **gran** treball de la teva vida. Hi ha qui diu que només és un ritual d'iniciació per donar pas a un futur investigador i docent, sent el **primer** treball de la teva vida. En tot cas, estic d'acord en que és el **primer gran** treball de la meva vida.

El fet d'iniciar-te en el camí del doctorat per culminar amb la tesi doctoral, significa l'elecció d'un camí que no és fàcil. En el meu cas, ha estat possible amb la obtenció de la beca de Formació de l'Investigador (FI) de l'AGAUR amb el suport del Comissionat per a Universitats i Recerca del Departament d'Innovació, Universitats i Empresa de la Generalitat de Catalunya i del Fons Social Europeu. Però també ha significat negar-me de feines més suculentos econòmicament i menys compromeses intel·lectualment. Ara, després d'aquests anys que no vull comptar, crec que ha valgut la pena, "*perquè estreta és la porta i angost és el camí que porta a la vida, i pocs són els qui la troben*" (Sant Mateu, 7:14).

Aquest llarg camí m'ha fet passar per l'INEFC de Lleida, on s'inicia aquesta carrera, i per l'INEFC de Barcelona, on sembla que s'acaba aquesta etapa.

Tots dos centres han contribuït en la meva formació, tant acadèmica com humana, i no se'ls pot negar aquesta part tant important de la meva vida. A tots dos centres els professo un profund agraïment.

A nivell personal, no puc evadir la responsabilitat d'esmentar la Neus Roca, Salvador Olaso, David Carreras, Joan Antoni Prat-Subirana, Xavier Peirau i totes les persones que constitueixen l'INEFC de Lleida. Igualment, pel que fa a l'INEFC de Barcelona, Gerard Moras, Jordi Solà, Xavi Iglesias, Michel Marina, Freddy Irurtia, Rosa Angulo i tants d'altres que sempre han tingut una mà estesa i unes paraules d'ànim.

Al cap i a la fi, els centres funcionen gràcies a les persones, i això no seria possible sense el personal d'administració i serveis (PAS), organisme autònom (OA) i sobretot, les dues cafeteries on he passat més temps, les de l'INEFC de Lleida i de Barcelona.

Finalment, en el procés d'una tesi hi ha molts moments en els que et pots sentir sol i desemparat, plantejant-te deixar-ho tot i agafar una feina fàcil, còmoda i rentable. En aquests moments, sempre he pogut aixecar el cap de la meva pantalla i veure els meus companys de laboratori, que avui per tu i demà per mi, tots hem fet un front comú per avançar i poder assolir els nostres objectius.

Així doncs, moltes gràcies a l'Albert Busquets, Dani Moreno, Sílvia Aranda, Sergio Rodríguez, Dani Ranz i tots els que van arribar després, que no són pocs. Amb molts d'ells, a part de col·legues de laboratori, s'han convertit en

part de la meua vida, i tot i que mai hem anat plegats a la platja, ens queda molt camí per fer pelgats.

Segurament m'he deixat algun nom, espero que no m'ho tinguin en compte, però com ja he dit, tinc el cap com un timbal.

No m'haig d'oblidar (i no ho faré) de tots els voluntaris que han participat en els estudis d'aquesta tesi, que no són pocs. Ells han patit descàrregues elèctriques, sessions d'entrenament extenuants, marejos... i tot aquest patiment a canvi de què? Sento només poder-los-hi dedicar aquest paràgraf, però no tinc prou paraules per manifestar la meua gratitud.

I ja entrant en temes menys acadèmics, m'agradaria agrair a tots els membres de l'Associació Catalana d'Esgrima Antiga (ACEA), així com també els companys d'armes d'arreu (AEEA), per haver-me ensenyat coses com que un fet *accidental* no en té res d'*estrany* (broma només apta pels seguidors de Carranza i Pacheco de Narváez).

També als meus companys del DiR, que m'han donat una lliçó de vida fonamental en aquest viatge d'anada i tornada: el concepte d'equip i els seus valors. Tant com a director d'un equip, com formant-ne part, he après que el món que hi ha a fora no és fàcil, que és important mirar endavant sense oblidar el que tens darrere. M'és molt difícil expressar en paraules les anades i vingudes emocionals, doncs va ser en un DiR on vaig escollir dedicar-me professionalment a aquest món, i molts anys després, em va obrir les portes com a professional. A tot el departament tècnic del DiR, a

l'Akdmia, a aquells a qui tot demanant algun favor se'ls dibuixava un somriure, i a tots els que han fet funcionar el DiR de Gràcia, Castillejos, Claret, Tuset... i el meu DiR Up&Down... moltes gràcies altre cop, l'experiència ha estat i serà inoblidable...

També cal esmentar els qui m'han acollit i animat a volar per lliure, especialment a en Néstor Serra i companys d'Orthos (Toni, Santi...). Ells han fet possible www.robortusach.com.

Finalment, als meus amics, amigues, familiars i freaks (Rosa, Moni, Marta, Albert, Fabián, Jonas, Kodo...), que m'han donat un suport incondicional, arrancant-me un somriure en qualsevol moment i fent que cada passa sigui més agradable. Només em resta dir-los-hi que... **sou impagables**.

...GRÀCIES A TOTS...



índex

"Un viatge de mil milles comença amb un sol pas"

Lao Tse (S.VI a.C.?)

Dedicatòria i Agraïments	I
Índex	IX
1. Introducció	1
Objectius	9
2. Estat de la Qüestió	11
El Moviment	13
Fonaments Biològics: El Sistema Neuromuscular	19
Tipus de músculs	23
Composició del teixit muscular	24
Funció muscular	29
La Fatiga	47
Adaptacions funcionals degudes a l'entrenament esportiu	49
Classificacions dels tipus de fatiga	54
Etiologia de la fatiga muscular: Mecanismes	58
Teoria bifactorial de l'adaptació	60
El Caràcter de l'Esforç	65
La velocitat d'execució afecta a la contracció muscular	73
Els Estiraments	77
Característiques mecàniques	80
Implicacions neuromusculars	87
Taxonomia dels estiraments	91
Relació entre flexibilitat, elasticitat i força muscular	98
La Vibració Mecànica	103
Variables que afecten a les vibracions	105

Efectes de l'aplicació de vibracions mecàniques	106
Les vibracions mecàniques per l'entrenament de la flexibilitat	112
La TMG: Tensiomiografia	115
El protocol incremental TMG	125
3. Part Experimental	129
Estudi 1	131
Introducció	133
Material i mètodes	137
Procediments, anàlisi estadístic i resultats	142
Discussió	157
Conclusions	162
Estudi 2	163
Estudi 2.1	164
Introducció	164
Material i mètodes	166
Resultats	173
Discussió	176
Conclusions	178
Estudi 2.2	180
Introducció	180
Material i mètodes	182
Resultats	186
Discussió	188
Conclusions	189
Estudi 2.3	190
Introducció	190
Material i mètodes	195

Resultats	211
Discussió	216
Conclusions	220
Estudi 3	223
Introducció	224
Material i mètodes	227
Resultats	240
Discussió	245
Conclusions	248
4. Conclusions Generals	251
5. Propostes a Considerar	255
6. Referències	259
Annexos	293

1.



introducció

En primer lloc s'ha de dir que aquest treball potser no hagués estat possible sense la Beca de Formació de l'Investigador (FI) de l'Agència de Gestió d'Ajuts a les Universitats i a la Recerca (AGAUR) que vaig guanyar el 2005, i per tant al Comissionat per a Universitats i Recerca del Departament d'Innovació, Universitats i Empresa de la Generalitat de Catalunya i del Fons Social Europeu. Aquest ajut ha possibilitat el calendari seguit, i sense ell segurament s'hagués allargat anys i anys.

Aquesta tesi s'ubica dins d'un procés d'aprenentatge que es va iniciar al Laboratori de Biomecànica de l'INEFC de Lleida, i cal dir que, l'interès inicial va ser l'estudi de la força.

Probablement la paraula força sigui una de les més polisèmiques del nostre idioma, només per posar un exemple, l'enciclopèdia consultada (www.enciclopedia.cat) ofereix 68 resultats.

Depenent a qui preguntem, les definicions de força poden ser molt variades. Ens podem trobar amb una definició com *"la força és la influència sobre un objecte que fa canviar el seu estat de moviment, expressant-se matemàticament com el producte de la massa per l'acceleració ($F=m \cdot a$)"* des d'una perspectiva de física clàssica (2^a llei de Newton); també es pot definir com *"la capacitat que té un subjecte per vèncer o suportar una resistència"* des d'una perspectiva de l'activitat física; o fins i tot *"la força és el que dóna a un jedi el seu poder; és un camp d'energia creat per totes les coses vives; ens envolta, ens penetra, i manté unida la galàxia"* si hem

preguntat a un cinèfil (Obi-Wan-Kenobi a Star Wars IV. Una nova esperança).

És a dir, a l'hora de definir la força, ens trobem amb la necessitat de distingir entre almenys dos conceptes diferents: la força com a magnitud física i força com pressupost per l'execució d'un moviment esportiu, des del prisma de la fisiologia (Harre, 1987).

Des del punt de vista de la física, s'entén per força tota acció d'un cos sobre un altre i que produeix un canvi en el seu estat, ja sigui accelerant-lo, o frenant-lo si aquest està en moviment o bé deformant-lo si aquest es troba estàtic (Harre, 1987; González Badillo i Ribas, 2002).

D'altra banda, sota una concepció fisiològica més pròpia de l'àmbit de l'activitat física i l'esport, la força muscular pot ser entesa com la capacitat del múscul per vèncer una resistència. Es tractaria per tant, de la capacitat de produir tensió que té el múscul a l'activar-se o, com s'entén habitualment, al contraure's (González Badillo i Gorostiaga, 1995).

Grosser i Müller (1989) ofereixen una definició que engloba l'anterior i incorpora uns conceptes que veurem més endavant: *la força és la capacitat del sistema neuromuscular de superar resistències a través de l'activitat muscular -treball concèntric-, d'actuar en contra de les mateixes -treball excèntric-, o bé de mantenir-les -treball isomètric-* (Tous, 1999).

La força és una de les capacitats motrius bàsiques (Claus, 1976, citat a Martin, Carl i Lehnertz, 2001) sent un dels requisits per la realització de rendiments desenvolupats al llarg de la vida de l'individu (Gundlach, 1968). Aquestes definicions, que tenen un origen acadèmic, tenen una importància secundària per a la pràctica. Dels quatre àmbits de capacitat física (força, velocitat, resistència i flexibilitat, com mostra el model de la figura 1), solament la força i la resistència satisfan els criteris establerts de condició física (Moras, 2002).

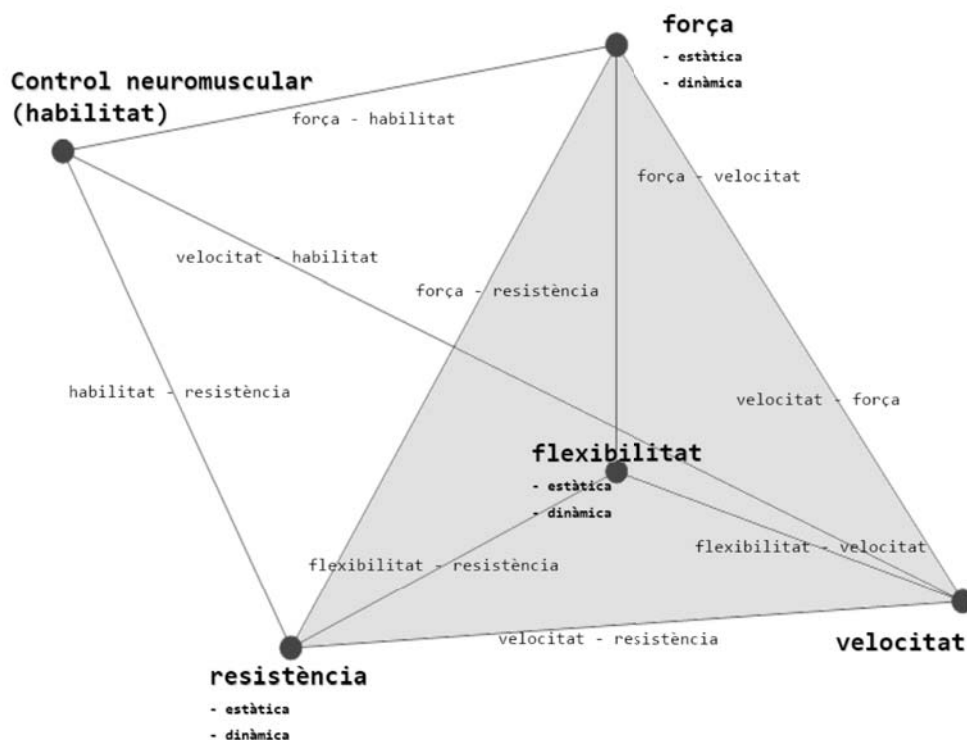


Figura 1: Model piramidal de Siff i Verkhoshansky (2000) de la forma física mitjançant els elements motors i funcionals de la forma física. El model es basa en la mescla de factors primaris, representant la complexitat de l'entrenament.

Tot i que per alguns autors, es defensa la importància d'unes capacitats sobre altres depenent de la tasca motriu a realitzar, o fins i tot, generalitzant en que algun dels components de la forma física són per definició més importants, com el cas de García Manso (1999) que defensa la força per sobre de la resta, actualment es defensa la teoria de la reacció integral d'adaptació de l'organisme (Moras, 2002) que engloba tots els òrgans i sistemes (Yakovlev, 1970; Verkhoshansky, 1970, 1985, 1988, 2002; Meieron, 1978; Viru, 1981; Kassil i col., 1982, citats tots a Verkhoshansky, 2002).

En la mateixa línia, ja són molts autors que consideren que el sistema de rendiment depèn d'una interacció de factors, com el model proposat per Martin, Carl i Lehnertz (2001) que es pot veure a la figura 2.

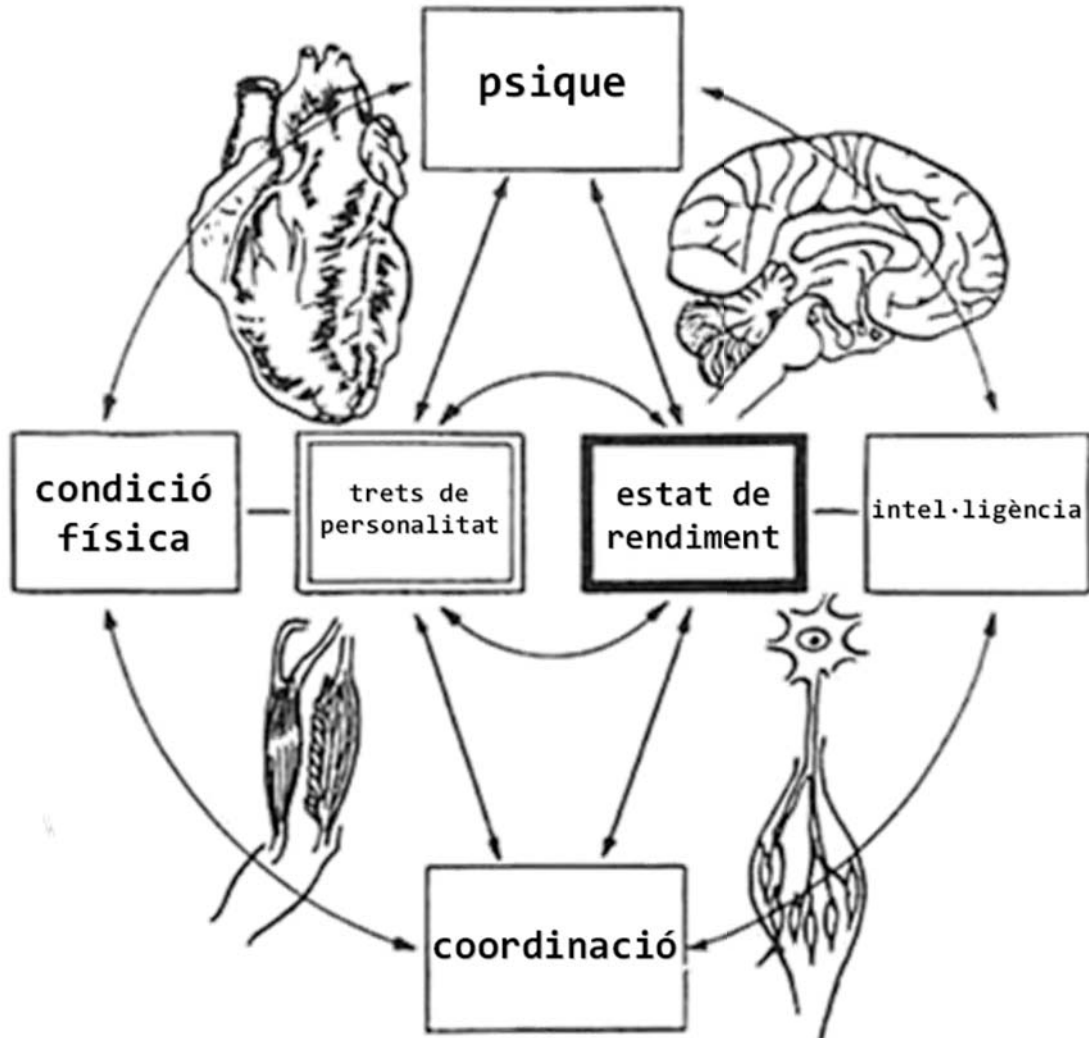


Figura 2: Model de sistema de rendiment i els factors que l'influencien, adaptat de Martin, Carl i Lehnertz (2001).

Podríem dir que al cap i a la fi, el que cobra importància és la resolució de tasques concretes, és a dir: **el moviment**.

D'una manera molt esquemàtica, el moviment es produeix gràcies al control del **sistema nerviós**, alimentat per les **vies metabòliques**, que produeixen contraccions del **sistema muscular**.

Concretament, el tema d'estudi s'ha centrat més sobre la parcel·la de la contracció del sistema muscular, i com s'ha comentat a l'inici de la introducció, comença al Laboratori de Biomecànica de l'INEFC de Lleida, amb estudis sobre electromiografia (EMG), tant en situació isomètrica, com en situació dinàmica.

La EMG resulta molt interessant, però presentava limitacions importants, sobretot en situacions dinàmiques, les més interessants per l'estudi del moviment i la resolució de tasques. Donades aquestes limitacions i alguns canvis sobtats en la vida de qui us escriu, ens situem a l'INEFC de Barcelona, on el prisma d'observació va canviar lleugerament amb l'aparició d'un aparell nou: el Tensiomiògraf (TMG).

S'ha de reconèixer, que quan varem conèixer el mètode tensiomiogràfic (TMG), la novetat i que la idea fos tant sorprenentment senzilla, ens va despertar un escepticisme envers l'aparell, però amb les proves que dia a dia s'anaven fent, l'escepticisme es transformà en interès, i l'interès en tema d'aquesta tesi doctoral.

Així doncs, el guió d'aquesta tesi està dividit en 3 parts (3 estudis):

- La primera part, fa referència a l'aparell i el mètode, per comprovar que les mesures fossin reproduïbles i fiables, tant de l'aparell, com entre 2 observadors diferents.
- La segona part, fa referència a la capacitat de l'aparell per detectar la fatiga. En primer lloc, com a proves pilot, es van fer 2 experiments, un amb un entrenament unilateral de força i l'altre amb un entrenament específic aplicat a uns esgrimidors de la Federació Catalana d'Esgrima. Veient-ne els resultats, es va procedir a fer un 3r experiment amb uns protocols molt rigorosos, tenint en compte la càrrega, el volum total, el ritme d'execució, i el caràcter de l'esforç.
- Finalment, la tercera part, fa referència a la capacitat de l'aparell de detectar canvis en la musculatura després d'uns protocols d'estiraments, veient quins efectes produeixen els estiraments passius i els estiraments actius amb vibració.

Al final, se n'extreuen conclusions generals i es consideren propostes que hem cregut interessants. Pel que fa a les referències, s'ha seguit la normativa de l'*American Psychological Association (APA)*.

Tancant la introducció, aquest document de la tesi doctoral s'acompanya com és habitual d'uns annexos on es presenta el que s'ha anat fent i el que fins la data se n'ha extret.



objectius

"A qui navega sense objectius cap vent li és favorable"

(Luci Anneu Séneca, S.I.)

Objectius Generals:

- Aquesta tesi doctoral "*Anàlisi de les capacitats contràctils mitjançant el mètode tensiomiogràfic (TMG)*" pretén establir com a reproduïble i fiable el sistema i mètode TMG (**estudi 1**) per determinar els canvis produïts a la musculatura de superfície deguts a la fatiga (**estudi 2**) i a l'estirament (**estudi 3**).

Objectius de l'Estudi 1:

- Determinar la reproductibilitat i validesa del sistema TMG.
- Determinar la fiabilitat intra-observador i inter-observador, i l'afectació sobre la reproductibilitat del sistema de la distància dels elèctrodes.

Objectius de l'Estudi 2:

- Determinar la capacitat de la TMG per detectar la fatiga aguda sobre el vast intern del quàdriceps.
- Determinar l'afectació deguda a diferents tipus d'entrenament sobre el vast intern del quàdriceps amb contrast de tests de potència.

Objectius de l'Estudi 3:

- Determinar l'afectació aguda de les capacitats contràctils del bíceps femoral en diferents tipus d'estiraments de la musculatura isquiotibial.
- Determinar la capacitat del TMG de detectar els canvis produïts per l'estirament sobre el bíceps femoral.

2.



**estat de la
qüestió**

En aquest apartat es fa referència a tot el marc teòric que envolta el treball realitzat, tant de l'aparell i el mètode TMG, com dels aspectes tractats en els diferents estudis (fatiga, caràcter de l'esforç, estiraments, l'aplicació de les vibracions mecàniques, etc).

És per tant necessari fer una aproximació al sistema muscular, concretament al mecanisme de la contracció muscular, que al cap i a la fi, és el que la TMG mesura i valora.

També es veuran els aspectes que intervenen en els mecanismes de fatiga i els canvis que aquesta produeix, consideracions sobre els mètodes i tècniques dels estiraments així com les peculiaritats de l'aplicació de vibracions, i la organització de la càrrega d'entrenament tenint en compte el volum, recorregut i ritme.



el moviment

"El moviment es demostra caminant"

(Diògenes de Sínope, S.IV a.C.)

El moviment hauria de ser el focus d'estudi del Grau en Ciències de l'Activitat Física i l'Esport, tal i com ho és en altres països (Estats Units d'Amèrica), on s'anomena pròpiament "estudi del moviment" (*Kinesiology* o *Human Kinetics*).

Malauradament, aquí a Espanya, la *Kinesiologia* o *Cinesiologia* acostuma a ser confosa amb una tendència de les teràpies manuals, i no en l'estudi del moviment des de la perspectiva de la biomecànica, anatomia, fisiologia i de l'aprenentatge motor.

Probablement, i per establir uns antecedents, podríem dir que un dels precursors de l'estudi del moviment ja el trobem en Aristòteles (384-322 a.C.) amb els estudis "*Part dels animals*", "*Moviment dels animals*" i "*Progressió dels animals*".

Tot i que molts d'altres hi han ficat el seu gra de sorra, caldria destacar tant a Galileu Galilei (1564-1642) i a Sir Isaac Newton (1643-1727), amb els seus treballs sobre la caiguda lliure, gravitació universal i observació sistemàtica de fenòmens; al primer li devem el final del dogmatisme religiós, fent trontollar la idea anquilosada del geocentrisme, gràcies als nombrosos "*Discursos*" i "*Diàlegs*", i al segon li devem l'inici de la física mecànica (o newtoniana) tal i com la coneixem gràcies al "*Philosophiae naturalis. Principia Mathematica*".

Poc a poc, i amb la inèrcia de l'acceptació de la "nova ciència", es van establint els models interpretatius dels fenòmens naturals. És per l'aparició

d'una nova tècnica que l'estudi del moviment té un nou punt d'inflexió: la fotogrametria i cinematografia. Eadweard Muybridge (1831-1904) amb les seves fotografies seriadades aconsegueix mostrar els patrons dels moviments bàsics amb els seus treballs sobre "*Animals in motion*", "*Human locomotion*" i altres (figura 3).

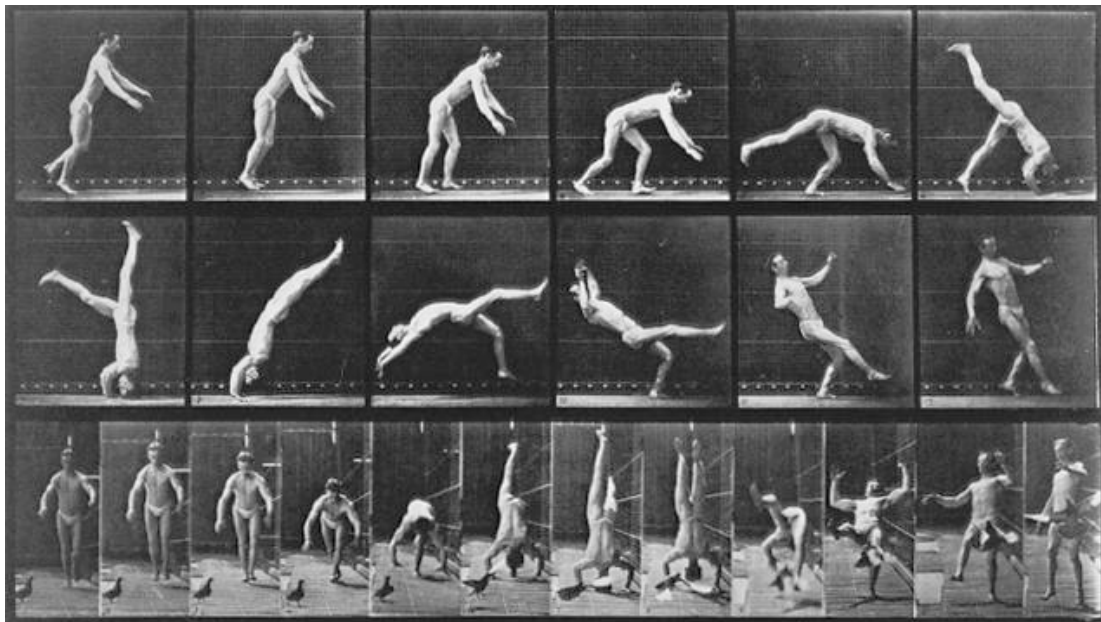


Figura 3: Exemple d'una de les composicions amb fotografies seriadades de Eadweard Muybridge sobre la seqüència d'un moviment gimnàstic en dos perspectives. Imatge extreta de www.masters-of-photography.com. Com es pot apreciar, el procediment és en essència idèntic a l'utilitzat actualment per l'anàlisi dels moviments esportius, amb l'excepció de la millora del instrumental.

A partir d'aquí, les bases de l'estudi del moviment estan assentades, avançant amb la trepidant evolució de la tecnologia fins arribar als nostres dies.

Com en tot el que ha estat objecte d'estudi, l'entrenament esportiu ha tendit a la parcel·lització del coneixement. Cap als anys 50-70 del S.XX es planteja la preparació de l'esportista en 6 bolcs (Matveev, 1965, citat a Platonov, 2001): preparació física, tècnica, tàctica, psicològica, biològica i teòrica. I pel que fa a la preparació física, abordada en aquest treball, s'ha separat tradicionalment en 4 components: la força, resistència, velocitat i flexibilitat.

La idea, molt defensada pels teòrics de l'antiga Unió Soviètica, de l'existència d'unes qualitats físiques independents amb la possibilitat d'unificar-les en determinades combinacions ha esdevingut poc operativa (Moras, 2002). De fet, el sistema recomanava entrenar per separat cada una de les qualitats i després integrar-les en l'exercici de competició (Ozolin, 1970; Platonov, 1988; Matveev, 1977; Bompa, 1985).

Cada modalitat esportiva no es caracteritza per una determinada qualitat, sinó per una composició especial i pròpia de l'exercici amb la interrelació de moltes qualitats. D'aquesta manera sorgeixen multitud de combinacions. Tots els intents d'explicar aquesta hipòtesi força acceptada no eren més que imprecisos raonaments especulatius (Moras, 2002).

Segons teories més actuals, com la citada anteriorment teoria de la reacció integral d'adaptació de l'organisme, s'intenta no tractar les capacitats motrius en general, sinó fer-ho establint la seva contribució a la resolució de tasques motrius concretes. Per Zhelyazkov (2001) l'activitat motriu es du a terme en l'espai i en el temps, i en la seva expressió dinàmica es mostren les qualitats motrius (físiques). Cada moviment és l'expressió conjunta de les qualitats físiques, però el grau d'implicació és diferent per a cada acció. Una qualitat, doncs, sempre estarà vinculada, en certa mesura, a la resta de qualitats (Moras, 2002). Això es relaciona amb la teoria de sistemes on el conjunt de relacions entre les parts del sistema es pot anomenar estructura (Aracil, 1986) i la organització d'aquest sistema dóna lloc al comportament (Bertalanffy, 1976; Olaso, 2006).

Així doncs, des d'una perspectiva històrica, per aprofundir en l'estudi del moviment, aquest ha estat parcel·litzat, se n'han estudiat els components i finalment s'ha entès que aquests components no són compartiments aïllats, que s'interrelacionen i s'impliquen els uns amb els altres per la realització de les tasques motrius concretes, és a dir, per executar els moviments concrets.

Per acabar aquesta dissertació, estem tots d'acord que per efectuar el moviment (voluntari i diferent del de caiguda lliure), és necessària la contracció muscular (fins i tot per mantenir la absència de moviment en una manifestació esportiva). I a partir d'aquest moment, serà la contracció muscular la protagonista del nostre treball, com l'agent actiu responsable del moviment voluntari.



fonaments biològics:

el sistema neuromuscular

"El múscul solament es contrau"

(Jordi Juanhuix, 2001)

Donat que aquesta tesi revisa un aparell que mesura les capacitats musculars i en detecta els canvis en la seva funcionalitat, es dedica tot aquest apartat a parlar dels fonaments biològics del sistema neuromuscular, i concretament, el que envolta a la contracció muscular.

El múscul és un òrgan contràctil que forma part del cos dels animals i de l'ésser humà. Els músculs es relacionen amb l'esquelet o formen part de l'estructura de diversos òrgans i aparells. Per posar un exemple, en l'ésser humà hi ha més de 600 músculs (Wilmore i Costill, 2004) que formen un 40% de la composició corporal aproximadament (Guyton, 1972).

El múscul també és un motor orgànic que a nivell molecular és capaç de convertir energia química, provinent essencialment del menjar, en força mecànica (Juanhuix, 2001).

La paraula múscul s'ha associat sempre amb el verb fer (actuar), és el sistema muscular qui ens possibilita tota interacció física amb el món exterior. Qualsevol acció pressuposa ineludiblement el funcionament correcte d'una part o de tot el sistema muscular. A més de condicionar el nostre fer, la seva funció ens condiciona en gran mesura també el nostre ser, donat que altres sistemes com el nerviós o el circulatori s'han d'adaptar a les possibilitats motrius del sistema muscular (Juanhuix, 2001).

Etimològicament la paraula múscul prové del vocable llatí *musculus*, que es compon de *mus* (ratolí) i *culus* (petit). Els romans deien que quan el múscul (concretament el bíceps braquial) es contrau sembla un ratolí petit.

És difícil exagerar la importància del sistema muscular, i els músculs com a la seva unitat funcional, en tots els animals i el l'espècie humana en particular. Doncs si el múscul és qui possibilita la interacció amb el món exterior, i tots els éssers vius han de relacionar-se amb el seu entorn i adaptar-s'hi per sobreviure, no és difícil entendre que el sistema muscular és primordial a l'hora de la conservació dels éssers vius.

Aquesta importància ha estat sempre entesa i valorada tant des dels camps de caire científic com la medicina, la biofísica o l'enginyeria, com del camp artístic, com l'escultura o la pintura.

Exemples notables els podem trobar a la figura 4, dels primers camps podem recordar els famosos treballs de Leonardo da Vinci, mentre que dels segons són remarcables les escultures de Fídies i Miquel Àngel o el quadre *La lliçó d'anatomia del Dr. Nicolaes Tulp* de Rembrandt (Juanhuix, 2001).



Figura 4: A l'esquerra, dues làmines de Leonardo da Vinci d'anatomia i funcions musculars. A dalt a la dreta, dues escultures, Atena de Fídies i David de Miquel Àngel on es mostra la preocupació per la proporcionalitat clàssica i del renaixement. A sota, La lliçó d'anatomia del Dr. Nicolaes Tulp de Rembrandt, quadre que plasma perfectament la preocupació per l'estudi de l'anatomia.

Tipus de músculs

En una funció vital tan essencial en el regne animal com la muscular hi ha d'haver una especialització dels músculs, a fi d'optimitzar completament la seva funció. Això comporta l'aparició de diferents tipus de teixits musculars, molts d'ells presents en el cos humà. En l'ésser humà i, en general, en tots els animals vertebrats, es presenten dos tipus principals de músculs, llisos i estriats, anomenats així per la manera com apareixen vistos amb el microscopi òptic (Squire, 1981). Els primers, els músculs llisos, són bàsicament responsables de moviments involuntaris dels intestins i venes. Dels segons, els músculs estriats, n'hi ha de dues classes: el cardíac i l'esquelètic. El teixit muscular cardíac, present únicament al cor, és un cas especial, donat que a pesar que el control no és voluntari, anàlogament al múscul llis, sota el microscopi òptic apareix estriat. El múscul esquelètic, finalment, forma pròpiament el sistema muscular i, amb l'esquelet, permet el moviment del cos. Així mateix, en els animals invertebrats es presenten més tipus de teixits musculars (Juanhuix, 2001). D'ara en endavant, ens centrarem en els músculs estriats esquelètics.

Els músculs esquelètics es poden classificar en dos tipus principals, diferenciats per la via metabòlica de generació de la font d'energia, l'ATP. D'una banda, les fibres musculars roges, o de tipus I, o *Slow Twitch (ST)* són de contracció i fatiga lentes i generen l'ATP majoritàriament per catabolisme aeròbic de la glucosa i els greixos. D'altra banda, les fibres musculars blanques, o de tipus II, o *Fast Twitch (FT)* són de contracció i fatiga ràpides ja que generen ATP principalment per glucòlisi anaeròbica de la glucosa i el

glucogen. Aquestes es subdivideixen en les fibres de tipus IIa i de tipus IIb. Les primeres tenen una forma mixta de generació de l'ATP, mentre que les segones són pròpiament glucolítiques. En el mateix múscul es poden presentar fibres de tots els tipus mencionats (Juanhuix, 2001).

Composició del teixit muscular

El teixit muscular esquelètic mostra una estructura amb una periodicitat longitudinal sorprenentment regular, que es va mantenint a mesura que anem disminuint l'escala. Aquesta unitat de repetició bàsica, anomenada sarcòmer, presenta una longitud variable, des de 2,2 μm fins 3,2 μm , que depèn linealment de l'extensió a la qual està sotmès el múscul. Transversalment, el sarcòmer té entre 1 μm i 2 μm de diàmetre (Juanhuix, 2001).

Partint del sarcòmer com a unitat estructural, el múscul esquelètic s'organitza en una supraestructura succeint-se longitudinalment formant miofibril·les. Les miofibril·les s'agrupen paral·lelament formant les anomenades fibres musculars. Aquestes fibres musculars poden arribar a allargar-se tota la longitud del múscul. Al seu torn, les fibres estan agrupades per fascicles, el conjunt dels quals, juntament amb el teixit cartilaginós, formen finalment el múscul.

Els components últims del teixit muscular són, en gran part, aigua i proteïnes, tant solubles com insolubles, de funcions molt diverses, algunes

de les quals encara no són ben conegudes. Les proteïnes més abundants directament involucrades en la funció muscular són (Juanhuix, 2001):

- Miosina: Principal component del filament gruixut. Interacciona amb actina tot hidrolitzant ATP per contraure el múscul.
- Actina: Principal component del filament prim. Interacciona amb els caps de miosina per contraure el múscul.
- Tropomiosina: Present en el filament prim, actua en el control de la contracció.
- Troponina: Present en el filament prim, s'enllaça amb Ca^{2+} i intervé en el control de la contracció.
- Titina: Forma un esquelet flexible que uneix els filaments gruixuts amb els discs Z.
- Nebulina: Forma un esquelet rígid que alinea els filaments prim.
- α -actinina: Uneix els filaments prim en el disc Z.
- Miomesina: Enllaça els filaments gruixuts en el disc M.
- Proteïna C: Present en el filament gruixut.

El sarcòmer presenta dues zones o bandes transversals a l'eix del múscul, les bandes A i I, anomenades així per la seva aparença anisòtropa i isòtropa, respectivament (Juanhuix, 2001). En el centre de la banda I apareix molt clarament una línia o disc, la línia Z. Igualment, el centre de la banda A presenta una línia de gran densitat, el disc M, que és flanquejat per la zona H.

La composició en les proteïnes actina i miosina de les bandes I i A és diferent, tal i com indica el gran contrast característic de la gran diferència

de densitats electròniques (figura 5), que presenten les dues bandes (Hanson i Huxley, 1953; Hasselbach, 1953, citats a Juanhuix, 2001). Les bandes han estat reconegudes com ordenacions de dos tipus de filaments parcialment solapats d'estructura molt determinada (Huxley i Niedergerke, 1954; Huxley i Hanson, 1954, citats a Juanhuix, 2001).

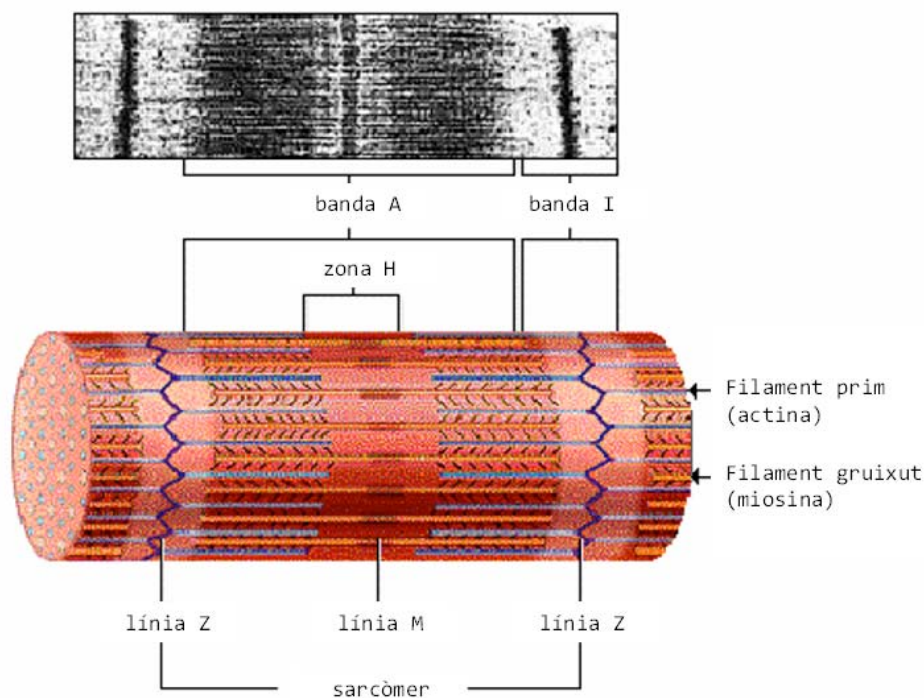


Figura 5: Aspecte d'un sarcòmer vist amb un microscopi electrònic (a dalt). Esquema que representa les diferents parts de què és compost (a baix). La foscor de cada banda o línia en la micrografia electrònica és directament proporcional a la seva densitat electrònica (Adaptat de Juanhuix, 2001)

La primera d'aquestes bandes, la banda I, conté una xarxa aproximadament quadrada de filaments paral·lels ancorats en el disc Z que apunten cap a la línia M, els filaments primers, anomenats així pel seu petit diàmetre. En aquesta banda, la densitat electrònica és relativament baixa, segons es desprèn de la microscòpia, exceptuant-ne el disc Z, en què la densitat és considerablement més alta.

La segona de les bandes del sarcòmer, la banda A, conté una xarxa hexagonal de filaments paral·lels, els filaments gruixuts, centrats en el disc M i apuntant al disc Z (figura 6). Malgrat que el nombre de filaments primers és el doble (Guyton, 1972), els filaments gruixuts són molt més densos, per la qual cosa la banda A té una major densitat (Juanhuix, 2001). En la part lateral de la banda els extrems dels filaments primers s'intercalen en les posicions trigonals de la xarxa hexagonal dels filaments gruixuts, i separen la banda en dues parts amb diferent densitat: la part central (zona H), amb una densitat relativament menor, on només hi són presents els filaments gruixuts, i la part lateral, la zona de solapament dels filaments, amb una gran densitat.

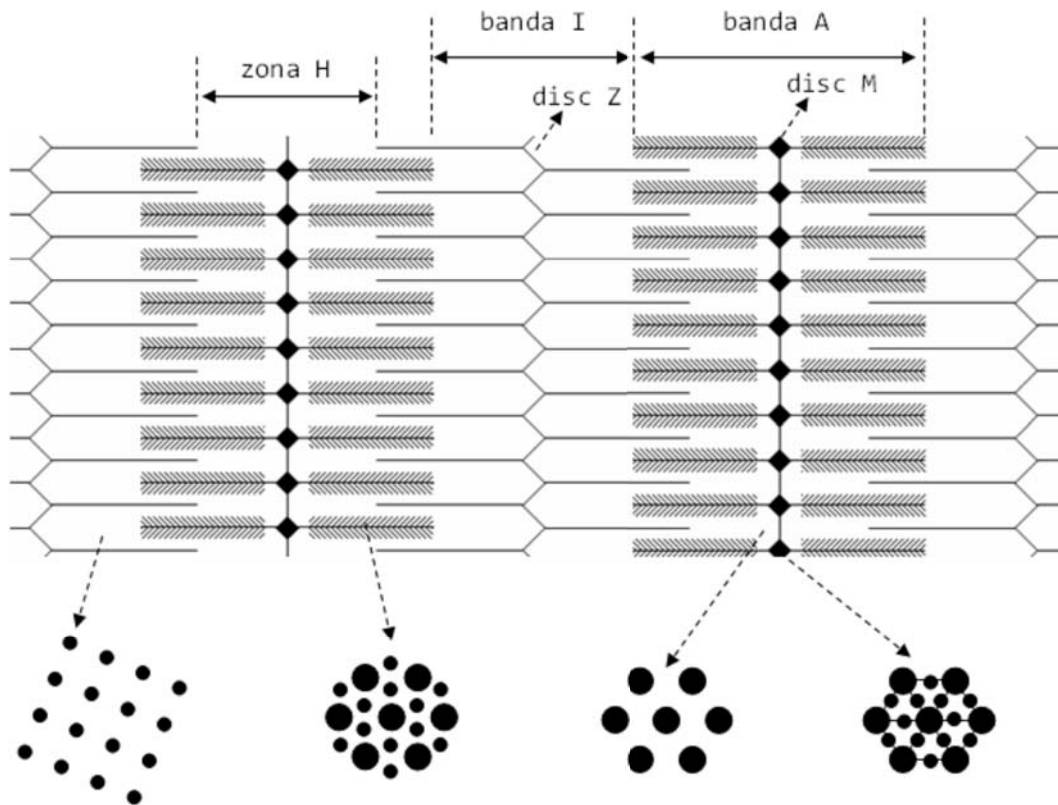


Figura 6: Representació de les seccions transversals del sarcòmer que corresponen a cada zona. D'esquerra a dreta: 1- La banda I conté filaments primers que formen una xarxa aproximadament quadrada. 2- A la zona de solapament de la banda A, els filaments primers d'actina es situen en les posicions trigonals de l'estructura hexagonal dels filaments gruixuts de miosina. 3- Fora de la zona de solapament, els filaments gruixuts resten amb la mateixa estructura. 4- Al disc M, els filaments gruixuts queden units per petits filaments transversals compostos per diverses proteïnes estructurals (Squire, 1981, citat i adaptat de Junahuix, 2001).

Des d'un punt de vista mecànic, més funcional, el múscul està integrat per tres components o elements mecànics independents que resisteixen les deformacions i tenen un paper fonamental en les característiques de l'ADM de la persona (Levin i Wyman, 1927). Aquests components són:

1. El component elàstic paral·lel (CEP).
2. El component elàstic en sèrie (CES).
3. El component contràctil (CC).

Funció muscular

El conjunt d'accions que realitza el múscul es resumeix en una funció bàsica: la contracció. Les altres funcions, bàsicament generació de força i de moviment, són producte de la combinació d'accions de diferents músculs, amb la contracció com a llur propietat bàsica (Juanhuix, 2002).

En repòs, el múscul manifesta propietats elàstiques comportant-se com un ressort flexible. Una estimulació adequada activa el múscul, posant en evidència la seva principal propietat, la contractilitat. En laboratori s'utilitza l'estimulació elèctrica pel seu estudi, i amb tècniques isomètriques, el múscul contret manté una longitud constant. Quan s'aplica un únic estímul elèctric, la resposta mecànica del múscul és com una sacsejada, i quan s'efectua una estimulació repetida amb una freqüència adequada, s'observa una contracció constant (Scherrer, 1990).

El mateix autor, Scherrer (1990) ens dona un apunt molt interessant pel focus d'aquesta tesi: les fases d'una contracció aïllada. La "sacsejada

muscular” comporta un període inicial d’estat latent, després un temps de contracció amb un ràpid creixement de la tensió del múscul, i finalment una fase de relaxació que dura de tres a cinc vegades més que el temps de contracció. Aquest varia segons el tipus de fibra muscular, des d’uns 10ms per les fibres blanques (ràpides) a més de 100ms per les fibres vermelles (lentes). Quan un múscul s’estimula mitjançant repetits impulsos elèctrics, la seva contracció es manté a un nivell elevat. Per obtenir aquesta tensió fisiològica, la freqüència necessària d’estímuls creix quan el temps de contracció disminueix (10 a 15Hz per les fibres lentes, 40 a 100Hz per les fibres ràpides).

Tot i que alguns autors afirmen que el verdader mecanisme de la contracció muscular no està del tot clar (Bosco, 2000), sí se’n coneixen les generalitats. Els músculs esquelètics són excitats per impulsos elèctrics, tal com van posar de relleu per primera vegada els experiments de Luigi Galvani al segle XVIII (Galvani, 1791; resum a Bordas, 1998, citat a Juanhuix, 2002). Galvani va trobar que un impuls elèctric extern aplicat a les anques d’una granota les estimulava i feia contraure. En el múscul viu, on l’activació prové dels impulsos elèctrics del sistema nerviós, la situació és anàloga. Quan un impuls arriba a l’extrem de la neurona motor associada a una fibra muscular, la neurona allibera una substància transmissora, la acetilcolina (ACh), que despolaritza la membrana plasmàtica de la fibra muscular, el sarcolemma. El canvi de polarització es transmet a l’interior de la fibra per unes fines invaginacions del sarcolemma, els túbuls T o transversals, situades a prop del reticle sarcoplasmàtic. El reticle sarcoplasmàtic forma una xarxa de vesícules membranoses i cisternes que

envolten les regions externes de les bandes A de cada miofibril·la, que és on es localitzen els caps de miosina. El reticle sarcoplasmàtic forma també un canal membranós continu, anomenat cisterna terminal, que rodeja els discos Z de cada miofibril·la, i que connecta amb els túbuls T (figura 7).

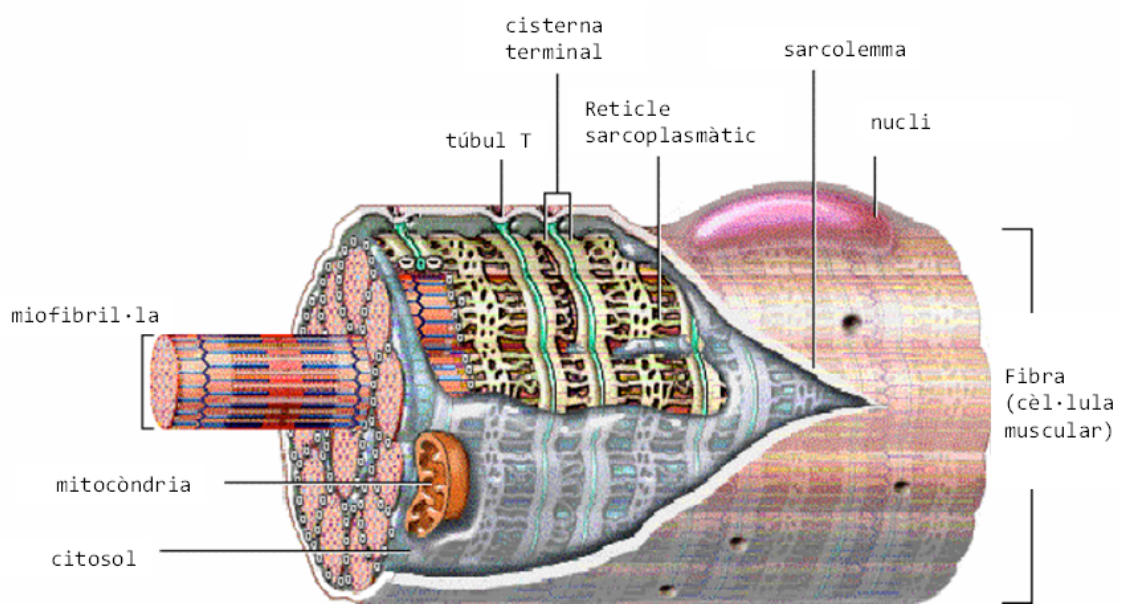


Figura 7: Detall d'una fibra muscular (adaptat de Juanhuix, 2001).

El reticle sarcoplasmàtic serveix de reserva de Ca^{2+} , que són l'element que actua directament en el sarcòmer i activa els mecanismes bioquímics a nivell macromolecular. Quan la membrana plasmàtica externa, el sarcolemma, es despolaritza, una proteïna canal en la membrana del reticle sarcoplasmàtic s'obre amb consum d'ATP i es produeix l'alliberament dels ions Ca^{2+} del reticle sarcoplasmàtic al citosol, on estan situades les miofibril·les. La concentració d'ions Ca^{2+} augmenta així de $0,1 \mu\text{M}$ a $10 \mu\text{M}$, i es manté elevada amb una estimulació contínua del múscul. En presència dels ions Ca^{2+} , la troponina té un canvi estructural que provoca un moviment de la tropomiosina que, al seu torn, deixa interaccionar la miosina amb l'actina (Juanhuix, 2001).

Quan el múscul es relaxa els ions Ca^{2+} tornen a dins del reticle sarcoplasmàtic amb consum d'ATP i el procés descrit s'efectua en sentit contrari. Tant l'estimulació com el relaxament es realitzen en qüestió de mil·lisegons, a causa de les invaginacions del sarcolemma que porten el senyal a l'interior de la fibra, i de la poca distància entre les invaginacions i el reticle sarcoplasmàtic (Juanhuix, 2001).

Dels tres components mecànics del múscul esmentats anteriorment (component elàstic paral·lel, component elàstic en sèrie i component contràctil), el component contràctil (CC) ha estat el més estudiat de tots tres, atès que és el responsable actiu d'incrementar i generar tensió. El grau de tensió depèn en gran mesura del nombre d'enllaços químics entre els miofilaments. La tensió màxima s'aconsegueix quan hi ha una superposició total dels miofilaments d'actina i miosina. A més longitud, el nombre

d'enllaços disminueix, i arriba a un punt d'estirament en què la tensió és la mateixa que donaria un múscul en estirament passiu. Aquest fet es pot explicar per la inexistència d'enllaços actomiosínics (Moras, 2002).

El múscul, per aconseguir el moviment del cos, genera un esforç de tracció de manera que tendeix a escurçar la distància entre els seus extrems, formats per tendons, que l'uneixen a la resta del cos. Segons si aquests són fixos o mòbils, el múscul produeix només tensió o també moviment. La complexitat del moviment de què som capaços s'aconsegueix amb la combinació de diversos músculs, que provoquen moviments específics. El conjunt dels músculs formen un sistema, el sistema muscular, controlat pel sistema nerviós i íntimament connectat a l'esquelet i a cartílags per transmetre la capacitat bàsica del teixit muscular per contraure's (Juanhuix, 2001).

El suport a tot aquest sistema dinàmic el dóna l'esquelet, i a ell s'uneixen els músculs pels extrems. Aquests extrems, els tendons, són formats de teixit cartilaginós i són el punt d'ancoratge necessari per a la generació de força (en el cas de contracció isomètrica) o per la transmissió de moviment (en el cas de contracció dinàmica).

La taxonomia de les contraccions ha estat molt criticada, doncs per raons històriques s'han aplicat noms etimològicament desencertats, barrejant-ne els criteris de nomenclatura. La taula 1 mostra les taxonomies segons els criteris de longitud, cinètica i tensió (combinables entre sí, fins a 52 possibilitats).

Taula 1: Esquema de les accions musculars de Tous (1999) a partir de Atha (1981). En el criteri més utilitzat, mesura o longitud, es presenta el nom més comunament utilitzat en *cursiva*, i el nom que s'hauria d'utilitzar etimològicament per ser pertinent amb el criteri.

criteri 1: mesura o longitud	constant	: <i>isomètrica</i> → estàtica
	major	: <i>excèntrica</i> → pliomètrica
	menor	: <i>concèntrica</i> → miomètrica
	fluctuant	: <i>auxotònica</i> → al·lomètrica
criteri 2: velocitat o cinètica	constant	: isocinètica
	lenta	: bradocinètica
	ràpida	: tacocinètica
	variant	: al·locinètica
criteri 1: tensió	constant	: isotònica
	decreixent	: tel·lotònica
	creixent	: auxotònica
	Variant	: al·lotònica

De fet, potser seria més pertinent parlar de taxonomies de les accions musculars i no de les contraccions, però aquesta diferenciació etimològica queda fora de l'objectiu d'aquesta tesi.

Pel nostre interès ho simplifiquem de la següent manera: D'una banda, si no existeix moviment dels extrems articulars (origen i inserció), tenim la contracció (o acció muscular) isomètrica, i en canvi, quan existeix moviment dels extrems s'anomena contracció (o acció muscular) dinàmica. Pel que fa a les contraccions dinàmiques, la tensió produïda pot ser suficient per produir un escurçament dels extrems articulars (comunament anomenada contracció concèntrica, tot i que etimològicament seria més pertinent anomenar-la acció muscular miomètrica), o pel contrari, quan la tensió no supera la resistència, els extrems es separen (comunament anomenada contracció excèntrica, tot i que etimològicament seria més pertinent anomenar-la acció muscular pliomètrica). Una simplificació gràfica es mostra a la figura 8.

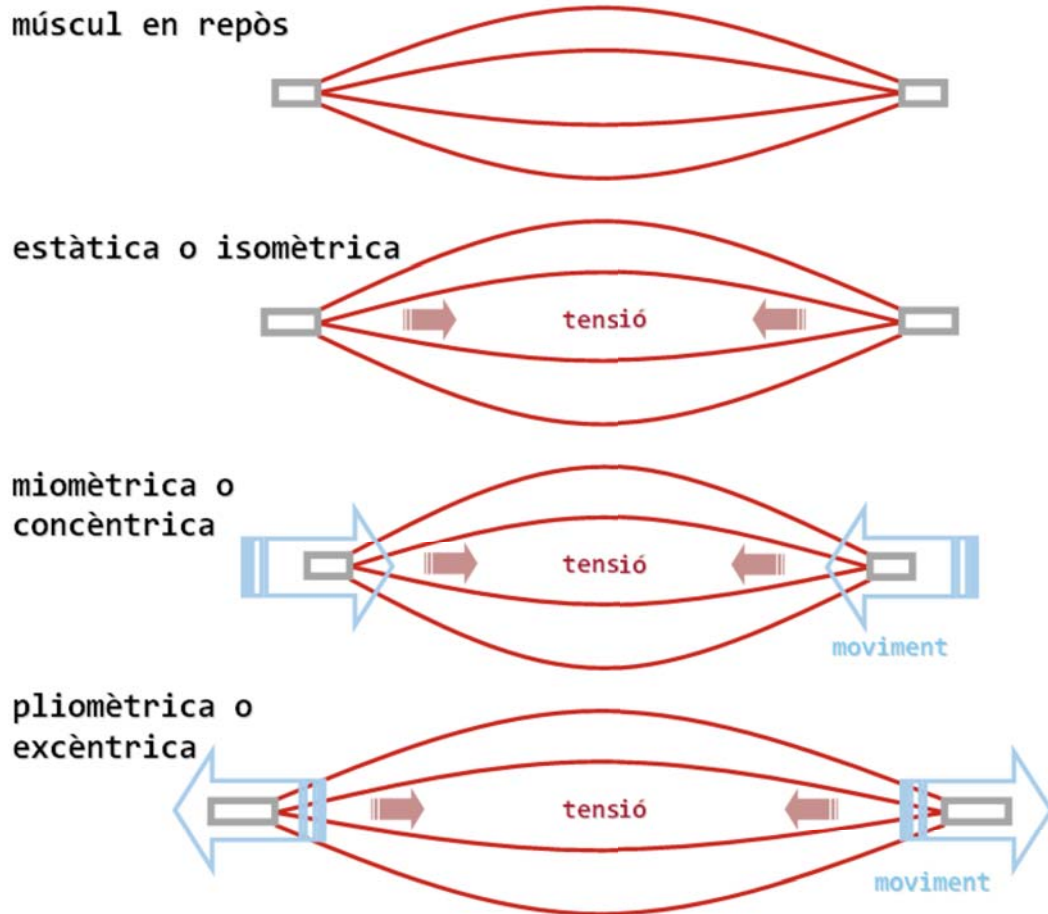


Figura 35: Tipus d'accions musculars en quant a la variació de la longitud (Knutgen i Kraemer, 1987) extret de Tous (1999).

Les característiques de la contracció d'un múscul depenen essencialment de la càrrega que suporta o, equitativament, de la tensió que es produeix.

Aquesta relació és expressada per l'equació de Hill, que relaciona la tensió desenvolupada al múscul i la velocitat de contracció, v , en segona instància, també ens relaciona aquests paràmetres amb la potència desenvolupada. La potència màxima produïda es dona aproximadament a un terç de la velocitat màxima (figura 9).

Tots els models que relacionen la força o tensió amb la velocitat de la contracció muscular estan d'acord en que aquesta relació és inversa, és a dir, per mobilitzar una càrrega lleugera és necessària poca tensió muscular i a la vegada és possible fer-ho molt ràpidament, i pel contrari, per mobilitzar una càrrega molt pesada es necessita molta tensió muscular, sent impossible realitzar-ho amb velocitat. Darrerament, s'està treballant amb models de relació més lineals i no tan corbs, però la relació segueix sent inversa.

Pel que fa a la potència desenvolupada, entesa com el concepte mecànic de treball per unitat de temps, o el que és el mateix, el producte de la força per la velocitat, tots els models conflueixen en la forma de U invertida, on hi ha una zona òptima de manifestació de la potència.

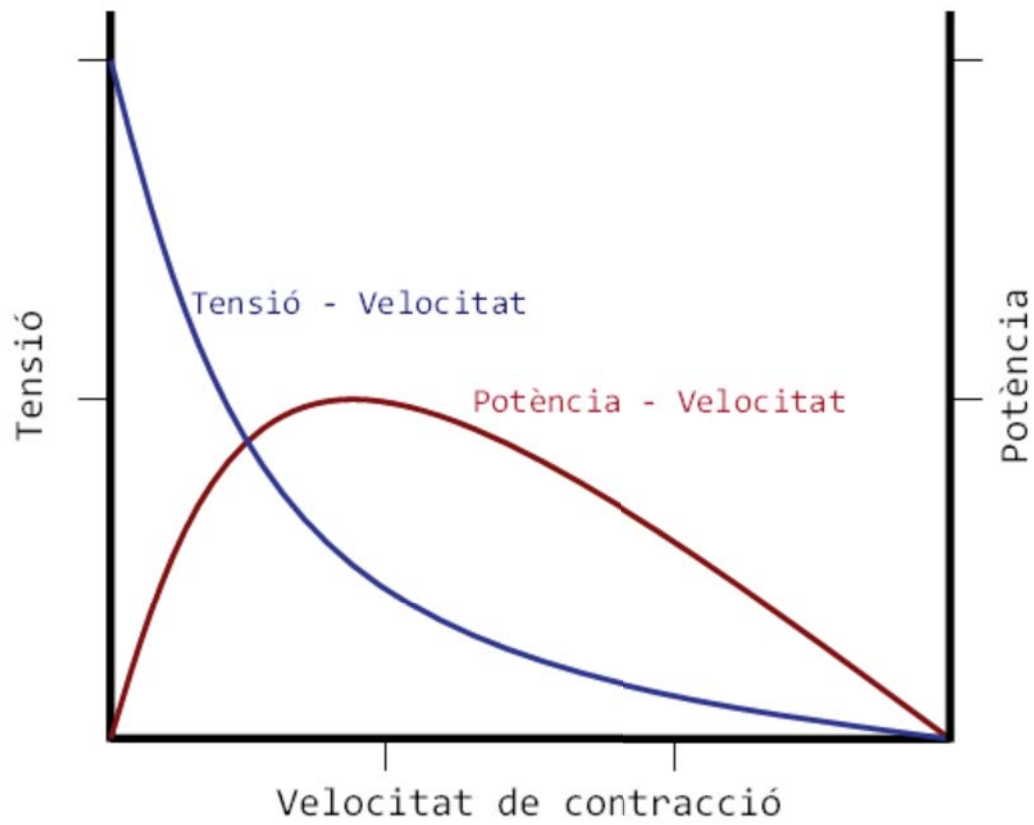


Figura 9: L'equació de Hill dona la relació entre la velocitat de contracció i la tensió desenvolupada pel múscul (línia blava). La potència desenvolupada pel treball (línia vermella) és el producte de la velocitat per la tensió, i té un màxim a 1/3 de la velocitat màxima, aproximadament (adaptat de Juanhuix, 2001).

La forma de l'estímul determina la tensió amb què respon un múscul. Si mantenim els extrems fixos (acció muscular isomètrica) i amb un estímul puntual, la tensió del múscul puja fins a un nivell màxim després d'uns 100-200 ms de rebre l'estímul i decau més lentament (figura 10), segons quin sigui el tipus de múscul i la temperatura. Si es dona una sèrie d'estímuls puntuals, les respostes s'encavalquen, fins que, amb una successió prou ràpida, es produeix la situació de tètanus, en que la tensió queda estabilitzada en un plateau de tensió màxima (Juanhuix, 2001).

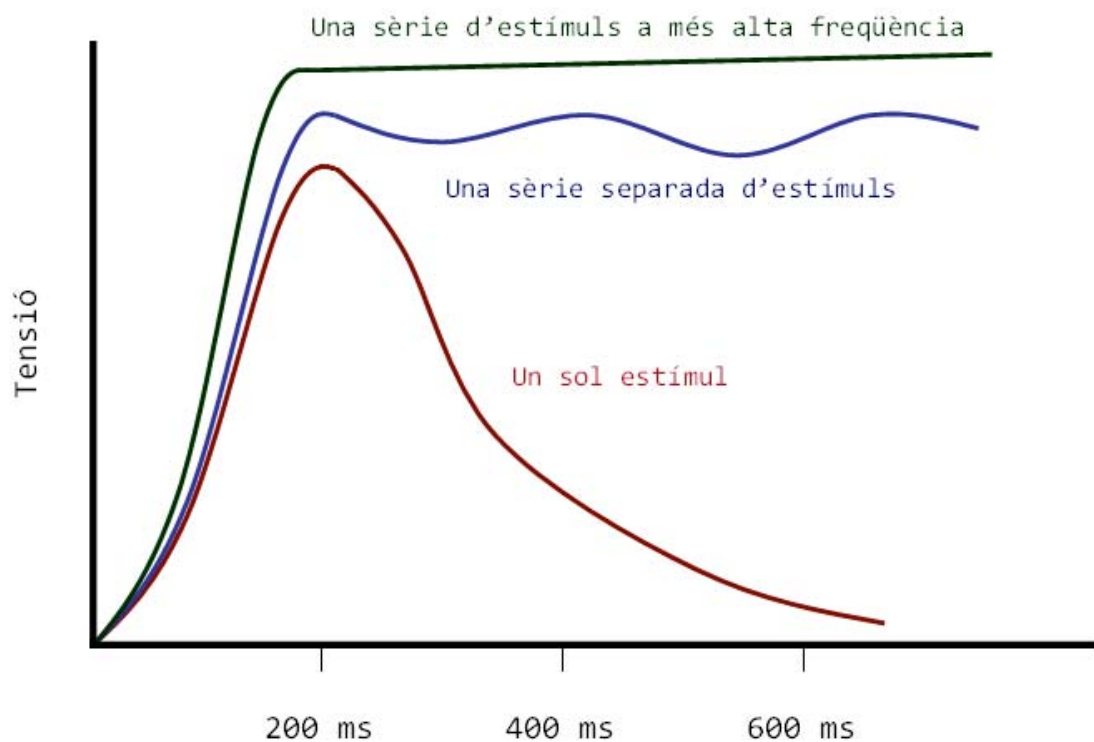


Figura 10: Representació de la tensió del múscul provocada per un sol estímul, una sèrie separada d'estímuls i una sèrie d'estímuls a més alta freqüència. La pendent fins assolir la tensió de tètanus depèn de l'espècie animal, el tipus de múscul, i les condicions físiques i fisiològiques a que és sotmès, en particular la longitud i el cansament, respectivament (adaptat de Juanhuix, 2001).

Aquest fenomen es deu a la sumació de múltiples fibres (o sumació espacial) i a la sumació de freqüència (o sumació temporal).

Quan el sistema nerviós envia una senyal dèbil per contraure un múscul, s'estimulen preferentment les unitats motores del múscul que contenen les fibres musculars més petites i en menor número, enlloc de les unitats motores majors. Posteriorment, a l'augmentar la intensitat de la senyal, comencen a excitar-se també unitats motores més grans, les quals poden tenir una força contràctil fins a 50 vegades més que les petites. Això rep el nom de principi de la mida (Guyton, 1972) o principi de la mobilització ordenada (Wilmore i Costill, 2004). Es tracta d'un fenomen important perquè permet que les graduacions de força muscular durant la contracció dèbil tingui lloc a passos petits, mentre que, quan es requereixen grans quantitats de força, els passos es van fent progressivament majors. La causa d'aquest principi de la mida és que les unitats motores més petites estan estimulades per fibres nervioses petites, i les petites motoneurons de la medul·la espinal són molt més excitables que les grans, i naturalment, s'exciten abans (Guyton, 1972).

Una altra característica important de la sumació de múltiples fibres és que les diferents unitats motores són impulsades de forma asincrònica per la medul·la espinal, de manera que s'alternen les contraccions entre les unitats motores, una després de l'altra, proporcionant així una contracció uniforme, inclús amb senyals nervioses de baixa freqüència (Guyton, 1972).

Pel que fa a la sumació de freqüències fins la tetanització, podem veure que a baixes freqüències d'estimulació les contraccions van donant-se lloc individualment una darrera l'altra. A l'augmentar la freqüència d'estimulació, les contraccions es donen lloc abans de finalitzar la precedent. En conseqüència, la segona contracció es suma parcialment a la primera, de manera que la força total de contracció augmenta progressivament a l'augmentar la freqüència. Quan aquesta arriba a un nivell crític, les contraccions successives són tan ràpides que literalment es fusionen entre sí, i la contracció sembla ser totalment uniforme i continua. A aquest fenomen se l'anomena tetanització. A freqüències encara majors, la contracció, en el seu estat màxim ja no augmenta la força contràctil. Això és degut perquè en el sarcoplasma es manté el número suficient de ions calci, inclús entre potencials d'acció, de manera que es manté un estat contràctil complet sense permetre la relaxació entre els potencials d'acció (Guyton, 1972).

El component elàstic paral·lel (CEP) és el responsable de les tensions passives en repòs del múscul. La seva disposició és paral·lela al mecanisme contràctil i està format pel sarcolemma, sarcoplasma, endomisi, perimisi i epimisi. A longituds més petites que la longitud del múscul aïllat i sense contracció, anomenada longitud d'equilibri, no existeix tensió i el CEP es troba relaxat. Quan aquest múscul s'estira relaxat –en absència de contracció muscular voluntària– desenvolupa tensió d'una manera no lineal. Inicialment la tensió és petita, i a mesura que l'estirament augmenta, l'augment de la tensió és progressiu i exponencial (Carlson i Wilkie, 1974; Moras, 2002).

El component elàstic en sèrie (CES), disposat a continuació del component contràctil, té la funció de suavitzar els canvis ràpids de tensió muscular, i està format pel tendó i la línia Z del sarcòmer com a estructures més significatives (Moras, 2002).

Quan un múscul s'estira, els tres components (CEP, CES, CC) contribueixen al desenvolupament de tensió. La tensió total generada durant la contracció és la suma del CEP i la tensió generada pel CC (Moras, 2002):

$$- \text{TENSIÓ ACTIVA TOTAL} = \text{CEP} + \text{CC}$$

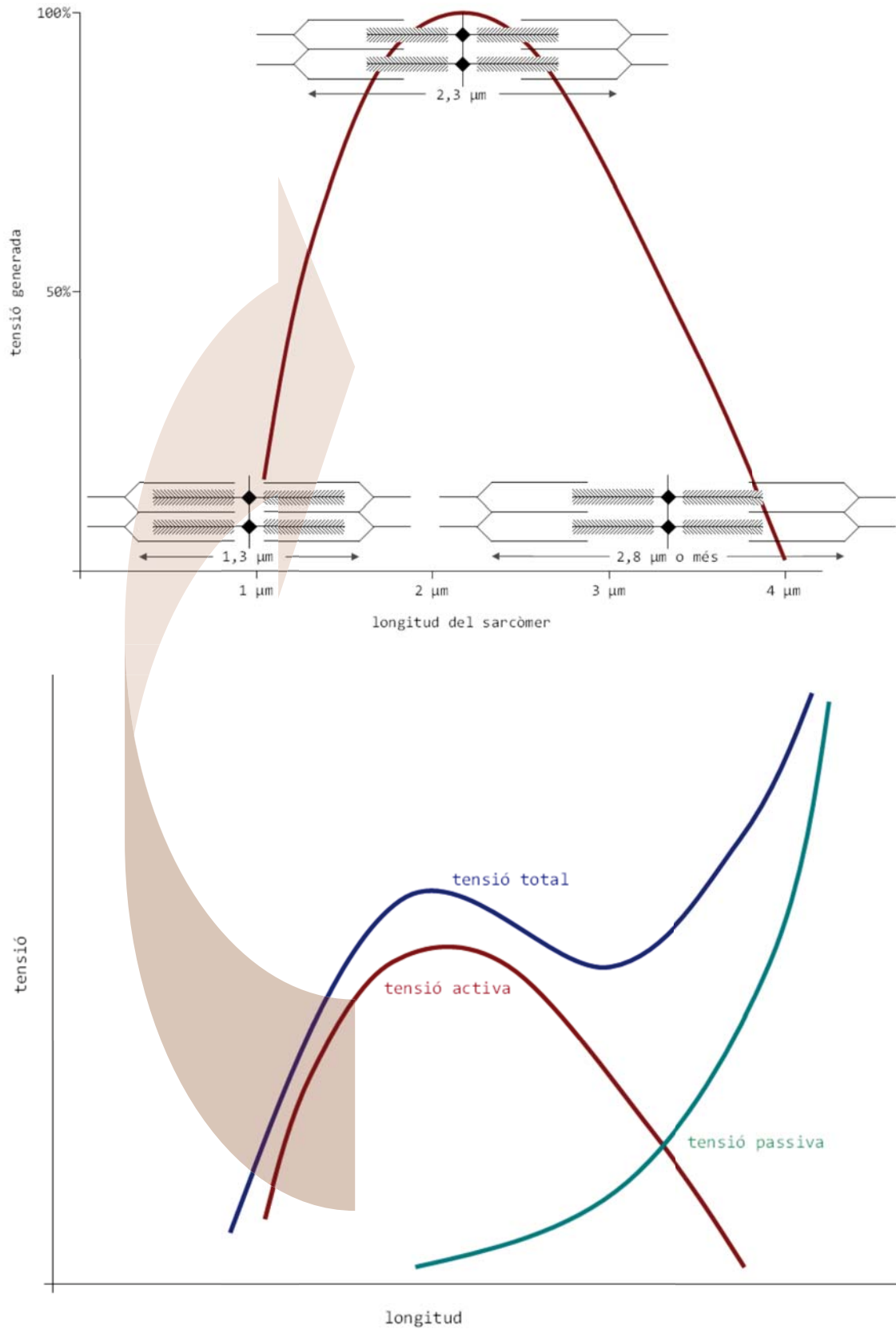


Figura 11: Representació de la tensió muscular en funció de la longitud (estirament). Són representades tant la tensió total (en blau), que és la suma de la tensió activa (del component contràctil, en vermell) i de la tensió passiva (del component elàstic en paral·lel, en verd). A dalt es mostra en detall el comportament de la tensió activa en funció de la longitud del sarcòmer.

En la figura 11 superior, el punt més a la dreta del diagrama, el filament d'actina s'ha distanciat tot el possible de l'extrem del filament de miosina, sense superposició d'actina i miosina. En aquest punt, la tensió desenvolupada pel múscul és zero. Després, a mesura que es va escurçant el sarcòmer i el filament d'actina comença a sobreposar-se al filament de miosina, la tensió augmenta progressivament fins que la longitud del sarcòmer es redueix a uns $2,2\mu\text{m}$. En aquest punt, el filament d'actina s'ha sobreposat a tots els ponts creuats del filament de miosina, però encara no ha arribat al centre del mateix. Al prosseguir l'escurçament, el sarcòmer tota la tensió fins als $2\mu\text{m}$. Llavors, els extrems dels dos filaments d'actina comencen a sobreposar-se entre si, a més de sobreposar-se als filaments de miosina. Quan la longitud del sarcòmer disminueix a $1,65\mu\text{m}$, la força de contracció disminueix. En aquest punt, els dos discs Z del sarcòmer es recolzen als extrems dels filaments de miosina. Llavors, mentre la contracció procedeix a escurçar més la longitud del sarcòmer, els extrems dels filaments de miosina es pleguen i la força de contracció disminueix ràpidament (Guyton, 1972).

A més a més, tal i com mostra la figura 11 inferior, també intervé la longitud en repòs del múscul. Si el múscul està estirat a una longitud molt superior a la normal abans de la contracció, es desenvolupa una gran quantitat de *tensió de repòs* en aquest, inclús abans de produir-se la contracció. Aquesta tensió és conseqüència de les forces elàstiques del teixit connectiu, el sarcolemma i també pels vasos sanguinis, nervis, etc. D'altra banda, l'augment de tensió durant la contracció, la *tensió activa*, disminueix quan el múscul està estirat molt més enllà de la seva longitud normal

(major dels 2.2µm). Es demostra amb la disminució de la distància entre la tensió passiva i la tensió total (Guyton, 1972).

Cal parlar també dels factors inherents al múscul, entès com un conjunt de fibres musculars amb el corresponent teixit circumdant (component contràctil – sistema de filaments d’actina i miosina– i no contràctil –el teixit connectiu–). El múscul només pot contraure’s i, per tant, no és possible que s’allargui o s’estiri per si sol. Perquè s’estiri ha de rebre una força externa, com la força d’un moment (moviment), la força de la musculatura antagonista a la musculatura que s’estira, la força feta per una altra persona o per una part del cos del mateix individu, la tracció d’un estri mecànic o de la gravetat. El resultat en tots els casos és que els miofilaments llisquen i se separen (Moras, 2002).

En una anàlisi dels factors que incideixen en les propietats mecàniques dels músculs, cal dir que el comportament dels teixits connectius (col·lagen i elàstic) i del múscul sotmès a tensió està influenciat per diversos factors (Sapega, Quedenfeld, Moyer i Butler, 1981) entre els quals destaquem:


1. L’orientació de les fibres musculars.
2. El tipus d’estructura d’enllaç de les molècules de col·lagen dins de cada fibra.
3. Les diferents estructures d’enllaç de les fibres.
4. El nombre de fibres i fibril·les.
5. La presència de substàncies interfibril·lars.
6. L’àrea de la secció d’enllaç de les fibres.
7. La proporció de col·lagen i elastina.

8. El grau d'hidratació.
9. La composició química dels teixits.
10. L'estat de relaxació dels components contràctils.
11. La quantitat de força aplicada (càrrega).
12. La temperatura del teixit.
13. El temps d'aplicació de la força.
14. El tipus de força aplicada.

Pel que fa al desenvolupament de la força, Wilmore i Costill (2004) ens enumeren els següents factors a tenir en compte:

1. El número d'unitats motores activades.
2. El tipus d'unitats motores activades.
3. La mida del múscul.
4. La longitud inicial del múscul quan s'activa.
5. L'angle en el que es troba l'articulació.
6. La velocitat d'acció muscular.

Inclús quan els músculs estan en repòs, acostuma a persistir un cert grau de tensió, anomenada to muscular. Donat que les fibres dels músculs esquelètics no es contrauen sense un potencial d'acció que les estimuli (excepte en determinats processos patològics), el to del múscul esquelètic deriva en la seva totalitat d'una baixa freqüència d'impulsos nerviosos procedents de la medul·la espinal. Aquests impulsos estan també controlats parcialment per impulsos transmesos des del cervell a les motoneurones i parcialment pels impulsos que s'originen als fusos musculars localitzats al propi múscul (Guyton, 1972).



la fatiga

"Qui no entrena, es desentrena"
(adaptat de Mújika i Padilla, 2001)

La fatiga és una sensació desagradable sentida i viscuda pel subjecte que la refereix, associada a una sèrie de característiques físiques i químiques objectives. Ens podem referir a dos tipus de fatiga: fatiga subjectiva i fatiga objectiva (Pancorbo, 2003; Scherrer, 1990). Aquesta última és la que podem estudiar amb garanties de precisió, a través de diferents paràmetres demostrables, no obstant els entrenadors i investigadors de l'esport han d'ensenyar als seus atletes a avaluar la percepció subjectiva del cansament, podent utilitzar l'escala de Borg, que ens permet avaluar aspectes psicofisiològics de l'entrenament i/o competició.

Des del punt de vista general, la fatiga es defineix com la impossibilitat física, psíquica o orgànica per continuar un treball al mateix ritme que s'estava realitzant, i que resulta reversible amb el repòs, a diferència de certes condicions patològiques (Pancorbo, 2003; Scherrer, 1990). És evident que el grau de fatiga suportat presenta diferències entre les persones i depèn, en gran mesura, del grau d'entrenament i de la condició física, del recolzament psicològic i motivació de cada esportista. El llindar d'esgotament es defineix per l'aparició d'una deficiència muscular que impedeix a l'individu mantenir l'activitat motriu a un nivell determinat. En el treball dinàmic es tracta d'un descens de la potència de treball i el treball estàtic d'un descens de la força (Edwards, 1981; Scherrer, 1990).

Fatiga fisiològica com a mecanisme de protecció:

És la impossibilitat de generar una força requerida o esperada. És una fase del fenomen d'adaptació que impedirà la producció de lesions irreversibles (Pancorbo, 2003).

Segons Pancorbo (2003) existeixen termes fisiològics a l'esport de competició que són normals, i que estan relacionats a la no adequada relació entrenament – recuperació, podent conduir a la fatiga crònica, per acumulació de fatiga residual. Els termes en qüestió són:

- Sobrecàrrega de l'entrenament. És absolutament normal i es relaciona amb l'increment progressiu de les càrregues de l'entrenament.
- Fatiga d'entrenament. Cansament normal que segueix a l'entrenament, del qual l'esportista se'n recupera abans de les 72 hores, depenent de les càrregues.
- Sobrefatiga. Estat de fatiga superior a la de l'entrenament, en condicions fisiològiques normals i sense relació amb les fluctuacions del rendiment. La recuperació pot estendre's a les 3 setmanes.

Adaptacions funcionals degudes a l'entrenament esportiu

Durant un treball local intens que arriba al llindar d'esgotament, diversos paràmetres fisiològics es veuen modificats:

- La circulació sanguínia local augmenta considerablement. Aquest increment es produeix bàsicament en les fases intercalades que separen les contraccions musculars successives. Les modificacions circulatòries que subministren al múscul oxigen, glucosa i àcids grassos, i permeten un drenatge dels productes de combustió, han de considerar-se com a manifestacions d'adaptació al treball muscular.

Les manifestacions elèctriques i mecàniques estan relacionades amb els fenòmens de fatiga.

- L'electromiograma obtingut respecte el múscul actiu tradueix la suma de les potències d'acció propagades al llarg de les fibres musculars i es modifica durant el treball dinàmic local. Les variacions de potencial registrades tenen tendència a augmentar d'amplitud quan el treball és molt intens i així arriben al llindar d'esgotament en uns minuts. Al mateix temps, s'observa una reducció de l'espectre de freqüències.
- Des del punt de vista mecànic la força màxima del múscul disminueix durant un treball dinàmic local intens. A més a més, la capacitat de mantenir la força màxima passa de 5 segons abans d'iniciar el treball a 1 o 2 segons al finalitzar.
- Un altre fenomen mecànic, que té traducció electromiogràfica, és el "tremolor produït per la fatiga", i es produeix després d'un treball muscular intens, ja sigui dinàmic o estàtic. Acostuma a donar-se als extrems de les extremitats superiors quan es demana a l'individu efectuar una lleugera contracció continua. Les freqüències dominants del tremolor són, d'una banda de 4 a 6Hz, i d'un altra de 8 a 12Hz. Aquesta última és la del tremolor anomenat fisiològic, el qual, afortunadament, és gairebé imperceptible a l'individu normal.

Davant d'un treball dinàmic menys intens, que no impliqui un llindar d'esgotament a breu o llarg termini, els signes mecànics i elèctrics de fatiga queden més disminuïts:

- La força màxima disminueix als primers minuts, però es manté després a un nivell gairebé constant, una mica inferior al valor inicial.

- Respecte a l'electromiograma, després d'un increment inicial de l'amplitud de les variacions de potencial (de manera inconstant), té tendència a situar-se a un nivell similar o una mica inferior a l'inicial.
- En quant al caudal circulatori, s'adapta simplement a la intensitat de l'exercici, sent inferior al del treball dinàmic local que arribi a un lílindar d'esgotament.

Un treball dinàmic local intens determina amb rapidesa unes manifestacions subjectives: sensació de fatiga del grup muscular i, de manera secundària, de les parts veïnes implicades en la fixació. El grau de cansament pot ser valorat amb certa precisió pels individus entrenats, sent possible la predicció al apropar-se al lílindar d'esgotament.

Els canvis morfofuncionals, provocats per l'entrenament, permeten una major resistència a la fatiga. Els símptomes de la fatiga tenen relació amb la incapacitat per subministrar l'energia requerida per unitat de temps. L'entrenament aconseguix millorar les vies d'abastiment tant d'O₂ com de nutrients, i incrementa les reserves energètiques musculars, assegurant la disponibilitat d'energia per determinat grau d'activitat, o sigui, de caràcter aeròbic, anaeròbic làctic o anaeròbic alàctic (Pancorbo, 2003).

Els fenòmens d'adaptació a l'entrenament, inclosa la sobrecompensació, permet a l'esportista desenvolupar el seu potencial genètic i col·laborar en aconseguir la forma esportiva en un moment determinat de la temporada. S'expressa en la millora d'indicadors morfològics, funcionals, relacionats als sistemes cardiorrespiratoris, endocrinometabòlics, musculoesquelètics,

neuroimmune, així com des del punt de vista psicològic i com a producte final en l'entrenament esportiu.

Caldria recordar breument el síndrome general d'adaptació proposat per Hans Selye (1936 i endavant) que enuncia que l'organisme tendeix a estar en un equilibri, i quan un estímul estressant el desequilibra, una sèrie de mecanismes no específics el recuperen i situen l'estat d'equilibri en un llindar superior a l'inicial, de com a mecanisme de defensa per properes agressions. En això es basa l'entrenament esportiu (figura 12).

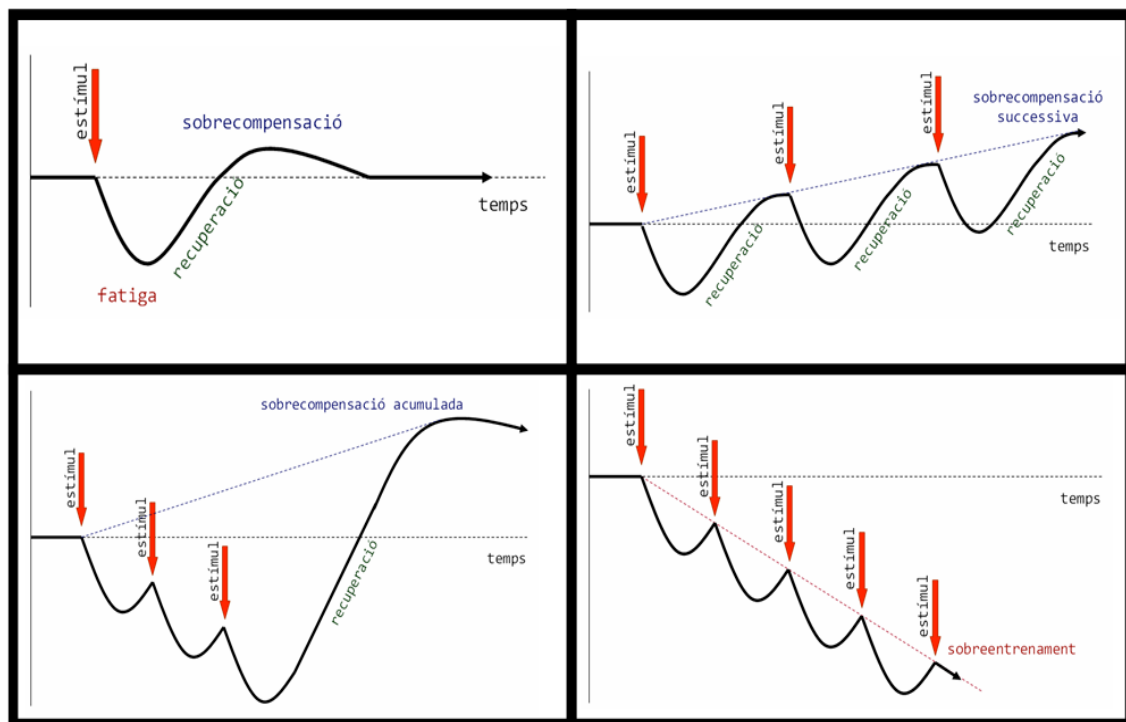


Figura 12: Esquema del síndrome general d'adaptació de Selye (1936) i les aplicacions a l'entrenament. D'esquerra a dreta i de dalt a baix: 1- Esquema general de la sobrecompensació. 2- Esquema de sobrecompensació successiva per repetició de cicles estímul – recuperació. 3- Esquema de sobrecompensació acumulada per acumulació d'estímuls seguits de la corresponent recuperació. 4- Esquema del quadre de fatiga crònica i sobreentrenament per no respectar la dinàmica càrrega – recuperació.

La fatiga com a factor limitant en el rendiment esportiu:

El rendiment esportiu depèn de la interacció de factors genètics, morfològics, fisiològics, psicològics i altres que es tradueixen en habilitats i capacitats físiques, tècniques i tàctiques, específiques per cada disciplina esportiva. Aquestes qualitats són potenciades a través de l'entrenament, desenvolupat, principalment, per les càrregues físiques. L'entrenament és un procés continu d'estímuls d'adaptació, amb l'objectiu de millorar les capacitats de l'organisme, determinants en el rendiment (Pancorbo, 2003).

Es necessita d'una adequada relació treball – descans, així com facilitar els processos regeneratius de l'organisme, quan les exigències que imposen els estímuls excedeixen les possibilitats individuals de regulació i adaptació de l'ésser humà. Si es mantenen per més de 4 a 6 setmanes, sorgeix una resposta inespecífica, inhibidòria, protectora, que frena l'adaptació. Això ocasiona alteracions importants a nivell del sistema nerviós, endocrinometabòlic, locomotor, immunològic, cardiorrespiratori, i altres, a més que l'esportista rendeix menys. El procés es coneix com a síndrome de sobreentrenament per acumulació de fatiga crònica (Pancorbo, 2003).

L'etiopatologia de la fatiga crònica es pot atribuir en la majoria de casos a errors en la planificació i/o dosificació de les càrregues, cosa que s'amplifica amb un sistema competitiu elevat, així com violacions reiterades de principis fisiològics, en particular a la relació temporal càrrega – recuperació i els processos regeneratius. A tot això, s'afegeixen les exigències mediambientals, nutrició inadequada, falta de temps lliure, no dormir 8 hores, hàbits tòxics, estrès per motius de l'entrenament i les competicions,

així com problemes de salut, d'estudi, econòmics, etc. En realitat, aquest síndrome és, generalment, la combinació de diverses de les causes relacionades anteriorment, però on sempre existeix la relació inadequada càrrega – descans. És un fenomen multifactorial (Pancorbo, 2003).

Quan es participa en molts events, on s'exigeixen resultats esportius i es disposa de poc temps entre l'un i l'altre (una situació contemporània), apareix un medi idoni pel sobreentrenament, i la seva recuperació pot tardar diverses setmanes o mesos. Per això es fa necessari aplicar noves estratègies pel diagnòstic precoç de la fatiga crònica, com són els estudis endocrinometabòlics, els estudis d'imagenologia, perfeccionar els tests de camp mèdico-pedagògics, etc; així com disposar d'una reserva esportiva que permeti alternar els esportistes amb una doble finalitat, assegurar el desenvolupament dels mateixos i garantir la recuperació dels esportistes principals (Pancorbo, 2003).

Classificacions dels tipus de fatiga

Pancorbo (2003) classifica la fatiga segons durada o localització.

Tipus de fatiga segons la durada:

Poden existir 3 tipus de fatiga, segons la durada en el temps del fenomen:

- Aguda: Es dona durant una sessió d'entrenament o competició, pot ser local o global. És un sistema de protecció orgànic davant el dany ocasionat per la pròpia contracció muscular, que generalment està acompanyada de lesió del teixit muscular i pels canvis metabòlics

(Pancorbo, 2003). Aquesta causa una disminució de la capacitat funcional relacionada no només amb la disminució de la capacitat contràctil, sinó amb una neuroestimulació deficient i per tant un error als mecanismes de control motor i el conseqüent perill de lesió (Fry, Morton i Keast, 1991).

- Sub-aguda: També anomenada sobrecàrrega. Es dona després d'un o més microcicles relativament intensos, amb poca recuperació i acumulació de fatiga residual. Ben planificat condueix a la supercompensació. Té efecte sistèmic i pot arribar a ser patològica (per acumulació i mals mecanismes de recuperació de l'esportista) al passar a la fatiga crònica (Pancorbo, 2003).
- Crònica: Apareix després de diversos microcicles (generalment en més de 4 setmanes) o durant un mesocicle. Pot ocórrer durant la combinació de 2 mesocicles, quan no existeix una bona relació entre els diferents components de l'entrenament, la competició i la recuperació, acumulant-se la càrrega residual. Té conseqüències sistèmiques i patològiques de deteriorament orgànic global. Aquest tipus de fatiga podria ser un quadre de sobreentrenament. Es diferencia de la sub-aguda en el quadre de símptomes, en la durada i gravetat dels mateixos i en el temps que es necessitarà per la seva recuperació (Pancorbo, 2003).

Tipus de fatiga segons el lloc d'aparició:

Pot ser central o perifèrica:

- Fatiga central o de regulació (Legido, 1986, citat a García Manso, Navarro i Ruiz, 1996). Es deu a canvis en alguns o diversos dels

escalons que van des del cervell fins la fibra muscular. S'estima que els nervis no es fatiguen, però sí la sinapsis, fonamentalment pel consum de neurotransmissor químic, en aquest cas, la acetilcolina, que es secretaria a un ritme menor del necessari i impediria l'arribada de l'impuls nerviós (ordre de contracció) a la placa motora. La conseqüència és que el múscul no respon a l'estímul i deixa de contraure's.

- La fatiga central pot aparèixer per:
 - Fallo en l'activació neuronal.
 - Inhibició aferent des dels fusos neuromusculars i terminacions nervioses.
 - Depressió d'excitabilitat de la motoneurona.
 - Alteració en la transmissió de l'impuls nerviós.
 - Fallo pre-sinàptic.
- Fatiga perifèrica o de efectuació (Legido, 1986, citat a García Manso, Navarro i Ruiz, 1996). És un estat transitori i de durada variable en la que existeix una deficiència en la capacitat de treball de la fibra muscular (fatiga muscular) o dels òrgans i sistemes (fatiga orgànica), deguda, gairebé sempre, a un excés previ d'activitat física o a la realització d'un esforç extenuant.
 - Els canvis en la funció muscular, associats a la fatiga, poden ser identificats mitjançant:
 - Pèrdua de força.
 - Retard en la relaxació.
 - Canvis en les característiques contràctils.
 - Alteracions en les propietats elèctriques.

- Els llocs d'aparició. Afecta a les estructures per sota de la placa motora, que intervenen en la contracció muscular:
 - Membrana post-sinàptica de la placa motora.
 - Sarcolemma i túbuls T.
 - Acoblament entre els túbuls T i el reticle endoplasmàtic.
 - Afinitat del Ca^{2+} i troponina.
 - Els ponts d'actina – miosina.

D'altra banda, alguns autors (Zhelyazkov, 2001) desglossen l'anàlisi del tipus de fatiga en tres factors:

- Caràcter de la fatiga:
 - Primordialment física.
 - Primordialment mental.
 - Primordialment emocional.
 - Primordialment sensorial.
- Abast de la fatiga:
 - Global, implica tot el potencial bioenergètic de l'organisme.
 - Regional, implica la participació activa de, entre la meitat i dos terços de la massa muscular activa.
 - Local, generalment quan la càrrega té una estricta orientació selectiva.
- Grau de la fatiga:
 - Compensada, on l'efectivitat del treball realitzat es conserva, gràcies a la redistribució d'esforços.
 - No compensada, on l'efectivitat del funcionament disminueix bastant per l'alteració de l'equilibri dinàmic de l'organisme.

- Profunda, on es produeix un esgotament crític del potencial bioenergètic amb la conseqüent davallada brusca de la capacitat de treball o la suspensió de l'activitat motriu realitzada per claudicació.

Etiologia de la fatiga muscular: Mecanismes

A aquesta situació s'arriba d'una forma progressiva i per confluència de diferents factors, com són: fallada del suport energètic i d'O₂ amb depleció de substrats, alteració en l'activitat d'enzimes kinassa, desequilibri electrolític, desequilibri àcid – base amb acumulació de metabòlits, defectes en la homeòstasi de macro i micronutrients, etc.

Aquests factors depenen, alhora, d'altres circumstàncies com: la durada i intensitat de l'exercici, el tipus de contracció, la classe de fibres musculars participants, el grau d'entrenament, relació entrenament – descans, mecanismes de recuperació biològica, estat de salut de l'esportista, etc.

De manera breu, els mecanismes desencadenants principals de la fatiga són (Pancorbo, 2003):

- Depleció dels substrats. El glucogen constitueix la principal reserva energètica al múscul, la seva pèrdua constitueix un factor determinant en l'aparició de la fatiga (FT), tant a la fibra de contracció ràpida com a la de contracció lenta (ST), i sobretot, en exercicis de baixa i moderada intensitat. La disminució de la reserva de creatin-fosfat i dels greixos, així com la falta d'O₂, són factors que

- també col·laboren a desencadenar la fatiga. La depleció d'aquests substrats afecta a les bombes de sodi-potassi i calci i els ponts d'actina - miosina, dificultant el treball muscular.
- Augment de la concentració de metabòlits. En qualsevol tipus de treball muscular s'originen residus que interfereixen en les vies metabòliques d'obtenció d'energia, durant la contracció muscular.
 - Excés de lactat i descens del pH (acidosis). L'increment de l'àcid làctic interfereix amb els processos de producció d'ATP, amb la neurotransmissió, i en definitiva, amb l'excitació muscular. L'augment d'àcid làctic incrementa l'osmolaritat cel·lular i atrau aigua cap al múscul, que pot ser un teixit encapsulat, augmentant-ne progressivament la seva pressió, arribant a restringir la circulació sanguínia.
 - L'augment dels hidrogenions provoca una alteració dels sistemes enzimàtics de la glucogenòlisis i de la glucòlisis, amb el que s'interrompen les vies d'obtenció d'energia ràpida.
 - Increment d'amoni. Succeeix durant entrenaments molt intensos i mantinguts, provocant alteracions en els sistemes enzimàtics d'obtenció d'energia, utilitzant el metabolisme de les proteïnes. Pot reduir el número de fibres actives, així com també pot repercutir en el cicle de Krebs.
 - Alteracions hidroelèctriques. L'afectació del volum plasmàtic i dels nivells de K^+ , Na^+ , Ca^{2+} , Mg^{2+} , afecten al potencial de la membrana.
 - Alteració de les enzimes kinassa. La fatiga crònica afecta al grup d'aquestes enzimes com les: hexokuinasses, creatinkuinasses, sodi-

potassi ATPasa, miosina/ATPasa, glicerolkinassa, totes les quals estan relacionades amb la producció de l'ATP.

- Alteració en la captació d'aminoàcids ramificats. La pèrdua de les reserves de substrats (principalment de glucogen muscular i hepàtic, sobretot el primer), produeixen canvis importants en la funció dels aminoàcids ramificats, i en la relació aminoàcids intramuscular / plasmàtic, utilitzant-se els aminoàcids ramificats per l'obtenció d'energia amb l'afectació del procés anabolitzant i reparatiu de les proteïnes a l'organisme i a la vegada amb l'increment ràpid a nivell sanguini dels productes finals proteics. Tot això condueix a la limitació del rendiment esportiu.

La acció crònica d'aquest quadre produeix un desequilibri hormonal a favor dels processos catabòlics.

Teoria bifactorial de l'adaptació

La teoria bifactorial de l'adaptació estudia l'efecte immediat a l'organisme en funció de l'acció conjunta de dos processos contraris (figura 13):

- La millora (creixement) de la capacitat física de treball.
- La influència negativa de la fatiga.

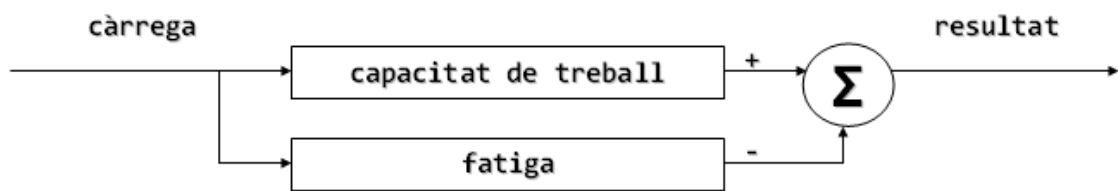


Figura 13: Esquema de la suma dels dos components de la teoria bifactorial de l'adaptació (Morton, Fitz-Clark i Banister, 1990).

Després d'una sola càrrega, la capacitat de treball de l'esportista millora com a resultat dels processos de recuperació, però al mateix temps, "empitjora" sota la influència de la fatiga. Per conseqüència, el resultat final del conegut "efecte net" s'obté sumant els canvis positius i negatius de l'organisme (Zhelyazkov, 2001).

Està comprovat que l'increment de la forma física després d'aquest tipus de càrrega té un efecte relativament moderat però durador (figura 14), mentre que l'efecte de la fatiga és de major magnitud, però de durada més breu. A *grosso modo* s'admet que en una sola càrrega de magnitud mitja, la durada de l'augment de la forma física i la de l'efecte de la fatiga representa una proporció de 3:1, és a dir, l'efecte de la fatiga és tres cops més breu que el de l'augment de la capacitat de treball (Zhelyazkov, 2001).

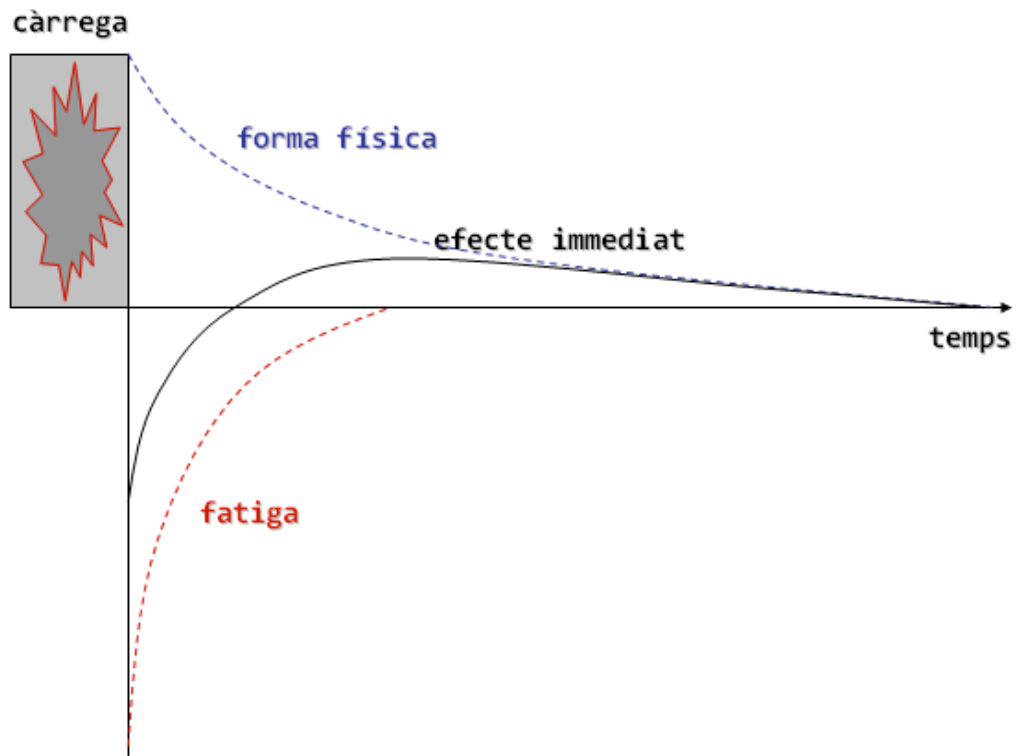



Figura 14: Dinàmica de l'adaptació immediata de la teoria bifactorial (Zatsiorsky, 1995).

La teoria bifactorial de l'adaptació revela unes possibilitats més amples per descriure i sistematitzar els diferents canvis (efectes) a l'organisme sota la influència de les càrregues d'entrenament (Zatsiorsky, 1995).

- Efecte agut: es revela durant el propi exercici.
- Efecte immediat: es revela immediatament després d'acabar una sèrie d'exercicis.
- Efecte acumulatiu: el resultat d'entrenaments continus (etapes i períodes de preparació).
- Efecte retardat: es revela després d'entrenaments separats o grups d'entrenaments.
- Efectes parcials: es provoquen per la execució d'un sol exercici.
- Efectes residuals: es conserven després dels entrenaments, s'acumulen en el procés d'entrenament i causen canvis adaptatius duradors a l'organisme.



el caràcter de l'esforç

"La nostra recompensa es troba en l'esforç, no en el resultat"

(Mahatma Gandhi, S.XIX)

Probablement, en l'àmbit de l'entrenament esportiu, el tema sobre el que s'ha vessat més tinta és sobre els components de la càrrega d'entrenament i els seus principis. Donat que aquesta tesi no aborda la metodologia d'entrenament, no es discutiran la multitud de principis de l'entrenament esportiu, que, segons cada autor, s'estableixen uns principis "principals" i d'altres de "secundaris" o "derivats". Sí que, donat l'aportació de l'estudi 2.3 de la gestió dels protocols en funció del caràcter de l'esforç i la velocitat d'execució, és necessari definir el concepte de càrrega d'entrenament. Breument podríem definir la càrrega com la magnitud del treball d'entrenament produït (Verkhoshansky, 1988), tot i que massa genèricament s'ha entès la càrrega com la relació entre la quantitat de treball (volum) amb l'aspecte qualitatiu (intensitat) (García Manso, Navarro i Ruiz, 1996).

Zintl (1991) estableix 6 components de la càrrega, que tradicionalment han estat acceptats i s'ha treballat sobre aquesta taxonomia:

- Volum de la càrrega.
- Intensitat de la càrrega.
- Durada de la càrrega.
- Freqüència.
- Densitat.
- Temps de descans.

De totes maneres, depenent dels autors, hi ha qui ho simplifica, considerant que algun d'aquests components és la relació entre altres. Martin, Carl i Lehnertz (2001) defineixen l'exigència de la càrrega com una magnitud

descriptiva del tipus d'esforç en la metodologia d'entrenament. Els seus components per la direcció de l'entrenament són el tipus d'exercicis, el volum, la intensitat, la durada i la densitat de la càrrega. Aquests autors consideren la freqüència i el temps de descans dins de la densitat, i a la vegada, defineixen la densitat com un component derivat de la relació dels altres components.

Amb el desenvolupament de la teoria i pràctica de l'esport es va comprovar que la càrrega de l'entrenament és una complexa estructura funcional de components que van variant constantment a través de la preparació.

Trobar la correlació òptima entre els components de cada nova etapa de l'entrenament esportiu és el contingut bàsic de la feina de l'entrenador. Destaca pel seu interès particular la magnitud de la càrrega funcional i la seva dosificació durant el procés d'entrenament. Per a tal fita, s'han de seguir els següents passos (Zhelyazkov, 2001):

- Identificar els paràmetres bàsics de la càrrega.
- Reduir aquests paràmetres a magnituds mesurables.
- Trobar la relació òptima d'aquests en funció de les tasques de l'entrenament.

Zhelyazkov (2001) proposa un esquema de l'estructura de la càrrega (figura 15) on s'observen dos aspectes:

- Extern, que representa la magnitud, el caràcter i la orientació del treball de l'entrenament realitzat, conegut com a càrrega física.

- Intern, que es manifesta en la magnitud i en el caràcter dels canvis adaptatius de l'organisme, conegut com efecte funcional o càrrega funcional.

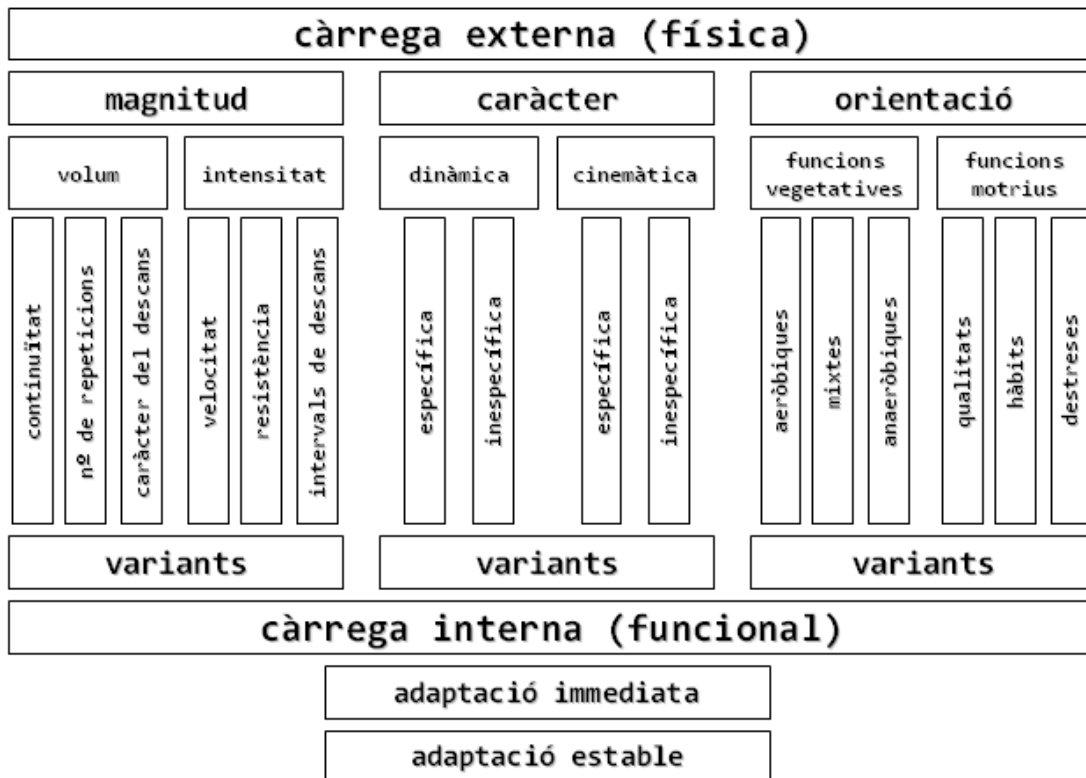


Figura 15: Esquema de l'estructura de la càrrega (Zhelyazkov, 2002).

Zhelyazkov (2001) explica que entre els dos components bàsics de la càrrega hi ha una interconnexió i una condicionalitat:

- Amb l'increment de la càrrega externa es van perfeccionant les capacitats funcionals de l'organisme.
- Per la seva part, les capacitats funcionals de l'organisme exigeixen un nou grau de càrrega externa per a que aquesta sigui un estímul adequat, és a dir, per conservar la seva funció estimulante.

La magnitud, el caràcter i l'orientació de la càrrega externa determinen les seves dimensions totals. Entre aquestes també existeix una interconnexió i una condicionalitat. La magnitud de la càrrega reflexa el grau de la influència (gran, mitjana o petita) sobre l'organisme de l'esportista mitjançant tots dos components bàsics (Zhelyazkov, 2001):

- El volum, que és un índex quantitatiu absolut del treball efectuat en una sessió o durant un determinat període de temps.
- La intensitat, que caracteritza el grau dels esforços, és a dir, la quantitat de treball realitzat per unitat de temps.

Sigui com sigui i des d'una perspectiva històrica, la obsessió de la metodologia d'entrenament s'ha centrat en la intensitat i en el volum, considerats components bàsics de la càrrega de l'entrenament. Durant molts anys, els programes d'entrenament s'han centrat en distàncies corregudes en cert temps (per l'entrenament de la resistència o velocitat), o en sèries i repeticions de la mobilització d'una càrrega (per l'entrenament de la força). Aquest últim cas, es queda coix per provocar les adaptacions

desitjades en cada moment de la planificació esportiva quan es desitja l'optimització del rendiment.

Respecte l'entrenament de la força, des dels anys 40' es quantifica la intensitat les càrregues de l'entrenament en funció de la repetició màxima (RM), i el volum en funció de les sèries i repeticions realitzades.

La repetició màxima (RM) constitueix la quantitat de pes que pot aixecar algú un número determinat de cops en un exercici concret, és a dir "n" cops però no "n+1" (Tous, 1999). Així doncs, la 1RM és la càrrega màxima que es pot aixecar 1 cop però no 2.

Per trobar aquest valor, es pot fer de manera empírica amb un test de càrregues progressives, o estimar-lo a través de fórmules indirectes, ja siguin lineals (Brzycki, 1993; Epley, 1985; Lander, 1985; O'Conner, Simmons i O'Shea, 1989) o bé exponencials (Mayhew, Ware i Prinster, 1993; Lombardi, 1989).

Tot i així, existeixen multitud de factors que intervenen en l'estimació de la 1RM, com per exemple els citats a Tous (1999):

- Característiques dels subjectes.
- Tipus d'acció muscular valorada (concèntrica, excèntrica, isomètrica).
- Tipus de resistència emprada (pes lliure, guiat...).
- Instruccions d'execució adequades.
- Escalfament adequat.
- Lloc de partida de la resistència i angle articular.

- Velocitat d'execució.
- Tècnica d'execució.
- Interval·ls de descans.
- Feedback verbal al subjecte (animar).
- Hidratació.
- Familiarització.
- Fiabilitat (reproductibilitat).

Autors com González Badillo (1998) han desenvolupat alternatives a la repetició màxima (RM) o els ergòmetres que tenen en compte la realitat de l'entrenament diari que segueix la majoria d'esportistes. Aquest autor proposa calcular la intensitat de la càrrega segons el caràcter de l'esforç que suposi, és a dir, la intensitat s'expressa pel número de repeticions que fem o deixem de fer en una sèrie segons el que s'hagi programat (Tous i Moras, 1999).

La solució tradicional a la dosificació de la càrrega d'entrenament ha estat la utilització del percentatge de la 1RM (González Badillo, 2008). Però aquest procediment té notables inconvenients:

- La 1RM es modifica ràpidament durant l'entrenament.
- La mesura de la 1RM no es realitza amb exactitud en la majoria dels casos.

La solució a aquesta problemàtica hauria de passar per utilitzar de manera correcta l'aplicació del caràcter de l'esforç ben mesurat (González Badillo, 2008).

El caràcter de l'esforç (CE) es determina per la relació entre el que es realitza i el que és realitzable. Expressa el grau d'esforç. Per tant, el factor determinant d'una major precisió de la càrrega serà la major precisió en la determinació del CE.

D'aquesta manera, és lògic pensar que no és el mateix programar 3 repeticions per sèrie quan se'n poden realitzar 6 (suposa un caràcter de l'esforç no màxim, del 50%), que quan no se'n pot realitzar cap més (caràcter de l'esforç màxim), o no arribant a completar les 3 repeticions previstes (caràcter de l'esforç supramàxim). Les 3 situacions diferents donen lloc a adaptacions diferents (figura 16).

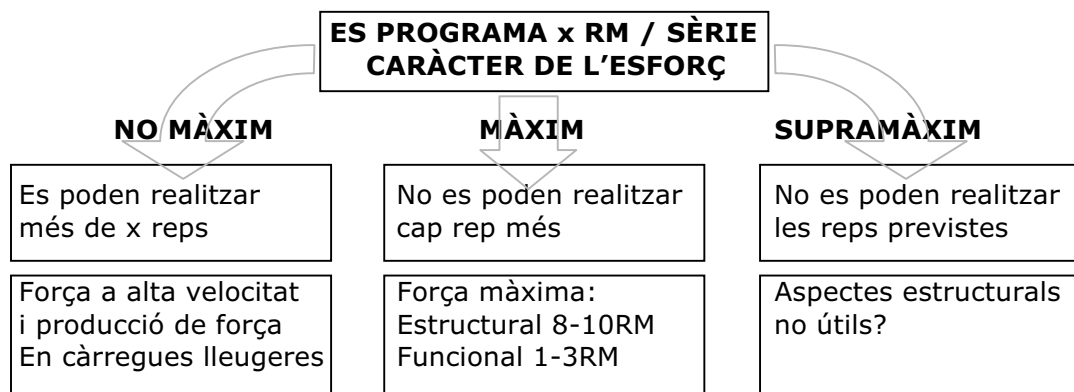


Figura 16: Adaptacions segons el caràcter de l'esforç sigui "no màxim", "màxim" o "supramàxim" (Tous i Moras, 1999, adaptat de González Badillo, 1998)

Com a mètodes de control de la càrrega, la repetició màxima i el caràcter de l'esforç no contempnen el control de la velocitat a la que es mobilitza la càrrega de manera objectiva, deixant aquest apartat a la experiència de l'entrenador (Tous i Moras, 1999).

González Badillo i Gorostiaga (1995) consideren la velocitat d'execució com una manera d'intensificació de l'entrenament. Només es treu el màxim profit a una càrrega determinada quan la velocitat d'execució és màxima o propera a la màxima. Poliquin (1991) i Fleck i Kraemer (1987) coincideixen en que moure una càrrega a més velocitat incrementa la intensitat de l'exercici, produint una major potència i major índex de realització de treball. Quant més pròxima a la velocitat màxima és la execució de l'exercici, major és la intensitat i l'efecte neuromuscular de l'entrenament.

La velocitat d'execució afecta a la contracció muscular

La velocitat d'execució (o en ocasions, la intenció d'executar a una velocitat), influeix en l'activitat neural: freqüència d'estímul, canvis en el model de reclutament i millora de la sincronització. Si la càrrega és alta, també major reclutament; però a més té una clara incidència en l'estructura del múscul, ja que estimula i hipertrofia selectivament les fibres FT, fonamentals en la millora de la manifestació ràpida de la força (González Badillo i Gorostiaga, 1995).

D'aquesta manera, la velocitat d'execució ha estat contemplada com a component de la intensitat de la càrrega per nombrosos autors (Martin, Carl

i Lehnertz, 2001; Manno, 1999), però la bibliografia no acostuma a quantificar-la, presentant-la com a variable qualitativa i nominal (per exemple: elevada, moderada, lenta...) dins dels mètodes d'entrenament.

En resum, la velocitat és una manera d'intensificar l'entrenament, és important per treballar amb qualsevol tipus de càrrega i influeix en l'activitat neural i en l'estructura del múscul (González Badillo i Gorostiaga, 1995).

González Badillo (2008) estableix una correspondència entre el grau d'estres provocat i el caràcter de l'esforç (relació entre el que es realitza i el que és realitzable). Aquest grau d'estres es pot mesurar, entre altres indicadors, per:

- El grau de metabòlits produïts (lactat i amoni).
- Les pèrdues de velocitat i potència després d'una sèrie.

Aquests efectes són expressions de les característiques dels diferents tipus d'esforç que representa cada CE.

En un estudi amb 15 tipus d'esforç amb els exercicis de press de banca i squat complet (González Badillo, 2008) es va concloure que el grau d'esforç (CE) és major a mesura que:

- Augmenta el número de repeticions realitzables (fins a 12).
- Disminueix la diferència entre les repeticions realitzades i realitzables.

Tals conclusions es basaven en el fet que a mesura que el CE augmenta, es produeix:

- Una major acumulació de lactat i amoni.
- Una major pèrdua de velocitat i potència.

D'aquí s'estableix que aquests indicadors metabòlics i mecànics poden ser molt útils per determinar la càrrega de l'entrenament. Es millora la precisió de la càrrega si es coneixen:

- La velocitat de cada percentatge de 1RM.
- Les repeticions que es poden realitzar en funció de la velocitat de la primera repetició d'una sèrie.
- La relació entre el percentatge de la perduda i el número de repeticions realitzades dins de cada sèrie.

Aquest estudi (González Badillo, 2008) conclou que:

- Cada percentatge de 1RM té la seva pròpia velocitat.
- La velocitat de la primera repetició d'una sèrie determina el grau d'esforç que representa la càrrega: la càrrega (pes) d'entrenament es determina per la velocitat de la primera repetició.
- El coneixement de la velocitat de la primera repetició d'una primera sèrie permet:
 - o Determinar el percentatge de 1RM real o grau d'esforç que representa la càrrega a la primera repetició.
 - o Conèixer el número de repeticions que es pot realitzar dins la sèrie.

- Disposar d'un criteri vàlid per determinar el caràcter de l'esforç (número de repeticions a realitzar dins de la sèrie) de la pròpia sèrie.
 - Ajustar la càrrega proposada a la càrrega programada (càrrega real).
- La pèrdua de velocitat determina el número de repeticions realitzades.
 - Per tant, el que es programa no és el percentatge de 1RM, si no la velocitat de la primera repetició d'una sèrie.

Per aquest motiu, en l'estudi 2.3, s'ha decidit considerar la velocitat d'execució per la gestió de la càrrega, doncs generalment no es té en compte i ens pot portar a un error alhora de determinar la intensitat de l'entrenament.

La nostra aportació ha estat establir 3 protocols d'entrenament que produïssin 3 adaptacions agudes diferents fent treballar al mateix percentatge de la 1RM, al mateix percentatge de la velocitat màxima d'execució en la càrrega de treball, i amb el mateix volum total d'entrenament (sèries per repeticions). Dins de la part experimental (estudi 2.3) se n'expliquen els protocols i resultats.



els
estiraments

"La flexibilitat és el camí per ser fort"

(versos japonesos anònims)

La flexibilitat, que ha estat definida sovint com l'amplitud de moviment d'una articulació (ADM) o d'una sèrie d'articulacions (Liemohn i Pariser, 2001), reflecteix la capacitat de les unitats musculars i tendinoses per allargar-se en el context de les restriccions físiques que tota articulació té (Moras, 2002).

Fins fa poc, l'entrenament de la flexibilitat només es contemplava en els esports on aquesta és un factor de rendiment (gimnàstica, taekwondo...), creient ser contraproductiu per la resta d'esports (Hubley-Kozey citat a MacDougall, Wenger i Green, 1991). Avui ningú dubta que el treball equilibrat de flexibilitat augmenta i optimitza l'aprenentatge, la pràctica i el rendiment dels moviments, i que tot moviment requereix un mínim de flexibilitat. Malauradament la investigació científica no ha prestat la mateixa atenció que a la resta de qualitats físiques. La ductilitat del cos que ens dóna el treball de flexibilitat és el que alguns autors conclouen que pot conduir a l'eficiència motora (Alter, 1990; Pia, 1988).

L'entrenament de força i flexibilitat ha d'anar relacionat, ja que s'estableix una gran interrelació i dependència. L'entrenament de la mobilitat és una forma d'entrenament de la força i l'entrenament d'aquesta cal que es treballi assegurant el desenvolupament o manteniment del nivell assolit (Platonov, 1988). L'ordre i combinació dels exercicis de força i flexibilitat quan no els combinem en un mateix exercici hauria de ser alternar exercicis de força i mobilitat. La disminució transitòria de mobilitat d'un exercici de força es compensa immediatament amb exercicis d'estirament (Platonov, 1991; Moras, 2002).

Mantenir un bon nivell de flexibilitat és important per prevenir lesions de la unitat musculotendinosa i, per regla general, s'insisteix a incloure exercicis d'estirament com una part de l'escalfament abans de fer qualsevol activitat intensa (Cornelius, Hagemann Jr. i Jackson, 1988; Murphy, 1986; Shellock i Prentice, 1985). Tanmateix, no hi ha certesa que alts valors de flexibilitat protegeixin contra traumatismes o redueixin la gravetat de la lesió (Plowman, 1992; Shellock i Prentice, 1985). Tot i que els teixits tous amb una gran elasticitat són menys propensos a patir lesions (Alter, 1990).

Juntament amb la força, la velocitat i la resistència, forma part de les anomenades qualitats físiques bàsiques, però sovint es troba separada de la resta i poc tractada en la literatura especialitzada, fins al punt de ser-ne qüestionada la inclusió en aquest grup (Moras, 2002).

Podem trobar en la literatura especialitzada paraules que s'utilitzen habitualment com a sinònims de flexibilitat, com mobilitat articular, elongació, extensibilitat, distensibilitat, laxitud, estirament (*stretching*), llibertat de moviment i amplitud de moviment (ADM), etc., totes relacionades amb la capacitat de moviment d'una articulació. Altres vegades també es barregen aquests termes amb l'elasticitat, la rigidesa (*stiffness*) o la compliança (*compliance*).

Tot i que la flexibilitat és involutiva, i que pot estar influenciada pel factor genètic, és evident que la pràctica d'una modalitat esportiva modifica i adapta la mobilitat articular a les necessitats de l'esport.

Característiques mecàniques

Deformació i elasticitat:

Quan un cos suporta una força es produeix un canvi (forma o mida). Aquests canvis s'anomenen deformacions, que alhora poden ser de diversos tipus en funció de la direcció i el sentit de l'aplicació de la força. Quan la força és de compressió disminueix la longitud, si és una força de distensió (o tracció) parlem d'estirament i si s'apliquen dos parells de força obtenim una torsió.

La gràfica càrrega (tensió o esforç) – deformació quantifica la relació entre la força aplicada a l'estructura i la deformació produïda (veure figura 17). La pendent de la corba correspon a la rigidesa del material (*stiffness*). Poca rigidesa permet grans deformacions aplicant poca força i rigidesa elevada suposa molta resistència a la deformació.

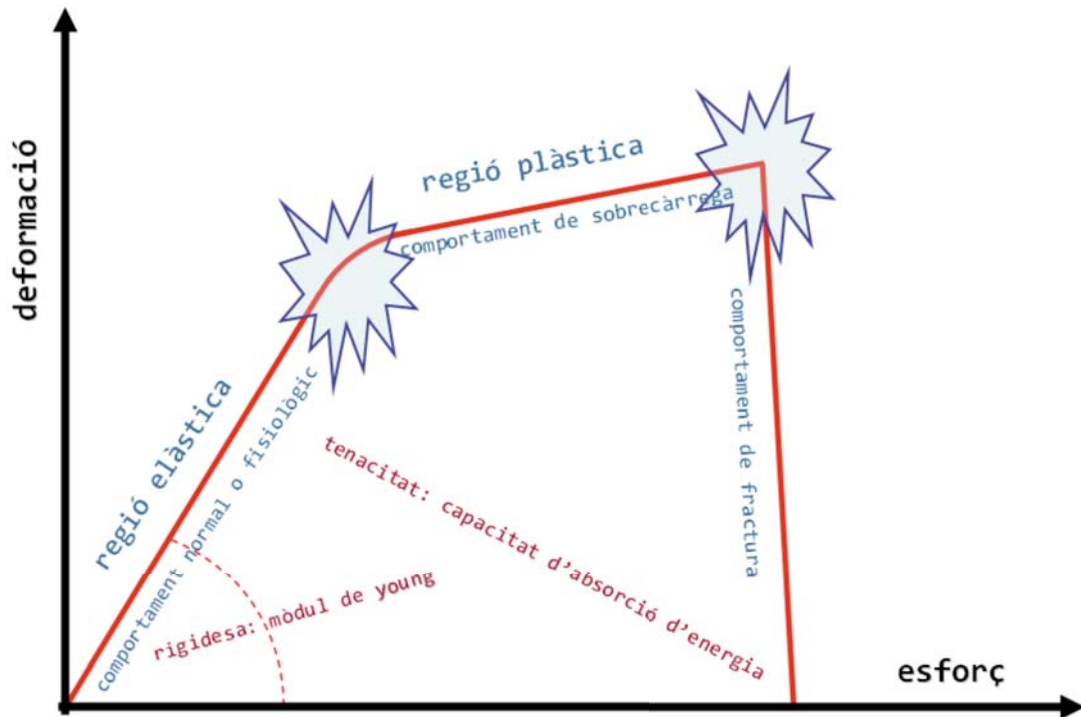


Figura 17: Representació gràfica de la corba tensió (o esforç) / deformació dels teixits, elaboració pròpia adaptada de Kane i Sternheim (1996).

Elasticitat és la propietat dels materials de retornar a la seva forma original després d'estar sotmesos a càrregues deformadores.

En biomecànica l'elasticitat es representa pel model de Hooke (1660), que va afirmar que existia una relació proporcional aritmètica entre força i allargament en un sòlid sotmès a tensions (Panjabi i White, 2001). A partir d'aquesta proporcionalitat sorgeix el mòdul d'elasticitat, que és igual a la tensió que necessitem per produir una unitat de deformació. Sabem que una unitat de força produeix una unitat d'allargament, dues unitats de força produeix en dues unitats d'allargament i així successivament. El gràfic de deformació per una càrrega es converteix en una línia recta, és a dir, un estirament x és directament proporcional a la força aplicada F ($F=kx$; K constant de rigidesa).

En un estudi realitzat per Chapman (1985) s'indica que tant la tensió activa com la passiva poden oposar-se al canvi de longitud. La resistència activa està relacionada amb la incapacitat de relaxació muscular, i la passiva és el resultat de les propietats elàstiques i inelàstiques de les estructures connectives del múscul (Markos, 1979). Cal dir que la deformació muscular pot ser elàstica i plàstica, entesa aquesta última com un canvi més permanent de la longitud.

Creep:

És el fenomen mitjançant el qual un material o una estructura es deforma en funció del temps per l'acció d'una càrrega constant. Sovint el camí per

comprovar la naturalesa viscoelàstica d'un material és sotmetre'l a un *creep test*. La corba de deformació en el temps obtinguda s'anomena *creep curve*.

Relaxació:

La relaxació és el fenomen mitjançant el qual la tensió d'una estructura deformada disminueix en el temps, mentre que la deformació es manté constant.

Coville (1979) defineix la relaxació com *la capacitat per exercir el control muscular, de manera que els músculs no utilitzats específicament per una tasca estiguin inactius i aquells que hi són implicats siguin activats al nivell mínim necessari per assolir els resultats desitjats*.

La relaxació muscular permet reduir l'activació muscular i, per tant, és un factor amb influència clara en l'ADM i en el rendiment esportiu. Implica un consum econòmic d'energia i resistència a la fatiga, la qual cosa caracteritza els moviments per una aparença de facilitat en l'execució, fàcil coordinació, autocontrol, harmonia i precisió, entre d'altres (Basmajian, 1975).

Histèresi elàstica:

La velocitat del moviment incideix en l'estat de tensió i revela l'aspecte imperfecte de l'elasticitat que apuntàvem anteriorment. Aquesta tensió també depèn del comportament previ del múscul, que correspon a l'histèresi elàstica, la qual expressa la diferència entre les corbes de tensió-deformació després d'un estirament seguit d'un escurçament muscular.

L'àrea entre la corba de càrrega i descàrrega, representa l'energia perduda en cada cicle. Per tant, per a una mateixa longitud, la tensió és més gran durant l'estirament que durant l'escurçament.

Si sotmetem un lligament a diversos cicles de càrrega i descàrrega, el pic de tensió per a una mateixa longitud disminueix en cada cicle. A més, després de diversos cicles l'àrea d'histèresi es redueix.

Models viscoelàstics:

Les característiques dels ossos i dels teixits tous en general es poden simular mitjançant models que combinin les propietats bàsiques de l'elasticitat i la viscositat. L'objectiu és poder entendre millor el comportament del sistema muscular, com mostra la figura 18.

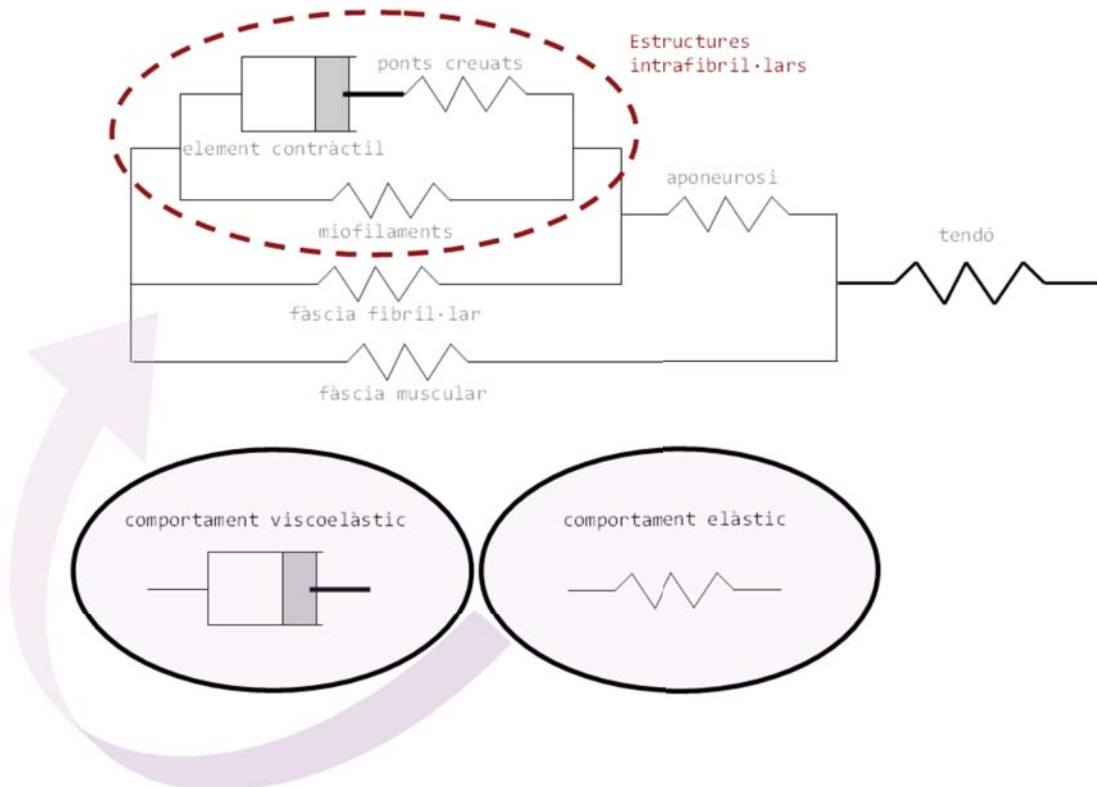


Figura 18: Model muscular de Huijing (1992). Els elements elàstics en paral·lel, responsables de les tensions passives o en repòs, són el sarcolemma, el sarcoplasma i les fibres elàstiques de l'epimisi, perimisi i endomisi, encara que pot ser que s'incloguin els propis components contràctils i una hipotètica estructura denominada filament S. Els elements elàstics en sèrie venen representats pels tendons, aponeurosis, membranes intersarcomèriques i per la resposta elàstica dels propis sarcòmers (López Calbet et al., 1995, adaptat de Tous, 1999).

El fet que diversos components com el teixit connectiu i els líquids intersticials del complex muscular siguin viscoelàstics suggereix immediatament que l'element de frenada (*dashpot*) ha de ser un element important en qualsevol múscul. Així, per exemple, en una investigació en la plataforma de forces es va comprovar que les vibracions del sistema muscular es reduïen en forma d'un moviment harmònic simple, la qual cosa indicava que el CES i el CEP estan units a uns mecanismes de frenada molt eficients que absorbeixen l'energia i suavitzen els moviments, tot protegint de possibles lesions (Siff, 1986). A més, el teixit connectiu té dins del sistema muscular un component de frenada i un nivell determinat de rigidesa mecànica que és diferent entre sexes, historial esportiu i de l'estat d'una lesió, entre d'altres. També es va poder demostrar que la rigidesa mecànica es manté constant o disminueix després de l'exercici, però el valor de frenada augmenta sempre. Aquesta resposta permet assegurar la integritat del sistema en situacions de fatiga muscular local o neuromuscular. Frenada i rigidesa mecànica augmenten quan el subjecte treballa amb peses. La ràtio de frenada també té tendència a augmentar amb la massa corporal i normalment és més elevada en les dones (Moras, 2002). La ràtio de frenada també varia amb la intensitat de la contracció (Green i McMahon, 1979).

Podem concloure que les característiques mecàniques del CES i del CEP no són lineals. Aquests components no obeeixen la llei de Hooke, sinó que hi tenen un paper determinant altres elements, com l'eficàcia de la frenada, la capacitat d'absorbir el xoc o les vibracions. De fet, són essencials en el procés d'emmagatzemar i la posterior utilització d'energia elàstica, com

també la prevenció de lesions en esports que comportin grans acceleracions i frenades.

Implicacions neuromusculars

Pel que fa a l'estirament, és necessari considerar una sèrie de respostes neuromusculars que es donen per via reflexa com el reflex miotàtic, la inhibició recíproca i el reflex miotàtic invers.

El reflex miotàtic o d'estirament:

A l'interior dels músculs estriats hi trobem els fusos musculars, que són els receptors d'estirament més importants. Estan distribuïts en quantitats variables en la musculatura esquelètica del cos, i són molt nombrosos en la musculatura petita i de motricitat fina, com els músculs de la mà. Aquestes fibres, anomenades intrafusals, estan embotides dins d'una càpsula fusiforme de teixit connectiu i disposades paral·lelament a les fibres musculars o extrafusals. Són receptors situats en el ventre muscular.

Estan formats per una estructura central elàstica, no contràctil, al voltant de la qual s'emboliquen les anomenades terminacions anuloespirals de fibres sensibles de conducció ràpida, i de forma perifèrica a aquestes hi ha les terminacions d'altres fibres nervioses sensibles de conducció més lenta que les primeres (Snell, 1999; McAtee i Charland, 2000).

Quan un múscul s'estira, les fibres intrafusals també s'allarguen, tot provocant una estimulació de les terminacions anuloespirals. Els impulsos

nerviosos arriben a la medul·la espinal per les neurones aferents, i fan sinapsi amb les grans neurones motores alfa situades en les astes grises anteriors de la medul·la espinal. A continuació els impulsos nerviosos passen pels nervis motors eferents i estimulen les fibres musculars extrafusals i el múscul es contrau (Prentice, 1989; Snell, 1999; Barker, 1974; Cargo, Houk i Rymer, 1982, Guyton, 1986; Moore i Hutton, 1980). Aquests potencials no són lineals, pel que el grau d'estirament no és proporcional al potencial que desencadena (Muñoz i Valverde, 2001; Olaso, 2006).

Aquesta reacció té dues manifestacions, el reflex fàsic i el tònic. L'exemple més clar del reflex fàsic és el reflex d'estirament del tendó rotulià, anomenat també reflex rotulià. L'altre tipus, anomenat tònic o estàtic, controla la reacció postural, com és el cas de la contracció del tríceps sural per corregir el desplaçament excessiu del centre de gravetat quan estem dempeus.

El fus serà responsable de diverses accions:

1. En repòs existeix una activitat de descàrrega que desencadena un cert nivell de contracció del múscul (to muscular). El nivell de descàrrega depèn de molts factors, com l'entrenament del múscul, l'estat emocional del subjecte...
2. L'estirament muscular afecta el fus, que respondrà per via reflexa amb un augment de l'activitat de descàrrega, que tendirà a oposar-se a l'estirament. La resposta serà més intensa com més ràpid sigui l'allargament del múscul.

3. Durant la contracció muscular, la part central del fus es relaxarà i, per tant, disminuirà l'activitat de descàrrega.

Per resumir el paper dels fusos musculars podem dir que són receptors sensibles als canvis de longitud muscular i a la velocitat d'aquests canvis (Cianti, 1990).

L'activació del reflex miotàtic el va posar en relleu Schmidtbleicher (1982 i 1985) analitzant l'activitat elèctrica (registre electromiogràfic) del tríceps sural durant la realització d'un salt en contramoviment (CMJ) en un subjecte entrenat en salts i en un de no entrenat. Els registres obtinguts van ser molt diferents, sobretot durant la fase excèntrica del moviment. En aquesta fase, el subjecte no entrenat presenta un període d'inhibició de l'activitat elèctrica i el subjecte entrenat una activació o facilitació, que pot estar relacionada amb una adaptació del reflex miotàtic. Aquestes adaptacions neurals segurament no poden explicar per si mateixes els increments obtinguts en el salt. Cal considerar també les millores de l'elasticitat del sistema contràctil i dels tendons. Tot i això, els resultats de les investigacions segurament no són suficients per entendre correctament els mecanismes d'adaptació del cicle d'estirament-escurçament (CEA) (Komi, 1992; Bosco, 2000).

Inhibició recíproca:

Algunes de les lleis de Sherrington (1947) van contribuir al progrés de les tècniques d'estirament. Concretament, la llei de la inhibició recíproca ha estat especialment important perquè sovint s'utilitza en les tècniques

d'estiraments facilitats. Un múscul només té la capacitat per si sol de contraure's i, per això, el cos humà disposa d'una actuació muscular per parelles, amb la qual cosa quan un múscul es contrau (agonista), els músculs oposats s'inhibeixen neurològicament, és a dir, es relaxen (antagonistes). Aquesta actuació coordinada entre els músculs agonistes i antagonistes s'anomena inhibició recíproca. Sense aquesta inhibició seria inútil l'activitat muscular. La coordinació correcta entre la musculatura agonista i antagonista serà més important en moviments o en aquells tests que es realitzin en condicions dinàmiques o a una velocitat alta o molt alta. En condicions estàtiques la importància de la inhibició recíproca serà molt menor.

El reflex miotàtic invers o inhibició autògena:

Quan la intensitat de l'estirament és molt gran, i excedeix un determinat punt crític, es produeix l'activació d'un reflex que inhibeix les motoneurones d'activar el múscul i, com a conseqüència, el múscul es relaxa, tot disminuint la tensió (Verril i Pate, 1982, Berne i Levy, 1988). Això és possible perquè els impulsos són prou potents com per anul·lar els impulsos excitadors que provenen dels fusos musculars.

Els receptors sensorials, anomenats òrgans tendinosos de Golgi (OGT), estan al tendó propers als extrems de les fibres musculars, situats en sèrie respecte de les fibres musculars. Les fibres que l'innerven estan disposades en sèrie respecte a les fibres musculars i responen a la tensió total del múscul. Són sensibles a l'augment de tensió del múscul, en particular si aquest augment deriva d'una contracció muscular i són pràcticament

insensibles a l'estirament passiu (nivell mínim d'estimulació per originar un senyal en les fibres nervioses) (Moras, 2002).

Aquests receptors actuen com inhibidors, a diferència dels fusos musculars, que eren excitadors. Tenen un llindar molt més alt que els fusos i, a més, les tensions regulars o moderades no els estimulen. Perquè es produeixi un estímul d'inhibició cal que l'estirament sigui fort. El seu comportament és similar al d'una molla que tendeix a recuperar la seva posició inicial i no distingeix entre estirament i contracció, pel que no té component motor associat (Muñoz i Valverde, 2001; Olaso, 2006).

Els OGT constitueixen un veritable dispositiu de seguretat per prevenir lesions en els tendons i el múscul. Aquest fenomen es pot sentir quan intentem mantenir una posició d'estirament de tensió màxima, atès que de sobte desapareix la tensió i el múscul encara pot ser estirat una mica més. Per a Prentice (1997), l'estirament estàtic mantingut entre 6 i 60s és suficient perquè els òrgans tendinosos de Golgi actuïn en resposta a l'augment de tensió.

Taxonomia dels estiraments

Els models de classificació divideixen l'estirament en dinàmic i estàtic, però en funció del tipus de moviment, hi intervindran amb més claredat uns paràmetres o uns altres. Així, en moviments estàtics passius i passius forçats, la flexibilitat expressa fonamentalment l'amplitud de moviment (ADM) de l'articulació. En els moviments estàtics actius la força (F) esdevé

un paràmetre decisiu que limita l'ADM. Per això, la flexibilitat obtinguda en els moviments estàtics passius sempre és superior als estàtics actius. Quan els moviments són dinàmics passius esdevé important el factor elàstic (E), el qual regula l'ADM de l'articulació. D'altra banda, quan el moviment és dinàmic actiu, a més de la capacitat elàstica, la força tornarà a ser un paràmetre important. Finalment, en els moviments cinètics, els quals sempre són dinàmics i actius, a més del factor força i l'elasticitat, hi intervenen els reflexos d'estirament (R) (Moras, 2002).

S'ha demostrat que el fet que un moviment sigui actiu, passiu o cinètic, amb els seus corresponents matisos, afecta el mesurament final (Holt i Smith, 1983; Holt, Travis i Okita, 1970). La majoria de tests de flexibilitat mesuren el moviment estàtic; en la bibliografia especialitzada es troben valors indicadors calculats estadísticament de diferents mostres de la població. D'altra banda, els moviments cinètics (balístics) són difícils de valorar, ja que sovint cal un equipament complex i força destresa tècnica a l'hora d'administrar el test (Stamford, 1984), i es disposa de poca informació i sovint confusa (Plowman, 1992; Shellock i Prentice, 1985). El que sí podem corroborar és que hi ha molts estudis que demostren que tant els mètodes estàtics com dinàmics són efectius per desenvolupar la flexibilitat (Corbin i Noble, 1980; Logan i Egstrom, 1961; Sady, Wortman i Blanke, 1982; Stamford, 1984). L'objectiu més important dels exercicis de flexibilitat, i dels tests, ha de ser l'extensió de la unitat musculotendinosa, no sent recomanat en molts casos l'estirament de les estructures lligamentoses i la càpsula de l'articulació (MacDougall, Wenger i Green, 1995).

No tots els sarcòmers d'un múscul són estirats en la mateixa proporció. De fet, els sarcòmers propers als tendons s'estiraran molt menys que els situats al mig del ventre muscular, tot disposant encara d'una considerable superposició (Davson, 1970). Pel que fa a l'estirament durant la tensió passiva, en absència de contracció muscular voluntària, quan un múscul és estirat i tot seguit es manté la seva longitud constant, després d'un cert temps hi ha una pèrdua lenta de tensió (Mathews, Stacy i Hoover, 1964).

Els límits teòrics d'estirament del component contràctil es poden determinar mitjançant un estudi de les dimensions microscòpiques de la longitud del sarcòmer, dels miofilaments de miosina i d'actina i de la zona H (Alter, 1988). Quan estirem el sarcòmer fins al punt de ruptura, podem obtenir una longitud aproximada de $3,60\mu\text{m}$, i fins al punt de separació màxima, que permeti mantenir almenys un pont creuat entre l'actina i la miosina, és de $3,50\mu\text{m}$. Per tant, el component contràctil del sarcòmer és capaç d'augmentar $1,20\mu\text{m}$, que representa un augment molt gran (més del 50%) respecte de la longitud de repòs. Aquest fet permet a la musculatura realitzar una àmplia gamma de moviments. En una situació ideal abans de l'estirament, la musculatura hauria d'estar completament relaxada, però de fet, l'estirament també pot ser utilitzat per facilitar la relaxació (Moras, 2002).

Estirament estàtic i estirament dinàmic:

Sembla que tothom està d'acord que l'estirament estàtic o lent és preferible al dinàmic o veloç. Cal remarcar les raons esmentades per De Vries (1966 i

1980), entre les quals la menor despesa d'energia i el poc dolor muscular que comporta. Pocs són els arguments en contra d'aquest tipus d'estirament esmentats en la bibliografia especialitzada, però val a dir que no pot utilitzar-se com a únic mètode vàlid i deixar totalment de banda el dinàmic (Schultz, 1979 i 1993). Com sempre, la solució del problema pot ser la utilització combinada dels dos mètodes d'estirament (Corbin i Noble, 1980; Dick, 1980; Schultz, 1979; Stamford, 1984).

L'entrenament del CEA s'ha d'incloure, doncs, com un tipus específic d'estirament dinàmic. En aquest cas l'objectiu no és augmentar l'amplitud de moviment articular passiu, sinó millorar la velocitat en les accions musculars. L'estirament dinàmic (balístic) es pot considerar adequat si parlem d'entrenament específic i d'escalfament, però utilitzat amb poc control pot provocar dolor i microtraumatismes musculars. Quan un múscul s'estira amb rapidesa no hi ha temps per a l'adaptació i la flexibilitat permanent no es pot desenvolupar de manera òptima. Les investigacions han demostrat que és més fàcil assolir l'allargament permanent amb estiraments realitzats mitjançant una força petita que s'apliqui força temps i a temperatures elevades (Laban, 1962; Light, Nuzik, Personius i Barstrom, 1984; Warren, Lehmann i Koblanski, 1976) i a més, l'alta velocitat del moviment no permet l'adaptació neurològica, generant moments angulars elevats amb risc de lesió (Walker, 1961; Granit, 1962, citats a Alter, 1998).

Facilitació neuromuscular propioceptiva (FNP):

La FNP va néixer com una tècnica de tractament basada en un model descriptiu de la forma d'actuar del sistema neuromuscular (Sherrington,

1947) de la mà de Herman Kabat, amb l'ajut de Henry Kaiser (Institut Kabat-Kaiser) com a eina pel tractament de la paràlisi. Margaret Knott i Dorothy Voss van anar més enllà del tractament de les paràlisis (Moras, 2002)

Les tècniques FNP es basen en l'alternança de contraccions musculars i estiraments i es comença a utilitzar com a tècnica d'estirament per augmentar l'ADM (Prentice, 1982; Prentice i Kooima, 1986). Molts autors defensen que amb aquestes tècniques es produeixen els avenços més importants (Moore i Hutton, 1980; Prentice, 1983; Sady, Wortman i Blanke, 1982; Tanigawa, 1972; Beaulieu, 1981; Cherry, 1980; Cornelius, 1983; Cornelius i Hinson, 1980; Hartley-O'Brien, 1980; Hatfield, 1982; Holt, Travis i Okita, 1970; Sullivan, Markos i Minor, 1982; Surburg, 1983).

La FNP és un mètode que segons Knott i Voss (1968) *afavoreix o accelera el mecanisme neuromuscular mitjançant l'estimulació dels propioceptors*. La FNP es basa en la correcta regulació de la facilitació i la inhibició (Sherrington, 1947). Les accions facilitadores són aquelles que incrementen la excitabilitat neuronal i les inhibidores són les que la disminueixen (Harris, 1978, Knott i Voss, 1968, Prentice, 1983). Les tècniques FNP també involucren els reflexos d'estirament. Els fusos musculars, que són sensibles als canvis de longitud de la fibra muscular i a la velocitat d'aquest canvi, i els OGT que detecten els canvis de tensió i que, per a diversos autors, són sensibles a l'estirament i a la contracció (Astrand i Rodahl, 1978, Houk i Hennemann, 1967, Moore, 1984). Una correcta utilització d'aquests receptors pot ajudar a provocar la relaxació muscular. També es pot induir

la relaxació dels músculs antagonistes mitjançant una contracció isomètrica dels músculs agonistes. Aquesta acció facilita la relaxació mitjançant el reflex d'inhibició recíproca (Moras, 2002).

Les tècniques de FNP són molt variades, però les estratègies es basen a incloure combinacions de contraccions musculars (Tanigawa, 1972; Etnyre i Lee, 1987). Les tècniques més utilitzades són segons McAtee (1993):

- CR (Contracció – relaxació)
- HR (Hold – relax; mantenir – relaxar)
- CRAC (contracció – relaxació – antagonista – contracció).

Teràpies manuals:

Les tècniques de teràpia manual que consisteixen en la mobilització i tracció de les articulacions, i en l'aplicació de tècniques de facilitació neuromuscular propioceptiva, han recuperat en els últims anys el protagonisme que havien perdut en mans dels aparells d'alta tecnologia (Moras, 2002).

Les tècniques de mobilització i tracció s'utilitzen en la rehabilitació quan una articulació ha sofert una pèrdua de moviment després d'una lesió. Aquesta recessió en l'ADM es pot atribuir a factors patològics, com la contractura del teixit connectiu, la resistència de la unitat musculotendinosa a l'extensió o una combinació del dos (Prentice, 1997). La seva aplicació persegueix un augment de la mobilitat de l'articulació que permeti disminuir el dolor, estirar el teixit que envolta l'articulació, cercar un adequat to muscular, optimitzar el reflex d'estirament i altres efectes propioceptius (Moras, 2002).

Manipulació es defineix en el *Diccionari mèdic* (Dorland, 1981) com *el tractament expert o destre realitzat mitjançant la mà*. En teràpia és *el moviment passiu enèrgic d'una articulació més enllà del seu límit actiu de moviment*. L'Enciclopèdia Catalana defineix manipulació com *un conjunt d'operacions que hom pot fer amb les mans sense necessitat d'efectuar cap desplaçament*.

El concepte de tracció és força semblant al de manipulació, però en aquest cas la força aplicada a una part del cos és per estirar els teixits tous i per separar les superfícies articulars (Hinterbuchner, 1980). El moviment es realitza perpendicularment al pla de tractament. En la tracció s'utilitza la força d'un sistema de cordes, politges i pesos. Una de les innovacions és l'ús de les botes d'inversió, les quals permeten al subjecte d'enganxar-se amb els peus a una barra i penjar-se, tot deixant que la gravetat actuï sobre el cos. En aquest cas, és simplement la força de la gravetat la que actua com a força de tracció (Moras, 2002).

Tècniques de mesurament de la flexibilitat:

A grans trets, les tècniques de mesurament de la flexibilitat han estat mesures monoarticulats aïllades o mesures més globals amb tests específics. Aquestes mesures poden ser lineals (indirectes) o angulars –en graus– (directes), també poden ser estàtiques, cinètiques lentes i balístiques i es poden enfocar des del vessant actiu i passiu (Moras, 2002).

Alguns exemples de tests utilitzats poden ser les mesures de separació de 2 segments (indirectes), la goniometria monoarticular (directes) pel que fa a tests d'una sola articulació (i un sol eix de gir); el conegudíssim "*sit and reach*" (indirecte), el clàssic flexòmetre de Leighton (directe) pel que fa a tests poliarticulars; aplicacions de tècniques com la fotografia, radiografia, i les noves aportacions metodològiques com el test flexiomètric de Moras (2002).

Un dels problemes inherents a totes les tècniques de mesurament en moviments passius és la manca d'estandardització de la força externa aplicada al segment durant l'avaluació. En els últims estudis s'han utilitzat forces i traccions constants, en un intent d'estandarditzar la força aplicada (Holt i Smith, 1983; Henricsson, Frederiksson, Persson, Pereira, Rostedt i Westlin, 1984; Silman, Haskard i Day, 1986). L'estandardització dels procediments de mesurament serà d'un gran ajut per millorar el procés de mesurament de l'ADM.

Actualment, però, la majoria dels treballs indiquen únicament si es tracta d'un mesurament de l'amplitud de moviment activa o passiva, la qual cosa no afavoreix gaire la consistència quan altres investigadors repeteixen el test (Moras, 2002).

Relació entre flexibilitat, elasticitat i força muscular

En esportistes i pacients en rehabilitació, els estiraments estàtics són insuficients per desenvolupar l'amplitud de moviment completa, la força

(potència) i l'estabilitat (Iashvili, 1982; Siff i Verkhoshansky, 2000). Cal combinar les accions estàtiques amb les dinàmiques per condicionar els teixits de col·lagen, i utilitzar l'entrenament resistit d'amplitud completa per augmentar la força muscular.

Força i flexibilitat (elasticitat):

En tots els moviments articulars realitzats en contra de la força de la gravetat i sense l'ajut de cap força externa, la capacitat de contracció muscular es converteix en un factor determinant de la capacitat d'amplitud de moviment. Quan fem un moviment a velocitat mitjana o baixa contra la gravetat, la força esdevé un paràmetre decisiu en el valor màxim d'amplitud assolit. En moviments balístics realitzats a altes velocitats, la força inicial serà el factor més important (Moras, 2002).

En aquest tipus de moviments també esdevindrà important la capacitat d'accelerar els segments corporals implicats, ja que els últims graus d'amplitud es realitzaran gràcies a la inèrcia d'aquests. Val a dir que amb l'augment de la velocitat d'execució, serà més gran l'activació dels reflexos de regulació i control del moviment (Moras, 2002).

Força i elasticitat (preestirament i força explosiva):

Dins dels mecanismes de la força cal considerar els estructurals, els nerviosos i els d'estirament (Cometti, 1998). Els estructurals corresponen a la composició del múscul, els nerviosos fan referència a la utilització de les unitats motores i els d'estirament potencien la contracció. En general, un múscul estirat pot produir més força, tot i que les bases científiques

d'aquest procés encara no estiguin gaire clares. L'explicació d'aquest fenomen pot ser, en part, per la intervenció del reflex miotàtic i el paper del CES (Moras, 2002).

Actualment sabem que l'elasticitat en sèrie contribueix de manera eficaç en els moviments esportius. Cal distingir una fase passiva, que es localitza en els tendons, i una fase activa, que es relaciona amb la part contràctil i, més concretament, amb els ponts d'actina i miosina (Cometti, 1998). Tanmateix encara es coneixen poc els mecanismes per emmagatzemar l'energia elàstica en el múscul i els tendons (Asmussen i Bonde-Petersen, 1974; González Badillo i Gorostiaga, 1995). Tot i que existeixen propostes de classificacions de les manifestacions de la força que integren l'elasticitat (González Badillo i Gorostiaga, 1995).

Hill (1950) va establir que l'energia mecànica emmagatzemada en el component elàstic podia ser utilitzada per produir una velocitat final més elevada que la desenvolupada per la mateixa matèria contràctil durant l'escurçament. Aquestes estudis van ser corroborats per Cavagna, Saibene i Margaria (1965), i Cavagna i Citterio (1974), utilitzant múscul estriat de granota aïllat amb les terminacions nervioses tallades; van arribar a la conclusió que l'estirament d'un múscul actiu modifica temporalment les característiques elàstiques, tot aconseguint un treball positiu més gran durant la fase següent. Semblava, doncs, que l'energia elàstica s'acumulava durant la fase excèntrica (treball negatiu) i, després, parcialment es recuperava durant la fase següent, de treball concèntric (treball positiu). La potenciació del rendiment muscular després del preestirament actiu del

múscul s'ha estudiat no solament amb preparats de musculatura aïllats, també durant els exercicis de salt (Marey i Demeny, 1985; Cavanga, Komarek i Mazzoleni, 1971; Asmussen i Bonde-Petersen, 1974; Komi i Bosco, 1978).

Hipertròfia i ADM:

En condicions normals, l'augment o disminució de força no ha de tenir influència en la mobilitat articular. Només l'entrenament intensiu de força que condueix a una hipertròfia pot reduir els índexs de flexibilitat si no acompanyem l'entrenament d'exercicis orientats de la mobilitat (Einsingbach, 1994). De fet, es pot afirmar, en general, que eliminar els dèficits d'ADM ja suposa una millora del rendiment muscular, és a dir, un augment de la força.

Siff i Verkhoshansky (1996) plantegen que l'entrenament de la condició probablement no s'ha de centrar únicament en el desenvolupament muscular, sinó també en el condicionament de tots els teixits connectius relacionats amb l'estabilitat i la mobilitat. Aquestes estan fonamentades en bona mesura en la flexibilitat i la força flexibilitat. Un augment de la força del teixit connectiu i una rigidesa òptima del sistema muscular poden fer disminuir la pèrdua de força generada pels sarcòmers. Aquest fet pot explicar el perquè pot augmentar la força muscular sense modificacions del volum muscular o de la densitat dels filaments musculars.

Altres estudis també han reforçat la teoria que un increment de l'àrea de les fibres ST i el seu reclutament continuat, utilitzant càrregues elevades amb

un nombre elevat de repeticions, pot determinar efectes fisiològics negatius per al desenvolupament de la força explosiva. L'explicació pot raure en les diferents velocitats de contracció. En aquest cas, quan la velocitat del moviment és petita, tots els tipus de fibra poden contribuir en la producció de força, però quan la velocitat és elevada, les fibres lentes poden convertir-se en un fre per a les fibres més ràpides (Bosco, 1994; Verkhoshansky, 1981). Per a Verkhoshansky, la relació negativa no té gaire importància en la preparació multilateral dels esportistes de nivell mitjà, però esdevé molt important en els esportistes d'alt nivell (Moras, 2002).



la vibració mecànica

"Algú amb una idea nova és un boig fins que la idea triomfa"

(Mark Twain, S.XIX)

Darrerament està molt de moda l'aplicació de les vibracions mecàniques com a mètode d'entrenament o de millora de la salut. L'aplicació de vibracions al cos humà pot ser descrita com a agradable o molesta, però és necessari repassar les revisions sobre el tema que se n'han fet per ubicar-nos.

Tradicionalment l'exposició a vibracions mecàniques ha estat considerada perjudicial per l'organisme humà. Els seus efectes han estat estudiats de manera exhaustiva en medicina del treball, establint fins i tot normatives ISO (ISO 2631) per evitar-ne al màxim la seva aparició en l'àmbit laboral. Aquestes vibracions acostumen a caracteritzar-se per la seva baixa o molt alta freqüència, una alta amplitud i la llarga durada a l'exposició a l'ésser humà. D'altra banda, existeixen altres vibracions que poden provocar efectes beneficiosos a l'organisme. En aquest cas, les freqüències són moderades (25-40Hz), les amplituds petites (2-10mm) i la durada a l'exposició curta (inferior a 30 minuts amb intermitències). Aquest tipus de vibracions s'estan utilitzant actualment en l'àmbit de l'entrenament esportiu, fitness, rehabilitació i geriatria (Tous i Moras, 2004).

Així doncs, els resultats de les investigacions sobre els efectes de les vibracions a l'ésser humà van des de molt perjudicials, influint en el rendiment de certes tasques i provocant lesions o malalties (Griffin, 1997; des de la perspectiva tradicional de la medicina del treball) a molt beneficiosos, provocant alleujaments de dolors crònics (Roy, Hollins i Maixner, 2003; Lundeborg, 1984; des de la perspectiva de la rehabilitació, i cada cop més des del camp de l'activitat física i l'esport). L'explicació a

aquestes grans divergències pot residir en els diferents paràmetres utilitzats (Tous i Moras, 2004).

Variables que afecten a les vibracions

A part de la localització de l'aplicació de les vibracions, és a dir, aplicació a tot el cos (whole-body vibration; WBV) o de manera localitzada; també s'ha de tenir en compte la freqüència, amplitud, direcció i durada, ja que el cos humà ha demostrat respondre de manera específica a la variació d'aquests paràmetres (Cardinale i Pope, 2003). Les variables que afecten a les vibracions sobre el cos humà poden ser dividides en dues categories: variables extrínseques i variables intrínseques (Tous i Moras, 2004).

Variables extrínseques:

- Magnitud. La magnitud d'una vibració s'acostuma expressar en unitats d'acceleració (m/s^2), mesurada amb acceleròmetres. Es pot obtenir a partir de la freqüència i el desplaçament.
- Freqüència. És el número de cicles de moviment sinusoidal realitzat en un segon expressat amb la unitat Hertz (Hz).
- Amplitud. És el desplaçament que es realitza en cada cicle de moviment sinusoidal expressat, generalment, en mil·límetres (mm).
- Direcció. Les tres principals direccions de les vibracions apareixen en els eixos antero-posterior (x), lateral (y) i vertical (z). Existeixen plataformes on predomina l'acció vertical.
- Durada. El temps total d'exposició, generalment expressada en minuts.

Variables intrínseques:

- Intrasubjecte. Postura, posició i orientació del cos.
- Intersubjecte. Mida i pes corporal, resposta biodinàmica del cos, edat, sexe, experiència, expectatives, actitud, personalitat i nivell de forma física.

Efectes de l'aplicació de vibracions mecàniques

L'aplicació de vibracions mecàniques a l'organisme humà pot representar un intens estímul per les diferents estructures que el componen. Mentre que l'exposició crònica a aquestes vibracions sembla ser perjudicial, la utilització de freqüències entre 25-40Hz i amplituds entre 2-10mm aplicades a sessions de durada inferior a 30 minuts ha demostrat provocar efectes beneficiosos en diferents paràmetres de rendiment físic. Les respostes musculars i propioceptives es veuen augmentades per via reflexa, provocant millores a mig i llarg termini en els nivells de potència, força i equilibri de la postura en diferents poblacions. De la mateixa manera, diversos teixits que requereixen d'impactes mecànics per regular el seu metabolisme, com és el cas de l'ossi i el cartilaginós, han demostrat adaptar-se positivament a l'estimulació vibratòria. Falta comprovar la possible adaptació positiva dels teixits elàstics (fàscies, lligaments, tendons) a la vibració, per la incidència que tindria la mateixa en la millora de la economia del moviment. De totes maneres, la resposta a les vibracions sembla ser bastant específica a l'individu i als paràmetres (freqüència, amplitud i durada) d'estimulació emprats (Tous i Moras, 2004).

Tous i Moras (2004) classifiquen els efectes en aguts i crònics, i sobre quins teixits o tipus d'adaptacions que provoquen, donant el següent llistat:

- Efectes aguts sobre el sistema neuromuscular.
- Efectes aguts sobre el sistema cardiovascular.
- Efectes aguts sobre el sistema endocrí.
- Efectes aguts sobre el sistema sensorial, propioceptiu i control postural.
- Efectes crònics sobre adults lesionats (rehabilitació).
- Efectes crònics sobre adults entrenats.
- Efectes crònics sobre la tercera edat.
- Efectes crònics sobre el teixit ossi.
- Efectes crònics sobre el teixit cartilaginós.
- Efectes perjudicials.

Efectes aguts sobre el sistema neuromuscular:

A mitjans dels anys 60' es descriuen 3 efectes de la vibració directa al múscul o al tendó (Bishop, 1974):

- El múscul sotmès a vibració es contrau de manera activa, efecte anomenat reflex tònic vibratori (RTV) (Eklund i Hagbarth, 1965, 1966; Johnston, Bishop i Coffey, 1970; De Gail, Lance i Neilson, 1966; Hagbarth, 1967; Marsden, Meadows i Hodgson, 1969).
 - La força de resposta del RTV depèn de quatre factors: localització del vibrador (sobre múscul o tendó), longitud inicial del múscul (quant més estirat, major resposta), estat de l'excitabilitat del SNC, i paràmetres del estímul vibratori.

- L'excitabilitat de les motoneurons que innerven els músculs antagonistes queda deprimida via inhibició recíproca (De Gail et al., 1966; Hagbarth, 1967), tot i que investigacions més recents relaten una coactivació agonista-antagonista tant durant (Rothmuller i Cafarelli, 1995; Berschin i Sommer, 2004, citats a Tous i Moras, 2004) com després de ser aplicada (Gabriel i Basford, 2002).
- Els reflexos monosinàptics del múscul sotmès a vibració queden suprimits durant la seva aplicació (De Gail et al., 1966; Marsden, Meadows i Hodgson, 1969). Aquests reflexos reapareixen un cop acabada l'aplicació de la vibració (Arcangel, Johnston i Bishop, 1971), tot i que alguns autors troben que el reflex H queda alterat durant varis minuts (Nishihira et al., 2002; Rittweger, Mutschelknauss i Felsenberg, 2003).

El reflex de Hoffman, o reflex H, és un reflex evocat mitjançant l'estimulació elèctrica d'un nervi mixt i registrat per l'electromiografia. Està considerat com l'equivalent elèctric del reflex miotàtic (Zunino, Escobar, Chaves i Tabernig, 2005; Pierrot-Deseilligny i Mazevet, 2000; Brooke et al., 1997, citats a Zehr, 2002; i Schieppati, 1987, citat a Zehr, 2002) amb la diferència que aquesta versió electrofisiològica és possible quantificar-la (Maulén, Montecinos i Vargas, 2000).

Els circuits neuronals de la medul·la espinal involucrats en el reflex H són comuns als moviments més complexos que es capaç d'executar l'ésser humà. L'excitabilitat reflexa, quantificada en termes d'amplitud d'ona H, es veu modificada per mecanismes presinàptics (inhibidors) i postsinàptics

(excitadors o inhibidors), per informació provinent d'aferències musculars, articulars i cutànies, centres medul·lars i supramedul·lars, així com també per la història de l'activació reflexa (depressió postactivació) (Zunino, Escobar, Chaves i Tabernig, 2005). El reflex H s'utilitza per estudiar l'adaptació de les vies espinals com a conseqüència de l'entrenament o el desentrenament (Zehr, 2002).

Diversos estudis han relatat un augment en la força, velocitat i potència així com en el rendiment del salt amb contramoviment i de l'eficiència neuromuscular per desenvolupar potència mecànica (Bosco et al., 1999). També s'han trobat augments de la 1RM i disminucions de la percepció subjectiva de l'esforç (Lieberman i Issurin, 1997; Issurin i Tenenbaum, 1999).

Efectes aguts sobre el sistema cardiovascular:

Es podria resumir en que es mostra un augment lineal del consum d'oxigen (VO_2) respecte l'augment de la freqüència de vibració i un augment del flux sanguini (Rittweger, Beller i Felsenberg, 2000; Rittweger, Just, Kautzsch, Reeg i Felsenberg, 2002), tot i que també s'han trobat alguna aparició d'edemes i eritemes transitòries en dones (Rittweger, Beller i Felsenberg, 2000; Russo et al., 2003).

Efectes aguts sobre el sistema endocrí:

Sembla ser que l'activació de les vies aferents dels fusos musculars com a conseqüència de la vibració modula les concentracions plasmàtiques de la hormona de creixement BGH amb efecte sobre el creixement ossi (McCall,

Grindeland, Roy i Edgerton, 2000), tot i que no comparteix regulació amb la hormona del creixement GH (Gosselink, Roy, Zhong, Grindeland, Bigbee i Edgerton, 2004).

Efectes aguts sobre el sistema sensorial, propioceptiu i control postural:

Tot i que l'exposició prolongada a vibracions pot alterar el rendiment dels receptors disminuint-ne els processos perceptius i sensoriomotors (Ribot-Ciscar, Roll, Tardy-Gervet i Harday, 1996), sembla que les vibracions tenen capacitat per estimular la propiocepció i provocar efectes de llarga durada sobre la postura en adults sans (Wierzbicka, Gilhodes i Roll, 1998; Priplata, Niemi, Lipsitz i Collins, 2003).

Efectes crònics sobre adults sans:

Existeixen diversos estudis comparatius amb entrenament amb vibració i entrenament clàssic demostren que l'entrenament amb vibració provoca una millora significativa en el salt amb contramoviment respecte un entrenament clàssic, però pel que fa a la millora de la força, tots provoquen aproximadament les mateixes millores (Delecluse, Roelants i Verschueren, 2003; Ronnestad, 2004).

Efectes crònics sobre adults lesionats (rehabilitació):

No s'han trobat estudis on es comprovi l'efecte de l'estimulació vibratòria en esportistes lesionats durant el període de rehabilitació, però algun estudi de cas apunta a la millora de força i potència, així com la disminució de dèficit unilateral.

Efectes crònics sobre adults entrenats:

En subjectes entrenats existeixen pocs treballs amb dissenys d'investigació controlats. Però dels que hi ha, es mostra un augment significativament superior al de l'entrenament convencional de la 1RM (Issurin, Lieberman i Tenenbaum, 1994), i en el cas del rugby, una major capacitat d'acceleració, mobilitat lateral i major estabilitat en accions de joc (Berschin et al., 2003, citats a Tous i Moras, 2004). Més endavant es mostren els estudis específics de l'efecte de les vibracions sobre la flexibilitat, tema de l'estudi 3.

Efectes crònics sobre la tercera edat:

Sembla ser que les estudis realitzats en gent gran, comparant el treball amb vibració mecànica respecte un treball convencional, també dona bons resultats: millora de la força muscular, velocitat i equilibri, sense presentar efectes adversos com fractures vertebrals i problemes cardiovasculars (Runge, Rehfeld i Resnieck, 2000; Iwamoto, Ottawa, Kudo, Takeda, Uzawa i Hirabashi, 2004; Miyamoto et al., 2003; Roelants et al., 2004).

Efectes crònics sobre el teixit ossi:

La prevenció i rehabilitació de l'osteoporosi s'ha interessat molt per aquest mètode, traient-ne bons resultats: efectes anabòlics del teixit ossi en dones postmenopàusiques (Verschueren, Roelants, Diecluse, Swinnen, Vanderschueren i Boonen, 2004; Rubin, Recker, Cullen, Ryaby, McCabe i McLeod, 2004) i en nens discapacitats (Ward, Aslop, Caulton, Rubin, Adams i Mughal, 2004). La freqüència i amplitud de la vibració semblen ser determinants en la proliferació d'osteoblasts, trobant-se més sensibles a

vibracions de baixa amplitud i freqüència àmplia (0-50Hz) (Tanaka, Li, Duncan, Yokota, Burr i Turner, 2003).

Efectes crònics sobre el teixit cartilaginós:

Tot i que no s'ha trobat publicacions al respecte, sembla ser que la vibració mecànica podria ajudar a evitar la degradació dels cartílags (Liu, Sekiya, Asai, Tada, Kato i Matsui, 2004).

Efectes perjudicials:

Sembla que tots els autors estan d'acord que l'exposició perllongada a la vibració és nociva per l'organisme, tant a altes freqüències (degeneració muscular i pèrdua de força) com a baixes freqüències (raquiàlgies o low back pain) (Necking, Lundstrom, Lundborg, Thornell i Friden, 1996; Bovenzi, Zadini, Frazinelli i Borgogni, 1991; Miyashita, Shiomi, Itoh, Kasamatsu i Iwata, 1983; Lings i Leboeuf-Yde, 2000; Bovenzi i Hulsof, 1999).

Les vibracions mecàniques per l'entrenament de la flexibilitat

Últimament s'està utilitzant l'entrenament de vibracions mecàniques com a mètode d'entrenament de la millora de la flexibilitat, amb resultats inicialment sorprenents i prometedors pel futur.

S'han utilitzat diferents tipus d'entrenament, diferents freqüències de vibració, diverses amplituds... donant lloc a gran variabilitat d'estudis i a que encara no existeixin pautes concretes aplicables a cada tipus de

població. El poc temps que porten funcionant les plataformes vibratòries comercials i les limitacions en quant al control de les seves característiques de funcionament en molts dels casos, poden estar endarrerint l'aparició de protocols ben estandarditzats d'ús.

S'han utilitzat les vibracions mecàniques per la millora de la flexibilitat de persones sedentàries, i s'han aconseguit, molt bons resultats. Una de les crítiques a la millora de la flexibilitat a través de les vibracions, és que en persones sedentàries pràcticament qualsevol tipus d'activitat provoca millores.

Però la millora de la flexibilitat mitjançant la utilització de vibracions mecàniques no es limita a persones sedentàries, en esportistes també es millora la flexibilitat utilitzant plataformes vibratòries, inclús en esportistes que realitzen habitualment altres formes d'entrenament de la flexibilitat; i encara més, també en esports com la gimnàstica on la flexibilitat és un factor determinant de rendiment també existeixen millores gràcies a les vibracions mecàniques:

- Fagnani i cols. (2006) i Van den Tillaar (2006) van trobar millores més elevades després de 8 i 4 setmanes d'entrenament (respectivament) en els grups que van entrenar la flexibilitat amb vibracions respecte els grups que també van entrenar la flexibilitat sense vibracions. Cal dir que tots els grups van millorar, evidentment.
- Sands, Mc Neal, Stone, Russell i Jemni (2006) realitzen una sèrie d'estudis on, com a factors importants, cal destacar que es realitzen

amb joves gimnastes que entrenen més de 15h setmanals i el seu esport exigeix grans rangs de moviment, i que es valora la flexibilitat de forma aguda (just al acabar l'entrenament vibratori) i més a llarg termini (sense que hi hagi un entrenament vibratori previ a la vibració). En aquests estudis troben també que la flexibilitat millora en els dos grups (gràcies a l'entrenament de flexibilitat), però que la millora és significativament molt superior en el grup on s'ha entrenat amb vibracions. Aquests dos graus de millora es mantenen a llarg termini.

- Kinser, Ramsey, O'Bryant, Ayres, Sands i Stone (2008) conclouen que l'entrenament simultani de flexibilitat amb vibracions incrementa la flexibilitat sense perjudicar la força explosiva.

Les conclusions d'aquests estudis han fet que s'inclogui aquesta tecnologia al Centre d'Entrenament Olímpic dels EEUU.



1a TMG:
tensiomiografia

"Mesura tot el que sigui mesurable, i fes mesurable el que no ho sigui"

(Galileu Galilei, S.XVII)

Tant pel control i periodització de l'entrenament, com pel seguiment d'una rehabilitació, és necessària l'aplicació d'unes tècniques i aparells de mesura. Aquests poden ser molt diversos.

Per mesurar distàncies, ens podem valdre amb cintes mètriques, peus de rei o aplicacions làser. Per mesurar angles, necessitem goniòmetres (manulas o electrònics) o segons el cas un flexòmetre o un test flexiomètric. Les velocitats es poden mesurar amb un radar, o amb cronòmetres i cèl·lules fotoelèctriques (sobre distàncies conegudes).

A partir d'aquests senzills aparells, es poden utilitzar diverses tècniques, com la fotogrametria i digitalització en 2 o 3 dimensions (2D i 3D), aparells més específics per controlar el moviment de la càrrega desplaçada com acceleròmetres o encòders (lineals o rotatoris). O, si el que volem mesurar és la força directament, ens haurem de valdre de dinamòmetres o plataformes de força.

Tots els mètodes i aparells esmentats, mesuren les manifestacions del moviment i de la força, però cap d'ells mesura què és el que succeeix a l'escenari principal: el múscul.

Per a tal fita, podem emprar l'electromiografia (EMG), d'inserció (invasiva) o de superfície, que ens dóna la senyal elèctrica del múscul a l'activar-se correlacionant-la amb la força manifestada isomètricament però no tant en situacions dinàmiques (García-Fogeda i Usach, 2006). De totes maneres, la EMG no mesura força, mesura activitat elèctrica i la seva relació no és del

tot lineal, donat que els estudis troben diferències en les diferents tècniques de mesura, els procediments, els equips de mesura, la varietat de músculs investigats, el tipus de contracció, el tipus d'elèctrodes i la seva ubicació (Cabri i Claris, 1992; Claris i Cabri, 1993; Onishi, Yagi, Akasaka, Momose, Ihashi i Handa, 2000; Woods i Bigland-Ritchie, 1983).

Altres maneres per saber què passa amb l'activitat muscular són els mètodes invasius, com la inserció de fibra òptica o les biòpsies. Fins ara.

La tensiomiografia (TMG) és una tècnica innovadora, senzilla, objectiva i repetible, que permet detectar i analitzar per separat les propietats contràctils dels músculs superficials de cada individu, obtenint informació valuosa de l'estructura muscular (Grabljevec, Burger, Kerševan, Valenčič i Marinček, 2005).

És un mètode de diagnòstic que funciona a través de la observació dels paràmetres del temps i del màxim desplaçament dels músculs durant la seva contracció, doncs es basa en una característica de la contracció muscular: quan un múscul es contrau, el seu ventre s'engrandeix (Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2001).

Tot s'aconsegueix a través d'un mètode no invasiu, sense cap esforç per part del subjecte mesurat, i sempre en condicions isomètriques. Amb un sensor de desplaçament, es pot mesurar aquest engrandiment provocat per una descàrrega elèctrica d'intensitat i durada coneguda. El sensor, pressiona el ventre muscular en la seva superfície, just en el punt anatòmic

més identificatiu (Dahmane, Djordjević, Šimunić i Valenčič, 2005), determinat segons la guia per electromiografia (Delagi, Perotto, Iazzetti i Morrison, 1975), en tenim una mostra a la figura 19.

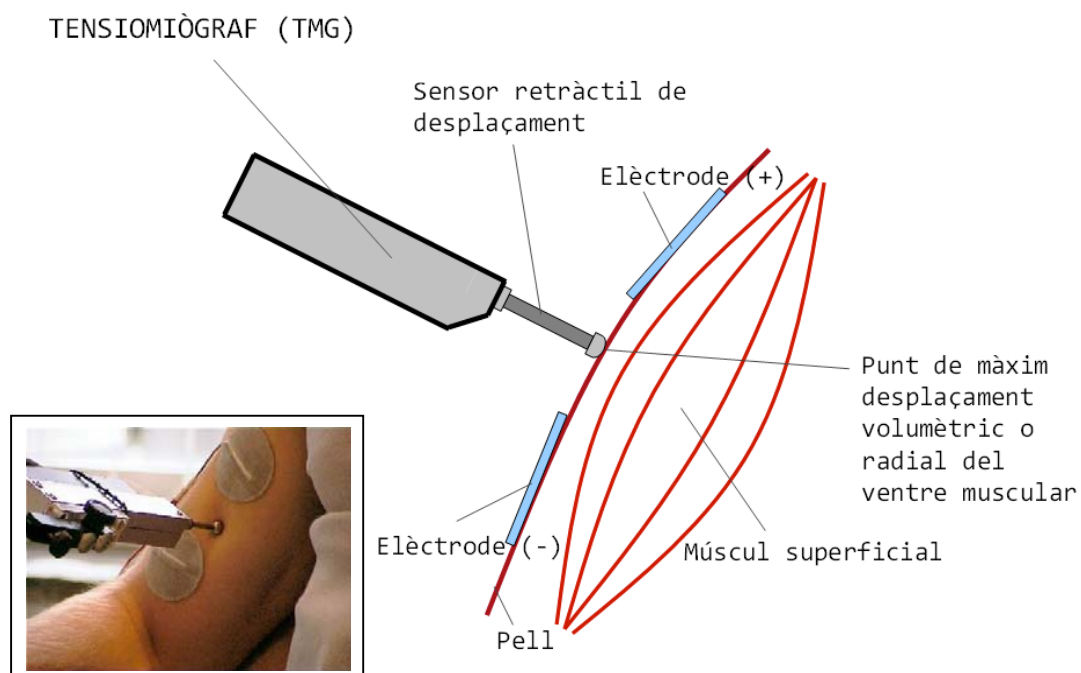


Figura 19: Representació de la col·locació del sensor TMG i elèctrodes sobre un múscul superficial. Al quadre de sota i esquerra, situació real en un bíceps braquial, fotografia extreta de www.tmg-spain.com.

Els resultats s'obtenen immediatament després de la mesura (Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2001). La precisió i la fiabilitat d'aquests resultats han estat analitzats en estudis precedents (Žagar i Križaj, 2005; Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2001) donant lloc a que el mètode és vàlid per la detecció de les propietats contràctils dels músculs, mostrant una baixa variabilitat, menor al 5% (Šimunić, Žagar i Valenčič, 2002, citats a Grabljevec, Burger, Kerševan, Valenčič i Marinček, 2005), basant-se en el desplaçament radial del ventre muscular (Djordjević, Valenčič i Jurčič-Zlobec, 2001).

L'augment radial del ventre muscular es mesura amb un sensor magnètic de desplaçament. Els resultats de les mesures es presenten com a corbes desplaçament/temps (desplaçament del ventre muscular en funció del temps) com es pot veure a la figura 20.

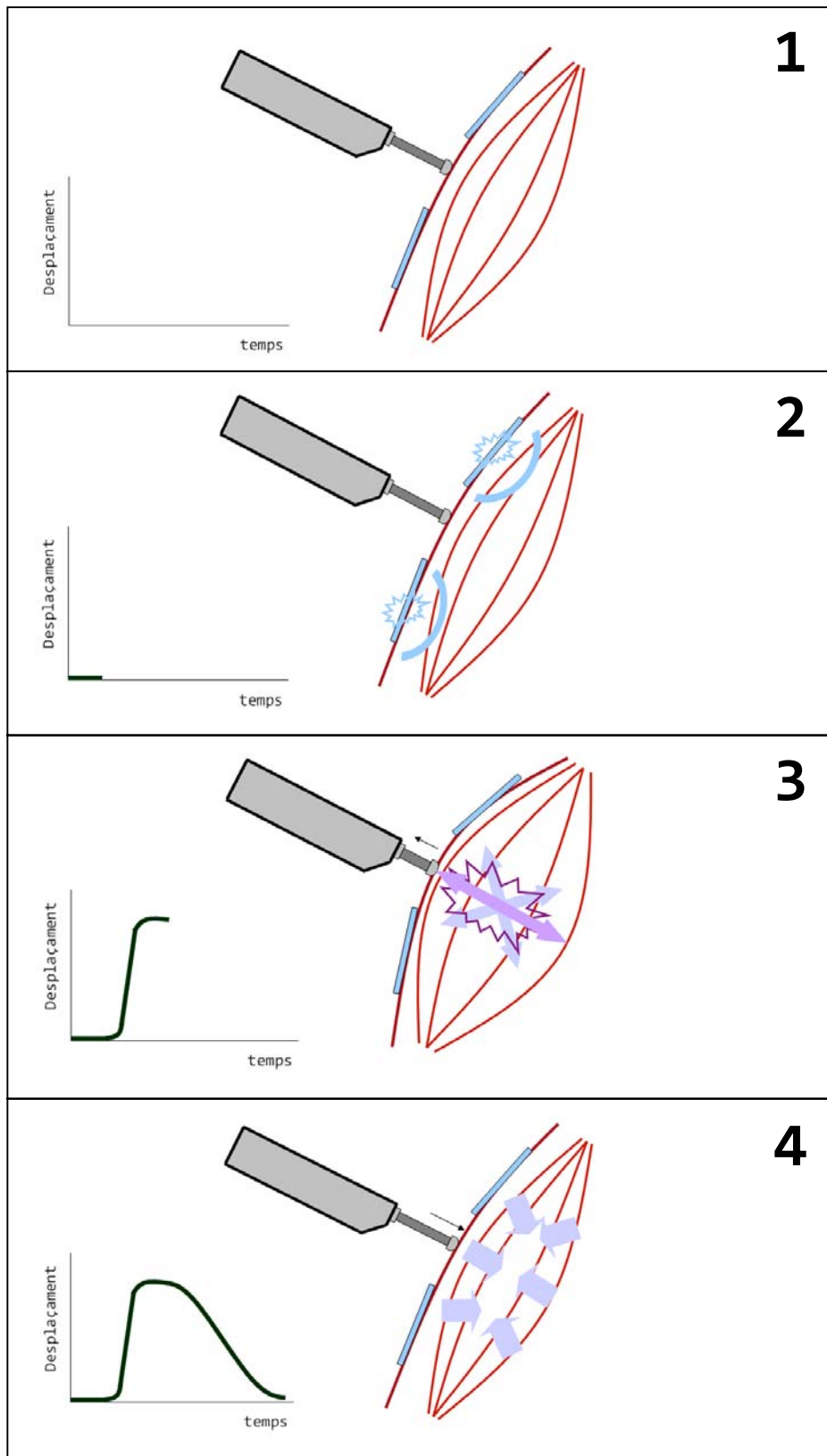


Figura 20: Esquema d'una mesura TMG singular. De dalt a baix: 1, col·locació dels electrodes i del sensor, prèvia a la mesura; 2, descàrrega aïllada (dispar de durada 1 ms); 3 fase d'engrandiment del ventriple muscular; 4 fase de relaxació del ventriple muscular. En verd es mostra l'evolució de la corba desplaçament - temps.

El mètode TMG no mesura la força muscular directament (Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2001), es basa en la presumpció que el desplaçament radial del ventre muscular és proporcional a la força muscular (Valenčič i Djordjević, 2001).

Biomecànicament, existeix una relació entre el desplaçament del ventre muscular i el moment de força generat a l'articulació observada (Knez, Valenčič, Burger i Marinček, 2002, citats a Grabljevec, Burger, Kerševan, Valenčič i Marinček, 2005).

Histoquímicament, hi ha una correlació significativa entre el percentatge de fibres musculars de tipus I, obtingut amb mètodes histoquímics invasius, i el temps de contracció, obtingut tensiomiogràficament (Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2001).

Neurofisiològicament, la comparació dels valors pic a pic de la ona-M, obtinguts electromiogràficament (EMG) amb el desplaçament del ventre muscular, obtingut amb TMG, durant l'increment de la intensitat de l'estimulació elèctrica de superfície, revela una relació lineal entre els dos paràmetres (Kerševan, Djordjević, Šimunić i Valenčič, 2002 citats a Grabljevec, Burger, Kerševan, Valenčič i Marinček, 2005).

Es proposa la TMG com a mètode de mesura no invasiu alternatiu als anàlisis histoquímics invasius, i com a substitut als sistemes de mesura basats en braços mecànics del moment de força, que han de ser dissenyats específicament per a cada articulació, doncs la TMG és un mètode és

selectiu, i el mateix equip pot ser utilitzat per mesurar tots els músculs esquelètics superficials (Valenčič, Knez i Šimunić, 2001).

En experiments de laboratori s'ha observat una correlació entre el desplaçament radial del ventre muscular i el moment de força generat a l'articulació específica, mesurada amb un braç mecànic, amb l'avantatge de no veure's afectada per les complexes propietats biomecàniques de les articulacions i tendons, i del propi braç mecànic (Valenčič, Knez i Šimunić, 2001; Dahmane, Djordjević, Šimunić i Valenčič, 2005).

El mètode TMG es basa en mesures directes que permeten avaluar les propietats musculars específiques de músculs aïllats (Valenčič, Knez i Šimunić, 2001) pels esports específics, quan, en canvi, altres mesures com les de lactat en sang, només donen una estimació de la fatiga muscular, perquè és un mètode indirecte.

El propòsit és monitorització continua de l'estat de les fibres musculars i la vigilància de la seva evolució per separat, permetent obtenir una informació selectiva dels músculs observats, prevenint-ne el sobreentrenament i possibles lesions, tot optimitzant el procés d'entrenament o de recuperació d'una lesió, detectant la fatiga muscular quan succeeixi. En aquest sentit, el mètode proposat sembla rellevant pel que fa al seguiment de l'entrenament esportiu i aporta informació important a l'entrenador per planificar l'escalfament abans de la competició (Valenčič i Djordjević, 2001).

Els paràmetres de les mesures TMG (figura 21), per a cada intensitat, són els següents:

- Temps de contracció (T_c): interval de temps entre el primer 10% del desplaçament màxim (D_m) i el primer 90% del D_m . Expressat en ms.
- Temps de manteniment (T_s): interval de temps entre el primer 50% del D_m a l'últim 50% del D_m . Expressat en ms.
- Temps de relaxació (T_r): interval de temps entre l'últim 90% del D_m i l'últim 10% del D_m . Expressat en ms.
- Temps de retard (T_d): interval de temps entre l'inici de la mesura (estímul) i el primer 10% del D_m . Expressat en ms.
- Desplaçament màxim (D_m): màxim desplaçament radial del ventre muscular al primer pic. Expressat en mm.

Tot i que ja s'explica en la part experimental, nosaltres hem afegit un paràmetre derivat dels anteriors D_m i T_c anomenat velocitat de contracció (V_c) i també hem relativitzat els paràmetres relacionats amb el D_m (D_m i V_c) en funció del perímetre muscular al punt de mesura. Aquesta relativització respon a la necessitat d'establir un punt de partida per una possible comparació entre subjectes, i, tot i que seria desitjable una valoració exacta del volum muscular amb ecografia, hem agafat la convenció de relativitzar amb el perímetre, doncs entenem que a dos cuixes de mides molt diferents, una idèntica resposta de D_m ha de significar coses diferents.

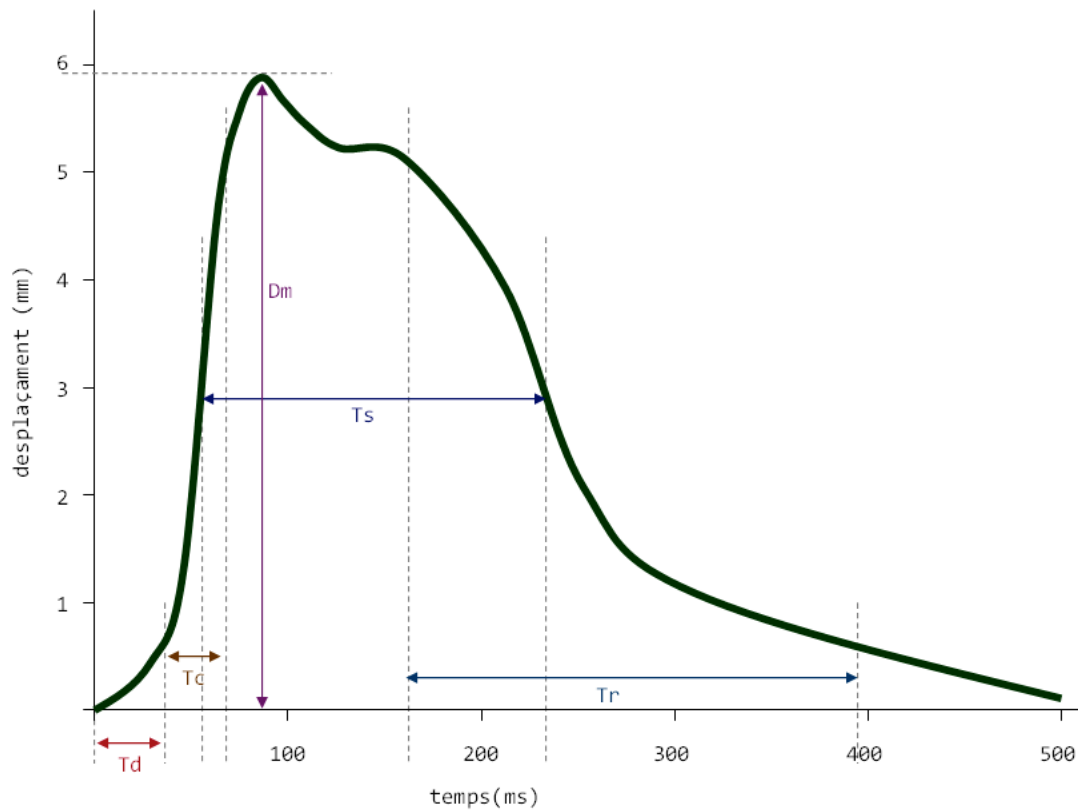


Figura 21: Representació de la corba desplaçament/temps de la TMG, amb els 5 paràmetres: T_c , T_s , T_r , T_d , D_m .

El protocol incremental TMG

Per les mesures utilitzades en aquest treball, s'ha utilitzat el protocol incremental TMG.

El protocol incremental TMG es basa en una bateria de mesures augmentant-ne la intensitat de la descàrrega, en situació isomètrica i sobre un múscul superficial, per tal d'obtenir la intensitat a la que es dona la major resposta muscular.

El paràmetre que determina la major resposta muscular és principalment el desplaçament màxim del sensor (D_m), i en cas de dubte, ens decidirem pel menor temps de contracció (T_c).

No sempre es dona la major resposta a la major intensitat, és per això que es realitza una pujada progressiva d'intensitat (de 10 mA en 10 mA) per tal de detectar en quina la resposta és major (figura 22).

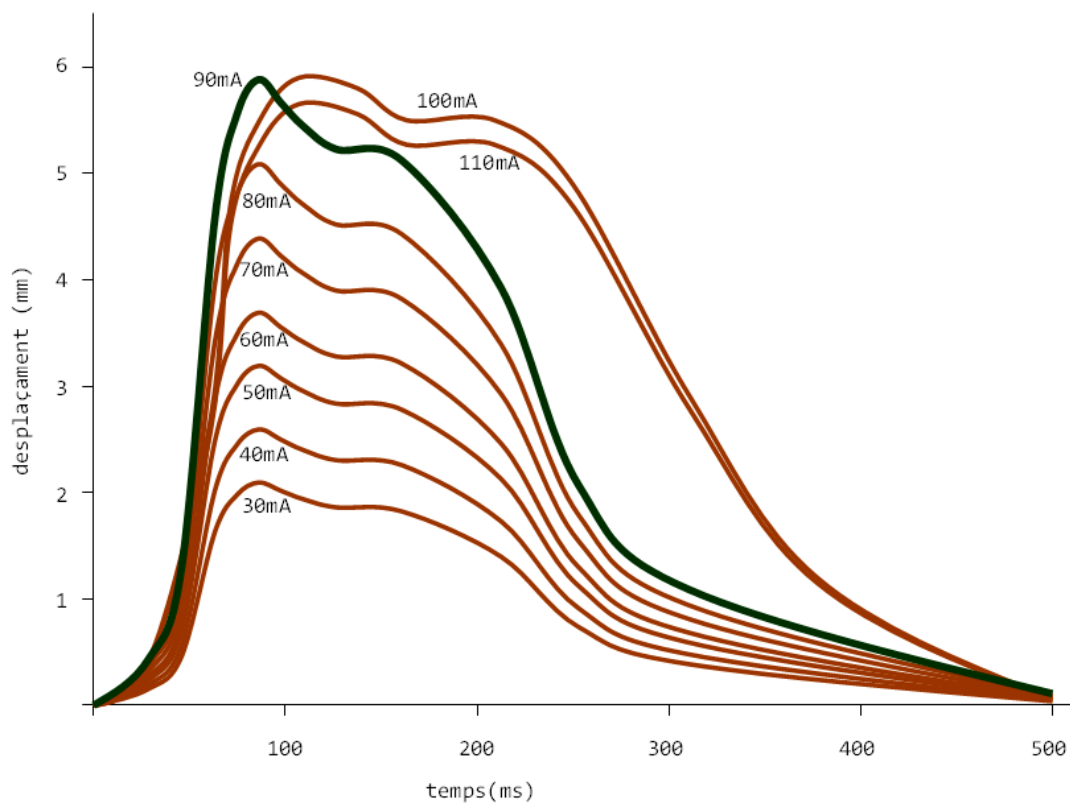



Figura 22: Representació fictícia de les corbes desplaçament – temps obtingudes durant un protocol incremental TMG (de 30 a 110 mA). En aquest cas, es considera la corba obtinguda a 90 mA (color verd) com la de major resposta muscular (major desplaçament que les anteriors, i menor temps de contracció que la de 100 mA).

El procediment és el següent:

- Selecció del múscul a mesurar. Aquest múscul ha de ser superficial i fàcilment aïllable.
- Preparació de la pell. La pell ha d'estar rasurada (sense pèl) i netejada amb alcohol.
- Detecció del punt de màxim engrandiment volumètric, i per tant, de major desplaçament radial. Aquesta detecció s'efectua mitjançant una contracció isomètrica voluntària per part del subjecte i observant el múscul. Aquest punt es marcarà amb un marcador dèrmic, així com una línia en direcció a les fibres musculars que passi per aquest punt. Aquest punt és on anirà col·locat el sensor de desplaçament TMG.
- Ubicació dels elèctrodes bipolars. Amb l'ajuda d'una guia de col·locació d'elèctrodes per l'electromiografia, i amb referència a la línia que hem marcat en direcció a les fibres musculars, ubicarem els dos elèctrodes, un a cada banda del punt d'aplicació del sensor TMG. Si la mida del múscul ens ho permet, els centres dels elèctrodes estaran a 10 cm l'un de l'altre.
- Ara, s'aplicarà el sensor de desplaçament TMG al seu punt corresponent i marcat.
- El TMG ha de mantenir-se immòbil durant tota la medicació (es recomana un bon trípod), així com el subjecte, que estarà fixat a la llitera (si correspon).
- El subjecte ha de mantenir-se passiu durant tota la medicació. No ha de veure res, ni saber quan rebrà un estímul, ja que podria anticipar-se a la contracció i falsejar els resultats.

- Per la medicació, un cop tot està preparat, es realitzaran sempre estímuls elèctrics aïllats (1 dispar de durada 1 ms), el descans entre 2 estímuls serà petit, doncs no existeix fatiga en contraccions tan curtes, amb una 10-15 segons n'hi haurà suficient.
- Començarem per una intensitat de 30 mA, i s'anirà augmentant de 10 en 10 mA, fins arribar al màxim que ens permet l'aparell (en aquest cas 110 mA), o fins detectar una davallada en el paràmetre Dm, posterior a un augment progressiu d'aquest paràmetre en les anteriors intensitats (un estímul massa intens pot inhibir la resposta).

3.



part
experimental

La part experimental de la Tesi consta de 3 blocs, anomenats estudi 1, estudi 2 i estudi 3.

L'estudi 1 tracta de la reproductibilitat, validesa i fiabilitat de la TMG, i s'estructura en 5 proves diferents amb un fil conductor comú. Es presenta com un sol estudi amb 5 apartats amb una introducció, discussió i conclusions comunes. Article publicat a la revista internacional *Journal of Electromyography and Kinesiology* (Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Moreno, D., Maffioletti, NA., 2010).

L'estudi 2 s'ocupa de la TMG i els efectes de la fatiga, i s'estructura en 3 estudis aïllats sobre la capacitat del TMG per detectar la fatiga aguda. Els 3 estudis es presenten per separat i tracten la fatiga aguda després d'un entrenament de força, la fatiga aguda després d'un entrenament específic d'esgrima, i la fatiga aguda en 3 condicions d'entrenament de força variant-ne el caràcter de l'esforç.

De l'estudi 2.1 en va sortir una publicació (versió resumida) a la revista del COPLEFC nº15. De l'estudi 2.2 en va sortir un pòster al 1st International Congress on Science & Technology in Fencing, Barcelona (2008). De l'estudi 2.3 se n'està preparant un article per publicar.

L'estudi 3 tracta de la TMG i els efectes dels estiraments, sent un article independent que aborda 2 tècniques d'estiraments i com el TMG en detecta els canvis produïts en les capacitats contràctils. D'aquest estudi també se n'està preparant un article per publicar.



estudi 1

Reproductibilitat, validesa i fiabilitat de la TMG

Aquest estudi consta de 5 proves incloses en un cos comú, tot i que pel posterior redactat de l'article, la primera es considera pilot (veure figura 23 per l'equema del protocol experimental):

- **Prova 1. Validesa i reproductibilitat del Dm:** mesures no-musculars sobre cilindres de mides conegudes.
- **Prova 2. Reproductibilitat del sistema:** mesures repetides amb idèntica col·locació dels elèctrodes i del sensor TMG.
- **Prova 3. Reproductibilitat inter-elèctrodes:** afectació de la distància dels elèctrodes respecte el sensor de desplaçament.
- **Prova 4. Fiabilitat intra-observador:** mesures diferents realitzades per un mateix observador.
- **Prova 5. Fiabilitat inter-observador:** mesures diferents realitzades per diferents observadors.

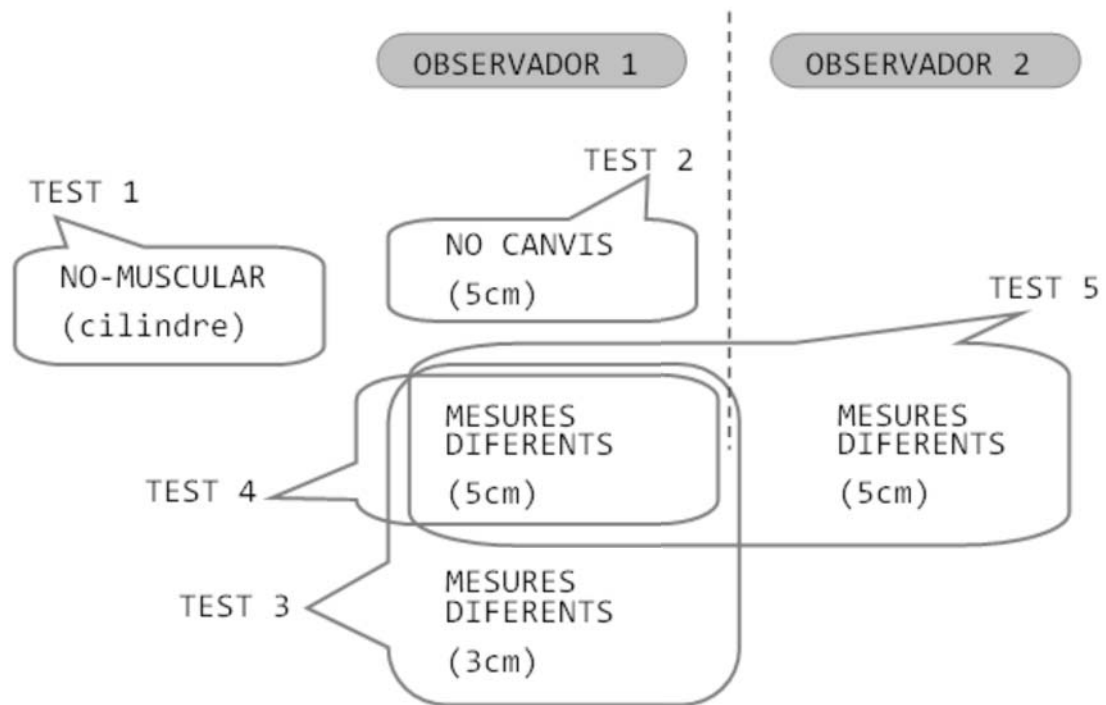


Figura 23: Esquema del protocol experimental de l'Estudi 1.

Introducció

La funció neuromuscular *in vivo* s'ha estat avaluant utilitzant tècniques de mesura tant diferents com l'enregistrament de les forces generades durant les contraccions voluntàries (Harridge i White, 1993), el desenvolupament de la potència mecànica (Kaneko, Fuchimoto, Toji i Suei, 1983), l'electromiografia de superfície (Moritani i De Vries, 1978), ressonància magnètica (Adams, Duvoisin i Dudley, 1992), ultrasons (Fukanga, Ichinose, Ito, Kawakami i Fukashiro, 1997) o una combinació d'aquestes tècniques (Alanen, Falck, Kalimo, Komu i Sonninen, 1994; Kinugasa i Akima, 2005).

Darrerament, s'han introduït metodologies alternatives per investigar la resposta mecànica del múscul, que inclouen la mecanografia i la tensiomiografia (TMG). La mecanografia estudia les ones de pressió provocades pels canvis dimensionals de les fibres musculars durant la contracció registrades lateralment al ventre muscular (Kimura et al., 2004; Orizio, 2004 citat a Merletti i Parker, 2004), mentre que la TMG mesura el desplaçament radial del ventre muscular com a resposta a un estímul elèctric aïllat.

La TMG és una tècnica innovadora, senzilla, suposadament objectiva i repetible, que permet detectar i analitzar per separat les propietats contràctils dels músculs superficials de cada individu, obtenint informació valuosa de l'estructura muscular (Grabljevec, Burger, Kerševan, Valenčič i Marinček, 2005).

Els resultats s'obtenen immediatament després de la mesura (Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2001). La precisió i la fiabilitat d'aquests resultats han estat analitzats en estudis precedents (Žagar i Križaj, 2005; Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2001) donant lloc a que el mètode és vàlid per la detecció de les propietats contràctils dels músculs, mostrant una baixa variabilitat, menor al 5% (Šimunić, Žagar i Valenčič, 2002, citats a Grabljevec, Burger, Kerševan, Valenčič i Marinček, 2005), basant-se en el desplaçament radial del ventre muscular (Djordjević, Valenčič i Jurčič-Zlobec, 2001).

Darrerament han sorgit nous estudis que s'han interessat per la reproductibilitat i fiabilitat del mètode TMG amb bons resultats (García Manso, Rodríguez Ruiz, Rodríguez-Matoso, Sarmiento, Quiroga i Da Silva, 2009).

L'augment radial del ventre muscular es mesura amb un sensor magnètic de desplaçament. Els resultats de les mesures es presenten com a corbes desplaçament/temps (desplaçament del ventre muscular en funció del temps).

La TMG obté la corba desplaçament/temps de la contracció muscular a través del software TMG del qual s'obtenen 5 paràmetres diferents:

- Temps de contracció (T_c): interval de temps entre el primer 10% del desplaçament màxim (D_m) i el primer 90% del D_m . Expressat en ms.

- Temps de manteniment (Ts): interval de temps entre el primer 50% del Dm a l'últim 50% del Dm. Expressat en ms.
- Temps de relaxació (Tr): interval de temps entre l'últim 90% del Dm i l'últim 10% del Dm. Expressat en ms.
- Temps de retard (Td): interval de temps entre l'inici de la mesura (estímul) i el primer 10% del Dm. Expressat en ms.
- Desplaçament màxim (Dm): màxim desplaçament radial del ventre muscular al primer pic. Expressat en mm.

Objectius generals de l'estudi:

Determinar que les mesures preses en situacions similars no siguin diferents (reproductibilitat del sistema) i que mesuri el desplaçament del ventre muscular entès com la deformació muscular radial màxima obtinguda després d'una estimulació externa (validesa del sistema).

Determinar l'afectació de les possibles variacions en les mesures realitzades pel mateix observador (fiabilitat intra-observador), diferents mesures realitzades per diferents observadors (fiabilitat inter-observador), i l'afectació sobre la reproductibilitat del sistema modificant la distància dels elèctrodes.

Objectius de cada una de les proves:

Objectiu de la prova 1 (validesa):

- Determinar la reproductibilitat i la validesa del sistema TMG (paràmetre Dm) utilitzant mesures conegudes, en situacions aïllades no-musculars de retracció i extensió lliure del sensor.

Objectiu de la prova 2 (pilot):

- Determinar la reproductibilitat del sistema sobre el vast intern del quàdriceps sense realitzar cap variació del sistema.

Objectiu de la prova 3:

- Determinar la reproductibilitat del sistema en el vast intern del quàdriceps si es modifica la col·locació dels elèctrodes (distància al sensor TMG).

Objectiu de la prova 4:

- Determinar la fiabilitat d'un observador respecte ell mateix (intra-observador) en varies mesures diferents realitzades per ell mateix.

Objectiu de la prova 5:

- Determinar la fiabilitat d'un observador respecte un altre observador (inter-observador) en varies mesures diferents realitzades per cadascú.

Hipòtesis:

1. La TMG ha de presentar una reproductibilitat i validesa acceptable per l'avaluació de les capacitats contràctils.
2. La fiabilitat intra-observador ha de ser bona per donar sentit a les mesures. La fiabilitat inter-observador pot no ser tan bona, doncs en depèn l'experiència dels observadors.
3. La distància dels elèctrodes pot variar la intensitat de la contracció, el temps de resposta (T_d) i el temps de contracció (T_c), però no ha de canviar la forma de la corba desplaçament-temps.

Material i mètodes

La mostra (proves 2, 3, 4 i 5):

- 36 vasts interns del quàdriceps de 18 estudiants de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport sans i actius:
 - 13 homes i 5 dones.
 - Edat: $22,9 \pm 3,7$ anys.
 - Talla: $1,70 \pm 0,10$ m.
 - Pes: $66,3 \pm 9,8$ kg.

Material:

Tensiomiògraf TMG-BMC. Totes les proves (1 a 5)

- Consta d'un electroestimulador regulable en intensitat i temps (TMG-S1, EMF-Furland&Co., Slovenia), elèctrodes bipolars de 5x5cm (Compex, Suïssa), el sensor de desplaçament (GK40 Panoptik, Slovenia), i un ordinador amb el software TMG (aplicació MatLab TMG, Slovenia).
- Veure figura 24



Figura 24: Fotografia de l'aparell extreta de www.tmg-spain.com. Electroestimulador (1), elèctrodes bipolars (2), sensor de desplaçament o tensiomiògraf (3), ordinador amb el software específic (4).

Trípode 058B (Manfrotto, Itàlia). Totes les proves (1 a 5)

- Característiques tècniques (www.manfrotto.com):
 - o Ajustable per engranatge, construït d'alumini i acer, diàmetre de les potes de 30, 25 i 20 mm (segons tram).
 - o Càrrega màxima: 12 kg.
- Utilitzat per fixar el braç del sensor TMG.
- Veure figura 25



Figura 25: Trípode Manfrotto 058B. Fotografia extreta de www.manfrotto.com.

Cilindres metàl·lics. Prova 1. Validesa i reproductibilitat del Dm

2 cilindres metàl·lics per limitar el desplaçament del sensor, i un tap pla pel sensor de desplaçament.

- Els cilindres deixaven un recorregut del sensor de $23,6 \pm 0,1$ mm (recorregut curt) i $40,0 \pm 0,1$ mm (recorregut llarg) un cop col·locats com s'explica a l'apartat dels procediments.
- El tap es va utilitzar per ampliar la superfície del sensor per les proves no-musculars.
- Es van fer servir en les mesures no-musculars.
- Veure figura 26.

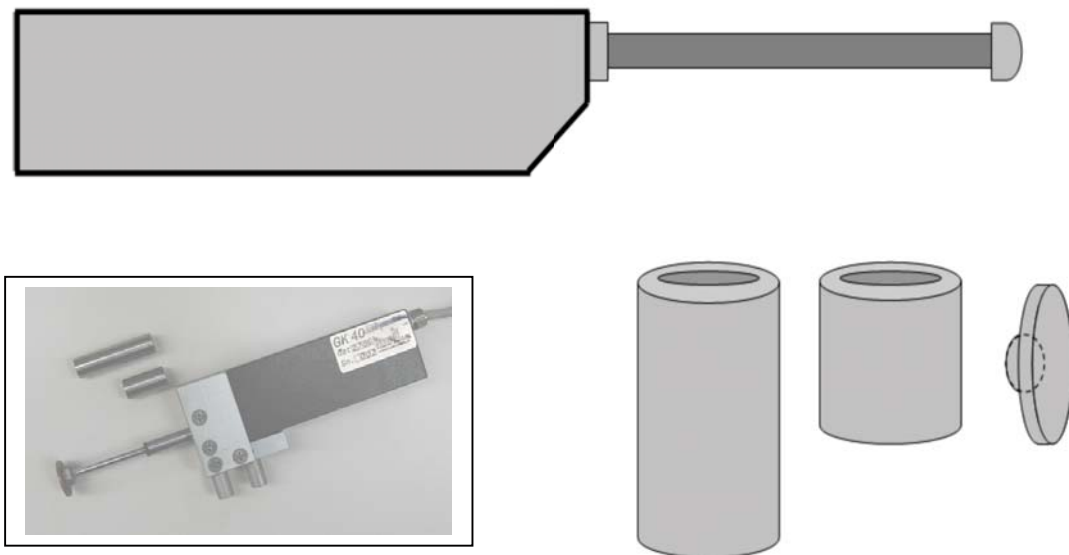


Figura 26: Esquema del sensor TMG (a dalt), dels 2 cilindres i del tap (a baix a la dreta). Fotografia al requadre de baix a l'esquerra.

Llitera C-105. Proves 2, 3, 4 i 5

- Llitera plegable d'alumini.
- Alçada fixa.
- Un cos.
- 182x62cm.
- Es va utilitzar en les mesures reals (proves 2, 3, 4, i 5) per acomodar els voluntaris.
- Veure figura 27.



Figura 27: Detall de la llitera C-105. Extret de www.efisioterapia.net.

Procediments, anàlisi estadístic i resultats

Els procediments, anàlisi estadístic i resultats de les diferents proves s'expliquen per separat per facilitar la lectura, amb la següent introducció comú pel que fa a les proves 2, 3, 4 i 5 (les que van necessitar de voluntaris experimentals). La prova 1 es considera com una prova pilot sobre la reproductibilitat del Dm (figura 28).

Cada voluntari va participar de les 4 proves, en tots els seus tests, tant amb el seu vast intern de la cama dreta com de l'esquerra. Els tests van ser separats per descansos de 3', i cada test va durar aproximadament 8'.

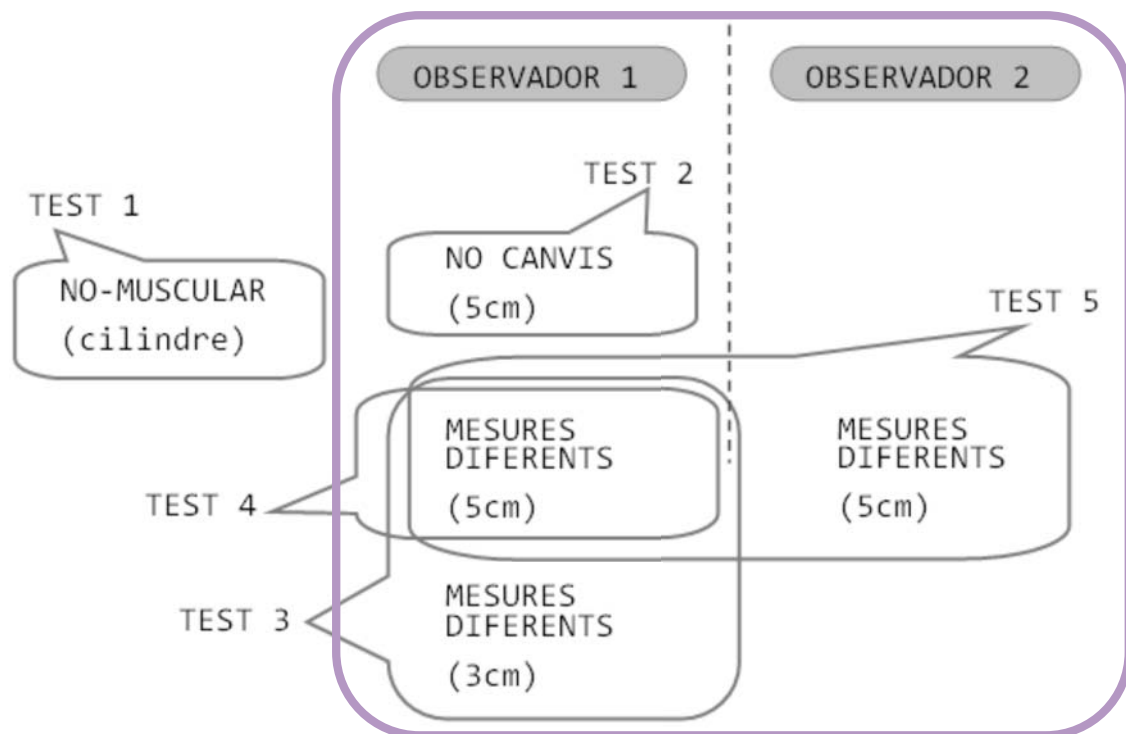


Figura 28: Esquema del protocol experimental de l'Estudi 1. El Test 1 es considera pilot i no es realitzen mesures sobre subjectes. En els altres 4, van participar tots els voluntaris experimentals i 2 observadors.

Per cada voluntari, l'ordre de la mesura del vast intern de la cama dreta o esquerra, així com l'ordre de l'actuació dels observadors (1 i 2), es va determinar aleatòriament. Els 2 observadors no eren presents durant les mesures de l'altre observador, de manera que no van veure ni les mesures, ni els resultats.

Després de marcar la localització del sensor, l'observador 1 col·locava els elèctrodes a $\pm 5\text{cm}$ del sensor i marcava els $\pm 3\text{cm}$ amb un marcador dèrmic.

El primer observador que començava la seqüència col·locava el sensor, realitzava les mesures, retirava el sensor i sortia de l'habitació. El segon observador entrava després a l'habitació, col·locava el sensor, realitzava les mesures, retirava el sensor i sortia de l'habitació.

Seguidament, l'observador 1 efectuava les mesures amb distància dels elèctrodes a $\pm 5\text{cm}$ del sensor i amb $\pm 3\text{cm}$. La col·locació del sensor no es va moure entre les dues mesures.

Pel que fa al procediment de l'estimulació elèctrica, la durada de l'estímul va ser d'1ms i la intensitat inicial de 50mA. Per cada un dels tests la intensitat es va augmentar en increments de 10mA fins que el Dm no augmentés més o fins la intensitat màxima de 110mA. Els períodes de descans entre les consecutives mesures incrementals van minimitzar l'efecte de la fatiga i de la potenciació. Per cada vast intern de cada voluntari, es van realitzar 2

mesures consecutives a la intensitat de major resposta (Dm). Aquestes 2 mesures es van registrar i se'n va analitzar la mitja.

Cap subjecte va experimentar dolor durant l'estimulació elèctrica.

Procediments, anàlisi estadístic i resultats prova a prova:

Prova 1 (Validesa i reproductibilitat del Dm. Prova pilot):

- Es va preparar el sensor de desplaçament del TMG amb el tap i el cilindre limitador del recorregut (curt o llarg) segons indica la figura 29.

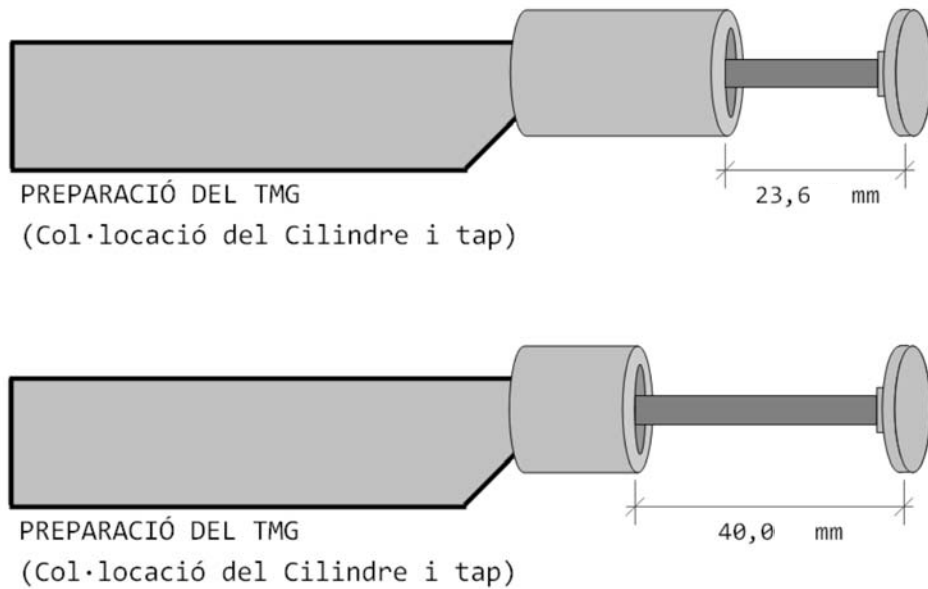


Figura 29: Esquema de la preparació del TMG en les situacions de recorregut curt (a dalt), i en les situacions de recorregut llarg (a sota).

- Es van realitzar les mesures en les següents situacions (figura 30):
 - o A. Retracció del sensor TMG en recorregut curt.
 - o B. Retracció del sensor TMG en recorregut llarg.
 - o C. Extensió lliure del sensor TMG en recorregut curt.
 - o D. Extensió lliure del sensor TMG en recorregut llarg.
- Les mesures de retracció i extensió lliure en cadascuna de les mesures concretament es varen realitzar 12 mesures per cada situació, és a dir, un total de 48 mesures.
- Les mesures de retracció les va realitzar l'observador 1 manualment. Des d'una posició incial d'extensió màxima amb el dit índex preparat però sense tocar el tap del sensor, quan s'inciava la mesura es pressionava sobre el tap fins que toqués el cilindre. Perquè la mesura fos vàlida, els resultats havien de mostrar un retard d'uns 50ms fins a l'inici del moviment (contacte amb el dit) i que el moviment total es realitzés en uns 200ms. Donat que l'aparell registra 500ms, estava assegurat l'enregistrament de tot el moviment.
- Les mesures d'extensió lliure les va realitzar l'observador 1. Des d'una posició incial de retracció total màxima amb el dit índex pressionant el tap del sensor contra el cilindre, quan s'inciava la mesura es retirava el dit. Perquè la mesura fos vàlida, els resultats havien de mostrar un retard d'uns 50ms fins a l'inici del moviment (retirada del dit) i poder-se apreciar tot el recorregut dins dels 500ms de registre.

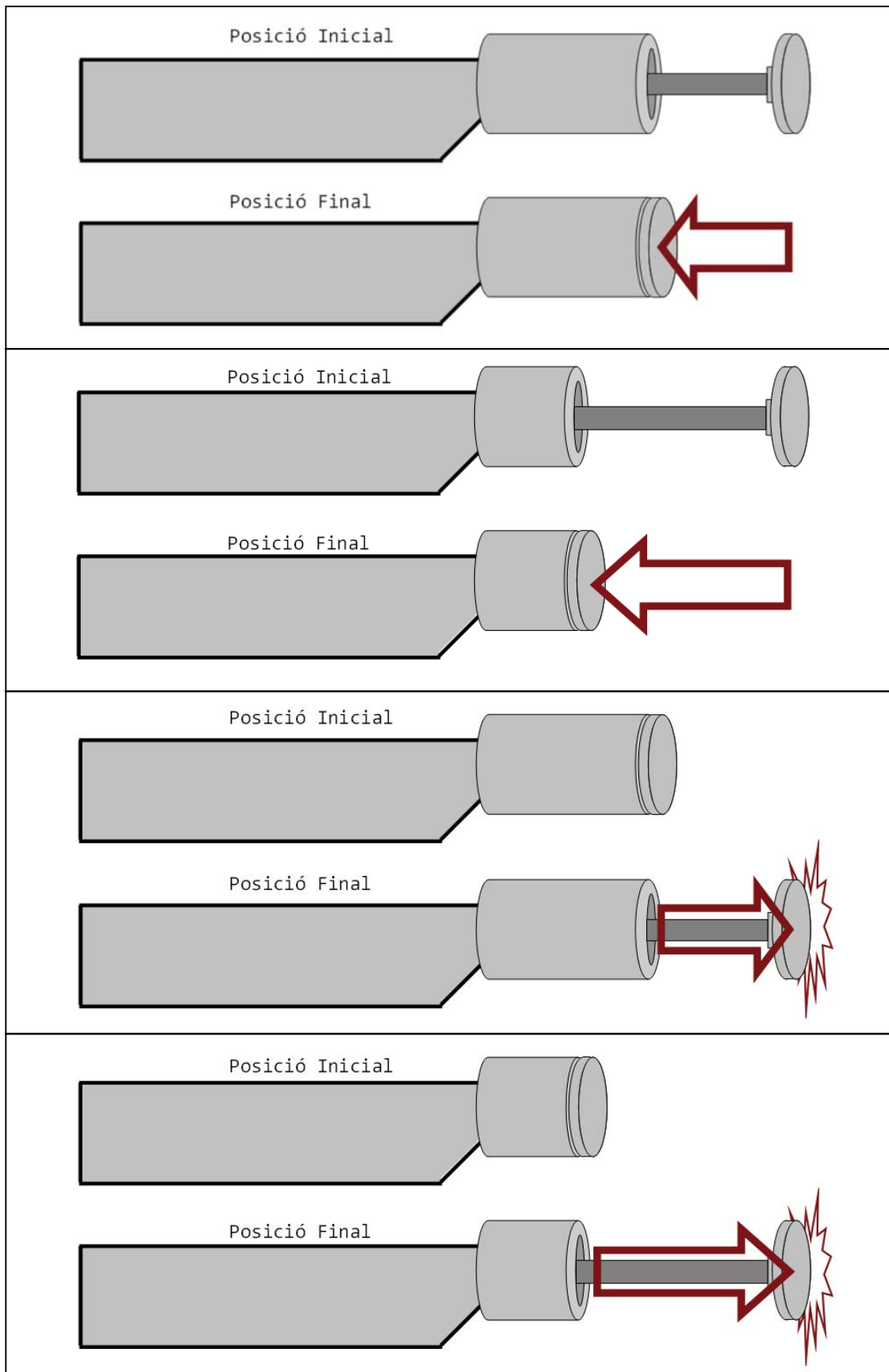


Figura 30: Representacions, de dalt a baix, de la retracció en recorregut curt (A), retracció en recorregut llarg (B), extensió lliure en recorregut curt (C), i extensió lliure en recorregut llarg (D).

L'anàlisi estadístic per la prova 1 ha estat el coeficient de variabilitat de les mesures i l'anàlisi de l'error de les mesures.

Resultats:

Retracció del sensor TMG en recorregut curt (23,600 mm):

- N= 12 mesures.
- Valor mig de les mesures (Dm) = 23,633 mm (0,013 DE).
- Error mig de les mesures = 0,033 mm (0,013 DE).
- Coeficient de variabilitat = 0,055%.

Retracció del sensor TMG en recorregut llarg (40,000 mm):

- N= 12 mesures.
- Valor mig de les mesures (Dm) = 40,029 mm (0,012 DE).
- Error mig de les mesures = 0,029 mm (0,012 DE).
- Coeficient de variabilitat = 0,031%.

Extensió lliure del sensor TMG en recorregut curt (23,600 mm):

- N= 12 mesures.
- Valor mig de les mesures (Dm) = 24,090 mm (0,488 DE).
- Error mig de les mesures = 0,490 mm (0,488 DE).
- Coeficient de variabilitat = 2,024%.

Extensió lliure del sensor TMG en recorregut llarg (40,000 mm):

- N= 12 mesures.
- Valor mig de les mesures (Dm) = 41,018 mm (0,376 DE).
- Error mig de les mesures = 1,018 mm (0,376 DE).
- Coeficient de variabilitat = 0,916%.

Prova 2 (Reproductibilitat del sistema):

- Es van realitzar 3 tests per cadascun dels 36 vastos interns de la mostra. En total, 108 parells de mesures.
- Es va mantenir en tot moment la posició dels elèctrodes i del sensor.

L'anàlisi estadístic utilitzat a la prova 2 ha estat la comparació de mitges amb la prova T de dades aparellades amb correcció de Bonferroni ($p < 0,01$).

Resultats:

Realitzant una comparació de mitges amb la prova T de mostres relacionades dels diferents paràmetres TMG (Tc, Ts, Tr, Td i Dm) per cadascun dels 3 aparellaments possibles de mesures, obtenim que si la situació no varia, els resultats dels paràmetres tampoc (Tc:sign=0,54; Ts:sign=0,19; Tr:sign=0,51; Td:sign=0,66; Dm:sign=0,47).

Prova 3 (Reproductibilitat inter-elèctrodes):

- Es van realitzar 2 tests als 36 vastos interns de la mostra. En total, 72 mesures.
- Sense modificar la posició del sensor es va canviar la posició dels elèctrodes en cada un dels tests. És a dir, la única diferència entre els 2 tests a cada vast intern va ser la posició dels elèctrodes.
 - o Els elèctrodes van ser desplaçats en la mateixa direcció que les fibres musculars (figura 31).
 - Distància E1: 5 cm dels centres dels elèctrodes al sensor TMG (10 cm de centre a centre dels elèctrodes).
 - Distància E2: 3 cm dels centres dels elèctrodes al sensor TMG (6 cm de centre a centre dels elèctrodes).

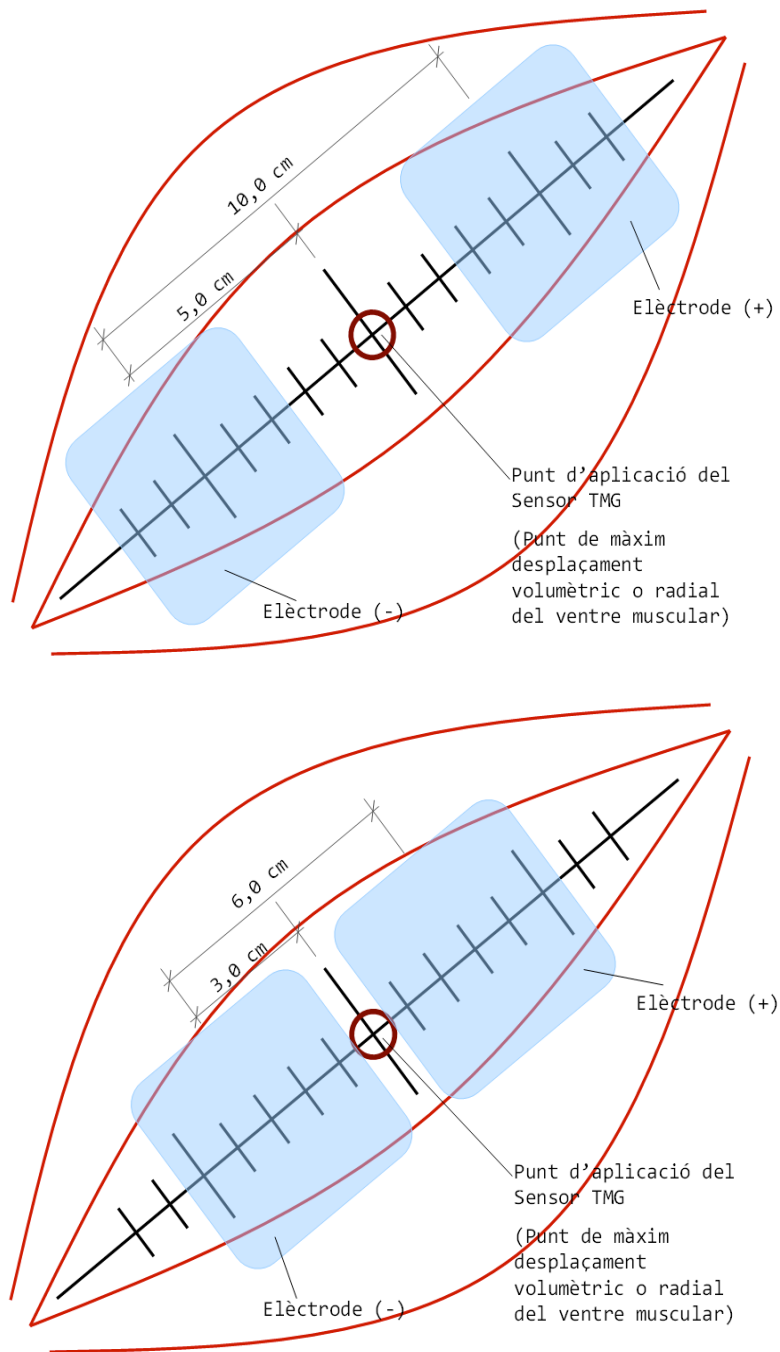


Figura 31: Efecte inter-elèctrodes. Representació de la col·locació dels elèctrodes en les 2 situacions. A dalt, E1, la distància llarga (5 cm elèctrode-sensor). A sota, E2, la distància curta (3 cm elèctrode-sensor).

L'anàlisi estadístic utilitzat en la prova 3 ha estat l'anàlisi de la tendència sistemàtica i error aleatori de Bland-Altman, coeficient de variabilitat i de correlació intraclases.

Resultats:

La taula 2 ens mostra que si es varia la posició (distància) dels elèctrodes, es troba una significació al paràmetre Dm.

Taula 2: Resultats de l'afectació de la distància dels elèctrodes. Bias: Bland-Altman systematic bias; RE: random error; SEM: standard error of measurement; CV: coefficient of variation; ICC: intraclass correlation coefficient; CI: confidence interval.

	Posició ±5cm	Posició ±3cm	Bias	RE	SEM	CV	ICC (95%CI)
Dm (mm)	7,3 (1,8)	6,7 (1,6)	-0,6*	±0,8	±0,3	6,7%	0,97 (0,91-0,99)
Tc (ms)	20,2 (2,6)	21,4 (3,8)	1,2	±3,7	±1,3	4,5%	0,84 (0,62-0,94)
Td (ms)	25,8 (1,8)	26,3 (2,0)	0,5	±2,0	±0,7	2,0%	0,85 (0,65-0,94)
Tr (ms)	91,9 (55,2)	73,3 (42,5)	-18,6	±85,5	±30,0	17,6%	0,62 (0,23-0,84)
Ts (ms)	193,8 (37,1)	188,4 (38,7)	-5,3	±26,1	±9,2	4,4%	0,94 (0,85-0,98)

* Significació a $p < 0,01$.

Prova 4 (Fiabilitat intra-observador):

- Es varen realitzar 2 tests amb 2 mesures repetides màximes finals deixant 10'' de repòs entre elles a un total de 36 vasts interns.
- Es van analitzar els 144 parells de mesures en totes les seves combinacions possibles:
 - o Test 1, mesura 1 VS Test 2, mesura 1.
 - o Test 1, mesura 1 VS Test 2, mesura 2.
 - o Test 1, mesura 2 VS Test 2, mesura 1.
 - o Test 1, mesura 2 VS Test 2, mesura 2.
- En cada mesura, l'observador 2 desmuntava el sistema, de tal manera que l'observador 1 cada cop havia de preparar el test des del principi.

L'anàlisi estadístic utilitzat en la prova 4 ha estat l'anàlisi de la tendència sistemàtica i error aleatori de Bland-Altman, coeficient de variabilitat i de correlació intraclasse.

Resultats:

La taula 3 ens mostra que quan un mateix observador realitza diferents mesures, iniciant el protocol des de zero, no es troben diferències importants en els resultats, mostrant ICCs de moderadament alts (0,73) a molt alts (0,98).

Taula 3: Resultats de l'afectació de les diverses mesures realitzades pel mateix observador. Bias: Bland-Altman systematic bias; RE: random error; SEM: standard error of measurement; CV: coefficient of variation; ICC: intraclass correlation coefficient; CI: confidence interval.

	Primera mesura	Segona mesura	Bias	RE	SEM	CV	ICC (95%CI)
Dm (mm)	7,3 (1,7)	7,3 (1,8)	0,0	±0,7	±0,2	2,8%	0,98 (0,94-0,99)
Tc (ms)	21,1 (3,1)	20,2 (2,6)	-0,8	±3,1	±1,1	4,0%	0,85 (0,65-0,94)
Td (ms)	25,7 (2,0)	25,8 (1,8)	0,1	±1,7	±0,6	1,7%	0,90 (0,75-0,96)
Tr (ms)	75,0 (33,7)	91,9 (55,2)	16,9	±67,3	±23,1	13,0%	0,73 (0,41-0,89)
Ts (ms)	195,9 (36,7)	193,8 (37,1)	-2,2	±15,3	±5,5	1,9%	0,98 (0,94-0,99)

Prova 5 (Fiabilitat inter-observador):

- L'observador 2 va realitzar 2 tests seguint el procediment de la prova 4, on, l'observador 1 retirava el sistema (allunyant el trípod i canviant l'angulació del braç TMG i del sensor) de manera que cada cop l'observador 2 havia de preparar el des del principi.
- En total es van analitzar els 288 parells de mesures, utilitzant les mesures de la prova 4 (veure figura 32).

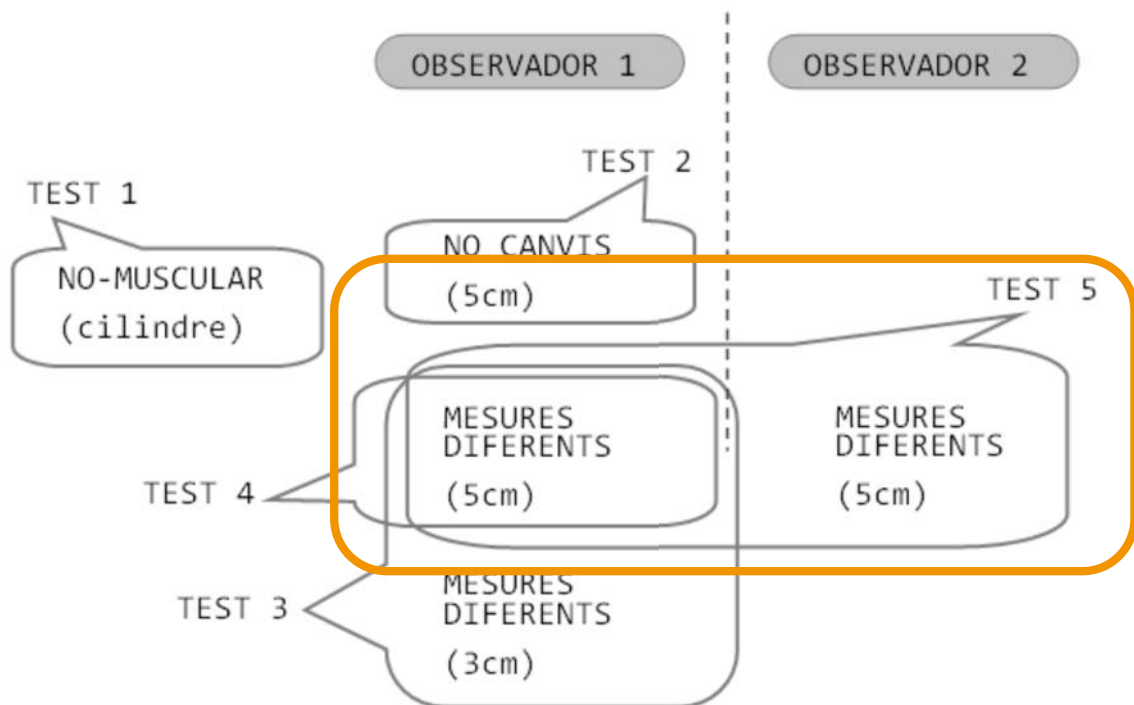


Figura 32: Esquema del protocol experimental de l'Estudi 1. Es ressalten les mesures utilitzades pel test 5.

L'anàlisi estadístic utilitzat en la prova 5 ha estat l'anàlisi de la tendència sistemàtica i error aleatori de Bland-Altman, coeficient de variabilitat i de correlació intraclasse.

Resultats:

La taula 4 ens mostra que quan diferents observadors realitzen diferents mesures, iniciant el protocol des de zero, no hi ha cap diferència, mostrant ICCs de moderadament alts (0,77) a molt alts (0,97).

Taula 4: Resultats de l'afectació de les diverses mesures realitzades diferents observadors. Bias: Bland-Altman systematic bias; RE: random error; SEM: standard error of measurement; CV: coefficient of variation; ICC: intraclass correlation coefficient; CI: confidence interval.

	Observ. 1	Observ. 2	Bias	RE	SEM	CV	ICC (95%CI)
Dm (mm)	7,3 (1,7)	7,0 (1,8)	-0,3	±0,9	±0,3	4,7%	0,97 (0,92-0,99)
Tc (ms)	21,1 (3,1)	21,4 (3,3)	0,3	±2,5	±0,9	3,4%	0,92 (0,81-0,97)
Td (ms)	25,7 (2,0)	26,3 (3,0)	0,6	±2,7	±0,9	2,7%	0,86 (0,86-0,95)
Tr (ms)	75,0 (33,7)	74,3 (43,5)	-0,7	±52,2	±18,3	14,2%	0,77 (0,49-0,91)
Ts (ms)	195,9 (36,7)	195,2 (35,3)	-0,7	±20,3	±7,2	2,4%	0,96 (0,90-0,99)

Discussió

La TMG és una tècnica relativament nova que permet avaluar les propietats contràctils a través del desplaçament radial del ventre muscular produït per una estimulació elèctrica aïllada i única. Al ser una mesura no invasiva i sobre una contracció no voluntària, està aïllada dels factors motivacionals, motius pels que s'ha incorporat en els àmbits de rehabilitació i entrenament esportiu.

Un tret distintiu del nostre estudi és la prova 1, que no es realitza sobre cap múscul i per tant valora amb més concreció el propi aparell. Aquest primer estudi, contemplat com estudi pilot, ens dóna la base per poder dir que el sistema, en si mateix, és vàlid i reproduïble.

Tanmateix, existeixen factors metodològics que poden afectar la fiabilitat de les dades. Concretament, la posició del sensor respecte el ventre muscular, la pressió inicial del sensor sobre la pell del ventre muscular, localització dels elèctrodes, i l'habilitat dels observadors que realitzen els protocols de mesura. En aquest estudi s'ha fet especial incisió sobre els factors de la distància entre elèctrodes i la fiabilitat intra-observador i inter-observador, factors que s'han de tenir en compte en les avaluacions amb l'aparell. Rodríguez-Matoso, Quiroga, Da Silva, Bautista, Sarmiento i García Manso, (2009, citats a García Manso, Rodríguez Ruiz, Rodríguez Matoso, Sarmiento, Quiroga i Da Silva, 2009) ens remarquen que tot i que la tècnica és molt fiable (alfa de Combach Tc: 0.89; Dm: 0.92; Td: 0.90; Ts: 0.89; Tr: 0.88),

s'ha de ser molt curós amb el procediment de la mesura, especialment amb la col·locació del sensor.

Al nostre coneixement, només un altre estudi s'ha dirigit específicament a avaluar la fiabilitat dels paràmetres TMG (Križaj, Šimunič i Žagar, 2008). Es va trobar una fiabilitat excel·lent (ICC: 0,86-0,98) en 30 mesures consecutives del bíceps braquial. S'entén que la posició dels sensors i la pressió inicial era constant, i que només un observador efectuava el protocol. En els nostres estudis pilot de dues mesures repetides sobre el vast intern del quàdriceps, el paràmetre Tr no mostrava tanta fiabilitat. Probablement, aquesta contradicció es relaciona amb les diferències de protocol i en el múscul avaluat.

Un altre tret distintiu del nostre estudi és que el sensor TMG era recol·locat entre les nombroses mesures. L'ICC intra-observador i inter-observador per als cinc paràmetres TMG oscil·la entre 0,73 i 0,98, i el més alt a un 95%CI és pel Dm (0,94-0,99 i 0,92-0,99 respectivament). Això pot ser explicat pel fet que el Dm sigui l'únic paràmetre TMG no dependent del temps, de fet, els paràmetres que depenen del temps (Tc, Ts, Tr i Td) mostren una fiabilitat més baixa que el Dm i més influenciats per l'emplaçament del sensor sobre el ventre muscular i de la pressió inicial del sensor de desplaçament. A més, el Tr té la fiabilitat intra-observador i inter-observador més pobre, indicant que la fase de baixada (recuperació) de la corba desplaçament / temps mostra una gran variabilitat entre mesures.

Probablement, un major temps d'entrenament dels observadors en la ubicació del sensor de desplaçament sobre el ventre muscular milloraria la fiabilitat intra-observador i inter-observador dels paràmetres TMG dependents del temps, especialment el Tr. Tot i així, s'ha considerat necessari incloure observadors no extremadament experimentats per posar a prova la fiabilitat de les mesures.

S'ha escollit un múscul representatiu dels extensors de genoll, el vast intern del quàdriceps. En aquest estudi i en les nostres proves pilot aquest múscul ens ha afavorit la ubicació, doncs és molt fàcil d'identificar, i cap voluntari ha presentat molèsties durant les mesures, tot i les descàrregues elèctriques. Tanmateix, hem estat obligats a utilitzar la màxima intensitat que proporciona l'aparell (110mA) en bona part de les mesures. Això significa que, en aquests casos, no podem estar segurs d'haver obtingut la resposta màxima del múscul, i per tant pot ser considerat una limitació del mètode TMG, doncs la estimulació del vast intern del quàdriceps submàxima pot reduir (potencialment) la fiabilitat de les mesures de les propietats contràctils. Tot i així, es van obtenir molt bones fiabilitats en tots els paràmetres excepte en el Tr, paràmetre que, en posteriors estudis, serà menys tingut en compte donada la seva inferior fiabilitat.

D'altra banda, proves fetes al nostre laboratori ens han mostrat que en altres músculs s'arriba a la contracció màxima (Dm) sense esgotar la intensitat màxima de l'aparell (110mA), per tant considerem necessari realitzar altres estudis sobre la fiabilitat del mètode TMG en altres grups musculars. La resposta a l'estimulació elèctrica es veu influenciada per

factors com la conductivitat de la pell, gruix del greix subcutani, nervi motor, etc.

Els resultats d'aquest estudi suggereixen que tots els paràmetres TMG són sensibles a l'alteració de la ubicació dels elèctrodes, especialment pel Dm, que confirma una tendència significativa de Bland-Altman entre les dues configuracions de la distància dels elèctrodes ($\pm 5\text{cm}$ i $\pm 3\text{cm}$). Aquesta troballa ja s'esperava, doncs els canvis en la distància dels elèctrodes de superfície ja han demostrat provocar canvis en la resposta muscular (Bergman, Martin i Wilkinson, 2001) i en l'estimulació neuromotriu (Plastaras, Marciniak, Sipple, D'Amore, Garvan i Zaman, 2008). Com a interpretació lògica, a menys separació dels elèctrodes, menys sumació espacial de fibres musculars, i per tant, menys reclutament.

En aquest estudi es mostra l'evidència experimental que el Dm és el paràmetre TMG amb els resultats de fiabilitat més elevats. Això es preveia des del punt de vista que el sensor de desplaçament mesura directament el propi desplaçament radial del ventre muscular del vast intern del quàdriceps, i per tant el desplaçament màxim. Juntament amb el Tc, que està influït pel tipus de fibres musculars (Dahmane, Djordjevic, Šimunič i Valenčič, 2005), el Dm sembla proporcionar la informació més útil en l'avaluació mitjançant la TMG (Dahmane, Djordjevic, Šimunič i Valenčič, 2005; Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2001; Križaj, Šimunič i Žagar, 2008). A més a més, el Dm podria ser una mesura de la rigidesa del ventre muscular (Evetovich, Conley, Todd, Rogers i Stone, 1997; Pišot et al., 2008).

Es necessiten més estudis per avaluar el test-retest dels paràmetres TMG. Akataki, Mita i Itoh (1999) ja esmentaven l'existència d'un coeficient de variabilitat del 10% en mesures realitzades el mateix dia i fins el 25% entre dies diferents per les valoracions electromiogràfiques i mecanogràfiques, així que, no seria estrany que en la TMG succeís alguna cosa semblant. També hem de recomanar més estudis similars enfocats a la fiabilitat en la detecció de desequilibris entre grups musculars (agonistes i antagonistes), asimetries de la lateralitat i diferències entre subjectes, així com l'efecte d'una intervenció d'un entrenament de rehabilitació monitoritzat a través dels paràmetres TMG.

Conclusions

Hipòtesi 1: La TMG ha de presentar una reproductibilitat i validesa acceptable per l'avaluació de les capacitats contràctils.

- Els resultats obtinguts legitimitzen la utilització de la TMG per l'avaluació de les propietats contràctils del vast intern del quàdriceps, especialment pels paràmetres Dm i Tc.

Hipòtesi 2: La fiabilitat intra-observador ha de ser bona per donar sentit a les mesures. La fiabilitat inter-observador pot no ser tan bona, doncs en depèn l'experiència dels observadors.

- Atenent a les proves realitzades, la fiabilitat intra-observador i inter-observador de les valoracions de les propietats contràctils mitjançant la TMG és molt bona per tots els paràmetres, excepte pel Tr. Aquest paràmetre es recomana excloure'l de futurs estudis TMG.

Hipòtesi 3: La distància dels elèctrodes pot variar la intensitat de la contracció, el temps de resposta (Td) i el temps de contracció (Tc), però no ha de canviar la forma de la corba desplaçament-temps.

- Quan es canvia la distància entre elèctrodes, s'afecta significativament el paràmetre Dm, per tant, és important mantenir constant la distància entre elèctrodes en aquells estudis o valoracions que requereixin la recol·locació dels elèctrodes.



estudi 2

La TMG i els efectes de la fatiga

Aquest apartat consta de 3 estudis aïllats amb una temàtica en comú: la detecció de la fatiga muscular aguda:

- Estudi 2.1: Ús de la Tensiomiografia com a detector de la fatiga muscular aguda.
- Estudi 2.2: Anàlisi de la fatiga muscular aguda produïda per un entrenament específic d'esgrima mitjançant la tensiomiografia.
- Estudi 2.3: Anàlisi de les capacitats contràctils mitjançant el mètode tensiomiogràfic després de tres protocols d'entrenament de la força unilateral amb premsa de cames, variant-ne el caràcter de l'esforç.

L'estudi 2.1 i l'estudi 2.2 es contempen com a estudis pilots per l'estudi 2.3, que és el que té un pes major.

Estudi 2.1

Ús de la Tensiomiografia com a detector de la fatiga muscular aguda

Introducció

La tensiomiografia (TMG) és una tècnica innovadora, senzilla, objectiva i reproduïble, que permet detectar i analitzar per separat les propietats contràctils dels músculs superficials, obtenint informació de la funció muscular (Grabljevec, Burger, Kerševan, Valenčič i Marinček, 2005) a través d'un sensor de desplaçament que mesura l'engrandiment provocat per una descàrrega elèctrica d'intensitat i durada coneguda (Valenčič, Knez i Šimunić, 2001; Dahmane, Djordjević, Šimunić i Valenčič, 2005).

L'aparell es vàlid (Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2000; Žagar i Križaj, 2005) i fiable (dades pròpies estudiades en l'apartat anterior) per la detecció de les propietats contràctils dels músculs, mostrant una baixa variabilitat ($ICC \geq 0,9$; $p \leq 0,05$). El protocol incremental TMG, utilitzat en l'estudi anterior, es seguirà com a protocol estàndard.

Degut a que la monitorització que ens permet la TMG i a la seva naturalesa podem deduir l'estat del múscul al llarg del temps i fer-ne un perfil personal per múscul i subjecte. Aquesta propietat ens permetrà avançar-nos a fenòmens com el sobreentrenament d'origen perifèric així com establir quan un grup muscular està preparat per afrontar una nova càrrega d'entrenament o competició.

En aquest treball hem volgut estudiar la fatiga aguda perifèrica. Aquesta fatiga causa una disminució de la capacitat funcional relacionada no només amb la disminució de la capacitat contràctil sinó amb una neuroestimulació deficient i per tant un error als mecanismes de control motor i el consegüent perill de lesió (Fry, Morton i Keast, 1991).

Segons Legido (1986, citat a García Manso, Navarro i Ruiz, 1996) la fatiga perifèrica és un estat transitori i de durada variable en la que existeix una deficiència en la capacitat de treball de la fibra muscular (fatiga muscular) o dels òrgans i sistemes (fatiga orgànica), deguda, gairebé sempre, a un excés previ d'activitat física o a la realització d'un esforç extenuant. Els canvis en la funció muscular, associats a la fatiga, poden ser identificats mitjançant: pèrdua de força, retard en la relaxació, canvis en les característiques contràctils, i alteracions en les propietats elèctriques.

Donat que aquests últims indicadors es relacionen directament amb les dades que ens ofereix la tensiomiografia, es justifica l'ús de la TMG per la detecció de la fatiga muscular aguda.

Objectius:

Determinar la capacitat de la TMG per detectar la fatiga muscular aguda.

Hipòtesis:

La TMG és un mètode vàlid per detectar la fatiga aguda a través dels seus paràmetres.

Material i mètodes

La mostra:

La mostra es va compondre de 28 estudiants (16 homes i 12 dones) de ciències de l'activitat física amb una edat de $22,81 \pm 3,64$ anys, una alçada de $1,72 \pm 0,11$ m, i un pes de $73,34 \pm 12,26$ kg.

Es va requerir que tinguessin experiència en estimulació elèctrica i en entrenament de força, i es van excloure aquells que tinguessin contraindicada la electroestimulació, tenir o haver tingut alguna lesió a les cames, ser expert (alt nivell d'entrenament) en modalitats de salt o cursa de velocitat (degut a que l'entrenament dissenyat podia no provocar-los fatiga). En total, es van descartar 12 voluntaris.

De cada participant, es va anotar quina era la seva cama dominant (lateralitat) i quina va ser la cama experimental (determinada aleatòriament). Tant la lateralitat com la cama experimental són variables contemplades en el protocol.

16 homes:

- Lateralitat:
 - o 15 dreta (DRE)
 - o 1 esquerra (ESQ)
- Cama experimental:
 - o 8 dreta
 - o 8 esquerra

12 dones:

- Lateralitat:
 - o 11 dreta (DRE)
 - o 1 esquerra (ESQ)
- Cama experimental:
 - o 6 dreta
 - o 6 esquerra

Material:

Tensiomiògraf TMG-BMC: *descriu a l'estudi anterior.*

- Consta d'un electroestimulador regulable en intensitat i temps (TMG-S1, EMF-Furland&Co., Slovenia), elèctrodes bipolars de 5x5cm (Compex, Suïssa), el sensor de desplaçament (GK40 Panoptik, Slovenia), i un ordinador amb el software TMG (aplicació MatLab TMG, Slovenia).

Trípode 058B (Manfrotto, Itàlia): *descriu a l'estudi anterior.*

- Característiques tècniques (www.manfrotto.com), utilitzat per fixar el braç del sensor TMG

Llitera C-105: *descriu a l'estudi anterior.*

- Llitera plegable d'alumini d'alçada fixa. Utilitzada per acomodar els voluntaris. S'afegeix una cunya per fixar la cama experimental.

VR1 Leg Extensor i VR1 Leg Press de la casa CYBEX (USA-UK):

- Són dues màquines de musculació amb selector de la càrrega per plaques (selectorized strength). Les característiques tècniques de l'extensió de genolls i la premsa de cames són (www.cybexintl.com):
 - o Càrrega màxima del VR1 Leg Extensor: 100kg.
 - o Càrrega màxima del VR1 Leg Press: 134kg.
- Veure figura 33.



Figura 33: Fotografies del VR1 Leg Extensor de CYBEX (1, esquerra) i del VR1 Leg Press de CYBEX (2, dreta). Totes dues fotografies s'han extret de www.cybexintl.com.

Procediments:

L'estudi consistia en una doble mesura abans (PRE) i després (POST) d'un entrenament de flexio-extensió d'un genoll per observar si la fatiga aguda induïda per l'entrenament era mesurable amb la TMG. Per a tal fita, es va seleccionar una cama experimental (grup experimental) que va rebre l'entrenament, i l'altra cama passava a ser la cama control (grup control) que no rebia cap entrenament.

La cama experimental era seleccionada aleatòriament (veure l'explicació de la mostra), independentment de la dominància que tingués el voluntari.

Es va seleccionar el vast intern del quàdriceps com a més representatiu i accessible a la mesura dels extensors de genoll. Per les dues mesures es va seguir el protocol incremental TMG (definit a l'estudi 1 com a estàndard de test TMG), fixant la cama a 20° de flexió amb la cunya de la llitera.

El protocol que es va seguir va ser el següent:

- Dos dies abans de la mesura, es va calcular la 1RM del Leg Extensor i del Leg Press. El protocol que es va seguir va ser el següent:
 - o 1 sèrie d'escalfament de 12 repeticions.
 - o Després d'un descans de 2', realitzar les sèries amb càrregues incrementals, amb objectiu d'aconseguir realitzar 2 repeticions fins trobar la càrrega que només se'n pugui realitzar 1. aquesta serà la 1RM. El descans entre sèries va ser de 3'.
- El dia de la mesura, primer es van preparar les cames per les mesures inicials TMG (PRE).

- Rasurar i marcar.
- Determinació aleatòria de la cama experimental (EXP) i cama control (CON), mitjançant una aplicació informàtica de generació aleatòria.
- Aplicació del protocol TMG incremental (PRE) en ambdues cames.
- Aplicació de l'entrenament (exercicis a la figura 34).
 - 5 sèries de 10 repeticions de flexió-extensió del genoll de la cama EXP en màquina (LEG EXTENSOR de CYBEX), amb la última repetició mantinguda 5 segons en isometria en extensió màxima. La càrrega era del 70% de la 1RM trobada 2 dies abans, i el descans entre sèries era de 60 segons (el temps de recuperació per canviar d'exercici era el mínim possible).
 - 5 sèries de 10 repeticions de premsa de cames unilateral (EXP) en màquina (LEG PRESS de CYBEX), amb una càrrega del 70% de la 1RM i un descans entre sèries de 60 segons (el temps de recuperació per canviar d'exercici era el mínim possible).
 - 5 sèries de 10 salts a una sola cama (EXP) amb contramoviment consecutius, el descans entre sèries era de 60 segons.
- Aplicació del protocol TMG incremental (POST) en ambdues cames.

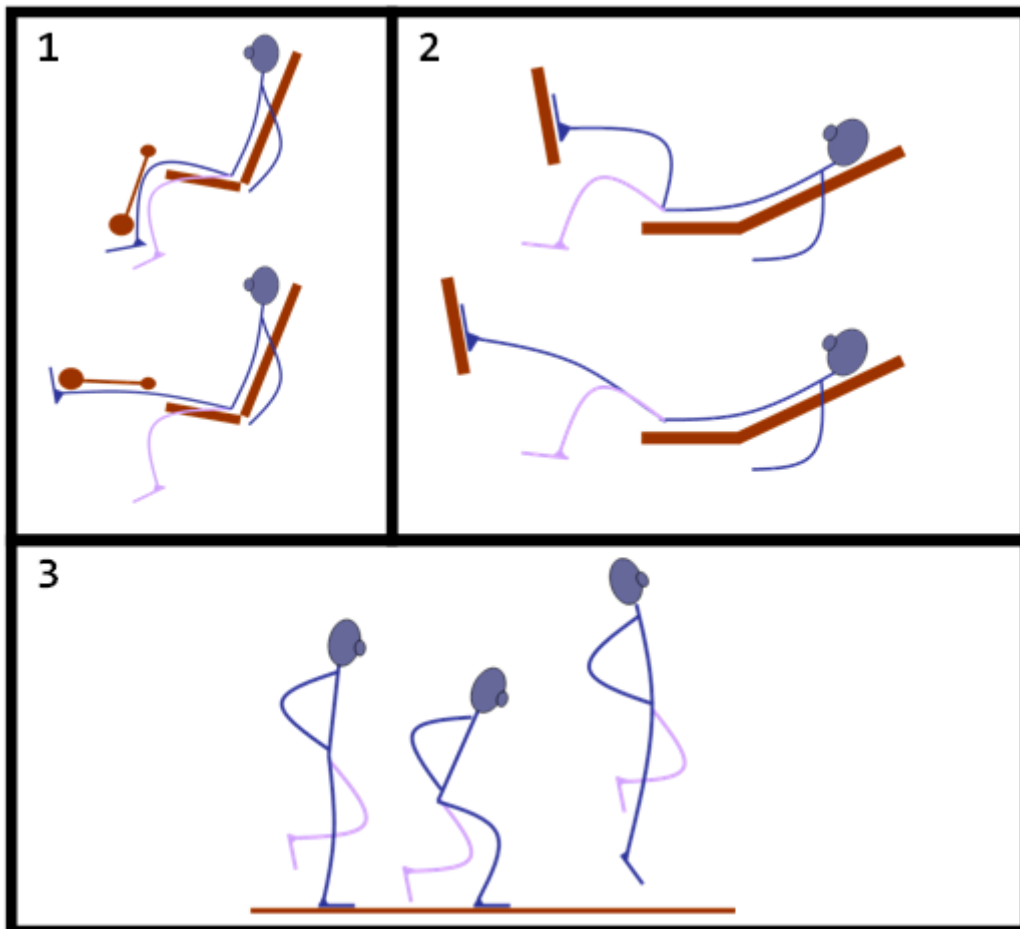


Figura 34: Representació dels exercicis de l'entrenament. 1, Extensions de genoll unilateral al Leg Extensor; 2, Premsa de cames unilateral al Leg Press; i 3, Salts amb contramoviment unilaterals. La cama control (no treballa) es representa amb color clar.

Anàlisi Estadístic:

Es va utilitzar el software SPSS 14.0 per Windows. Es van efectuar diverses comparacions entre els resultats de desplaçament màxim del ventre muscular (Dm).

Les proves utilitzades van ser ANOVA de mesures repetides amb les comparacions post-hoc de Tukey.

Resultats

En l'anàlisi de les condicions prèvies hem pogut establir que ambdós grups (EXP i CON) són comparables al començament i no presenten diferències significatives.

La comparació entre els grups experimental (EXP) i control (CON) ens dona com a resultat que mentre el grup EXP pateix una disminució significativa ($p \leq 0,01$) dels valors de desplaçament (Dm), el grup CON incrementa molt lleugerament aquest valor, no essent en cap cas significatiu (figura 35).

Resultats de la TMG abans i després de l'entrenament

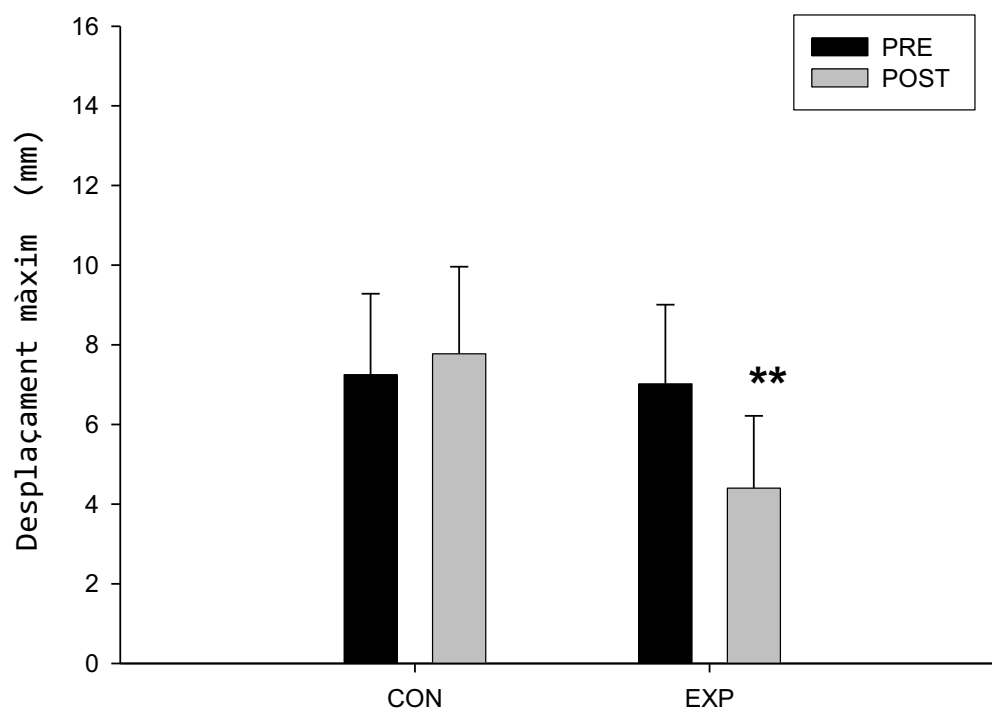


Figura 35: Comparativa amb barres dels dos grups, control (CON) i experimental (EXP), abans i després de l'entrenament. Significativitats: * $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,01$. Es troba una diferència significativa a $p \leq 0,01$.

Ni la comparació entre lateralitats ni entre la cama entrenada en funció de la lateralitat ha donat cap diferència. La comparació entre sexes tampoc dóna cap diferència, tot i que els valors dels homes es mantenen per sobre tant en la mesura prèvia com en la post-entrenament (figura 36).

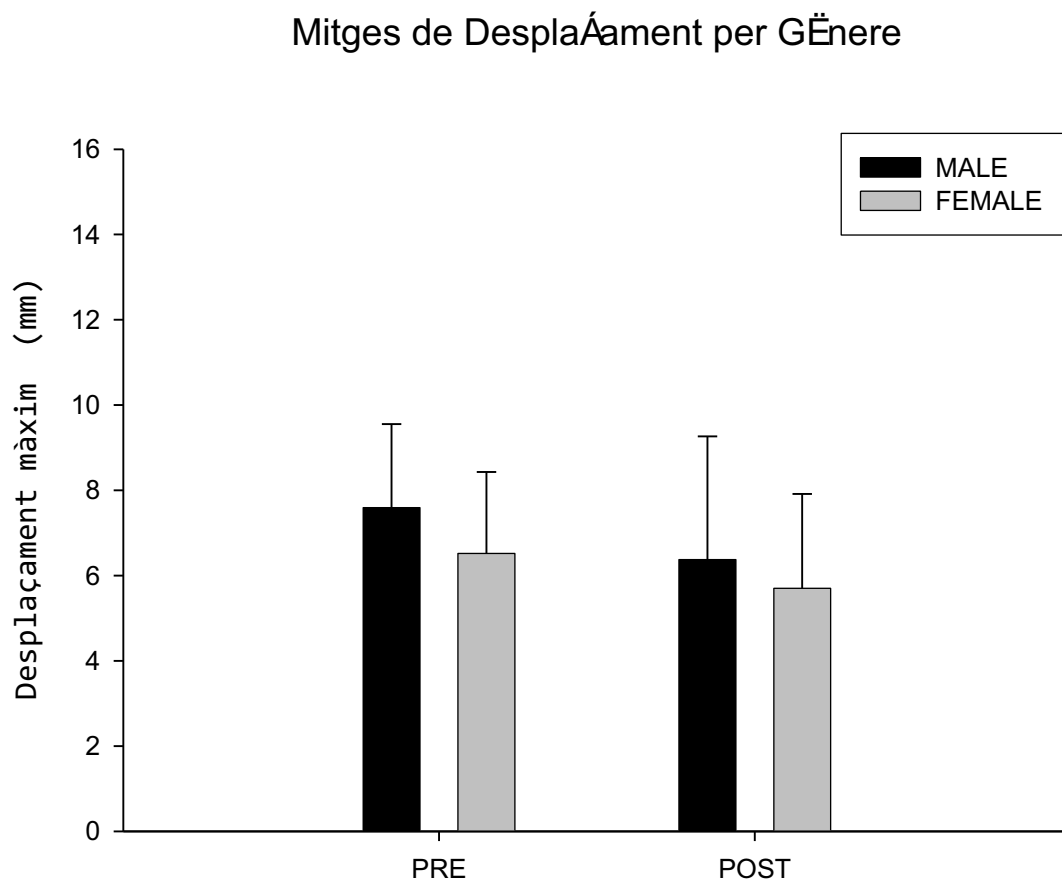


Figura 36: Comparativa amb barres abans (PRE) i després (POST) de l'entrenament, en funció del sexe. Significativitats: * $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,01$. No es troba cap diferència significativa.

Discussió

Biomecànicament, existeix una relació entre el desplaçament del ventre muscular i el moment de força generat a l'articulació observada (Grabljevec, Burger, Kerševan, Valenčič i Marinček, 2005). En el nostre estudi, la hipòtesi que la capacitat funcional de generar força queda minvada després de l'entrenament per l'acumulació de fatiga queda contrastada.

Els resultats TMG indiquen una disminució funcional important ($p \leq 0,01$) en la cama experimental ($-2,62 \pm 1,97$ mm) respecte a la cama control ($0,53 \pm 1,28$ mm), el que constata les dades de l'estudi de Valenčič i Djordjević (2001) on s'observà l'augment del temps de contracció post-exercici i la seva recuperació al cap d'uns minuts .

Histoquímicament, hi ha una correlació significativa entre el percentatge de fibres musculars de tipus I, obtingut amb mètodes invasius, i el temps de contracció, obtingut tensiomiogràficament (Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2000). En quant a l'afectació sobre els tipus de fibres, és difícil poder inferir quines han estat més afectades. Tot i que la TMG ens dóna el temps de contracció, aquest no és suficient per poder-ne determinar la velocitat i observar si es manté la relació espai-temps (Djordjević, Valenčič i Jurčič-Zlobec, 2001). Dahmane, Djordjević, Šimunić i Valenčič (2005) estudiaren l'efecte sobre els diferents tipus de fibres musculars. En el nostre cas l'entrenament d'aquest estudi ha estat dissenyat per poder causar la fatiga a totes les fibres (tipus I i II) de manera que la diferenciació entre l'afectació a cada una d'elles és objecte de recerca futura.

Un dels factors que podrien afectar els resultats és el fet d'entrenar la cama dominant o la no-dominant, entenent que la fatiga acumulada podria ser diferent degut a una càrrega biològica diferent. Les anàlisis post-hoc no revelen diferències en el fet d'haver entrenat la cama dominant o la no-dominant. Donada la distribució aleatòria, es proposa un estudi on la totalitat de la mostra entreni amb la dominant, i després d'uns dies amb la no-dominant, per poder afinar en aquest anàlisi.

Un dels fets més importants quan s'aborda un disseny amb un segment experimental i un control és el fet que es pugui donar un entrenament creuat "contralateral training" o en el nostre cas una activació o una fatiga "creuada" (Munn, Herbert i Gandevia, 2004; Munn, Herbert, Hancock i Gandevia, 2005; Carroll, Herbert, Munn, Lee i Gandevia, 2006). Les dades de grup indiquen una tendència molt dèbil cap a l'activació creuada, observant les dades individualment obtenim que mentre que a la cama EXP tots els voluntaris menys un va disminuir la resposta TMG després de l'entrenament, a la cama CON 7 voluntaris dels 28 van disminuir la resposta tot i no haver entrenat amb aquella cama, però 6 voluntaris, en canvi, van augmentar la resposta TMG de la cama CON (sense entrenar).

Pel que fa a l'afectació contralateral sembla que hi ha gent sensible i gent que no, i que no es respon sempre en la mateixa direcció, mentre uns disminueixen la resposta, altres l'augmenten, i que pel que hem pogut observar, és independent del sexe, lateralitat i dominància de la cama EXP.

Conclusions

Hipòtesi 1: La TMG és un mètode vàlid per detectar la fatiga aguda a través dels seus paràmetres.

- La principal conclusió d'aquesta recerca és que la TMG es revela com un mètode vàlid per mesurar la fatiga muscular aguda. El fet de poder aïllar la musculatura estudiada, la rapidesa en la mesura i el seu caràcter no-invasiu fan que sigui aplicable a la dinàmica d'entrenament i valoració tant en els àmbits de rehabilitació com la salut i l'entrenament d'alt nivell.

Aquest estudi obre unes perspectives futures de recerca:

- En la salut, l'estudi del to muscular, les adaptacions de l'entrenament i l'estudi dels equilibris constitueixen la font principal de recerca. En el camp de la rehabilitació i la readaptació les comparacions de to, les velocitats de contracció i els equilibris són prioritaris per entendre la evolució del problema a tractar. En quant a l'entrenament, el disseny de les càrregues, el càlcul de càrregues màximes i de períodes de recuperació, així com la prevenció de sobreentrenament han de ser vies exploratòries a iniciar.
- Aquest estudi posa les bases per abordar l'estudi TMG de altres tipus de fatiga, en especial la fatiga crònica. Així mateix hem d'abordar dissenys que correlacionin tant el tipus de fibres implicats –i la seva fatiga- com el fenomen descrit d'entrenament contralateral, sabent que aquest últim és complex i difícil de definir, al menys, de moment.

- En el pla real és possible l'estudi longitudinal dels esportistes sempre atenent a la gran variabilitat interindividual que trobem en la resposta TMG i entenent que les variacions produïdes per l'entrenament si responen a un patró estable.

Estudi 2.2

Anàlisi de la fatiga muscular aguda produïda per un entrenament específic d'esgrima mitjançant la tensiomiografia

Introducció

La tasca de valorar i interpretar els requeriments fisiològics i els efectes de la fatiga muscular en situacions esportives és molt complexa.

En el present estudi s'ha utilitzat un nou mètode per analitzar la fatiga muscular conegut com tensiomiografia (TMG), que consisteix en mesurar el desplaçament transversal del ventre muscular produït com a resposta a un estímul elèctric aïllat (de durada 1 ms) d'intensitat coneguda. El sistema es basa en que quan un múscul es contrau, el seu ventre muscular s'engrandeix, permetent la mesura al sensor de desplaçament TMG (Dahmane, Valenčič, Knez i Eržen, 2000; i Valenčič, Knez i Šimunić, 2001). En estudis anteriors s'ha demostrat que la TMG és sensible a la fatiga aguda perifèrica.

S'ha seleccionat el vast intern del quàdriceps com a més representatiu i accessible a la mesura dels extensors de genoll. La flexio-extensió de genoll és un dels trets més representatius de l'esgrima, en totes les seves disciplines esportives: espasa (épée), sable (sabre) i floret (foil). Aquesta flexio-extensió es dona tant en situacions de guàrdia, desplaçaments i l'acció més coneguda i característica, el fons.

L'acció de fons, en totes tres modalitats esportives (epée, sabre, foil), és similar. La cama d'impuls és la cama endarrerida (cama no hàbil), i la cama de recepció és la cama avançada (cama hàbil), que frena el moviment fins arribar a una flexió de genoll de 90° aproximadament. La contracció excèntrica del quàdriceps de la cama avançada és molt important en aquesta acció.

La tècnica de l'esgrima es basa en accions molt explosives i de durada molt curta, degut al sistema de puntuació i a les accions tècnico-tàctiques. La musculatura de les cames dels tiradors està molt desenvolupada donades les característiques dels assalts. Aquest desenvolupament també s'ha de relacionar amb l'edat i els anys d'entrenament. La variable "categoria" (edat dels tiradors) és l'indicador que s'ha usat per valorar els anys d'entrenament.

Objectius:

Analitzar la variació de les capacitats contràctils després d'un entrenament específic d'esgrima amb la TMG, segons modalitat, lateralitat i categoria.

Hipòtesis:

La valoració tensiomiogràfica pot detectar la major fatiga muscular de la cama avançada després d'un entrenament d'esgrima.

La modalitat i categoria dels tiradors afecta en l'incidència de la fatiga sobre les cames.

Material i mètodes

La mostra:

Els tiradors voluntaris que han participat a l'estudi han estat 26:

- 15 homes: $14,8 \pm 0,56$ anys; $171,1 \pm 7,02$ cm; $61,4 \pm 10,52$ kg.
- 11 dones: $15,2 \pm 0,93$ anys; $163,0 \pm 5,73$ cm; $57,4 \pm 8,08$ kg.

El resum dels voluntaris de la mostra es veu a la taula 5.

Els criteris d'inclusió de la mostra van ser pertànyer a la elit de l'esgrima catalana, concretament les categories d'edat de: menors de 15 anys (U15) i menors de 17 anys (U17).

Taula 5: Resum de la composició de la mostra. A l'esquerra, per modalitats i per sexes. A la dreta, per categories d'edats. També s'afegeix l'edat mitja de la mostra i la seva desviació estàndard.

Epée	13	7 homes	Categoria: menors de 17 anys	5
		6 dones		
Sabre	7	4 homes	Categoria: menors de 15 anys	21
		3 dones		
Foil	6	4 homes	Edat mitja de la mostra (en anys)	14,9
		2 dones		
Total	26	15 homes	(Desviació estàndard)	$\pm 0,8$
		11 dones		

Material:

Tensiomiògraf TMG-BMC: *descriu a l'estudi anterior.*

- Consta d'un electroestimulador regulable en intensitat i temps (TMG-S1, EMF-Furland&Co., Slovenia), elèctrodes bipolars de 5x5cm (Compex, Suïssa), el sensor de desplaçament (GK40 Panoptik, Slovenia), i un ordinador amb el software TMG (aplicació MatLab TMG, Slovenia).

Trípode 058B (Manfrotto, Itàlia): *descriu a l'estudi anterior.*

- Característiques tècniques (www.manfrotto.com), utilitzat per fixar el braç del sensor TMG

Llitera C-105: *descriu a l'estudi anterior.*

- Llitera plegable d'alumini d'alçada fixa. Utilitzada per acomodar els voluntaris. S'afegeix una cunya per fixar la cama experimental.

Procediments:

Els esgrimidors van realitzar un entrenament consistent en una rutina de 45 minuts de moviments d'esgrima dirigida per l'entrenador experimentat. Els blocs de l'entrenament estaven protocolaritzats i temporalitzats:

- 5 minuts d'escalfament consistents en carrera continua, desplaçaments variats i exercicis de mobilitat articular.
- 10 minuts d'estiraments actius, focalitzant en els tríceps crurals (isquiotibials), quàdriceps, glutis i tríceps surals.
- 20 minuts de combinacions de moviments d'esgrima, en 12 blocs (30 segons de treball, 15 segons de descans, 30 segons de treball), el descans entre blocs era de 30 segons.
 - o Les combinacions utilitzades van ser seqüències de moviments de marxa (moviment d'esgrima endavant), trencants (moviment endarrere) i fons (estocada característica on hi ha una impulsió de la cama endarrerida i una recepció fins a 90° de flexió de genoll de la cama avançada).

L'anàlisi TMG es va concentrar en els paràmetres del desplaçament màxim radial del ventre muscular al punt de mesura (Dm) expressat en mil·límetres (mm), del temps de contracció del 10% al 90% del Dm (Tc) expressat en mil·lisegons (ms), i de la relació entre aquests dos paràmetres, és a dir Dm/Tc, anomenat velocitat de contracció (Vc) expressat en mm/ms o m/s.

Es va mesurar amb el mètode TMG el vast intern del quàdriceps abans (PRE) i després (POST) de l'entrenament. Per les dues mesures es va seguir

el protocol incremental TMG, fixant la cama a 20° de flexió sobre la llitera amb una cunya específica, en posició de decúbit supí i relaxat en tot moment.

Anàlisi estadística:

Es va utilitzar el software SPSS 14.0 per Windows. Es va analitzar l'anàlisi de la variància de mesures repetides de les 3 variables: Dm, Tc i Vc.

Es van escollir com a factors pel model: la categoria, el sexe, la modalitat d'esgrima i la lateralitat (cama anterior o cama posterior).

Resultats

Els resultats es mostren a la taula 6.

Taula 6: Resultats de l'anàlisi de la variància de mesures repetides (PRE i POST) pels paràmetres Dm, Tc i Vc, segons els factors escollits. Es mostra la mitja i la desviació estàndard (a sota i en cursiva). S'ha assenyalat les diferències significatives * $p \leq 0,05$ i ** $p \leq 0,01$.

		Dm		Tc		Vc	
		PRE	POST	PRE	POST	PRE	POST
Categoria	U15	6,91	5,90	17,56	17,86	0,39	0,33
		$\pm 1,40$	$\pm 1,60$	$\pm 2,15$	$\pm 2,81$	$\pm 0,07$	$\pm 0,07$
	U17	7,41	6,80	18,94	18,73	0,40	0,36
		$\pm 1,69$	$\pm 1,91$	$\pm 4,09$	$\pm 3,15$	$\pm 0,08$	$\pm 0,07$
Sexe	Masculí	7,15	6,60	17,92	18,84	0,40	0,35
		$\pm 1,62$	$\pm 1,75$	$\pm 2,39$	$\pm 2,98$	$\pm 0,07$	$\pm 0,07$
	Femení	6,80**	5,34**	17,70	16,92	0,39	0,32
		$\pm 1,21$	$\pm 1,29$	$\pm 3,01$	$\pm 2,34$	$\pm 0,06$	$\pm 0,07$
Lateralitat (cama)	Anterior	7,13	6,08	18,39	18,00	0,39	0,34
		$\pm 1,47$	$\pm 1,75$	$\pm 2,62$	$\pm 3,28$	$\pm 0,08$	$\pm 0,06$
	Posterior	6,88	6,06	17,26	18,06	0,40	0,34
		$\pm 1,46$	$\pm 1,64$	$\pm 2,59$	$\pm 2,45$	$\pm 0,06$	$\pm 0,08$
Modalitat	Epée	6,61	5,50	17,27	17,41	0,38	0,32
		$\pm 1,37$	$\pm 1,25$	$\pm 1,95$	$\pm 2,28$	$\pm 0,06$	$\pm 0,06$
	Sabre	7,06	6,62	18,99	19,46	0,37	0,34
		$\pm 1,64$	$\pm 1,97$	$\pm 3,58$	$\pm 3,63$	$\pm 0,07$	$\pm 0,07$
	Foil	7,82	6,55	17,66	17,42	0,44	0,37
		$\pm 1,04$	$\pm 1,80$	$\pm 2,19$	$\pm 2,40$	$\pm 0,05$	$\pm 0,07$
TOTAL		7,00*	6,07*	17,82	18,03	0,39**	0,34**
		$\pm 1,46$	$\pm 1,68$	$\pm 2,64$	$\pm 2,87$	$\pm 0,07$	$\pm 0,07$

S'han trobat diferències significatives en el paràmetre TMG del Dm ($p \leq 0,05$) i en Vc ($p \leq 0,01$) entre les mesures PRE i POST. En els 2 casos, hi ha una disminució dels paràmetres.

S'han trobat diferències en el factor sexe, concretament es revela una disminució del Dm en les dones.

El paràmetre Tc no mostra cap diferència significativa entre les mesures PRE i POST, tot i que s'aprecia una tendència a l'augment.

Ni en els factors de la categoria, la lateralitat ni la modalitat, s'aprecia cap diferència.

Els anàlisis post-hoc mostren diferències significatives entre els esgrimidors d'espasa (epée) i de floret (foil) en el paràmetre Vc ($p \leq 0,01$), i en Dm ($p \leq 0,05$).

Discussió

La modalitat sembla no afectar a priori, però hem comentat que l'anàlisi post-hoc ens revela diferències significatives entre epée i foil. La modalitat d'espasa mostra menys desplaçament, D_m ($p \leq 0,05$), però major velocitat, V_c ($p \leq 0,01$). Això es dona probablement a que en la modalitat d'espasa el genoll es flexiona menys que en la modalitat de floret, mantenint-ne la potència.

La capacitat de contracció muscular disminueix per efecte de la fatiga (PRE vs POST), degut probablement a una disminució de la capacitat de reclutament de les unitats motores (UM). Aquesta disminució, tot i no ser significativa en els homes, és molt significativa en les dones ($p \leq 0,01$). Això ens suggereix que davant del mateix treball, la fatiga afecta més a les dones que als homes, i que hauríem de recomanar (o suggerir) que el treball de les sessions d'entrenament s'adaptin en funció del sexe.

Hem observat també un gran decrement de la V_c després de l'aplicació de l'entrenament. Aquest punt és remarcable perquè podem concloure que la fatiga influeix al V_c i a la velocitat del moviment.

L'estabilitat dels valors del paràmetre T_c (mentre el D_m disminueix) sembla indicar-nos que els esgrimidors amb un baix T_c i un alt D_m poden mantenir els valors del temps de contracció quan la fatiga comença a aparèixer. Probablement degut a que hi ha menys sumació d'unitats motores, però les que s'activen mantenen el temps de contracció.

Conclusions

Hipòtesi 1: La valoració tensiomiogràfica pot detectar la major fatiga muscular de la cama avançada després d'un entrenament d'esgrima.

- La sessió d'entrenament va disminuir la velocitat de contracció.
- La lateralitat no sembla tenir efectes diferents (cama anterior vs cama posterior).

Hipòtesi 2: La modalitat i categoria dels tiradors afecta en l'incidència de la fatiga sobre les cames.

- Respecte la modalitat, s'estableixen diferències entre espasa (épée) i floret (foil).

Estudi 2.3

*Anàlisi de les capacitats contràctils mitjançant el mètode tensiomiogràfic
després de tres protocols d'entrenament de la força unilateral amb premsa
de cames, variant-ne el caràcter de l'esforç*

Introducció

La Tensiomiografia:

Aquest estudi utilitza la tensiomiografia (TMG) donat que és una tècnica senzilla, objectiva i repetible, per la detecció de les capacitats contràctils com la fatiga aguda produïda per un entrenament, tal i com hem vist en els estudis anteriors.

La TMG obté la corba desplaçament/temps de la contracció muscular que mostra el software TMG que simplifica en els 5 paràmetres ja descrits anteriorment: Tc, Ts, Tr, Td i Dm. A part d'aquests 5 paràmetres, per aquest estudi s'han incorporat nous paràmetres:

- Velocitat de contracció (Vc): relació entre el Dm i el Tc (Dm/Tc). Expressat en mm/ms o m/s.
- Desplaçament màxim relatiu (Dm rel): relació entre el Dm i el perímetre de la cuixa al punt de mesura ($100 \times Dm / \text{perímetre}$). Expressat en mm/cm però que en realitat no té magnitud, doncs és una relació entre dos paràmetres obtinguts directament.
- Velocitat de contracció relativa (Vc rel): relació entre la Vc i el perímetre de la cuixa al punt de mesura ($100 \times Vc / \text{perímetre}$).

Expressat en mm/ms/cm que tampoc té magnitud perquè com l'anterior, és una relació de dos paràmetres.

Justificació dels nous paràmetres:

El fet d'afegir aquests tres paràmetres rau en la nostra experiència amb l'aparell TMG. En primer lloc, el paràmetre velocitat de contracció (Vc) apareix en el moment que ens plantejem que no és el mateix emprar 30 ms en realitzar una contracció de 8 mm (de desplaçament radial), que emprar-ne 15. Això es relaciona amb la pendent de la corba, tant important en tots els anàlisis de corbes força-temps.

De manera semblant, trobem interessant diferenciar el fet que una cuixa més desenvolupada (i per tant amb més perímetre) segurament tindrà valors de Dm majors que una cuixa menys desenvolupada (i per tant amb menys perímetre), pel simple fet que hi ha més quantitat de múscul. Així doncs, d'igual manera que sovint ens interessa saber la força relativa en funció del pes corporal, aquí tindrem en compte el perímetre de la cuixa (al punt d'aplicació del sensor de desplaçament), per poder comparar entre subjectes. Aquests valors els hem anomenat "relatius" i tenim el Dm rel i la Vc rel.

Es va realitzar una comprovació prèvia amb 14 voluntaris agrupats per volum de la cuixa (menor o major de 46 cm al punt de mesura) i es va concloure que per la comparació entre valors absoluts les diferències eren significatives ($p=0.009$), mentre que les diferències dels valors relativitzats no (veure taula 7).

Taula 7: Justificació de la relativització en funció del perímetre muscular al punt de mesura. Els 14 voluntaris han estat agrupats segons el volum (perímetre) de la cuixa (grup 1 menor de 46cm i grup 2 major de 46 cm).

GRUP 1 (n=7)	perímetre = 44,56 ± 1,22cm
GRUP 2 (n=7)	perímetre = 48,54 ± 1,58cm
T-test Dm grup1 vs grup2	diferència = 2,33 * sig = 0.009 (<0.05)
T-test DmRELATIU grup1 vs grup2	diferència = 0,032 no sig > 0.05

Conclusió: el Dm (valor absolut) depèn del volum muscular en gran mesura. Per poder comparar, és necessari una relativització, en aquest cas, en funció del perímetre muscular al punt de mesura.

El caràcter de l'esforç:

Autors com González Badillo (1998) han desenvolupat alternatives a la repetició màxima (RM) o els ergòmetres que tenen en compte la realitat de l'entrenament diari que segueix la majoria d'esportistes. Aquest autor proposa calcular la intensitat de la càrrega segons el caràcter de l'esforç que suposi, és a dir, la intensitat s'expressa pel número de repeticions que fem o deixem de fer en una sèrie segons el que s'hagi programat (Tous i Moras, 1999).

Com a mètodes de control de la càrrega, la repetició màxima i el caràcter de l'esforç no contemplen el control de la velocitat a la que es mobilitza la càrrega de manera objectiva, deixant aquest apartat a la experiència de l'entrenador (Tous i Moras, 1999).

La velocitat és una manera d'intensificar l'entrenament, és important per treballar amb qualsevol tipus de càrrega i influeix en l'activitat neural i en l'estructura del múscul (González Badillo i Gorostiaga, 1995).

La fatiga:

La fatiga muscular o perifèrica és un estat transitori i de duració variable en el que existeix una deficiència en la capacitat de treball de la fibra muscular, deguda, casi sempre, a un excés previ d'activitat física o a la realització d'un esforç extenuant. Els canvis en la funció muscular associats a la fatiga poden ser identificats com: pèrdua de força, retard en la relaxació, canvis en les característiques contràctils i alteracions en les propietats elèctriques (Pancorbo, 2003).

Objectius:

Determinar l'afectació del vast intern del quàdriceps deguda a diferents caràcters de l'esforç en 3 entrenaments en premsa horitzontal unilateral, d'igual volum total, sobrecàrrega i velocitat.

Determinar la sensibilitat del TMG a la fatiga muscular, contrastat amb les variacions del test de potència màxima.

Hipòtesis:

L'estructuració de la sessió d'entrenament amb diferents caràcters de l'esforç varia l'efecte (fatiga o potenciació), inclús amb el mateix volum total de repeticions, mateixa sobrecàrrega, i mateixa velocitat d'execució.

A caràcters de l'esforç menors (sèries més curtes i major número de sèries), la fatiga muscular és molt inferior o inexistent en comparació a caràcters de l'esforç majors (sèries més llargues i menor número de sèries).

El TMG és capaç de monitoritzar l'entrenament, detectant les variacions en la funció muscular, corresponent-se a les variacions abans i després del test de màxima potència.

Material i mètodes

La mostra:

Els criteris d'inclusió de la mostra van ser:

- Estar familiaritzat en l'entrenament sistemàtic amb peses i concretament amb la tècnica d'execució de la premsa de cames.
- Tenir una 1RM unilateral (cama dominant) superior a 150 kg en la premsa utilitzada en les condicions de protocol.
- Només homes de més de 20 anys.

Després de descartar els voluntaris que no acomplien els criteris d'inclusió, la mostra va constar de 6 voluntaris de les següents característiques:

- Pes: $74,83 \pm 8,75$ kg.
- Talla: $1,76 \pm 0,08$ m.
- Edat: $25,33 \pm 3,50$ anys.
- Perímetre cama dominant al punt de mesura TMG: $43,72 \pm 2,24$ cm.
- 1RM: $201,67 \pm 34,01$ kg.

Material:

Premsa pneumàtica Keiser Air300 Leg Press.

- Consta d'una premsa on es pot realitzar el moviment de manera unilateral o bilateral. La tecnologia pneumàtica aporta suavitat per l'entrenament de potència. La posició del seient és totalment ajustable i el rang de resistència és de 0 a 709 kg (www.keiser.com).
- Veure figura 37.



Figura 37: Fotografia de l'Air300 Leg Press de Keiser. Extreta de www.keiser.com.

Tensiomiògraf TMG-BMC: *descriu a l'estudi anterior.*

- Consta d'un electroestimulador regulable en intensitat i temps (TMG-S1, EMF-Furland&Co., Slovenia), elèctrodes bipolars de 5x5cm (Compex, Suïssa), el sensor de desplaçament (GK40 Panoptik, Slovenia), i un ordinador amb el software TMG (aplicació MatLab TMG, Slovenia).

Trípode 058B (Manfrotto, Itàlia): *descriu a l'estudi anterior.*

- Característiques tècniques (www.manfrotto.com), utilitzat per fixar el braç del sensor TMG

Llitera C-105: *descrita a l'estudi anterior.*

- Llitera plegable d'alumini d'alçada fixa. Utilitzada per acomodar els voluntaris. S'afegeix una cunya per fixar la cama experimental.

Marcadors dèrmics i Cinta antropomètrica Gülick.

- Precisió 1mm i tensió estandaritzada.
- Veure figura 38.



Figura 38: Fotografia de la cinta antropomètrica Gülick, extreta de www.celto.com.

**Encoder lineal ET Enc-02 MuscleLab 3000e (Ergotest LTD Noruega)
y software específic v.7.16.**

- Tractament de la velocitat de la càrrega (desplaçament i temps) i càlcul de la potència mecànica.
- Veure figura 39.

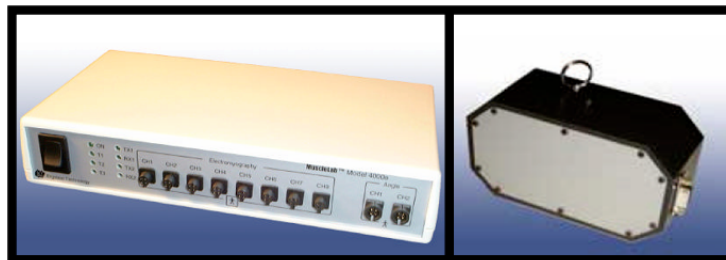


Figura 39: Fotografies del MuscleLab (esquerra) i l'encoder lineal (dreta), extretes de www.ergotest.com.

Metronom QT 3 40-208 BPM de Qwik Time.

- Característiques tècniques (www.metronomes.net):
 - o Metronom amb indicador led i senyal sonor per marcar el temps. Fins a 200 graduacions (nota LA).
- Va ser integrat al MuscleLab com a auxiliar, obtenint la sincronització de la senyal i es van connectar amplificadors.
- Veure figura 40.



Figura 40: Detall del metronom QT 3 40-208 BPM de Qwik Time. Fotografia extreta de www.metronomes.net.

Procediments:

Els voluntaris eren citats per la prova inicial, i si acomplien els criteris d'inclusió de la mostra, serien citats tres dies més per efectuar els tres protocols, separats per un mínim de 96 hores, en les que no realitzarien cap entrenament.

Els tres protocols, que consten del mateix volum total de repeticions, amb la mateixa sobrecàrrega, al mateix ritme d'execució i amb el mateix descans entre sèries, es distingeixen pel caràcter de l'esforç de les sèries, i evidentment, pel número de sèries (per mantenir el total de repeticions). L'ordre d'aquests tres protocols, va ser aleatoritzat per evitar les influències de l'aprenentatge o altres factors distorsionadors.

La cama que va realitzar les proves i els protocols sempre va ser la dominant. El múscul a valorar amb la TMG va ser sempre el vast intern del quàdriceps, en ambdues cames. La cama es va fixar amb una flexió de 20° mitjançant la cunya de la llitera.

Per la TMG, la pell va ser preparada, és a dir, rasurada i netejada amb alcohol. El punt d'aplicació del sensor de desplaçament va ser determinat pel punt on la deformació és major en una contracció isomètrica amb la cama estirada.

Es va marcar el punt d'aplicació del sensor de desplaçament amb un marcador dèrmic. Aquest punt també es va utilitzar per mesurar el perímetre de la cuixa amb la cinta antropomètrica. Per aquesta mesura es

va utilitzar el protocol cineantropomètric de 3 mesures descartant la major i menor.

Per les valoracions i aplicacions dels protocols amb la premsa pneumàtica, primer es va marcar la distància del seient de manera que el genoll quedi a 90° , tal i com indica la figura 41. La cama no dominant, que mai treballarà, es situarà sempre a un costat, perquè no interfereixi en el moviment.

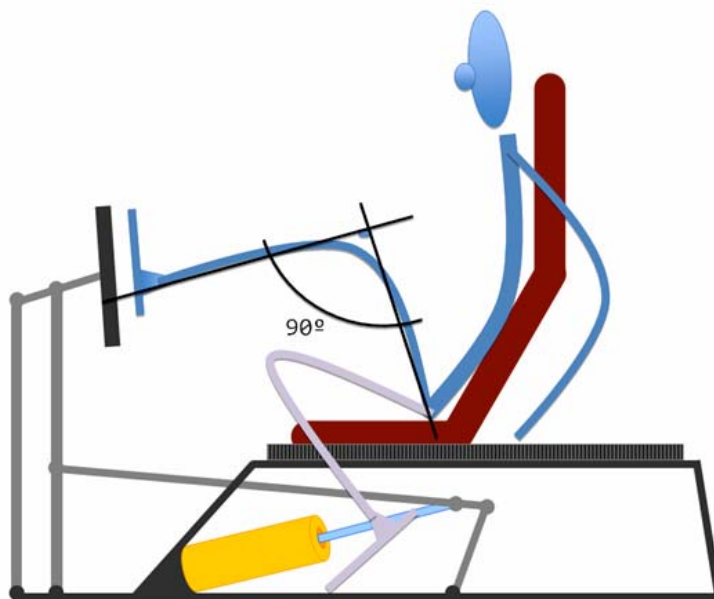


Figura 41: Representació de la mesura de la distància del seient a la premsa pneumàtica. El genoll de la cama dominant ha de quedar a 90° en el moment de la flexió, i la cama no dominant està recolzada al costat.

Durant els protocols i a la valoració del caràcter de l'esforç màxim, el voluntari havia de seguir un ritme marcat (i calculat com es veurà més endavant) per un metrònom amb senyal sonora i visual. Les marques havien de coincidir amb els moments de màxima extensió i màxima flexió, com es veu a la figura 42. No està permès aturar-se en cap moment, el moviment ha de ser fluid. Per comprovar la validesa de l'execució, el metrònom estava integrat amb l'encoder lineal de desplaçament pel mateix software (MuscleLab).

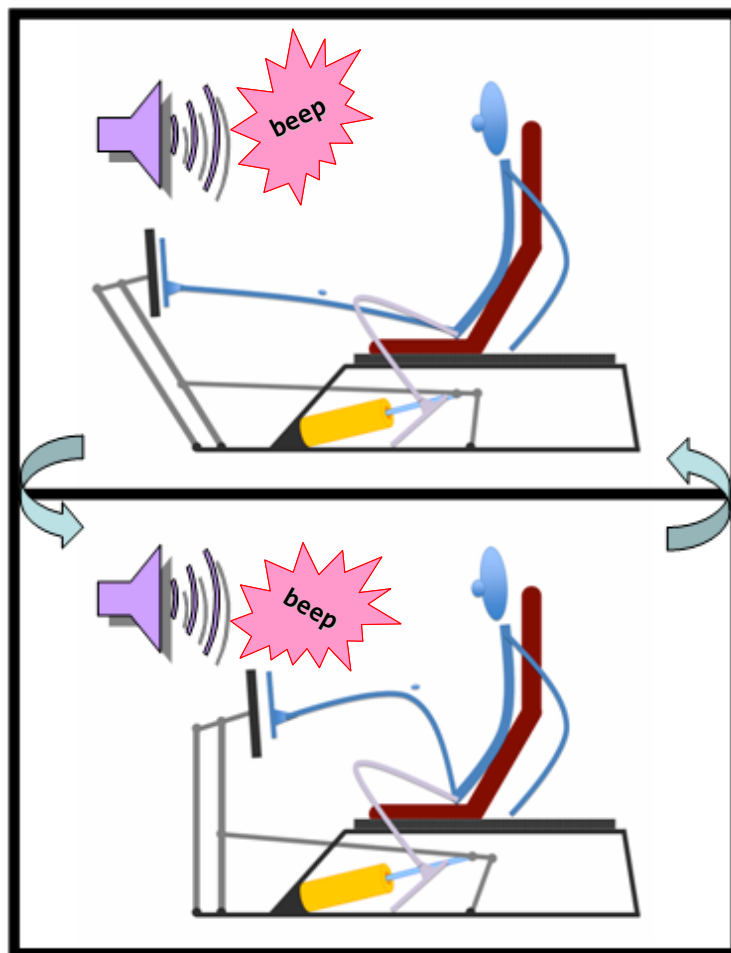


Figura 42: Representació de les fases de cada repetició quan es treballa amb el caràcter de l'esforç. A dalt, el moment de màxima extensió (sense bloqueig) ha de coincidir amb el senyal del metrònom (sonor i lluminós). A sota, el moment de flexió de 90° (sense aturada) ha de coincidir també amb el senyal. Les 2 fases es van succeir, i cada cicle complet compta com 1 repetició.

L'esquema de dels dies de valoració va ser el següent (figura 43):

- Dia 1: prova inicial
- Dia 2: aplicació d'un dels tres protocols (ordre aleatori)
- Dia 3: aplicació d'un dels dos protocols restants (ordre aleatori)
- Dia 4: aplicació del protocol restant

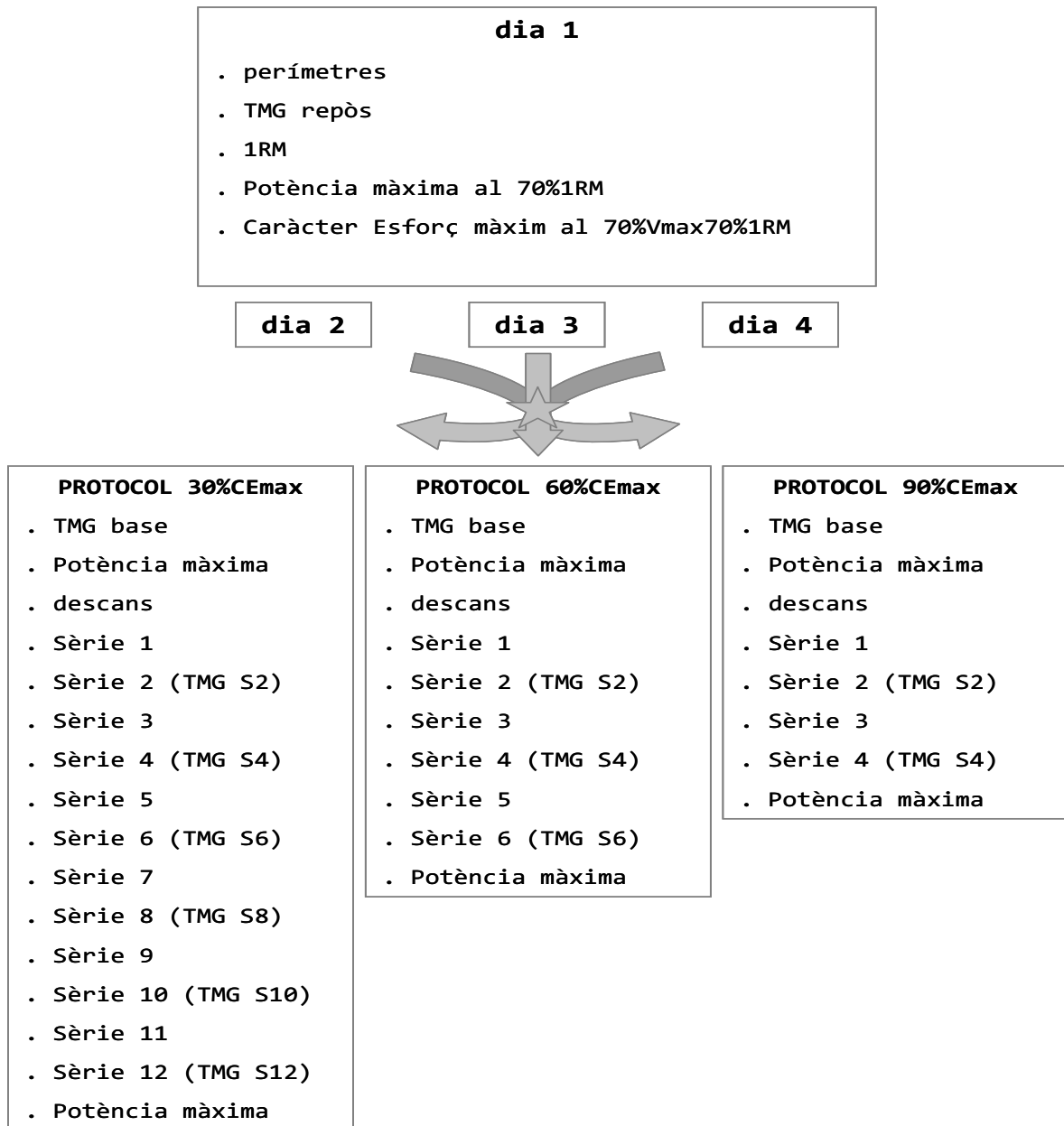


Figura 43: Esquema de cada dia de valoració. Tant el procediment de la prova inicial (INICIAL) com de cada un dels tres protocols (30%CEmax, 60%CEmax, 90%CEmax) s'expliquen detalladament en el text a continuació.

Prova inicial (INICIAL):

- Mesura del perímetre de la cuixa al punt de mesura.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- TMG en repòs, en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Escalfament suau, 2 sèries de 20 repeticions a al premsa de cames amb la meitat del pes corporal.
 - o Cama dominant.
- Test de la 1RM seguint les indicacions de l'estudi 2.1. Augmentant la sobrecàrrega de la premsa fins trobar la 1RM.
 - o Cama dominant.
- Descans de 10 minuts.
 - o Mentrestant, es calcula el 70%1RM, sobrecàrrega que s'utilitzarà a partir d'ara per totes les proves i protocols.
- Test de potència màxima amb el 70%1RM, 4 intents.
 - o Cama dominant.
- Descans de 10 minuts.
 - o Mentrestant, es calcula la velocitat màxima (V_{max}) al 70%1RM, i després, el 70% V_{max} al 70%1RM. Aquest serà el ritme de treball a partir d'ara (70% V_{max} 70%1RM), tant en la següent prova com en els protocols.
- Test de caràcter màxim de l'esforç (CE_{max}) al 70% V_{max} 70%1RM, fins a la claudicació.
 - o Cama dominant.

- Càlcul del número de repeticions que contindran els 3 protocols (30%CEmax a 12 sèries, 60%CEmax a 6 sèries, i 90%CEmax a 4 sèries).

Protocol 30%CEmax (P30):

- TMG en repòs (TMG BASE P30), en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament.
 - Cama dominant i cama no dominant.
- Test de potència màxima (Pot BASE P30) amb el 70%1RM, 4 intents.
 - Cama dominant i cama no dominant.
- Descans de 10 minuts.
 - Mentrestant, es prepara i explica el protocol.
- Sèrie 1 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 2 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - Cama dominant.
- TMG sèrie 2 (TMG S2 P30) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - Cama dominant i cama no dominant.
- Sèrie 3 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 4 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - Cama dominant.

- TMG sèrie 4 (TMG S4 P30) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Sèrie 5 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 6 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- TMG sèrie 6 (TMG S6 P30) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Sèrie 7 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 8 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- TMG sèrie 8 (TMG S8 P30) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Sèrie 9 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 10 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- TMG sèrie 10 (TMG S10 P30) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.

- Cama dominant i cama no dominant.
- Sèrie 11 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 12 al 30%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - Cama dominant.
- TMG sèrie 12 (TMG S12 P30) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - Cama dominant i cama no dominant.
- Test de potència màxima (Pot S12 P30) amb el 70%1RM, 4 intents.
 - Cama dominant i cama no dominant.

Protocol 60%CEmax (P60):

- TMG en repòs (TMG BASE P60), en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament.
 - Cama dominant i cama no dominant.
- Test de potència màxima (Pot BASE P60) amb el 70%1RM, 4 intents.
 - Cama dominant i cama no dominant.
- Descans de 10 minuts.
 - Mentrestant, es prepara i explica el protocol.
- Sèrie 1 al 60%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 2 al 60%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - Cama dominant.

- TMG sèrie 2 (TMG S2 P60) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Sèrie 3 al 60%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 4 al 60%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- TMG sèrie 4 (TMG S4 P60) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Sèrie 5 al 60%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 6 al 60%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- TMG sèrie 6 (TMG S6 P60) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Test de potència màxima (Pot S6 P60) amb el 70%1RM, 4 intents.
 - o Cama dominant i cama no dominant.

Protocol 90%CEmax (P90):

- TMG en repòs (TMG BASE P90), en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament.
 - o Cama dominant i cama no dominant.

- Test de potència màxima (Pot BASE P90) amb el 70%1RM, 4 intents.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Descans de 10 minuts.
 - o Mentrestant, es prepara i explica el protocol.
- Sèrie 1 al 90%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 2 al 90%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- TMG sèrie 2 (TMG S2 P90) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Sèrie 3 al 90%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- Descans 1'.
- Sèrie 4 al 90%CEmax70%Vmax70%1RM.
 - o Cama dominant.
- TMG sèrie 4 (TMG S4 P90) , en protocol incremental de 10mA fins arribar al màxim desplaçament. Realitzat en 1'.
 - o Cama dominant i cama no dominant.
- Test de potència màxima (Pot S4 P90) amb el 70%1RM, 4 intents.
 - o Cama dominant i cama no dominant.

Anàlisi estadística:

S'ha fet servir l'SPSS v.15 per Windows tant per l'anàlisi de la distribució i homogeneïtat de la mostra com per determinar les diferències entre les

situacions inicials dels protocols i les diferències durant la realització dels protocols.

La prova estadística per contrastar les diferències entre les situacions inicials dels diferents protocols i per contrastar les diferències de les mesures després de les sèries en relació a la situació inicial va ser l'ANOVA de mesures repetides amb la p ajustada per Bonferroni.

Resultats

En primer lloc, la mostra presenta una distribució normal i homogeneïtat de variàncies.

Les dades provinents de la TMG estan desglossades en 8 paràmetres: Tc, Ts, Tr, Td, Dm, Vc, Dm rel, Vc rel. Les dades provinents de la potència màxima només tenen 1 paràmetre: Pot.

De la prova inicial, s'ha analitzat la TMG (TMG INICIAL), per contrastar-la amb la resta de TMG en repòs (TMG BASE P30, TMG BASE P60, TMG BASE P90) i veure'n les diferències significatives (ANOVA de mesures repetides amb la p ajustada per Bonferroni, amb SPSS v.15).

De cada protocol, s'ha analitzat la TMG durant tot el protocol, és a dir, cada 2 sèries, i també la potència màxima abans i després del protocol (ANOVA de mesures repetides amb la p ajustada per Bonferroni, amb SPSS v.15).

Pel que fa a l'anàlisi comparatiu de totes les situacions de repòs, que en tenim 4: prova inicial, protocol 30%CE, protocol 60%CE i protocol 90% CE, no hem obtingut cap diferència significativa en cap dels paràmetres de la TMG en situacions de repòs. Per tant, les variacions obtingudes després dels entrenaments (protocols) seran degudes a l'aplicació d'aquests. Si no hagués estat així, i haguéssim trobat diferències significatives en alguns paràmetres en les situacions de repòs, hagués significat que la TMG és massa sensible a variables externes com els canvis diaris i ritmes

circadians, i al no partir de la mateixa situació de repòs, els canvis durant els protocols no es podrien atribuir només a l'aplicació d'aquests.

Un cop estabilitzada la situació de repòs, podem analitzar les variacions produïdes pels protocols (taula 8 per la cama domiant, taula 9 per la cama no dominant de manera gràfica i resumida a la figura 44 només per la cama dominant).

Taula 8: Presentació dels resultats de les evolucions dels 3 protocols (P30: 30% del caràcter de l'esforç màxim; P60: 60% del caràcter de l'esforç màxim; P90: 90% del caràcter de l'esforç màxim) per cadascuna de les variables de la TMG i del desenvolupament de la Potència màxima (pot), de la **cama dominant**. Les columnes s'organitzen per coincidir les sèries en les que el volum de repeticions acumulat és coincident. Els resultats es presenten en percentatge respecte la situació basal (vermell per les disminucions i blau pels augments) i es marquen amb * les diferències significatives entre la BASE i la sèrie.

PROTOCOL	VARIABLE	EVOLUCIÓ DEL PROTOCOL (PERCENTATGES RESPECTE L'INICI I DIFERÈNCIES SIGNIFICATIVES)									
P30	tc dom	Ba-SE 100,00%	S2 86,41%	S4 84,39%	S6 82,82%	S8 82,91%	S10 83,79%	S12 85,14%	*		
P60	tc dom	Ba-SE 100,00%	S2 89,53%	S4 90,01%	S6 90,01%	S8 90,01%	S10 90,01%	S12 92,82%	S6		
P90	tc dom	Ba-SE 100,00%	S2 110,62%	S4 110,62%	S6 110,62%	S8 110,62%	S10 110,62%	S12 94,21%	S4		
P30	ts dom	Ba-SE 100,00%	S2 73,36%	S4 70,62%	S6 70,88%	S8 68,78%	S10 67,88%	S12 67,29%	S12		
P60	ts dom	Ba-SE 100,00%	S2 70,50%	S4 70,50%	S6 70,50%	S8 77,24%	S10 77,24%	S12 73,71%	S6		
P90	ts dom	Ba-SE 100,00%	S2 79,17%	S4 79,17%	S6 79,17%	S8 79,17%	S10 79,17%	S12 94,11%	S4		
P30	tr dom	Ba-SE 100,00%	S2 123,29%	S4 102,31%	S6 119,52%	S8 96,74%	S10 105,17%	S12 102,57%	S12		
P60	tr dom	Ba-SE 100,00%	S2 102,13%	S4 102,13%	S6 102,13%	S8 78,04%	S10 78,04%	S12 75,71%	S6		
P90	tr dom	Ba-SE 100,00%	S2 39,44%	S4 39,44%	S6 39,44%	S8 39,44%	S10 39,44%	S12 35,28%	S4		
P30	td dom	Ba-SE 100,00%	S2 84,80%	S4 82,48%	S6 81,90%	S8 82,50%	S10 81,35%	S12 83,19%	S12		
P60	td dom	Ba-SE 100,00%	S2 94,18%	S4 94,18%	S6 94,18%	S8 94,64%	S10 94,64%	S12 92,96%	S6		
P90	td dom	Ba-SE 100,00%	S2 105,13%	S4 105,13%	S6 105,13%	S8 105,13%	S10 105,13%	S12 112,18%	S4		
P30	dm dom	Ba-SE 100,00%	S2 128,79%	S4 125,73%	S6 127,68%	S8 120,12%	S10 123,44%	S12 112,48%	S12		
P60	dm dom	Ba-SE 100,00%	S2 94,41%	S4 94,41%	S6 94,41%	S8 86,98%	S10 86,98%	S12 78,10%	S6		
P90	dm dom	Ba-SE 100,00%	S2 81,10%	S4 81,10%	S6 81,10%	S8 81,10%	S10 81,10%	S12 52,04%	S4		
P30	vc dom	Ba-SE 100,00%	S2 148,48%	S4 147,92%	S6 153,74%	S8 144,04%	S10 146,54%	S12 131,58%	S12		
P60	vc dom	Ba-SE 100,00%	S2 105,97%	S4 105,97%	S6 105,97%	S8 96,88%	S10 96,88%	S12 84,66%	S6		
P90	vc dom	Ba-SE 100,00%	S2 73,81%	S4 73,81%	S6 73,81%	S8 73,81%	S10 73,81%	S12 54,50%	S4		
P30	dm re-l dom	Ba-SE 100,00%	S2 128,17%	S4 125,20%	S6 127,11%	S8 119,76%	S10 122,96%	S12 112,27%	S12		
P60	dm re-l dom	Ba-SE 100,00%	S2 94,14%	S4 94,14%	S6 94,14%	S8 87,16%	S10 87,16%	S12 78,18%	S6		
P90	dm re-l dom	Ba-SE 100,00%	S2 81,21%	S4 81,21%	S6 81,21%	S8 81,21%	S10 81,21%	S12 52,36%	S4		
P30	vc re-l dom	Ba-SE 100,00%	S2 148,24%	S4 147,88%	S6 153,58%	S8 144,12%	S10 146,55%	S12 131,64%	S12		
P60	vc re-l dom	Ba-SE 100,00%	S2 106,44%	S4 106,44%	S6 106,44%	S8 97,28%	S10 97,28%	S12 85,27%	S6		
P90	vc re-l dom	Ba-SE 100,00%	S2 73,79%	S4 73,79%	S6 73,79%	S8 73,79%	S10 73,79%	S12 54,97%	S4		
P30	pot dom	Ba-SE 100,00%	S2 95,81%	S4 95,81%	S6 95,81%	S8 95,81%	S10 95,81%	S12 83,61%	S12		
P60	pot dom	Ba-SE 100,00%	S2 83,61%	S4 83,61%	S6 83,61%	S8 83,61%	S10 83,61%	S12 65,06%	S6		
P90	pot dom	Ba-SE 100,00%	S2 65,06%	S4 65,06%	S6 65,06%	S8 65,06%	S10 65,06%	S12 52,06%	S4		

Taula 9: Presentació dels resultats de les evolucions dels 3 protocols (P30: 30% del caràcter de l'esforç màxim; P60: 60% del caràcter de l'esforç màxim; P90: 90% del caràcter de l'esforç màxim) per cadascuna de les variables de la TMG i del desenvolupament de la Potència màxima (pot), de la **cama no dominant**. Les columnes s'organitzen per coincidir les sèries en les que el volum de repeticions acumulat és coincident. Els resultats es presenten en percentatge respecte la situació basal (vermell per les disminucions i blau pels augments) i es marquen amb * les diferències significatives respecte la BASE i la sèrie.

EVOLUCIÓ DEL PROTOCOL (PERCENTATGES RESPECTE L'ÍNDICI I DIFERÈNCIES SIGNIFICATIVES)															
PROTOCOL	VARIABLE														
P30	t c no dom	BASE	100,00%	S2	89,06%	S4	93,59%	S6	91,93%	S8	91,31%	S10	89,50%	S12	89,96%
P60	t c no dom	BASE	100,00%	S2	90,21%	S4	90,21%	S6	94,95%	S8	91,08%	S10	91,08%	S12	91,22%
P90	t c no dom	BASE	100,00%	S2	94,95%	S4	94,95%	S6	94,95%	S8	94,95%	S10	94,95%	S12	94,05%
P30	t s no dom	BASE	100,00%	S2	96,85%	S4	91,25%	S6	92,95%	S8	93,72%	S10	95,68%	S12	93,55%
P60	t s no dom	BASE	100,00%	S2	88,10%	S4	88,10%	S6	78,02%	S8	85,82%	S10	85,82%	S12	90,48%
P90	t s no dom	BASE	100,00%	S2	78,02%	S4	78,02%	S6	78,02%	S8	78,02%	S10	78,02%	S12	93,01%
P30	tr no dom	BASE	100,00%	S2	132,80%	S4	131,16%	S6	121,45%	S8	123,63%	S10	124,59%	S12	120,73%
P60	tr no dom	BASE	100,00%	S2	119,42%	S4	119,42%	S6	115,71%	S8	114,31%	S10	114,31%	S12	123,41%
P90	tr no dom	BASE	100,00%	S2	115,71%	S4	115,71%	S6	115,71%	S8	115,71%	S10	115,71%	S12	149,66%
P30	t d no dom	BASE	100,00%	S2	94,78%	S4	94,92%	S6	93,46%	S8	93,14%	S10	92,42%	S12	92,97%
P60	t d no dom	BASE	100,00%	S2	93,22%	S4	93,22%	S6	96,32%	S8	92,41%	S10	92,41%	S12	91,71%
P90	t d no dom	BASE	100,00%	S2	96,32%	S4	96,32%	S6	96,32%	S8	96,32%	S10	96,32%	S12	97,10%
P30	dm no dom	BASE	100,00%	S2	95,99%	S4	105,76%	S6	103,82%	S8	106,07%	S10	106,37%	S12	103,55%
P60	dm no dom	BASE	100,00%	S2	93,19%	S4	93,19%	S6	100,28%	S8	104,42%	S10	104,42%	S12	105,01%
P90	dm no dom	BASE	100,00%	S2	100,28%	S4	100,28%	S6	100,28%	S8	104,42%	S10	104,42%	S12	107,36%
P30	vc no dom	BASE	100,00%	S2	105,47%	S4	111,69%	S6	110,45%	S8	113,93%	S10	115,92%	S12	112,69%
P60	vc no dom	BASE	100,00%	S2	99,46%	S4	99,46%	S6	105,42%	S8	109,46%	S10	109,46%	S12	111,08%
P90	vc no dom	BASE	100,00%	S2	105,42%	S4	105,42%	S6	105,42%	S8	109,46%	S10	109,46%	S12	112,81%
P30	dm rel no dom	BASE	100,00%	S2	95,80%	S4	105,95%	S6	103,44%	S8	105,73%	S10	106,10%	S12	103,24%
P60	dm rel no dom	BASE	100,00%	S2	92,55%	S4	92,55%	S6	99,69%	S8	103,62%	S10	103,62%	S12	104,08%
P90	dm rel no dom	BASE	100,00%	S2	99,69%	S4	99,69%	S6	99,69%	S8	103,62%	S10	103,62%	S12	106,98%
P30	vc rel no dom	BASE	100,00%	S2	105,55%	S4	111,95%	S6	110,67%	S8	114,09%	S10	116,22%	S12	112,81%
P60	vc rel no dom	BASE	100,00%	S2	99,30%	S4	99,30%	S6	104,96%	S8	109,40%	S10	109,40%	S12	110,79%
P90	vc rel no dom	BASE	100,00%	S2	104,96%	S4	104,96%	S6	104,96%	S8	109,40%	S10	109,40%	S12	112,76%
P30	pot no dom	BASE	100,00%	S2	99,54%	S4	99,54%	S6	99,54%	S8	99,54%	S10	99,54%	S12	99,54%
P60	pot no dom	BASE	100,00%	S2	98,81%	S4	98,81%	S6	98,81%	S8	98,81%	S10	98,81%	S12	98,81%
P90	pot no dom	BASE	100,00%	S2	91,63%	S4	91,63%	S6	91,63%	S8	91,63%	S10	91,63%	S12	91,63%

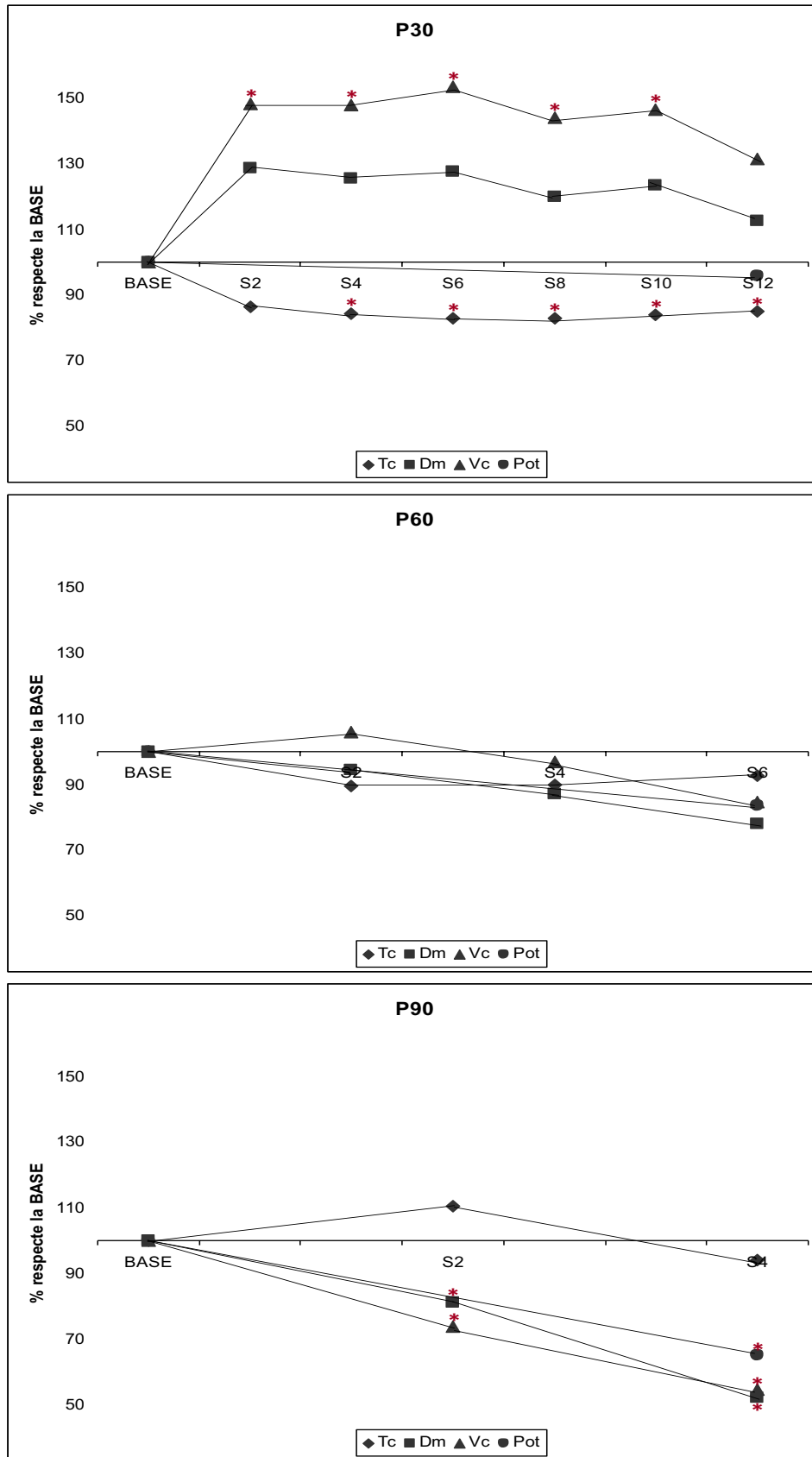


Figura 44: Representació gràfica del paràmetres més representatius (Tc, Dm, Vc i Pot) a través de les sèries dels 3 protocols (P30, P60, P90) sobre la **cama dominant**. L'escala que es mostra és en percentatge (%) respecte la mesura basal (BASE=100%). Es presenten amb * les diferències significatives entre la BASE i les sèries.

Discussió

El protocol 30%CE és un entrenament de sèries curtes (30% del màxim número de repeticions), amb un gran nombre de sèries (12, per mantenir, com s'ha explicat anteriorment, el volum total de repeticions). Al finalitzar aquest protocol, no hi ha diferències en la producció de potència màxima, per tant, la fatiga produïda no ha afectat a la potència. En canvi, sí hi ha hagut canvis en els paràmetres TMG.

El protocol 90%CE és un entrenament de sèries llargues (90% del màxim número de repeticions), amb poques sèries (4, per mantenir el volum total de repeticions). Al finalitzar aquest protocol existeix una disminució significativa de la potència màxima desenvolupada, que obeeix a l'afectació de la fatiga. De la mateixa manera, els paràmetres TMG també han estat sotmesos a canvis degut a l'efecte de l'aplicació del protocol 90%CE, canvis diferents als produïts pel protocol 30%CE.

Pel que fa a la situació intermèdia, en el protocol 60%CE no s'obté cap diferència significativa. Per tant no sembla ser un protocol que presenti una acusada fatiga, ni mostri canvis a cap paràmetre.

Pel que fa a l'evolució dels paràmetres TMG durant el protocol 30%CE, s'aprecia una disminució significativa tant en el temps de contracció (T_c) i en el temps de retard (T_d) a partir de la quarta i segona sèrie (respectivament) i fins la última, respecte la mesura de repòs. Això ens indica una millora d'aquests 2 temps, i per tant ens indica que aquest

protocol ens ajuda a reduir el temps a donar la resposta (T_d) i a reduir també el temps al pic màxim de desplaçament (T_c). És a dir, el múscul s'està preparant per treballar amb una major qualitat: els efectes positius de l'aplicació de l'entrenament superen els efectes negatius donant un balanç net positiu de la resposta muscular (Zhelyazkov, 2001; Morton, Fitz-Clark, Banister, 1990; Zatziorsky, 1995).

De la mateixa manera, també s'han trobat diferències significatives en la velocitat de contracció (V_c) i la V_c relativa al perímetre de la cuixa (V_c rel). Aquestes diferències obeeixen a la disminució significativa del T_c , fent que tant la V_c i la V_c rel augmentin significativament durant el protocol 30%CE a partir de la segona sèrie respecte la mesura basal, confirmant la millora de la qualitat de la contracció com s'ha esmentat anteriorment.

Pel que fa a la cama no dominant, el protocol 30%CE mostra una disminució significativa del T_d respecte la situació basal que no es manté durant tot el protocol. També presenta un augment significatiu de la V_c i V_c rel a partir de la sèrie 8 i fins al final. I finalment, respecte la sèrie 2, la sèrie 8 presenta un augment del D_m i del D_m rel. Aquestes diferències en la cama que no efectua l'entrenament es podrien justificar amb l'efecte creuat de l'entrenament (Munn, Herbert i Gandevia, 2004; Munn, Herbert, Hancock i Gandevia, 2005; Carroll, Herbert, Munn, Lee i Gandevia, 2006).

Veient l'evolució dels paràmetres TMG durant l'aplicació del protocol 90%CE, detectem que hi ha una caiguda significativa en el paràmetre de desplaçament màxim (D_m) i del D_m relatiu al perímetre de la cuixa (D_m

rel). Aquesta caiguda es dona des de la situació de repòs en cada sèrie fins al final, i també respecte la sèrie 2 fins al final. Això és degut a l'afectació de la fatiga aguda (Pancorbo, 2003; Fry, Morton i Keast, 1991) i es diferencia del protocol 30%CE per donar, en aquest cas, un balanç negatiu respecte la capacitat de treball VS fatiga (Zhelyazkov, 2001; Morton, Fitz-Clark i Banister, 1990; Zatziorsky, 1995).

També s'han trobat diferències significatives en els paràmetres V_c i V_c rel, que, en aquest cas, disminueixen respecte la situació basal, obeint, a la caiguda del desplaçament màxim, corroborant l'afectació de la fatiga aguda produïda pel protocol 90%CE que s'ha comentat al paràgraf anterior.

En la cama no dominant, el protocol 90%CE només es mostra una disminució significativa del temps de manteniment de la contracció (T_s) en la última sèrie respecte la situació de repòs que es podria justificar amb la teoria de l'efecte creuat de l'entrenament (Munn, Herbert i Gandevia, 2004; Munn, Herbert, Hancock i Gandevia, 2005; Carroll, Herbert, Munn, Lee i Gandevia, 2006), on la fatiga perifèrica podria afectar a les característiques contràctils i propietats elèctriques dels músculs (Pancorbo, 2003; Fry, Morton i Keast, 1991).

En l'únic protocol on s'ha modificat la potència màxima desenvolupada ha estat en el protocol 90%CE, sent la mesura de la potència després del protocol significativament menor (65%) a la mesura inicial de la potència. Tensiomiogràficament, es correspon a una caiguda del D_m (i D_m rel) i de la V_c (i V_c rel). El fet que, el paràmetre V_c depèn del D_m i del T_c , i que la

baixada del Dm i Dm rel es dona en cadascuna de les sèries, entre elles i de principi a fi, ens indica que les disminucions del paràmetre Dm i Dm rel es correspon amb les disminucions del desenvolupament de la potència. Tant la TMG, com el test de potència, delaten una afectació de la fatiga molt major a la capacitat de treball, donant un balanç net negatiu en el protocol 90%CE, contràriament al protocol 30%CE que és positiu (Zhelyazkov, 2001; Morton, Fitz-Clark i Banister, 1990; Zatziorsky, 1995).

Conclusions

Hipòtesi 1: L'estructuració de la sessió d'entrenament amb diferents caràcters de l'esforç varia l'efecte (fatiga o potenciació), inclús amb el mateix volum total de repeticions, mateixa sobrecàrrega, i mateixa velocitat d'execució.

- Amb el mateix número de repeticions totals, mateixa sobrecàrrega respecte la 1RM, i mateixa velocitat d'execució respecte la màxima a la que es pot mobilitzar la sobrecàrrega seleccionada, l'estructuració en número de repeticions per sèries i sèries totals (sent el resultat del producte d'aquests 2 paràmetres el mateix), fa que es donin efectes molt diferents de l'entrenament.

Hipòtesi 2: A caràcters de l'esforç menors (sèries més curtes i major número de sèries), la fatiga muscular és molt inferior o inexistent en comparació a caràcters de l'esforç majors (sèries més llargues i menor número de sèries).

- En la situació de caràcter de l'esforç menor (protocol 30%CE) no es troben importants variacions de la potència i sí un augment de la velocitat de contracció (V_c i V_c rel) i una disminució del temps de retard respecte l'estímul (T_d) i del temps a obtenir la contracció volumètrica màxima (T_c).
- En canvi, en la situació de caràcter de l'esforç major (protocol 90%CE) sí es troba una disminució de la potència deguda a la fatiga muscular, així com la disminució de la V_c i V_c rel, i del D_m i D_m rel.

Hipòtesi 3: El TMG és capaç de monitoritzar l'entrenament, detectant les variacions en la funció muscular, corresponent-se a les variacions abans i després del test de màxima potència.

- El paràmetre determinant per monitoritzar les variacions de potència és el Dm i Dm rel. Aquestes variacions només es donen en el protocol de sèries més llargues (protocol 90%CE).



estudi 3

La TMG i els efectes dels estiraments

Aquest estudi consta d'una única prova que té com a objecte els canvis en els paràmetres TMG en funció de diversos tipus d'estiraments:

- Estudi 3: Variació de les capacitats contràctils mesurades mitjançant el mètode tensiomiogràfic després de dos protocols d'estiraments: passius forçats i actius amb vibració.

Introducció

La Tensiomiografia:

Donada la línia dels estudis anteriors, la tensiomiografia (TMG) és capaç de detectar les variacions de les capacitats contràctils produïdes per l'aplicació de diferents entrenaments. Aquestes variacions poden ser positives i negatives, seguint la teoria bifactorial de la fatiga (Zhelyazkov, 2001; Morton, Fitz-Clark, Banister, 1990; Zatsiorsky, 1995), donant un balanç net positiu o negatiu, especialment detectable amb els paràmetres obtinguts amb el software TMG i derivats (Vc, Vc rel, Dm i Dm rel).

Aquest estudi pretén relacionar aquestes variacions de les capacitats contràctils en l'aplicació de diversos protocols d'estiraments. Per a tal fita, es valoren els 8 paràmetres descrits anteriorment, els 5 que mostra el software TMG i els 3 que es varen proposar per l'estudi 2.3:

- Temps de contracció (Tc).
- Temps de manteniment (Ts).
- Temps de relaxació (Tr).
- Temps de retard (Td).
- Desplaçament màxim (Dm).
- Velocitat de contracció (Vc).
- Desplaçament màxim relatiu (Dm rel).
- Velocitat de contracció relativa (Vc rel).

Existeixen diversos protocols d'estiraments, alguns que tenen per objectiu preparar la musculatura pel posterior treball, i d'altres que tenen per

objectiu relaxar aquesta musculatura. Els paràmetres TMG esmentats haurien de ser sensibles per detectar aquestes variacions.

Els estiraments:

Donada la multitud de taxonomies dels estiraments, per aquest estudi s'han utilitzat 2 protocols d'estiraments molt diferents. Per una banda, els estiraments passius forçats (PASSIU), i per l'altra, uns estiraments actius amb vibració (ACTIU).

En el primer dels casos, el protocol PASSIU, s'ha fet un esforç per estandarditzar la força externa aplicada de manera perpendicular, seguint els passos de Holt i Smith (1983), Henricsson (1984), Silman, Haskard i Day (1986) i Hutton (1992) amb el seu famós treball amb politges i electromiografia durant els estiraments.

Pel protocol ACTIU, en canvi, més difícil d'estandarditzar-ne la tensió, amb la dificultat afegida de la vibració mecànica, es va procurar que tots els participants tinguessin molta experiència en l'aplicació d'aquests estiraments.

Les vibracions:

Segons diversos estudis dels anys 60 i endavant, la vibració mecànica produeix efectes sobre el múscul i tendó. Aquests efectes estan relacionats amb el reflex tònic vibratori (RTV), la repressió de la inhibició recíproca i la coactivació agonista-antagonista i la supressió de reflexos durant i després de l'aplicació de vibracions (Bishop, 1974).

A aquestes interessants repercussions neuromusculars s'hi afegeixen els esperançadors estudis sobre els estiraments combinats amb l'aplicació de vibracions de Sands, Mc Neal, Stone, Russell i Jemni (2006) Fagnani i cols. (2006) i Van den Tillaar (2006).

Objectius:

Determinar l'afectació aguda de les capacitats contràctils en l'aplicació de dos protocols diferents d'estiraments de la musculatura isquiotibial.

Determinar la capacitat del TMG de detectar els canvis produïts per l'estirament.

Hipòtesis:

El protocol d'estiraments passius forçats dels isquiotibials de la cama dominant provoca un augment de l'ADM i del Dm obtingut mitjançant l'aplicació del protocol incremental de la TMG.

El protocol d'estiraments actius amb vibració dels isquiotibials no provoquen un augment immediat dels paràmetres relacionats amb el Dm de la TMG.

Els efectes aguts es mantenen més enllà dels 3 minuts des de l'aplicació, fins els 10 minuts.

Material i mètodes

La mostra:

La mostra va constar de 10 voluntaris (6 homes i 4 dones) de les següents característiques:

- Pes: $64,11 \pm 8,14$ kg.
- Talla: $1,675 \pm 0,070$ m.
- Edat: $26,5 \pm 3,3$ anys.
- Perímetre cama dominant al punt de mesura TMG: $49,00 \pm 2,63$ cm.
- Perímetre cama no dominant al punt de mesura TMG: $48,15 \pm 2,87$ cm.
- ADM inicial en protocol passiu forçat: $102,5675 \pm 19,2405^\circ$.

Els criteris d'inclusió de la mostra van ser:

- Homes i dones amb una vida activa.
- Tenir una ADM en flexió de maluc unilateral des de decúbit supí (cames estirades i maluc fixat) pròxima o superior als 90° .
- Demostrar experiència en la metodologia dels estiraments actius.
- Ser major d'edat.

Els criteris d'exclusió de la mostra van ser:

- Estar competint actualment a alt nivell.
- Presentar lesions o trastorns patològics que puguin emmascarar les resultats.

Es van descartar 3 voluntaris, 2 dels quals per antigues lesions.

Material:

Cable pneumàtic Keiser Infinity Functional Trainer.

- Consta de 2 braços independents amb politges regulables en alçada. Permet moviments unilaterals, bilaterals i multifuncional. La tecnologia pneumàtica aporta suavitat a l'entrenament de potència, i el rang de resistència (1atm = 1kg) és de 0 a 48kg bilateralment (www.keiser.com).



Figura 45: Fotografia de la Infinity Functional Trainer de Keiser. Extreta de www.keiser.com.

Plataforma vibratòria.

- Consta d'una plataforma plana de 70cm x 50cm que proporciona una vibració principalment vertical a través de dos motors. L'amplitud de la vibració és de 4mm pic a pic, i el rang de freqüències que ofereix és fins a 60Hz (usada a 30Hz).

Tensiomiògraf TMG-BMC: descrit als estudis anteriors.

- Consta d'un electroestimulador regulable en intensitat i temps (TMG-S1, EMF-Furland&Co., Slovenia), elèctrodes bipolars de 5x5cm (Compex, Suïssa), el sensor de desplaçament (GK40 Panoptik, Slovenia), i un ordinador amb el software TMG (aplicació MatLab TMG, Slovenia).

Càmera fotogràfica Canon EOS 400D de 10.1 megapíxels.

- Veure figura 46.



Figura 46: Càmera Canon EOS 400D, extreta de www.canon.es (esquerra), i ubicació de la càmera al trípede perpendicular a la llitera enfocant l'angle del maluc durant les mesures.

2 Trípodos 058B (Manfrotto, Itàlia): *descrits als estudis anteriors.*

- Característiques tècniques (www.manfrotto.com), un utilitzat per fixar el braç del sensor TMG i l'altre per fixar la càmera fotogràfica.

Llitera C-105: *descrita als estudis anteriors.*

- Llitera plegable d'alumini d'alçada fixa. Utilitzada per acomodar els voluntaris. S'afegeix una cunya per fixar la cama experimental.

Marcadors dèrmics i Cinta antropomètrica Gùlick: *descrits a l'estudi anterior.*

- Precisió 1mm i tensió estandaritzada.

Procediments:

Els voluntaris que acomplien els criteris d'inclusió de la mostra, eren citats 2 dies per efectuar els 2 protocols, separats per un mínim de 96 hores, en les que no realitzarien cap entrenament.

L'ordre d'aquests 2 protocols, va ser aleatoritzat per evitar les influències de l'adaptació, aprenentatge o altres factors distorsionadors.

Per la TMG, la pell va ser preparada, és a dir, rasurada i netejada amb alcohol. El punt d'aplicació del sensor de desplaçament va ser determinat pel punt on la deformació és major en una contracció isomètrica amb la cama estirada.

El múscul mesurat amb la TMG va ser el bíceps femoral (dels isquiotibials) en posició de decúbit prona sobre la llitera amb les cames totalment estirades.

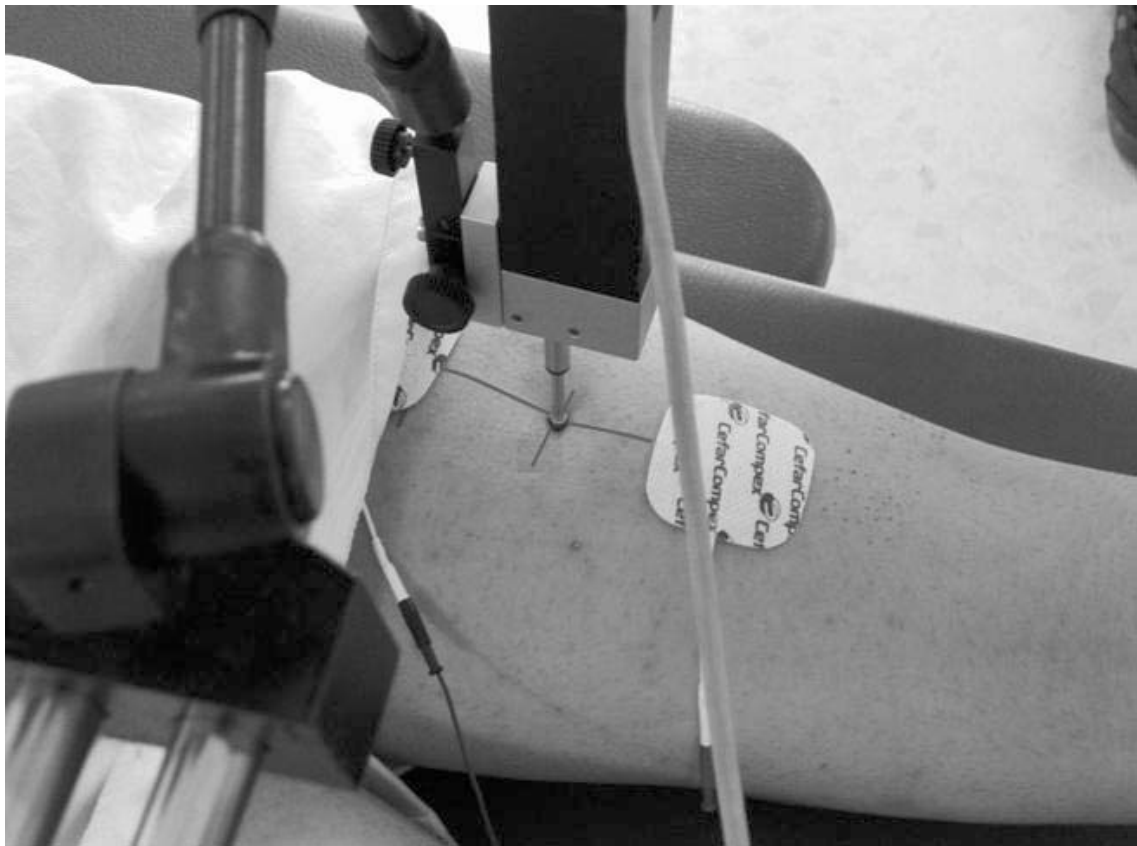


Figura 47: Fotografia de la col·locació dels elèctrodes i del sensor TMG sobre la cuixa d'un voluntari.

Es va marcar el punt d'aplicació del sensor de desplaçament amb un marcador dèrmic. Aquest punt també es va utilitzar per mesurar el perímetre de la cuixa amb la cinta antropomètrica. Per aquesta mesura es va utilitzar el protocol cineantropomètric de 3 mesures descartant la major i menor.

A continuació, s'expliquen els dos dies de protocols (passius i forçats, ordre aleatori), i a mode d'esquema es resumeix a la figura 48:



Figura 48: Esquema de cada un dels dies d'aplicació dels protocols, passius i actius. L'explicació detallada de cada un dels protocols es troba a continuació. L'ordre dels protocols va ser aleatori.

Protocol d'estiraments passius forçats:

- Presa de dades personals i preparació de les persones participants.
- TMG progressiu del bíceps femoral de la cama dominant i la no dominant (amb re-test).
 - Es marca el punt d'aplicació del sensor TMG a la pell, i la col·locació dels elèctrodes.
- Mesura del perímetre de la cuixa al punt d'aplicació del sensor TMG. Es fan 3 mesures i s'agafa la mesura central (s'anoten totes).
 - Es mesuren ambdues cames.
- Preparació de la cama dominant amb la genollera immobilitzadora.
 - Col·locació de la turmellera amb l'anella (veure figura 49).
- Fixació del cable de la màquina pneumàtica INFINITY a la turmellera sense resistència.
 - Es col·loca la cama dominant amb una flexió de maluc propera als 90° (veure figura 49).
 - Amb les mans, l'investigador fixa el maluc dominant i la cama no dominant (per la cuixa).
- S'augmenta la resistència de la INFINITY progressivament fins que produeixi un estirament forçat al voluntari.
 - L'observador 2 fotografia la posició i anota la resistència.
 - La fotografia es realitza des de l'alçada del maluc, amb l'angle focal alineat amb aquest per tal de minimitzar la distorsió de l'angle.
 - Es manté la postura 30".
 - L'angle del maluc s'extreu de l'angle format per les línies imaginàries que formen la horitzontal de la llitera (2

marcadors), i la línia trocànter major – mal·lèol extern (2 marcadors), com es mostra a la figura 50.



Figura 49: Fotografies de la col·locació de la genollera fixadora (esquerra), i de la col·locació inicial del cable de la INFINITY (dreta).



Figura 50: Representació de les 2 línies imaginàries que formen l'angle del maluc que s'analitzarà. Una línia és la horitzontal de la llitera (marcadors) i l'altra línia és la de la cama (marcadors al trocànter major i mal·lèol extern). L'angle es calcula a partir de les coordenades dels marcadors.

- Es treu resistència per descansar 15'' amb la cama en repòs.
- Es repeteix el cicle descrit en els 2 punts anteriors 9 vegades (protocol de 9 sèries).
- Es retira la genollera i la turmellera, i es prepara la TMG.
- TMG progressiu del bíceps femoral de la cama dominant i la no dominant (amb re-test) immediatament al finalitzar l'aplicació del protocol.
- TMG progressiu del bíceps femoral de la cama dominant i la no dominant (amb re-test) als 3 minuts de l'aplicació del protocol.
- TMG progressiu del bíceps femoral de la cama dominant i la no dominant (amb re-test) als 10 minuts de l'aplicació del protocol.
- Guardar les dades.

Protocol d'estiraments actius amb vibració:

- Presa de dades personals i preparació de les persones participants.
- TMG progressiu del bíceps femoral de la cama dominant i la no dominant (amb re-test).
 - o Es marca el punt d'aplicació del sensor TMG a la pell, i la col·locació dels elèctrodes.
- Mesura del perímetre de la cuixa al punt d'aplicació del sensor TMG. Es fan 3 mesures i s'agafa la mesura central (s'anoten totes).
 - o Es mesuren ambdues cames.
- Preparació de la plataforma vibratòria i breu demostració.
 - o Col·locació del voluntari a la plataforma (figura 51).

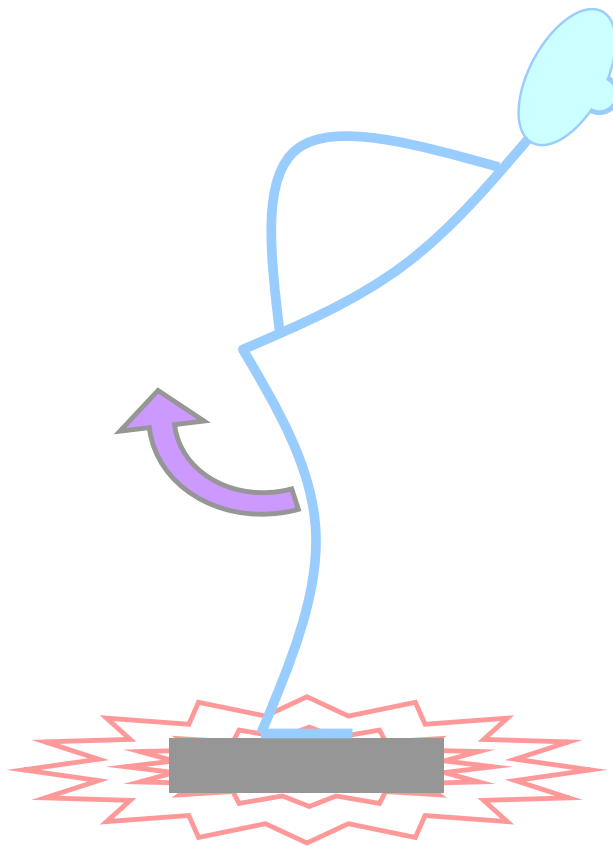


Figura 51: Esquema de l'estirament actiu dels isquiotibials amb vibració simultània (30Hz) utilitzat al protocol ACTIU.

- Estirament actiu dels isquiotibials (extensió dels genolls des d'una posició dempeus amb flexió de maluc) durant 8" amb vibració mecànica a 30Hz.
- Descans de 15"
- Es repeteix el cicle descrit en els 2 punts anteriors 9 vegades (protocol de 9 sèries).
- Preparació de la TMG.
- TMG progressiu del bíceps femoral de la cama dominant i la no dominant (amb re-test) immediatament al finalitzar l'aplicació del protocol.
- TMG progressiu del bíceps femoral de la cama dominant i la no dominant (amb re-test) als 3 minuts de l'aplicació del protocol.
- TMG progressiu del bíceps femoral de la cama dominant i la no dominant (amb re-test) als 10 minuts de l'aplicació del protocol.
- Guardar les dades.

Anàlisi estadística:

S'ha fet servir l'SPSS v.15 per Windows tant per l'anàlisi de la distribució i homogeneïtat de la mostra com per determinar les diferències entre les situacions inicials dels protocols i les diferències durant la realització dels protocols.

La prova estadística per contrastar les diferències entre les situacions inicials dels diferents protocols i per contrastar les diferències de les mesures després de les sèries en relació a la situació inicial va ser l'ANOVA de mesures repetides amb la p ajustada per Bonferroni.

Resultats

En primer lloc, la mostra presenta una distribució normal i homogeneïtat de variàncies.

Les dades provinents de la TMG estan desglossades en 8 paràmetres: Tc, Ts, Tr, Td, Dm, Vc, Dm rel, Vc rel. Les dades preses a cada sèrie del protocol d'estiraments passius forçat són dels paràmetres angle del maluc i resistència pneumàtica.

S'ha comparat la TMG inicial dels dos protocols, tant de la cama dominant com de la no dominant (ANOVA de mesures repetides amb la p ajustada per Bonferroni, amb SPSS v.15) no trobant-se diferències significatives.

Del protocol d'estiraments passius forçats s'ha fet una valoració per a cada sèrie de l'angle i la resistència a la màquina (ANOVA de mesures repetides amb la p ajustada per Bonferroni, amb SPSS v.15).

De cada protocol, s'ha analitzat la TMG inicial (INICIAL), immediatament després del protocol (POST), 3 minuts després del protocol (POST 3') i 10 minuts després del protocol (POST 10'). Només s'ha analitzat el seguiment de la cama dominant, doncs en els 2 protocols hi ha diferència d'aplicació envers la cama no dominant (ANOVA de mesures repetides amb la p ajustada per Bonferroni, amb SPSS v.15).

Pel que fa a l'anàlisi comparatiu de les situacions de repòs dels protocols: protocol d'estiraments passius forçats (PASSIU) i el protocol d'estiraments actius amb vibració (ACTIU), analitzats els principals paràmetres de la TMG en ambdues cames, no s'aprecien diferències significatives en les situacions de repòs.

De les dades obtingudes de l'angle del maluc (amplitud de moviment aconseguida) i resistència aplicada a cada sèrie durant l'execució del protocol PASSIU es mostres a la figura 52.

L'anàlisi de la evolució dels paràmetres TMG de cada protocol (Inicial – Post protocol – 3' Post protocol – 10' Post protocol) es mostra en la taula 10 i al gràfic de la figura 53.

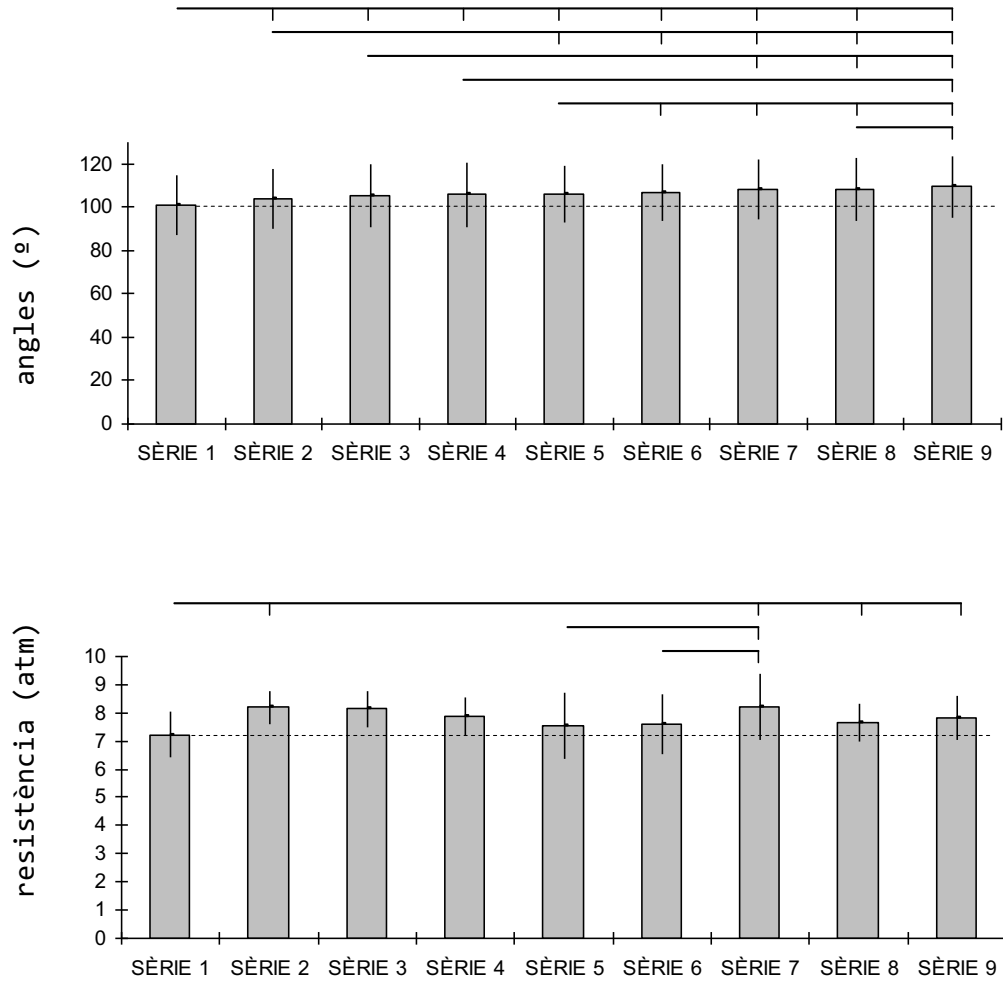


Figura 52: Presentació dels resultats de les evolucions de l'angle (en graus) i de la resistència aplicada (en kg o atm). La primera sèrie marca el valor 100% i es traça una línia discontinua com a valor basal. Les diferències significatives entre dues sèries es marca amb una línia que representa totes les diferències respecte la mateixa sèrie (marcada amb un punt negre) amb cadascuna de les sèries significativament diferents (marcades amb una línia vertical).

Taula 10: Presentació dels resultats de les evolucions dels 2 protocols (PASSIU: Estiraments passius; ACTIU: Estiraments actius amb vibració) per cadascuna de les variables de la TMG, de la cama dominant. Els resultats es presenten en percentatge respecte la situació inicial (vermell per les disminucions i blau pels augmentos) i es marquen amb * les diferències significatives respecte el valor inicial (100%).

PROTOCOL	VARIABLE	EVOLUCIÓ PROTOCOL (% RESPECTE L'INICI I DIFERÈNCIES SIGNIFICATIVES *)
PASSIU	tc dom	IIICIAL 100,00% POST 117,14% * P.3' 120,53% * P.10' 116,81% *
ACTIU	tc dom	IIICIAL 100,00% POST 98,30% P.3' 94,88% * P.10' 105,71%
PASSIU	ts dom	IIICIAL 100,00% POST 82,31% * P.3' 82,03% * P.10' 84,43% *
ACTIU	ts dom	IIICIAL 100,00% POST 88,15% * P.3' 86,13% * P.10' 86,32% *
PASSIU	tr dom	IIICIAL 100,00% POST 84,83% P.3' 82,38% P.10' 75,40%
ACTIU	tr dom	IIICIAL 100,00% POST 72,01% * P.3' 67,52% * P.10' 76,87% *
PASSIU	td dom	IIICIAL 100,00% POST 95,57% P.3' 99,69% * P.10' 101,87%
ACTIU	td dom	IIICIAL 100,00% POST 99,63% P.3' 100,95% * P.10' 102,84% *
PASSIU	dm dom	IIICIAL 100,00% POST 112,65% * P.3' 105,66% P.10' 109,21% *
ACTIU	dm dom	IIICIAL 100,00% POST 103,23% P.3' 103,03% P.10' 107,45% *
PASSIU	vc dom	IIICIAL 100,00% POST 95,19% * P.3' 85,90% * P.10' 94,55% *
ACTIU	vc dom	IIICIAL 100,00% POST 106,32% P.3' 109,47% P.10' 103,86%
PASSIU	dm rel dom	IIICIAL 100,00% POST 112,68% * P.3' 105,98% P.10' 109,65% *
ACTIU	dm rel dom	IIICIAL 100,00% POST 103,12% P.3' 102,95% P.10' 107,78% *
PASSIU	vc rel dom	IIICIAL 100,00% POST 95,19% * P.3' 86,02% * P.10' 94,72% *
ACTIU	vc rel dom	IIICIAL 100,00% POST 106,11% P.3' 109,17% P.10' 104,07%

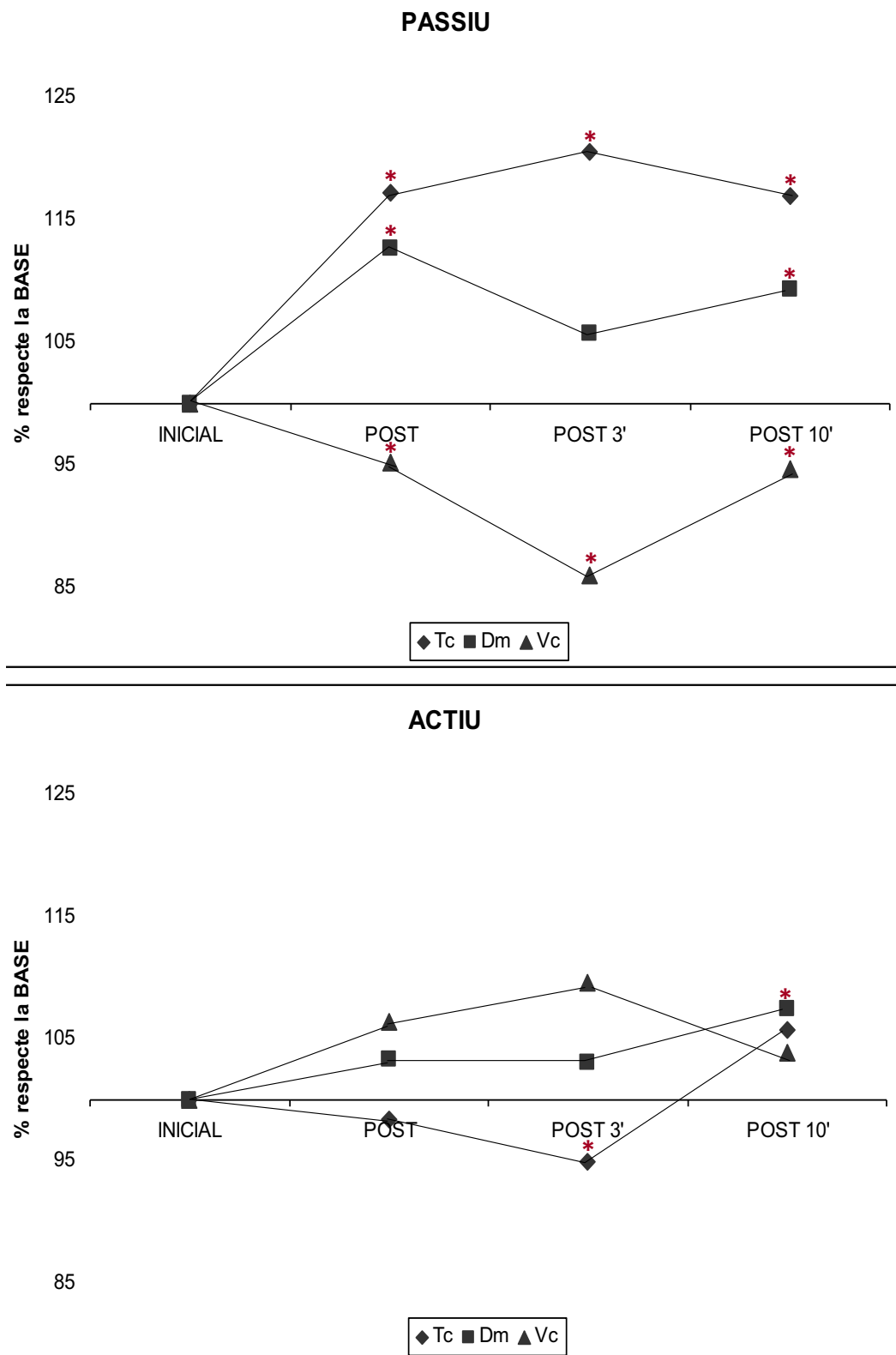


Figura 53: Representació gràfica dels paràmetres més representatius (Tc, Dm i Vc) de l'evolució de la recuperació després de l'aplicació dels dos protocols (PASSIU i ACTIU). L'escala mostrada és en percentatge (%) respecte la mesura inicial (100%). Es marquen amb * les diferències significatives de la mesura posterior a l'aplicació del protocol (POST, POST 3', POST 10') respecte la inicial.

Discussió

Pel que fa a l'angle del maluc en el protocol PASSIU, la progressió és ascendent. En totes les sèries hi ha un augment significatiu de l'angle respecte la primera sèrie, que considerem control. Aquests resultats eren els esperats donat que en els protocols passius forçats d'estiraments hi ha tendència a guanyar ADM a cada repetició (Mathews, Stacy i Hoover, 1964).

Pel que fa a la resistència aplicada en el mateix protocol PASSIU, la tendència és ascendent però amb fluctuacions. Al principi, hi ha un gran augment de resistència tolerada entre la 2a i 1a sèrie (control), després, la resistència necessària per produir l'estirament es va mantenint fins les 3 darreres sèries que es tornen a tolerar resistències majors.

Pel que fa a l'anàlisi dels paràmetres TMG del protocol PASSIU, existeixen canvis significatius en la majoria de paràmetres immediatament posteriors a l'aplicació del protocol que es mantenen als 10'. Aquests canvis són augments pel Tc, Dm, Dm relatiu, i disminucions pel Ts, Vc i Vc relatiu. La disminució del Vc significa que tot i que el Dm i el Tc augmenten, el Tc ho fa en menor mesura. Aquests canvis es produeixen tant immediatament després de l'aplicació dels estiraments com passats 10'. Això va en línia amb l'enunciat que a un múscul sotmès a un estirament lleu, li segueix una relaxació que prové de l'inhibició autògena (Cornelius, 1981, Cornelius i Hinson, 1980, Prentice, 1983, Tanigawa, 1972). Per tant, el múscul que és estirat és inhibit i se'n produeix el relaxament, segurament per l'activació dels OGT.

En canvi, l'anàlisi dels paràmetres TMG del protocol ACTIU (estiraments actius amb vibració) mostra alguns canvis, però no tots immediatament posteriors a l'aplicació del protocol, si no que tenen retards entre 3' i 10'. Els canvis immediats i que es mantenen són la disminució significativa del T_s i T_r ; i els canvis amb retard són l'augment significatiu aparegut des dels 3' i mantingut del T_d , i l'augment significatiu detectat als 10' de l'aplicació del protocol ACTIU del D_m i D_m relatiu. Aquest retard pot estar relacionat amb l'alteració produïda per la vibració mecànica del reflex H, que pot durar uns minuts (Nishihira et al., 2002; Rittweger, Mutschelknauss i Felsenberg, 2003).

La diferència entre els 2 protocols rau fonamentalment en 2 punts:

- El protocol PASSIU mostra contraccions amb major D_m però de menor V_c ; mentre que el protocol ACTIU (amb vibració) mostra contraccions amb major D_m sense perjudicar la V_c .
- El temps d'aparició d'aquests canvis. Pel protocol PASSIU els canvis són immediats a l'aplicació, i pel protocol ACTIU es poden veure retardats entre 3' i 10'.

Estem d'acord amb els estudis que mostren que les vibracions són un bon complement amb l'entrenament de la flexibilitat doncs en els 2 casos hi ha augment de la magnitud de la contracció, però amb un protocol actiu amb vibració no se n'ha vist perjudicat el temps i velocitat de contracció, relacionats amb la qualitat (Fagnani, Giombini, Di Cesare, Pigozzi i Di Salvo,

2006; Van den Tillaar, 2006; Sands, Mc Neal, Stone, Russell i Jemni, 2006; Kinser, Ramsey, O'Bryant, Ayres, Sands i Stone, 2008).

Donat que els canvis dels paràmetres D_m i T_c , estudiats per separat, no mostren clarament la relació entre aquests, trobem interessant la necessitat d'incloure en tots els estudis el paràmetre V_c , doncs aquest mostra de manera clara l'evolució en el temps. Com s'ha trobat en els resultats d'aquests estudis, és possible trobar increments significatius en els paràmetres D_m i T_c , però a la vegada una disminució del paràmetre V_c , doncs els augments en el T_c eren majors que els de D_m . Aquest fenomen ha de ser tingut en compte per futures investigacions.

Conclusions

Hipòtesi 1: El protocol d'estiraments passius forçats dels isquiotibials de la cama dominant provoca un augment de l'ADM i del Dm obtingut mitjançant l'aplicació del protocol incremental de la TMG.

- Els paràmetres directament relacionats amb el Dm (Dm i Dm relatiu) en el protocol PASSIU mostren un augment significatiu immediatament posterior a l'aplicació del protocol, i també el mostren passats 10'.
- Els paràmetres indirectament relacionats amb el Dm (Vc i Vc relatiu) en el protocol PASSIU mostren disminucions significatives en tots els moments posteriors a l'aplicació del protocol, això és degut a que el Tc augmenta significativament en tots els casos en aquest protocol.
- El múscul bíceps femoral, després del protocol PASSIU es desplaça més però també tarda més en fer-ho, pel que es pot relacionar amb l'efecte desitjat de relaxació muscular.

Hipòtesi 2: El protocol d'estiraments actius amb vibració dels isquiotibials no provoquen un augment immediat dels paràmetres relacionats amb el Dm de la TMG.

- Els paràmetres directament relacionats amb el Dm (Dm i Dm relatiu) en el protocol ACTIU no mostren un augment significatiu immediatament posterior a l'aplicació del protocol, però sí ho fan passats 10'.
- El múscul bíceps femoral, després del protocol ACTIU tarda entre 3' i 10' en presentar augments significatius del Dm.

Hipòtesi 3: Els efectes aguts es mantenen més enllà dels 3 minuts des de l'aplicació, fins els 10 minuts.

- Els paràmetres de més interès (Tc, Dm, Dm relatiu, Vc i Vc relatiu) presenten una cinètica diferent pels 2 protocols.
- En el protocol PASSIU, els canvis es produeixen immediatament i es mantenen. En el protocol ACTIU, els canvis es produeixen passats uns minuts, entre 3' i 10'.

4.



conclusions generals

Les conclusions generals extretes tant de la part teòrica com de la part experimental d'aquesta tesi es poden resumir en els següents punts:

- El mètode TMG és legítim per la valoració de les propietats contràctils, especialment en els seus paràmetres Dm i Tc.
- La inclusió d'un paràmetre derivat dels 2 paràmetres principals (Dm i Tc) de manera que els relacioni, anomenat Vc ($Vc = Dm / Tc$) queda justificat per la necessitat de relacionar la magnitud de la contracció (Dm) amb la qualitat d'aquesta (Tc) i poder comparar contraccions (en la seva primera fase de contracció) d'un mateix subjecte.
- La relativització dels paràmetres en funció del perímetre en el punt a mesurar sembla ser una via per la possible comparació entre subjectes. En els 2 darrers estudis s'han inclòs els paràmetres Dm relatiu ($Dm \text{ relatiu} = 100 \times Dm / \text{perímetre}$) i Vc relatiu ($Vc \text{ relatiu} = 100 \times Vc / \text{perímetre}$), que contemplaven l'esmentat perímetre i no s'han vist diferències respecte els paràmetres sense relativitzar, però en els nostres casos, les magnituds de les contraccions han estat molt proporcionals a les mides de les cuixes mesurades, i hagués pogut no ser així amb una mostra més heterogènia on s'hagués inclòs esportistes i no esportistes.
- Observadors diferents que hagin tingut una experiència similar amb el mètode TMG i segueixin els mateixos criteris, són fiables en la

- valoració de les propietats contràctils per a tots els paràmetres, excepte pel Tr (paràmetre més conflictiu).
- És important mantenir constant la distància entre elèctrodes en aquells estudis o valoracions que requereixin la recol·locació dels elèctrodes. El paràmetre Dm se'n veu significativament afectat donat que, a menys separació dels elèctrodes, menys sumació espacial i per tant, menys reclutament de fibres musculars amb la conseqüent contracció de menor magnitud.
 - La TMG es revela com un mètode vàlid per mesurar la fatiga muscular aguda. El fet de poder aïllar la musculatura estudiada, la rapidesa en la mesura i el seu caràcter no-invasiu fan que sigui aplicable a la dinàmica d'entrenament i valoració tant en els àmbits de rehabilitació com la salut i l'entrenament d'alt nivell.
 - Un entrenament específic de desplaçaments en un esport asimètric com l'esgrima esportiva no ha estat suficient per detectar efectes diferents significatius en la lateralitat. Això, amb els efectes "creuats" detectats en tots els estudis fets unilaterals, sembla indicar una estratègia de regulació de la fatiga entre les dues cames.
 - Revisant la bibliografia queda clar que la velocitat d'execució s'ha d'afegir ineludiblement al càlcul de la intensitat de l'entrenament, així com el percentatge de la 1RM i la gestió del número de repeticions en funció del caràcter de l'esforç màxim.

- L'estructuració de sèries i repeticions de la sessió d'entrenament en varia l'efecte, inclús amb el mateix número total de repeticions, mateixa sobrecàrrega (en relació a la 1RM), i mateixa velocitat d'execució (en relació a la màxima possible per aquella càrrega). Sèries curtes amb major número de sèries per mantenir el volum total de repeticions provoquen augments en la Vc (i Vc relatiu) i disminucions en el Td, és a dir, la musculatura està preparada per actuar abans i més ràpidament sense experimentar disminucions en la potència. En canvi, series llargues tot i que amb menor número de sèries per mantenir el volum total de repeticions provoquen disminucions de la Vc (i Vc relatiu) i del Dm (i Dm relatiu), perjudicant significativament la manifestació de la potència. En resum, 2 efectes contraris amb paràmetres totals idèntics, només variant les estructures de les sèries.
- Els estiraments provoquen canvis en el Dm, augmentant-lo significativament. Pel que fa als estiraments passius, aquests canvis es produeixen immediatament després de l'aplicació. En canvi, pel que fa als estiraments actius amb vibració, aquests canvis es produeixen passats entre 3' i 10'.

5.



**propostes a
considerar**

Els estudis i línies obertes en aquesta tesi donen peu a futures investigacions i reflexions.

En primer lloc, es recomanen futurs estudis amb altres grups musculars i amb diferents objectius, com la detecció de desequilibris musculars o asimetries, doncs són línies que la pròpia marca comercial TMG recomana. En la salut, l'estudi del to muscular, les adaptacions de l'entrenament i l'estudi dels equilibris constitueixen la font principal de recerca. En el camp de la rehabilitació i la readaptació les comparacions de to, les velocitats de contracció i els equilibris són prioritaris per entendre la evolució del problema a tractar. En quant a l'entrenament, el disseny de les càrregues, el càlcul de càrregues màximes i de períodes de recuperació, així com la prevenció de sobreentrenament han de ser vies exploratòries a iniciar.

L'altre punt fort de l'aparell i que no ha estat abordat en aquesta tesi, és l'estudi de la fatiga crònica mitjançant investigacions longitudinals. Com ja s'ha dit, es planteja la possibilitat de realitzar estudis longitudinals dels esportistes sempre atenent a la gran variabilitat interindividual que trobem en la resposta TMG i entenent que les variacions produïdes per l'entrenament sí responen a un patró estable. Extreure patrons de la resposta muscular dels esportistes és una eina molt poderosa per la prevenció de lesions, així com la seva rehabilitació.

Els estudis realitzats sobre la fatiga posen les bases per abordar l'estudi TMG de altres tipus de fatiga, en especial la fatiga crònica. Així mateix hem d'abordar dissenys que correlacionin tant el tipus de fibres implicats (i la

seva fatiga) com el fenomen descrit d'entrenament contralateral, sabent que aquest últim és complex i difícil de definir, al menys, de moment.

També volem remarcar que la TMG no s'hauria d'incloure dins les tècniques d'electroteràpia. La TMG es recolza en les descàrregues elèctriques només per provocar una contracció i poder-la mesurar. En cap moment pretén fer teràpia (o provocar un esforç) mitjançant aquestes contraccions induïdes.

6.



referències

- ADAMS, GR., DUVOISIN, M., DUDLEY, GA. (1992). MRI and EMG as indexes of muscle function. *Journal of applied physiology*. 73. 1578-1583.
- AKATAKI, K., MITA, K., ITOH, Y. (1999). Repeatability study of mechanomyography in submaximal isometric contractions using coefficient of variation and intraclass correlation coefficient. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 39 (3). 161-166.
- ALANEN, AM., FALCK, B., KALIMO, H., KOMU, E., SONNINEN, VH. (1994). Ultrasound, computed tomography and magnetic resonance imaging in myopathies: correlations with electromyography and histopathology. *Acta neurologica scandinavica*. 89. 336-346.
- ALTER, MJ. (1988). *The science of stretching*. Human Kinetics. Champaign.
- ALTER, MJ. (1990). *Los estiramientos*. Paidotribo. Barcelona.
- ARACIL, J. (1986). *Máquinas, sistemas y modelos. Un ensayo sobre sistemática*. Tecnos. Madrid.
- ARCANGEL, CS., JOHNSTON, R., BISHOP, B., (1971). The achilles tendon reflex and the H-response during and after tendon vibration. *Physical therapy*. 51 (8). 889-905.
- ASMUSSEN, E., BONDE-PETERSEN, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscle in man. *Acta physiologica scandinavica*. 91. 385-392.

ASTRAND, PO., RODAHL, K. (1978). *The textbook of work physiology*. McGraw-Hill. New-York.

BARKER, D. (1974). *The morphology of muscle receptors. Handbook of physiology. 111/2. Muscle receptors*. Springer-Verlag. Berlin.

BASMAJIAN, JV. (1975). Motor learning and control. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 58. 38-41.

BEALIEU, JE. (1981). Developing a stretching program. *Physican and sports medicine*. 9. 59-69.

BERGMAN, BC., MARTIN, DT., WILKINSON, JG. (2001). Knee extensor torque and perceived discomfort during symmetrical biphasic electromyostimulation. *Journal of strength and conditioning research*. 15 (1). 1-5.

BERNE, RM., LEVY, MN. (1988). *Physiology*. Mosby. St Louis.

BERTALANFFY, LV. (1976). *Teoria general de sistemas*. Fondo de cultura económica. México.

BOMPA, T. (1985). *Theory and methodology of training*. Kendall/Hunt. Dubuque.

- BOSCO, C., COLLI, R., INTROINI, E., CARDINALE, M., TSARPELA, O., MADELLA, A., TIHANY, J., VIRU, A. (1999). Adaptive responses of human skeletal muscle to vibration exposure. *Clinical Physiology*. 19 (2). 183-187.
- BOSCO, C. (1994). *La valoración de la fuerza con el test de Bosco*. Paidotribo. Barcelona.
- BOSCO, C. (2000). *La fuerza muscular. Aspectos metodológicos*. INDE. Barcelona.
- BOVENZI, M., ZADINI, A., FRANZINELLI, A., BORGOGNI, F. (1991). Occupational musculoskeletal disorders in the neck and upper limbs of forestry workers exposed to hand-arm vibration. *Ergonomics*. 34. 547-62.
- BOVENZI, M., HULSHOF, CT. (1999). An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *International archives of occupational and environmental health*. 72. 351-365.
- BRZYCKI, M. (1993). Strength testing - Predicting a one-rep max from a reps-to-fatigue. *Journal of physical education, recreation and dance*. 64 (1). 88-90.

CABRI, J., CLARIS, JP., (1992). *Evaluation of neuromuscular tests currently in use with special reference to isokinetic dynamometry and kinesiological electromyography. (document intern inèdit)*. Vrije Universiteit Brussel, faculty of medicine and pharmacy, dept. experimental anatomy. Bruselas.

CARDINALE, M., POPE, MH. (2003). The effects of whole body vibration on humans: dangerous or advantageous? *Acta physiologica hungarica*. 90. 195-206.

CARGO, PE., HOUK, JC., RYMER, WZ. (1982). Sampling of total muscle force by tendon organs. *Journal of neurophysiology*. 47. 1069.

CARLSON, FD., WILKIE, DR. (1974). *Muscle physiology*. Prentice-Hall. New Jersey.

CARROLL, TJ., HERBERT, RD., MUNN, J., LEE, M., GANDEVIA, SC. (2006). Contralateral effects of unilateral strength training: evidence and possible mechanisms. *Journal of applied physiology*. 101 (5). 1514-1522.

CAVAGNA, GA., CITTERIO, G. (1974). Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *Journal of physiology*. 239. 1-14.

CAVAGNA, GA., SAIBENE, FP., MARGARIA, R. (1965). Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of applied physiology*. 20. 157-158.

CAVAGNA, GA., KOMAREK, L., MAZZOLENI, S. (1971). The mechanics of sprint running. *Journal of physiology*. 217. 709 -721.

CHAPMAN, AE. (1985). *The mechanical properties of skeletal muscle. Exercise of sport science review*. Macmillian. New York. 443-501.

CHERRY, DB. (1980). Review of physical therapies alternatives for reducing muscle contracture. *Physical therapy*. 60. 877-881.

CIANTI, G. (1990). *Stretching*. Sonzogno. Milano.

CLARIS, JP., CABRI, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of sports science*. 11. 379-448.

COMETTI, G. (1998). *Los métodos modernos de musculación*. Paidotribo. Barcelona.

CORBIN, CB., NOBLE, L. (1980). Flexibility: A major component of physical fitness. *The journal of physical education and recreation*. 51. 23-60.

- CORNELIUS, WL., HINSON, MM. (1980). The relationship between isometric contractions of hip extensors and subsequent flexibility in males. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 20. 75-80.
- CORNELIUS, WL. (1983). Stretch evoked EMG activity by isometric contraction and submaximal concentric contraction. *Athletic training*. 18. 106-109.
- CORNELIUS, WL., HAGEMANN, RW.Jr., JACKSON, AW. (1988). A study on placement of stretching within a workout. *Journal of sports medicine and physical fitness*. 28. 234.
- COVILLE, CA. (1979). Relaxation in physical education curricula. *The Physical educator*. 36. 176-181.
- DAHMANE, R., DJORDJEVIĆ, B., ŠIMUNIĆ, B., VALENČIČ, V. (2005) Spatial fiber type distribution in normal human muscle. Histochemical and tensiomyographical evaluation. *Journal of biomechanics*. 38. 2451-2459.
- DAHMANE, R., VALENČIČ, V., KNEZ, N., ERŽEN, I. (2000). Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical and biological engineering and computing*. 39. 51-55.

DAVSON, H. (1970). *A textbook of general physiology*. Williams and Wilkins. Baltimore.

DE GAIL, P., LANCE, JW., NEILSON, PD. (1966). Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. *Journal of neurology, neurosurgery and psychiatry*. 29 (1). 1-11.

DEVRIES, HA. (1966). Quantitative electromyographic investigation of the spasm theory of muscle pain. *The american journal of physical medicine*. 45. 119-134.

DEVRIES, HA. (1980). *Physiology of exercise*. William C. Brown. Dubuque.

DELAGI, E., PEROTTO, A., IAZZETTI, J., MORRISON, D. (1975). *Anatomic guide for the electromyographer: the Limbs*. Springfield (IL).

DELECLUSE, C., ROELANTS, M., VERSCHUEREN, S. (2003). Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*. 35. 1033-1041.

DICK, FW. (1980). *Sports training principles*. Lepus Books. London.

DJORDJEVIĆ, B., VALENČIĆ, V., JURČIĆ-ZLOBEC, B. (2001). The comparison of dynamic characteristics of skeletal muscles in two

groups of sportsmen sprinters and cyclists. *Biomedical engineering*.
3. 1-4.

Dorland's illustrated medical dictionary (26th Ed.) (1981). Saunders.
Philadelphia.

EDWARDS, RHT. (1981). *Human muscle function and fatigue. Human
muscle fatigue: Physiological mechanism*. Ed. Whelan. London.

EINSINGBACH, T. (1994). *La recuperación muscular*. Paidotribo. Barcelona.

EKLUND, G., HAGBARTH, KE. (1965). Motor effects of vibratory muscle
stimuli in man. *Electroencephalography and clinical
neurophysiology*. 19. 619.

EKLUND, G., HAGBARTH, KE. (1966). Normal variability of tonic vibration
reflexes in man. *Experimental neurology*. 16. 80-92.

EPLEY, B. (1985). *Poundage chart. Boyd epley workout*. University of
Nebraska Press. Lincoln, NE.

ETNYRE, BR., LEE, EJ. (1987). Comments on proprioceptive neuromuscular
facilitation stretching techniques. *Research quarterly for exercise and
sport*. 58. 184-188.

EVETOVICH, TK., CONLEY, DS., TODD, JB., ROGERS, DC., STONE, TL. (2007). Effect of mechanomyography as a biofeedback method to enhance muscle relaxation and performance. *Journal of strength and conditioning research*. 21 (1). 96-99.

FAGNANI, F., GIOMBINI, A., DI CESARE, A., PIGOZZI, F., DI SALVO, V. (2006). The effects of a whole-body vibration program on muscle performance and flexibility in female athletes. *American journal of physical medicine and rehabilitation*. 85. 956-962.

FLECK, SJ., KRAEMER, WJ. (1997). *Designing Resistance Training Programs*. Human Kinetics. Champaign (IL).

FRY, RW., MORTON, AR., KEAST, D. (1991). Overtraining in athletes. An update. *Sports medicine*. 12 (1). 32-65.

FUKANGA, T., ICHINOSE, Y., ITO, M., KAWAKAMI, YS., FUKASHIRO, S. (1997). Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of applied physiology*. 82. 354-358

GABRIEL, DA., BASFORD, JR. (2002). Vibratory facilitation of strength in fatigued muscle. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 83. 1202-1205.

GARCÍA MANSO, JM. (1999). *La fuerza*. Gymnos. Madrid

GARCÍA MANSO, JM., NAVARRO, M., RUIZ, JA. (1996). *Planificación del entrenamiento deportivo*. GYMNOS, Madrid.

GARCÍA MANSO, JM., RODRÍGUEZ RUIZ, D., RODRÍGUEZ MATOSO, D., SARMIENTOS, S., QUIROGA, M., DA SILVA, ME. (2009). La tensiomiografía como herramienta de evaluación muscular. *I congreso de ciencias de apoyo al rendimiento deportivo*. Valencia 2009.

GARCÍA-FOGEDA, A., USACH, R. (2006). Relación entre la fuerza y la electromiografía (EMG) del vasto interno del cuádriceps, en movimientos de media sentadilla con carga. *Biomecánica*. 14 (2). 12-16.

GONZÁLEZ BADILLO, JJ., GOROSTIAGA, E. (1995). *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza. Aplicación al alto rendimiento deportivo*. INDE. Barcelona.

GONZÁLEZ BADILLO, JJ., RIBAS, J. (2002). *Programación del entrenamiento de la fuerza*. INDE. Barcelona.

GONZALEZ BADILLO, JJ. (1998). *Modelos de planificación y programación en deportes de fuerza y velocidad*. COES-UAM. Madrid.

GONZÁLEZ BADILLO, JJ. (2008). Significado fisiológico y mecánico del carácter del esfuerzo en el entrenamiento de fuerza. *Red: revista de entrenamiento deportivo*. 22 (4). 23-25.

GOSELINK, KL., ROY, RR., ZHONG, H., GRINDELAND, RE., BIGBEE, AJ., EDGERTON, VR. (2004). Vibration-induced activation of muscle afferents modulates bioassayable growth hormone release. *Journal of applied physiology*. 96. 2097-2102.

GRABLJEVEC, K., BURGER, H., KERŠEVAN, K., VALENČIČ, V., MARINČEK, C. (2005). Strength and endurance of knee extensors in subjects after paralytic poliomyelitis. *Disability and rehabilitation*. 14. 791-799.

GREEN, P., MCMAHON, T. (1979). Reflex stiffness of man's anti-gravity muscles during kneebends while carrying extra weights. *Journal of biomechanics*. 12. 881-891.

GRIFFIN, MJ. (1997). *Handbook of human factors and vibration: Vibration and motion*. John Wiley and Sons. New York.

GROSSER, M., MÜLLER, H. (1989). *Desarrollo muscular*. Hispano Europea. Barcelona.

GUYTON, AC. (1972). *Fisiología y fisiopatología básicas*. Interamericana. México. Caracas.

GUYTON, AC. (1986). *Textbook of medical physiology*. Saunders. Philadelphia.

HAGBARTH, KE. (1967). EMG studies of stretch reflex in man. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. 25. 74-79.

HARRE, D. (1987). *Teoría del entrenamiento deportivo*. Stadium. Buenos Aires.

HARRIDGE, SDR., WHITE, MJ. (1993). Muscle activation and the isokinetic torque-velocity relationship of the human triceps surae. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 67 (3). 218-221.

HARRIS, FA. (1978). *Facilitation techniques in therapeutic exercise*. *Therapeutic exercise*. Williams & Wilkins. Baltimore.

HARTLEY-O'BRIEN, SJ. (1980). Six mobilization exercises for active range of hip flexion. *Research quarterly for exercise and sport*. 51. 625-635.

HATFIELD, FC. (1982). Learning to stretch for strength and safety. *Muscle fitness*. 43. 24-25. 193-194.

HENRICSSON, AS., FREDERIKSSON, K., PERSSON, I., PEREIRA, R., ROSTEDT, Y., WESTLIN, NE. (1984). The effect of heat and stretching

on the range of hip motion. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 6. 110-115.

HILL, AV. (1950). The series elastic component of muscle. *Proceeding of the royal society, London*. 137. 273-280.

HINTERBUCHNER, C. (1980). *Manipulation, traction, and massage*. Williams & Wilkins. Baltimore.

HOLT, LE., SMITH, RK. (1983). The effect of selected stretching programs on active and passive flexibility. *Biomechanics in sports*. 54-67.

HOLT, LE., TRAVIS, TM., OKITA, T. (1970). Comparative study of three stretching techniques. *Perceptual and motor skills*. 31. 611-616.

HOUK, J., HENNEMANN, E. (1967) Responses of golgi tendon organs to active contraction of the soleus muscle of the cat. *The journal of neurophysiology*. 30. 466-481.

IASHVILI, AV. (1982). Active and passive flexibility in athletes specializing in different sports. *Soviet sports review*. 18. 30-32.

ISSURIN, VB., LIEBERMANN, DG., TENENBAUM, G. (1994). Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility. *Journal of sports science*. 12. 561-566.

- ISSURIN, VB., TENENBAUM, G. (1999). Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes. *Journal of sports science*. 17. 177-82.
- IWAMOTO, J., OTAKA, Y., KUDO, K., TAKEDA, T., UZAWA, M., HIRABAYASHI, K. (2004). Efficacy of training program for ambulatory competence in elderly women. *The Keio journal of medicine*. 53. 85-89.
- JOHNSTON, RM., BISHOP, B., COFFEY, GH. (1970). Mechanical vibration of skeletal muscles. *Physical therapy*. 50. 499-505.
- JUANHUIX, J. (2001). *Estructura molecular i funció dels músculs vius. Tesi doctoral*. Universitat Autònoma de Barcelona. Departament de Física.
- KANE, JW., STERNHEIM, MM. (1996). *Física*. Reverté. Barcelona
- KANEKO, M., T. FUCHIMOTO, H., TOJI, H., SUEI, K. (1983). Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle. *Scandinavian journal of sports science*. 5. 50-55.
- KERŠEVAN, K., DJORDJEVIĆ, S., ŠIMUNIČ, B., VALENČIČ, V. (2002). Comparison between biomechanical and mioelectrical response of m. biceps brachii during incremental electrical stimulation. *Proceedings*

of electrotechnical and computational scientific conference. Portorož, Slovenia.

KERŠEVAN, K., VALENČIČ, V., DJORDJEVIĆ, B., ŠIMUNIĆ, B. (2005). The muscle adaptation process as a result of pathological changes or specific training procedures. *Cellular and molecular biology letters*. 7 (2). 367-369.

KINSER, AM., RAMSEY, MW., O'BRYANT, HS., AYRES, CA., SANDS, WA., STONE, MH. (2008). Vibration and stretching effects on flexibility and explosive strength in young gymnasts. *Medicine and science in sports and exercise*. 40 (1). 133-140.

KINUSAGA, R., AKIMA, H. (2005). Neuromuscular activation of triceps surae using muscle functional MRI and EMG. *Medicine and science in sports and exercise*. 37 (4). 593-598.

KNOTT, M., VOSS, DE. (1968) *Proprioceptive neuromuscular facilitation*. Harper and Row. New York.

KOMI, PV., BOSCO, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medical sciences of sport*. 10. 261-265.

KOMI, PV. (1992). *Stretch-Shortening Cycle. Strength and power in sport*. Blackwell Scientific Publication. London.

- KRIŽAJ, D., ŠIMUNIČ, B., ŽAGAR, T. (2008) Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of electromyography and kinesiology*. 18. 645-651
- LABAN, MM. (1962). Collagen tissue: Implications of its response to stress in vitro. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 43. 461-465.
- LANDER, J. (1985). Maximums based on reps. *Journal of national strength and conditioning association*. 6. 60-61.
- LEVIN, A., WYMAN, J. (1927). The viscous elastic properties of muscle. *Proceeding of the royal society*. 101. 218-243.
- LIEBERMAN, DG., ISSURIN, V. (1997). Effort perception during isotonic muscle contractions with superimposed mechanical vibratory stimulation. *Journal of human movement studies*. 32. 171-186.
- LIEMOHN, W., PARISER, G. (2001). *Flexibility range of motion, and low back function*. McGraw Hill. New York.
- LIGHT, K., NUZIK, S., PERSONIUS, W., BARSTROM, A. (1984). Low-load prolonged stretch versus high-load brief stretch in treating knee flexion contractures. *Physical therapy*. 64. 330-333.

- LINGS, S., LEBOEUF-YDE., C. (2000). Whole-body vibration and low back pain: a systematic, critical review of the epidemiological literature 1992-1999. *International archives of occupational and environmental health*. 73. 290-297.
- LIU, J., SEKIYA, I., ASAI, K., TADA, T., KATO, T., MATSUI, N. (2001). Biosynthetic response of cultured articular chondrocytes to mechanical vibration. *Research in experimental medicine (Berlin)*. 200. 183-193.
- LOGAN, GA., EGSTROM, GH. (1961). Effects of slow and fast stretching on the sarco-femoral angle. *Journal association for physical and mental rehabilitation*. 15. 86-89.
- LOMBARDI, VP. (1989). *Beginning Weight Training*. W.C. Brown. Dubuque.
- LUNDEBERG, TMC. (1984). Vibratory stimulation for the alliviationn of chronic pain. *Acta physiologica scandinavica*. 523. 1-51.
- MACDOUGALL, JD., WENGER, HA., GREEN, HJ. (1991). *Physiological testing of the high-performance athlete*. Human Kinetics. Champaign, Illinois.
- MACDOUGALL, JD., WENGER, HA., GREEN, HJ. (1995). *Evaluación fisiológica del deportista*. Paidotribo. Barcelona.

- MANNO, R. (1999). *El entrenamiento de la fuerza. Bases teóricas y prácticas*. INDE. Barcelona.
- MAREY, M., DEMENY, MG. (1985). Locomotion humaine, mecanisme du sout. *Comptes rendus hebdomadaires des séances de l'académie des sciences*. 101. 489-494.
- MARKOS, PD. (1979). Ipsilateral and contralateral effects of proprioceptive neuromuscular facilitation technique on hip motion and electromyographic activity. *Physical therapy*. 59. 1366-1373.
- MARSDEN, CE., MEADOWS, JC., HODGSON, HJF. (1969). Observations of the reflex response to muscle vibration in man and its voluntary control. *Brain*. 92. 829-846.
- MARTIN, D., CARL, K., LEHNERTZ, K. (2001). *Manual de metodología del entrenamiento deportivo*. Paidotribo. Barcelona.
- MATHEWS, DK., STACY, RW., HOOVER, GN. (1964). *Physiology of muscular activity and exercise*. Ronald Press. New York.
- MATVEEV, LP. (1977). *Fundamentals of sports training*. Progress Publishers. Moscú.

- MAULEN, J., MONTECINOS, R., VARGAS, R. (2000). El reflex de Hoffman es modifica per efecte de l'entrenament físic aròbic i anaeròbic. *Apunts de medicina de l'esport*. 35 (134). 13-20.
- MAYHEW, JL., WARE, J., PRINSTER, JL. (1993). Using lit repetitions to predict muscular strength in adolescents males. *National strength and conditioning association journal*. 15 (6). 35-38.
- MCATEE, R., CHARLAND, J. (2000). *Estiramientos facilitados*. Paidotribo. Barcelona.
- MCATEE, RE. (1993). *Facilitated Stretching*. Human Kinetics. Champaign, Illinois.
- MCCALL, GE., GRINDELAND, RE., ROY, RR., EDGERTON, VR. (2000). Muscle afferent activity modulates bioassayable growth hormone in human plasma. *Journal of applied physiology*. 89. 1137-1141.
- MERLETTI, R., PARKER, PA. (2004). *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. Wiley Interscience, Italy.
- MIYAMOTO, K., MORI, S., TSUJI, S., TANAKA, S., KAWAMOTO, M., MASHIBA, T., KOMATSUBARA, S., AKIYAMA, T., KAWANISHI, J., NORIMATSU, H. (2003). Whole-body vibration exercise in the elderly people. *International bone and mineral society and the japanese society for bone and mineral research*. 506.

MIYASHITA, K., SHIOMI, S., ITOH, N., KASAMATSU, T., IWATA, H. (1983).
Epidemiological study of vibration syndrome in response to total
hand-tool operating system. *British journal of industrial medicine*. 40.
92-98.

MOORE, MA., HUTTON, RS. (1980). Electromyographic investigation of
muscle techniques. *Medicine and science in sports and exercise*. 12.
322-329.

MOORE, JC. (1984). The golgi tendon organ: A review and update.
American journal of occupational therapy. 38. 227-236.

MORAS, G. (2002). *Amplitud de moviment articular i la seva valoració: el
test flexomètric. Tesi doctoral*. Universitat de Barcelona. Departament
de nutrició i bromatologia.

MORITANI, T., DE VRIES, HA. (1978). Reexamination of the relationship
between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of
isometric contraction. *American journal of physical medicine*. 57.
263-277.

MORTON, RH., FITZ-CLARK, JR., BANISTER, EW. (1990). Modeling human
performance in running. *Journal of applied physiology*. 69. 1171-
1177.

- MUNN, J., HERBERT, RD., GANDEVIA, SC. (2004). Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *Journal of applied physiology*. 96 (5). 1861-1866.
- MUNN, J., HERBERT, RD., HANCOCK, MJ., GANDEVIA, SC. (2005). Training with unilateral resistance exercise increases contralateral strength. *Journal of applied physiology*. 99 (5). 1880-1884.
- MUÑOZ, F., VALVERDE, M. (2001). *Apuntes de fisiología general*. Biología. UPF.
- MURPHY, P. (1986) Warming up before stretching advised. *Physical of sports medicine*. 14 (3). 45.
- NECKING, L.E., LUNDSTROM, R., LUNDBORG, G., THORNELL, L.E. & FRIDEN, J. (1996). Skeletal muscle changes after short term vibration. *The scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery*. 30. 99-103.
- NISHIHARA, Y., IWASAKI, T., HATTA, A., WASAKA, T., KANEDA, T., KUROIWA, K., AKIYAMA, S., KIDA, T., RYOL, KS. (2002). Effect of whole body vibration stimulus and voluntary contraction on motoneuron pool. *Advances in exercise and sport physiology*. 8. 83-86.

O'CONNOR, B., SIMMONS, J., O'SHEA, P. (1989). *Weight training today*.
West Publ. St. Paul.

OLASO, S. (2006). *Dinámica del refuerzo muscular*. UdL. Lleida.

ONISHI, H., YAGI, R., AKASAKA, K., MOMOSE, K., IHASHI, K., HANDA, Y.
(2000). Relationship between EMG signals and force in human vastus
lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of
electromyography and kinesiology*. 10. 59-67.

OZOLIN, N. (1970). *El sistema moderno de entrenamiento deportivo*.
Cultura física y deporte. Moscú.

PANCORBO, AE. (2003). Diagnóstico y prevención de la fatiga crónica o del
síndrome de sobreentrenamiento en el deporte de alto rendimiento.
Una propuesta de mecanismos de recuperación biológica. *Cuadernos
de psicología del deporte*. 3. 1.

PANJABI, MM., WHITE, AA. (2001). *Biomechanics in the musculoskeletal
system*. Churchill Livingstone. New York.

PIA, M., (1988). *Stretching au service des sportifs*. Amphora. Paris.

PIERROT-DESEILLIGNY, E., MAZEVET, D. (2000). The monosynaptic reflex:
a tool to investigate motor control in humans. Interest and limits.
Clinical neurophysiology. 30 (2). 67-80.

PIŠOT, R., NARICI, MV., ŠIMUNIC, B., DE BOER, M., SEYNNES, O., JURDANA, M., BIOLO G., MEKJAVIC, I.B. (2008). Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed-rest. *European journal of applied physiology*. 104 (2). 409-414.

PLASTARAS, CT., MARCINIAK, CM., SIPPLE, DP., D'AMORE, KG., GARVAN, C., ZAMAN, SM. (2008). Effect of interelectrode distance on sural nerve action potential parameters. *American journal of physical medicine and rehabilitation*. 87 (3). 183-188.

PLATONOV, VN. (1988). *El entrenamiento deportivo: Teoría y metodología*. Paidotribo. Barcelona.

PLATONOV, VN. (1991). *La adaptación en el deporte*. Paidotribo. Barcelona.

PLATONOV, VN. (2001). *Teoría general del entrenamiento deportivo olímpico*. Paidotribo. Barcelona.

PLOWMAN, SA. (1992). Physical activity, physical fitness, and low back pain. *Exercise and sport sciences reviews*. 20. 221-242.

POLIQUIN, C. (1991). Training for improving relative strength. *Science periodical on research and technology in sport*. 11. 1-9.

PRENTICE, WE., KOOIMA, E. (1986). The use of proprioceptive neuromuscular facilitation techniques in the rehabilitation of sports-related injury. *Athletic training*. 21. 26-31.

PRENTICE, WE. (1982). An electromyographic analysis of the effectiveness of heat or cold and stretching for inducing relaxation in injured muscle. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 3. 133-140.

PRENTICE, WE. (1983). A comparison of static stretching and PNF stretching for improving hip joint flexibility. *Athletic training*. 18. 56-59.

PRENTICE, WE. (1989). A review of FNP techniques: implications for athletic rehabilitation and performance. *Forum medicum*. 51. 1-13.

PRENTICE, WE. (1997). *Técnicas de rehabilitación en la medicina deportiva*. Paidotribo. Barcelona.

PRIPLATA, AA., NIEMI, JB., HARRY, JD., LIPSITZ, LA., COLLINS, JJ. (2003). Vibration insoles and balance control in elderly people. *Lancet*. 362. 1123-1124.

RIBOT-CISCAR, E., ROLL, JP., TARDY-GERVET, MF., HARDAY, F. (1996). Alteration of human cutaneous afferent discharges as the result of long lasting vibration. *Journal of applied physiology*. 80. 1708-1715.

RITTWEGER, J., BELLER, G., FELSEMBERG, D. (2000). Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man. *Clinical physiology*. 20 (2). 134-142.

RITTWEGER, J., JUST, K., KAUTZSCH, K., REEG, P., FELSEMBERG, D. (2002). Treatment of chronic lower back pain with lumbar extension and whole-body vibration exercise: a randomized controlled trial. *Spine*. 27 (17). 1829-1834.

RITTWEGER, J., MUTSCHELKNAUSS, M., FELSEMBERG, D. (2003). Acute changes in neuromuscular excitability after exhaustive whole body vibration exercise as compared to exhaustion by squatting exercise. *Clinical physiology and functional imaging*. 23 (2). 81-86.

ROELANTS, M., DELECLUSE, C. & VERSCHUEREN, S.M. (2004). Whole-Body-Vibration Training Increases Knee-Extension Strength and Speed of Movement in Older Women. *Journal of the American Geriatric Society*. 52. 901-908.

RONNESTAD, BR. (2004). Comparing the performance-enhancing effects of squats on a vibration platform with conventional squats in recreationally resistance-trained men. *Journal of strength and conditioning research*. 18. 839-845.

- ROTHMULLER, C., CAFARELLI, E. (1995). Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. *Journal of physiology*. 485. 857-864.
- ROY, EA., HOLLINS, M., MAIXNER, W. (2003). Reduction of TMD pain by high-frequency vibration: a spatial and temporal analysis. *Pain*. 101. 267-274.
- RUBIN, C., RECKER, R., CULLEN, D., RYABY, J., MCCABE, J., MCLEOD, K. (2004). Prevention of Postmenopausal Bone Loss by a Low-Magnitude, High-Frequency Mechanical Stimuli: a Clinical Trial Assessing Compliance, Efficacy, and Safety. *Journal of bone and mineral research*. 19. 343-351.
- RUNGE, M., REHFELD, G., RESNICEK, E. (2000). Balance training and exercise in geriatric patients. *Journal of musculoskeletal and neuronal interactions*. 1. 61-65.
- RUSSO, C.R., LAURETANI, F., BANDINELLI, S., BARTALI, B., CAVAZZINI, C., GURALNIK, JM., FERRUCCI, L. (2003). High-frequency vibration training increases muscle power in postmenopausal women. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 84. 1854-1857.
- SADY, SP., WRTMAN, M., BLANKE, D. (1982). Flexibility training: Ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 63. 261-263.

SANDS, WA., MCNEAL, JR., STONE, MH., RUSSELL, EM., JEMNI, M. (2006). Flexibility enhancement with vibration: Acute and long-term. *Medicine and science in sports and exercise*. 38 (4). 720-725.

SAPEGA, AA., QUEDENFELD, TC., MOYER, RA., BUTLER, RA. (1981). Biophysical factors in range-of-motion exercise. *The physician and sports medicine*. 9. 57-65.

SCHERRER, J. (1990). *La fatiga*. Paidotribo. Barcelona.

SCHMIDTBLEICHER, D. (1982). L'entraînement de force. *Science du sport*. 1. 13.

SCHMIDTBLEICHER, D. (1985). Strength training: part 2: Structural analysis of motor strength qualities and its application to training. *Science periodical on research and technology in sport*. 5. 1-10.

SCHULTZ, H. (1993). *Stretching*. Paidotribo. Barcelona.

SCHULTZ, P. (1979). Flexibility: Day of the static stretch. *The physician and sports medicine*. 7. 109-117.

SELYE, H. (1936). A Syndrome produced by diverse nocuous agents. *Nature*. 138. 32.

SHELLOCK, F., PRENTICE, WE. (1985). Warm-up and stretching for improved physical performance and prevention of sport related injury. *Sports medicine*. 2. 267-278.

SHERRINGTON, C. (1947). *The integrative action of the nervous system*. Yale University Press. New Haven.

SIFF, MC., VERKHOSHANSKY, YV. (2000). *Superentrenamiento*. Paidotribo. Barcelona.

SIFF, MC., VERKHOSHANSKY, YV. (1996). *Supertraining. Special strength for sporting excellence*. Sports Training. Escondido.

SIFF, MC. (1986). *Ballistic Analysis of Human Knee Stability. Unpublished PhD thesis*. University of Witwatersrand, South-Africa.

SILMAN, AJ., HASKARD, D., DAY, S. (1986). Distribution of joint mobility in a normal population: results of the use of fixed torque measuring devices. *Annals of the rheumatic diseases*. 45. 27-31.

SNELL, R. (1999). *Neuroanatomía clínica*. Panamericana. Buenos Aires.

SQUIRE, JM., (1981). *The structural basis of muscular contraction*. Plenum Press. New York.

STAMFORD, B. (1984). Flexibility and stretching. *Physician and sports medicine*. 12. 171.

SULLIVAN, PD., MARKOS, PE., MINOR, MD. (1982). *An integrated approach to therapeutic exercise theory and clinical application*. Reston Publishing. Virginia.

SUBURG, PR. (1983). Flexibility exercise reexamined. *Athletic training*. 18. 37-40.

TANAKA, SM., LI, J., DUNCAN, RL., YOKOTA, H., BURR, DB., TURNER, CH. (2003). Effects of broad frequency vibration on cultured osteoblasts. *Journal of biomechanics*. 36. 73-80.

TANIGAWA, MC. (1972). Comparision of the hold-relax procedure and passive mobilization on increasing muscle length. *Physical therapy*. 52. 725-735.

TOUS, J., MORAS, G. (1999). Control del entrenamiento de la fuerza mediante el número de repeticiones realizado por bloques de tiempo. *Libro de actas del IV Congrés de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport*. INEFC Lleida.

TOUS, J., MORAS, G. (2004). Entrenamiento por medio de vibraciones mecánicas: revisión de la literatura. *efdeportes.com*. 79. 1-22.

TOUS, J. (1999). *Nuevas tendencias en fuerza y musculación*. Ergo. Barcelona.

VALENČIČ, V., DJORDJEVIĆ, B. (2001). Influence of acute physical exercise on twitch response elicited by stimulation of skeleton muscles in man. *Biomedical engineering*. 2. 1-4.

VALENČIČ, V., KNEZ, N., ŠIMUNIĆ, B. (2001). Tenziomyography: Detection of skeletal muscle response by means of radial muscle belly displacement. *Biomedical engineering*. 1. 1-10.

VAN DEN TILLAAR, R. (2006). Will whole-body vibration training help to increase the range of motion in hamstrings. *Journal of strength and conditioning research*. 20 (1). 192-196.

VERKHOSHANSKY, YV. (1981). Principles of training high level track and field athletes. *Leygkäyä Atletika*. 10. 6-9.

VERKHOSHANSKY, YV. (1988). Una nueva concepción del entrenamiento especial de fuerza de saltadores y lanzadores. *Cuadernos de atletismo. Acondicionamiento físico atlético*. 10. 92.

VERKHOSHANSKY, YV. (2002). *Teoría y metodología del entrenamiento deportivo*. Paidotribo. Barcelona.

- VERRIL, D., PATE, R. (1982). Relationship between duration of static stretch in the sit and reach position and biceps femoris electromyographic activity. *Medicine and science in sports and exercise*. 14. 124.
- VERSCHUEREN, SM., ROELANTS, M., DELECLUSE, C., SWINNEN, S., VANDERSCHUEREN, D., BOONEN, S. (2004). Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *Journal of Bone and Mineral Research*. 19. 352-359.
- WARD, K., ALSOP, C., CAULTON, J., RUBIN, C., ADAMS, J., MUGHAL, Z. (2004). Low magnitude mechanical loading is osteogenic in children with disabilities conditions. *Journal of bone and mineral research*. 19. 360-369.
- WARREN, CG., LEHMANN, JF., KOBLANSKI, JN. (1976). Heat and stretch procedures: An evaluation using rat tail tendon. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 57. 122-126.
- WIERZBICKA, MM., GILHODES, JC., ROLL, JP. (1998). Vibration-induced postural posteffects. *Journal of neurophysiology*. 79. 143-150.
- WILMORE, JH, COSTILL, DL. (2004). *Fisiología del ejercicio y del deporte*. Paidotribo. Barcelona.

WOODS, JJ., BIGLAND-RITCHIE, B. (1983). Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles: an anatomical/functional argument for the existence of both. *American journal of physical medicine*. 62 (2). 287-299.

ŽAGAR, T., KRIŽAJ, D. (2005). Validation of an accelerometer for determination of muscle belly radial displacement. *Medical and biological engineering and computing*. 43 (1). 78-84.


ZATSIORSKY, VM. (1995). *Science and practice of strength training*. Human Kinetics. Champaign, Illinois.

ZEHR, EP. (2002) Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European journal of applied physiology*. 86. 455-468.

ZHELYAZKOV, T. (2001). *Bases del entrenamiento deportivo*. Paidotribo. Barcelona.

ZINTL, F., (1991). *Entrenamiento de la resistencia: fundamentos, métodos y dirección del entrenamiento*. Martínez-Roca. Barcelona.

ZUNINO, F., ESCOBAR, S., CHAVES, C., TABERNIG, C. (2005). Diseño, desarrollo y evaluación de un estimulador eléctrico para la evocación del reflejo de Hoffmann. *XV Congreso Argentino de Bioingeniería*. Paraná, Argentina.



annexos

*"En primer lloc, acabem amb Sòcrates, perquè ja n'estic fart d'aquest invent
de que no saber res sigui un signe de saviesa"*

Isaac Asimov (1920-1992)

En aquest apartat s'inclou una còpia de tot el material que ja ha estat publicat durant l'elaboració de la tesi doctoral. Es presenten separats per estudis.

De l'estudi 1:

TOUS-FAJARDO, J., MORAS, G., RODRÍGUEZ-JIMÉNEZ, S., USACH, R., MORENO, D., MAFFIULETTI, NA. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of electromyography and kinesiology*. Aug;20(4):761-766. Epub 2010 Mar 16.

De l'estudi 2.1:

MORENO, D., USACH, R. (2007). Ús de la tensiomiografia com a detector de la fatiga muscular. *Docusport, la revista*. 15. Primavera 2008. Any VI. 26.

De l'estudi 2.2:

MORENO, D., USACH, R., BUSQUETS, A., BENÍTEZ, A., CARRASCO, M., IRURTIA, A., MARINA, M., PADULLÉS, JM., TARRAGÓ, R., VALLEJO, L., IGLESIAS, X. (2008). Tensiomyographic analysis of short-term muscular fatigue induced by specific training in fencing.

- Com a póster: *1st International Congress on Science & Technology in Fencing*. Barcelona.
- Al llibre d'actes: *Fencing, science and technology. Proceedings of the 1st International Congress on Science & Technology in Fencing*. Ed. Xavier Iglesias. Barcelona.

De l'estudi 1:

ARTICLE IN PRESS

Journal of Electromyography and Kinesiology xxx (2010) xxx-xxx



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Electromyography and Kinesiology

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jelekin



Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography

Julio Tous-Fajardo^{a,*}, Gerard Moras^a, Sergio Rodríguez-Jiménez^a, Robert Usach^a, Daniel Moreno Doutres^a, Nicola A. Maffiuletti^b

^aINER - Barcelona, Sports Science Research Group, Barcelona, Spain

^bNeuromuscular Research Laboratory, Schülthess Clinic, Zurich, Switzerland

ARTICLE INFO

Article history:

Received 25 November 2009

Received in revised form 15 February 2010

Accepted 22 February 2010

Available online xxxxx

Keywords:

Radial muscle belly displacement

Vastus medialis

Inter-electrodes distance

Contractile properties

ABSTRACT

Tensiomyography (TMG) is a relatively novel technique to assess muscle mechanical response based on radial muscle belly displacement consecutive to a single electrical stimulus. Although intra-session reliability has been found to be good, inter-rater reliability and the influence of sensor repositioning and electrodes placement on TMG measurements is unknown. The purpose of this study was to analyze the inter-rater reliability of vastus medialis muscle contractile property measurements obtained with TMG as well as the effect of inter-electrode distance (IED). Five contractile parameters were analyzed from vastus medialis muscle belly displacement-time curves: maximal displacement (Dm), contraction time (Tc), sustain time (Ts), delay time (Td), and half-relaxation time (Tr). The inter-rater reliability and IED effect on these measurements were evaluated in 18 subjects. Intra-class correlation coefficients, standard errors of measurement, Bland and Altman systematic bias and random error as well as coefficient of variations were used as measures of reliability. Overall, a good to excellent inter-rater reliability was found for all contractile parameters, except Tr, which showed insufficient reliability. Alterations in IED significantly affected Dm with a trend for all the other parameters. The present results legitimate the use of TMG for the assessment of vastus medialis muscle contractile properties, particularly for Dm and Tc. It is recommended to avoid Tr quantification and IED modifications during multiple TMG measurements.

© 2010 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Neuromuscular function in vivo has been extensively assessed using different measurement techniques such as torque recordings during voluntary or evoked contractions (Harridge and White, 1993), mechanical power (Kaneko et al., 1983), surface electromyography (Moritani and deVries, 1978), magnetic resonance imaging (Adams et al., 1992), ultrasound (Fukunaga et al., 1996) or a combination of these techniques (Alanen et al., 1994; Kinugasa and Akima, 2005). More recently, alternative methodologies have been introduced to investigate muscle mechanical response, which include mechanomyography and tensiomyography (TMG). Mechanomyography is the study of the pressure waves caused by the dimensional changes of the active muscle fibers during the contraction that are recorded laterally to the muscle belly (Kimura et al., 2004). The mechanomyographic signal can be detected by different transducers such as piezoelectric contact sensors, micro-

phones, accelerometers or laser distance sensors (Orizio, 2004). TMG is a relatively novel technique based on the quantification of radial muscle belly displacement in response to a single electrical stimulus. Despite TMG bears resemblance to the more known mechanomyography, the two techniques have been suggested to differ on their operation principles and measured responses (Križaj et al., 2008). Extraction of contractile parameters from TMG responses is straightforward and does not require special post-processing or filtering (Križaj et al., 2008). Moreover, TMG measurements have been suggested to be only slightly affected by longitudinal tendon and ligament elasticity, serial connective tissue, joint friction and extremity inertia (Dahmane et al., 2005).

In the last few years, measurements of contraction time by TMG have been successfully implemented on different muscle groups (Valenčič and Knez, 1997) to investigate muscle atrophy (Burger et al., 1996), muscle endurance (Grabljevec et al., 2005) and muscle belly stiffness (Pišot et al., 2008). Furthermore, some of the contractile parameters measured by TMG have been found to correlate with muscle peak torque (Valenčič and Knez, 1997), and with the spatial distribution of fiber types in human muscles (Dahmane et al., 2001, 2005). This technique has also been widely used by our research group as an injury prevention tool in elite sports such

* Corresponding author. Address: Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya, Centro de Barcelona, Avda. de l'Estadi s/n, Anella Olímpica de Montjuïc, 08038 Barcelona, Spain. Tel.: +34 93 425 54 45; fax: +34 93 426 36 17.
E-mail address: juliotous@maestroede.com (J. Tous-Fajardo).

1050-6411/\$ - see front matter © 2010 Elsevier Ltd. All rights reserved.
doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008

Please cite this article in press as: Tous-Fajardo J et al. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* (2010), doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008

ARTICLE IN PRESS

2

J. Tous-Fajardo et al. / Journal of Electromyography and Kinesiology xxx (2010) xxx–xxx

as soccer (Reilly and Mujika, 2006) for the detection of muscle group imbalances and side-to-side asymmetries.

TMG measurements are generally performed in a static and relaxed position. The muscle belly enlarges in response to a single electrical stimulus and the obtained radial displacement is measured by a digital transducer (sensor tip) pressed perpendicularly against the skin above the muscle belly. Electrical stimulation is delivered with two surface electrodes placed proximal and distal to the sensor tip. Displacement–time curve recordings allow muscle contractile properties to be assessed, which include: maximal radial displacement (Dm), contraction time (Tc), delay time (Td), sustain time (Ts) and half-relaxation time (Tr). Between these five TMG parameters, Dm and Tc are generally considered as the most valid (Dahmane et al., 2001, 2005; Križaj et al., 2008).

Because TMG strongly relies on several rater-dependent aspects, such as sensor positioning and pretension as well as electrodes placement, knowledge of inter-rater reliability of such measurements is required. For example, if the sensor tip is removed and repositioned among the measurements, it will be difficult to set it again without producing small changes in its position and/or pressure over the muscle, which would inevitably affect the recordings. The initial pressure provided by the sensor tip above the muscle belly has been controlled in some (Dahmane et al., 2001, 2005; Križaj et al., 2008) but not all TMG studies (Grabljevec et al., 2005; Pišot et al., 2008). Additionally, electrodes position relative to the measuring point (sensor tip) could also influence the main outcomes, because alterations in electrode-sensor distance or inter-electrode distance (IED) would affect spatial recruitment of muscle fibers. Wide ranges of IED have been used in previous TMG studies, from ± 2 cm to ± 5 cm (Dahmane et al., 2001, 2005; Grabljevec et al., 2005; Križaj et al., 2008), i.e., electrodes were placed 2–5 cm distal and proximal to the sensor, even if IED has not been systematically reported (Pišot et al., 2008). It is therefore indispensable to clarify how sensor repositioning and electrodes placement could affect the reliability of TMG measurements, so as to minimize rater-dependent influences.

To our knowledge, only one study has been conducted to specifically analyze the reliability of TMG measurements (Križaj et al., 2008). Despite good intra-session reliability scores (intra-class correlation coefficients higher than 0.86) for all biceps brachii muscle contractile parameters, inter-rater reliability and the effect of sensor repositioning and electrodes placement were not evaluated.

Thus, the main purpose of the present study was to examine the inter-rater reliability of vastus medialis (VM) muscle contractile property measurements using TMG. We used this muscle group because its assessment is easy and practical, and because the quadriceps is considered to be a particularly important muscle for sport and daily activities. A secondary aim was to evaluate the effect of IED on TMG parameters.

2. Methods

2.1. Subjects and measuring setup

Eighteen healthy men (mean \pm SD: age 22.9 ± 3.8 years; height 171 ± 10 cm; body mass 66 ± 10 kg) with no history of neurological disorders or muscle diseases volunteered to participate in the present study. The study was approved by the local ethics committee. All subjects were fully informed of the procedures and risks involved before written consent was obtained.

Radial displacement was measured on the right and left VM muscles, presented randomly. Measurements were performed under static and relaxed conditions, with the subject in the supine position and the knee joint fixed at a 120° angle (180° corresponding to full extension of the knee). The measured limb was positioned

on a triangular wedge foam cushion to keep a fixed knee angle (Fig. 1). A digital displacement transducer (GK 40, Panoptik d.o.o., Ljubljana, Slovenia), which incorporates a spring of 0.17 N mm^{-1} , was set perpendicular to the muscle belly to acquire VM radial displacement. Sensor location was determined anatomically according to Delagi et al. (1975) and marked with a dermatological pen. Two square (5×5 cm) 2 mm thick self-adhesive electrodes (Compex Medical SA, Ecublens, Switzerland) were placed symmetrically 5 cm (± 5 cm) or 3 cm (± 3 cm) distal and proximal to the sensor tip. A TMG-S1 (EMF-Purlan and Co. d.o.o., Ljubljana, Slovenia) stimulator was used.

2.2. Rater's training

The two raters were trained by an expert (G.M.) during two separate sessions, 3 days prior to the testing session. During the first training session, raters were familiarized with the TMG device components, especially with the use of the tripod and its adaptor, the sensor transducer, the stimulating electrodes, and the standard measurement procedures. A second training session was held to increase the ability of the raters with the specific measuring protocol for this study. One healthy man participated as a subject in this training session but not in subsequent testing. Raters performed 15 measurements on the VM muscle of both sides, with sensor removing and repositioning among measurements. They were blinded from each other and received clear instructions about the sensor proper placement and the initial pressure of the sensor tip throughout the training session. Specifically, raters were asked to place the sensor perpendicularly to the muscle belly whereas sensor pressure was determined from tip excursion length, approximately at half of its total displacement.

2.3. Measuring protocol

Each subject participated to four tests (Fig. 2), separated by rest periods of 3 min. Each test lasted approximately 8 min. For each subject, left- and right-side trials as well as raters A and B tests were presented in random order. The two raters were blinded to the results of each other's assessment. After marking sensor location, rater A positioned the electrodes at the ± 5 cm IED and marked ± 3 cm IED with a dermatological pen. The first rater who started the sequence placed the sensor, performed test 1 and thereafter removed the sensor and left the room. The second rater entered in the measuring room, placed the sensor and performed test 2. Sensor was consistently removed by rater B, who completed thus his participation. Subsequently, test 3 (IED: ± 5 cm) and test 4 (IED:

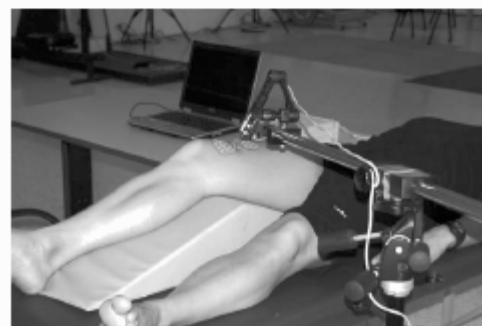


Fig. 1. Positioning of the subject during the measurements. A triangular wedge foam cushion was used to keep the knee joint angle at 120° . Note the position of the sensor tip perpendicular to the VM muscle belly, and the IED of ± 5 cm.

Please cite this article in press as: Tous-Fajardo J et al. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. J Electromyogr Kinesiol (2010), doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008

ARTICLE IN PRESS

J. Tous-Fajardo et al. / Journal of Electromyography and Kinesiology xxx (2010) xxx-xxx

3

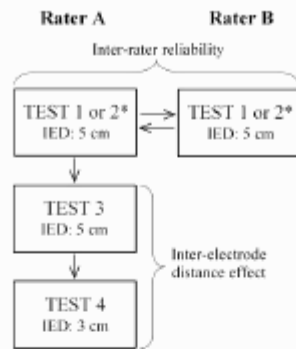


Fig. 2. Schematic view of the experimental protocol. *Sensor removed by rater B after test 2.

±3 cm) were performed by rater A to study the effect of IED. Sensor position was not modified between tests 3 and 4.

Regarding electrical stimulation procedures, pulse duration was 1 ms and the initial current amplitude was 50 mA. For each of the four tests, current amplitude was progressively increased by 10 mA increments until there was no further increase in Dm or maximal stimulator output (110 mA). Rest periods of ≥10 s were interspersed between consecutive measurements to minimize the effects of fatigue and potentiation. For each subject, two consecutive measurements were performed at the highest current amplitude, and they were recorded and averaged for subsequent analyses. None of the subjects reported discomfort during electrical stimulation.

The following contractile properties were calculated from the displacement-time curve: Dm, Td as the time from the onset of electrical stimulus to 10% of Dm, Tc as the time from 10% to 90% of Dm in the ascending curve, Ts as the time between 50% of Dm on both sides of the curve, and Tr as the time from 90% to 50% of Dm on the descending curve.

2.4. Statistical analyses

All values are presented as means and their standard deviations (SD). For each of the four tests, data were collapsed across

sides since (i) TMG parameters did not differ significantly between the right and the left VM (paired t-test with Bonferroni correction, $p < 0.01$), despite a trend for Dm to be higher in the right-side, and (ii) reliability outcomes were comparable for single-limb data (right or left) vs. collapsed data (average of right and left). Inter-rater reliability of TMG parameters was evaluated by comparing the results of tests 1 and 2 (Fig. 2). IED effect was evaluated by comparing test 3 (±5 cm) to test 4 (±3 cm), for the same rater (A).

Absolute and relative inter-rater reliability and IED effect were tested using Bland-Altman systematic bias and random error, intra-class correlation coefficient (ICC), i.e., a two-way random effects model with single measure (model: 2, 1), standard error of measurement (SEM) and coefficient of variation (CV) (Atkinson and Nevill, 1998). Paired t-tests were used to verify whether the systematic bias between the two conditions was significant ($p < 0.01$, Bonferroni corrected) or not. As a general rule, ICC higher than 0.8 and CV lower than 10% were interpreted to reflect good reliability, while ICC lower than 0.8 and CV higher than 10% reflected insufficient reliability.

3. Results

No differences in TMG measurements were observed between raters A and B, as witnessed by the low and non-significant systematic biases (Table 1). Inter-rater reliability of the different contractile parameters was good, except for Tr that showed the lowest ICC (0.77) and the highest random error (52.2 ms), SEM (18.3 ms) and CV (14.2%). The highest ICC (0.96–0.97) were observed for Dm and Ts, while Td and Ts presented the lowest CV (<2.7%).

Despite good reliability between ±5 cm and ±3 cm trials, except for Tr, alterations in IED significantly affected Dm with a statistical trend for all the other parameters (p range: 0.01–0.051) (Table 2). Indeed, decreasing IED from ±5 cm to ±3 cm resulted in significantly lower Dm ($p < 0.01$) (Fig. 3).

4. Discussion

A relatively novel technique named TMG allows assessing contractile properties from radial muscle belly displacement consecutive to single electrical stimulation. Due to the fact that non-invasive muscular assessment independent from motivation or

Table 1 Inter-rater reliability of TMG measurements.

	Rater A	Rater B	Bias	RE	SEM	CV	ICC (95% CI)
Dm (mm)	7.3 (1.7)	7.0 (1.8)	-0.3	±0.9	±0.3	4.7%	0.97 (0.92–0.99)
Tc (ms)	21.1 (3.1)	21.4 (3.3)	0.3	±2.5	±0.9	3.4%	0.92 (0.81–0.97)
Td (ms)	25.7 (2.0)	26.3 (3.0)	0.6	±2.7	±0.9	2.7%	0.86 (0.86–0.95)
Tr (ms)	75.0 (33.7)	74.3 (43.5)	-0.7	±52.2	±18.3	14.2%	0.77 (0.49–0.91)
Ts (ms)	195.9 (36.7)	195.2 (35.3)	-0.7	±20.3	±7.2	2.4%	0.96 (0.90–0.99)

Dm: maximal displacement; Tc: contraction time; Td: delay time; Tr: relaxation time; Ts: sustain time; RE: random error; SEM: standard error of measurement; CV: coefficient of variation; ICC: intra-class correlation coefficient; CI: confidence interval.

Table 2 Inter-electrode distance effect (rater A only) on TMG measurements.

	±5 cm	±3 cm	Bias	RE	SEM	CV	ICC (95% CI)
Dm (mm)	7.3 (1.8)	6.7 (1.6)	-0.6*	±0.8	±0.3	6.7%	0.97 (0.91–0.99)
Tc (ms)	20.2 (2.6)	21.4 (3.8)	1.2	±3.7	±1.3	4.5%	0.84 (0.62–0.94)
Td (ms)	25.8 (1.8)	26.3 (2.0)	0.5	±2.0	±0.7	2.0%	0.85 (0.65–0.94)
Tr (ms)	91.9 (55.2)	73.3 (42.5)	-18.6	±85.5	±30.0	17.6%	0.62 (0.23–0.84)
Ts (ms)	193.8 (37.1)	188.4 (38.7)	-5.3	±26.1	±9.2	4.4%	0.94 (0.85–0.98)

* Significant bias at $p < 0.01$. See Table 1 for abbreviations.

Please cite this article in press as: Tous-Fajardo J et al. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. J Electromyogr Kinesiol (2010). doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008

ARTICLE IN PRESS

4

J. Tous-Fajardo et al. / Journal of Electromyography and Kinesiology xxx (2010) xxx-xxx

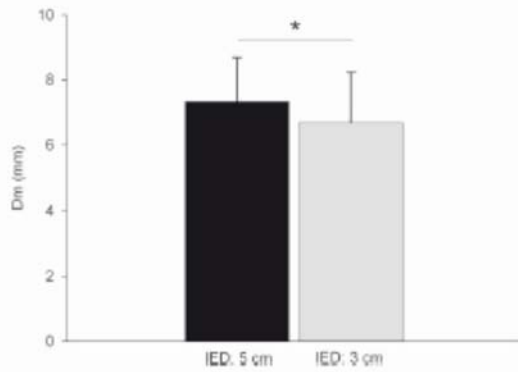


Fig. 3. Effect of IED on Dm. * ($p < 0.01$).

volitional effort may be conducted, TMG has been recently incorporated in both rehabilitation and sports training settings. However, several methodological factors may affect the reliability of TMG data. Specifically, sensor position relative to the muscle belly, initial pressure of the sensor tip, electrodes placement and therefore the ability of different raters to perform standardized measurements are considered among these factors. Since it is quite impractical to control the first two factors during routine clinical assessments, in this study we investigated inter-rater reliability as well as the effect of IED on the contractile parameters derived from TMG measurements.

To our knowledge, only one study has been specifically conducted to evaluate the reliability of TMG parameters (Križaj et al., 2008). Biceps brachii muscle contractile properties, including Tr, showed excellent reliability (ICC range: 0.86–0.98) over 30 consecutive measurements. This is expected as sensor position and initial pressure were maintained constant and only one rater completed the assessments. However, despite we found similar results in our pilot experiments (two consecutive measurements at the maximal displacement on the VM muscle), Tr showed insufficient reliability, contrary to Križaj et al. (2008). The reason for these contradictory findings is unknown but may be related to the differences in measurement protocol, subject characteristics or in the evaluated muscles (biceps brachii vs. VM) between Križaj et al. (2008) and our experiments.

A unique feature of the present study was that TMG sensor was consistently repositioned between repeated measurements. Inter-rater ICC for the five TMG parameters ranged between 0.77 and 0.97, and the highest 95% confidence intervals were obtained for Dm (0.92–0.99). This may be explained by the fact that Dm is the only time-independent contractile parameter. Actually, time-derived parameters (Tc, Td, Tr and Ts) showed lower reliability than Dm and therefore they were more affected by changes related to sensor placement and/or initial pressure of the sensor tip. In addition, Tr had the poorest intra- and inter-rater reliability, indicating that the descending phase of the displacement–time curve presents large variability between repeated measurements. This was even easily identifiable during the tests with a visual check of the response curve. Probably, a longer training period to achieve greater skills with sensor placement and repositioning between different measurements is needed to improve the reliability of time-dependent TMG parameters, Tr in particular. However, we considered necessary to include non-experienced raters in order to test the reliability of the measurements itself avoiding the skills

gained through the years when positioning the sensor over muscles having different shapes.

A representative muscle of the knee extensors was chosen, VM, as it can be easily located, stimulated and therefore evaluated by means of the TMG. In our pilot experiments and in the current study, no discomfort was reported during electrical stimulation of this muscle. However, we were obliged to use the maximum current amplitude provided by the stimulator (110 mA) in six out of 18 subjects, without being sure that the maximal muscle response was actually reached. It is expected that the current amplitude eliciting the maximal muscle response would show large inter-individual variability since it is influenced by a number of intrinsic factors such as skin conductivity, subcutaneous fat thickness, motor nerve branching, etc. Despite the fact that suboptimal VM stimulation (i.e. a clear limitation of the present TMG technique) may potentially reduce the reliability of contractile property measurements, we included all the trials in the analyses and obtained good reliability for all parameters, except Tr. Interestingly, TMG pilot experiments performed in our laboratory showed that, for muscles other than VM, Dm was obtained without the need to apply maximal stimulator current. Thus, further research is needed to evaluate the effect of stimulus maximality on the reliability of TMG measurements for different muscle groups.

The results of this study suggest that all TMG-derived contractile parameters were very sensitive to alterations in electrodes position, as confirmed by the significant bias between the two IED configurations (± 5 cm and ± 3 cm) for Dm and by a trend toward significance for all the other variables. This finding is in agreement with previous studies that have demonstrated alterations in muscle evoked response with changes in surface electrodes distance, for both muscle belly (Bergman et al., 2001) and motor nerve (Plastaras et al., 2008) stimulation. As a logical interpretation, decreasing IED from ± 5 cm to ± 3 cm would have resulted in lower and more superficial spatial recruitment of VM muscle fibers.

We have provided experimental evidence that Dm is the TMG parameter with the highest reliability scores in all the situations evaluated in our study. Together with Tc, which is largely influenced by the proportion of slow muscle fibers (Dahmane et al., 2005), Dm seems to provide the most useful information in TMG evaluation (Dahmane et al., 2001, 2005; Križaj et al., 2008). This latter parameter, which could be equated to electrically evoked peak twitch torque, is determined by both the number and the type of muscle fibers recruited by the electrical stimulus. Additionally, Pišot et al. (2008) proposed that Dm could be considered as a measure of muscle belly stiffness, as previously suggested by Evtovich et al. (1997) for the amplitude of the mechanomyographic signal.

Further studies are needed to evaluate the test–retest reliability of TMG parameters. It is likely that the absolute between-session reliability would be lower compared to the present within-session scores, as variations in muscle response and the difficulties to reposition both the sensor and the electrodes in the same area may affect TMG measurements. Also, the real usefulness of the main TMG-derived contractile properties to detect between-subject differences, within-subject muscle group imbalances and side-to-side asymmetries as well as the effect of a training/rehabilitation intervention on TMG parameters remain to be experimentally confirmed.

5. Conclusions

Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using TMG was good for all the parameters, except Tr.

Please cite this article in press as: Tous-Fajardo J et al. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. J Electromyogr Kinesiol (2010), doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008

ARTICLE IN PRESS

J. Tous-Fajardo et al. / Journal of Electromyography and Kinesiology xxx (2010) xxx-xxx

5

which is therefore not recommended for future TMG studies. Dm and Ts showed the highest relative reliability, while Td and Ts had the highest absolute scores. When the distance between stimulating electrodes was altered, a significant effect on Dm was found, suggesting that equal IED should be maintained for multiple TMG measurements requiring electrodes repositioning.

Conflict of interest statement

The authors declare that they have no conflict of interest.

References

Adams GR, Duvoisin MR, Dudley GA. Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. *J Appl Physiol* 1992;73(4):1578-83.

Alanen AM, Rälck B, Kallimo H, Komu ME, Sominen VH. Ultrasound, computed tomography and magnetic resonance imaging in myopathies: correlations with electromyography and histopathology. *Acta Neurol Scand* 1994;89(5):336-46.

Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 1998;26(4):217-38.

Bergman BC, Martin DT, Wilkinson JG. Knee extensor torque and perceived discomfort during symmetrical biphasic electromyostimulation. *J Strength Cond Res* 2001;15(1):1-5.

Burger H, Valenčič V, Marinček C, Kogovšek N. Properties of musculus gluteus maximus in above-knee amputees. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996;11(1):35-8.

Dahmane R, Valenčič V, Knez N, Erben I. Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Med Biol Eng Comput* 2001;39(1):51-5.

Dahmane R, Djordjević S, Šimunić B, Valenčič V. Spatial fiber type distribution in normal human muscle: histochemical and tensiomyographical evaluation. *J Biomech* 2005;38(12):2451-9.

Delagi EF, Perotto A, Iazetti J, Morrison D. Anatomic guide for the electromyographer: the limbs. Springfield: Charles C. Thomas; 1975.

Evetovich TK, Housh TJ, Stout JR, Johnson GO, Smith DB, Ebersole KT. Mechanomyographic responses to concentric isokinetic muscle contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997;75(2):166-9.

Fukunaga T, Ito M, Ichinose Y, Kuno S, Kawakami Y, Fukashiro S. Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J Appl Physiol* 1996;81(3):1430-3.

Grabljevec K, Burger H, Marinček C, Kerševan K, Valenčič V. Strength and endurance of knee extensors in subjects after paralytic poliomyelitis. *Disabil Rehabil* 2005;27(14):791-9.

Harridge SD, White MJ. A comparison of voluntary and electrically evoked isokinetic plantar flexor torque in males. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1993;66(4):343-8.

Kaneko M, Fuchimoto T, Toji H, Suei K. Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle. *Scand J Sports Sci* 1983;5(2):50-5.

Kimura T, Hamada T, Watanabe T, Maeda A, Oya T, Moritani T. Mechanomyographic responses in human biceps brachii and soleus during sustained isometric contraction. *Eur J Appl Physiol* 2004;92:533-9.

Kingasa R, Akima H. Neuromuscular activation of triceps surae using muscle functional MRI and EMG. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:593-8.

Križaj D, Šimunić B, Žagar T. Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(4):645-51.

Moritani T, deVries HA. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am J Phys Med* 1978;57:263-77.

Orizio C. In: Medetti R, Parker P, editors. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken, New Jersey: John Wiley and Sons, Inc.; 2004. p. 305-22.

Pišot R, Nanci MV, Šimunić B, De Boer M, Seynnes O, Jurđana M, et al. Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest. *Eur J Appl Physiol* 2008;104(2):409-14.

Plastaras CT, Maziakaki CM, Sipple DP, D'Amore KG, Garvan C, Zaman SM. Effect of interelectrode distance on sural nerve action potential parameters. *Am J Phys Med Rehabil* 2008;87(3):183-8.

Reilly T, Mujika I. Science and football in an applied context. *ICSSPE Bull* 2006;47:8-14.

Valenčič V, Knez N. Measuring of skeletal muscle's dynamic properties. *Artif Organs* 1997;21(3):240-2.



Julio Tous-Fajardo graduated from the National Institute of Physical Education, University of Barcelona, Spain in 1997. He also received a Ph.D. from the same university in 2001. From 2004 to 2006 he was a post-doctoral researcher at the Department of Physiology and Pharmacology, Section for Exercise and Muscle Physiology, Karolinska Institutet (Stockholm, Sweden). At present he is member of the Sports Science Research Group from the National Institute of Physical Education, University of Barcelona. His research interests involve strength and power training, eccentric overload training and injury prevention.



Gerard Moras received the Ph.D. degree in Sport Science in 2003 from the University of Barcelona, Spain. He was vice-director of research at the National Institute of Physical Education, Barcelona. At present he is member of the Sports Science Research Group from the same institution, attached to the University of Barcelona. His research interests include strength and power training, injury prevention and vibration training.



Sergio Rodríguez-Jiménez was born in Barcelona, Spain, in 1975. He graduated from the National Institute of Physical Education, University of Barcelona, Spain, in 2001. He is currently a Ph.D. candidate and member of the Sports Science Research Group at the same university. His research interests include strength and power training, vibration training and injury prevention.



Robert Usach graduated from the National Institute of Physical Education, University of Lleida, Spain in 2004. He is currently a Ph.D. candidate at the same university. His research interests include strength and power training and injury prevention.



Daniel Moreno Doutras received the Ph.D. degree in Sport Science from the National Institute of Physical Education, University of Barcelona, Spain. He is currently a member of the Sports Science Research Group at the same university. His research interests include injury prevention, cardiovascular and neuromuscular adaptations to exercise in athletes with special interest in basketball players.

Please cite this article in press as: Tous-Fajardo J et al. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* (2010). doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008

ARTICLE IN PRESS

6

J. Tous-Fajardo et al. / *Journal of Electromyography and Kinesiology xxx (2010) xxx-xxx*



Nicola A. Maffiuletti was born in Bergamo, Italy, in 1973. He received the Ph.D. degree in Sport Science in 2000 from the University of Burgundy in Dijon, France. He has been an Assistant Professor in the same University (INSERM U887 Laboratory) since 2001, and is currently Director of the Neuromuscular Research Laboratory at the Schulthess Clinic in Zurich, Switzerland. His current research interests include the study of neuromuscular function in orthopaedic patients and the physiology of neuromuscular electrical stimulation. He is a member of the American College of Sports Medicine and the European College of Sport Science.

Please cite this article in press as: Tous-Fajardo J et al. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol* (2010). doi:10.1016/j.jelekin.2010.02.008

De l'estudi 2.1:

Els articles del Premi

Ús de la tensiomiografia com a detector de la fatiga muscular aguda

Autors: Daniel Moreno-Doutres, col·legiat 10383, i Robert Usach Minguillón, col·legiat 11137

Títol del treball: *Ús de la tensiomiografia com a detector de la fatiga muscular aguda.*

Treball presentat en la XII edició, any 2007

La tensiomiografia (TMG) és una nova tècnica que permet valorar d'una manera senzilla la capacitat funcional de contracció muscular. És ben conegut que la fatiga muscular i, en concret la fatiga aguda, disminueixen la capacitat funcional per contraure les fibres musculars.

L'objectiu del nostre estudi és determinar si la TMG detecta la fatiga muscular aguda provocada per l'entrenament. Vint-i-vuit dones (n=12) i homes (n=16) han participat en l'estudi (edat=22,7±5,9 anys) en el qual es realitzava un mesurament previ i un de posterior en un entrenament de força. Una de les cames era l'experimental i l'altra servia de control.

Els resultats de la TMG indiquen una disminució funcional important ($p \leq 0,1$) en la cama experimental ($-2,62 \pm 1,97$ mm) respecte de la cama control ($0,53 \pm 1,28$ mm). Ni la lateralitat ni el costat entrenat respecte de la lateralitat semblen esdevenir factors decisius. Quant a la comparació entre gèneres, tot i que significativament no és definitiu, els homes obtenen resultats més elevats en la TMG, tant abans com després de l'entrenament, encara que la fatiga es mostra igualment en ambdós.

La TMG sembla, doncs, un

mètode adequat per valorar d'una manera senzilla i no invasiva la fatiga muscular.

Aplicacions i conclusió

La conclusió principal d'aquesta recerca és que la TMG es revela com un mètode vàlid per mesurar la fatiga muscular aguda. El fet de poder aïllar la musculatura estudiada, la rapidesa en el mesurament i el seu caràcter no invasiu fan que sigui aplicable a la dinàmica d'entrenament i valoració tant en els àmbits de rehabilitació, com en la salut i en l'entrenament d'alt nivell.

En la salut, l'estudi del to muscular, les adaptacions de l'entrenament i l'estudi dels equilibris constitueixen la font principal de recerca. En el camp de la rehabilitació i la readaptació les comparacions de to, les velocitats de contracció i els equilibris són prioritaris per entendre l'evolució del problema que cal tractar. I quant a l'entrenament, la planificació de les càrregues, el càlcul de càrregues màximes i de períodes de recuperació, així com la prevenció del sobreentrenament han de ser vies exploratòries que cal iniciar.

Aquest estudi posa les bases per abordar l'estudi de la TMG d'altres tipus de fatiga, en especial la fatiga crònica. Així mateix cal afrontar elaboracions en què es correlacionin tant el tipus de fibres implicades –i la seva fatiga– com el fenomen descrit d'entrenament contralateral, sabent que aquest últim és complex i difícil de definir, almenys de moment.

En el pla real és possible l'estudi longitudinal dels esportistes sempre atenent a la gran variabilitat interindividual que trobem en la resposta a la TMG i entenent que les variacions produïdes per l'entrenament sí responen a un patró estable.



Col·locació dels electrodes i del sensor tensiomiogràfic

De l'estudi 2.2:

TENSIOMYOGRAPHIC ANALYSIS OF SHORT-TERM MUSCULAR FATIGUE INDUCED BY SPECIFIC TRAINING IN FENCING

Moreno D¹, Usach R¹, Busquets A¹, Benítez A¹, Carrasco M², Iruña A¹, Marina M¹, Padullés JM¹, Tarragó R³, Vallejo L¹, Iglesias X¹



¹ Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya, Centre de Barcelona (INEFC)
² Escola Universitària d'Infermeria, Fisioteràpia i Nutrició Blanquerna (EUIFN)
³ Federació Catalana d'Esgrima (FCE)



INTRODUCTION

The task of testing and interpreting the physiological requirements and the effects of muscular fatigue in situation sports is an extremely complex one. In the present study we used a new method for testing muscular fatigue known as tensiomyography (TMG), which consists of the transversal measurement of muscle belly displacement reacting to a signal of determined duration (1ms) and variable intensity. Dahmane (1) y Valencić (3) accord that when a muscle is contracting its belly gets higher, permitting its measurement. Moreno and Usach (2) studied modifications produced by short-term fatigue in the vastus medialis muscle measured with TMG. Using this method they detected differences between the trained leg and the control one.

MATERIAL AND METHODS

SUBJECTS

Twenty-six fencers took part in the study (♂=15, ♀=11), thirteen épée fencers (♂=7, ♀=6), seven sabre fencers (♂=4, ♀=3) and six foil fencers (♂=4, ♀=2). The average age in our sample was 14.9 (± 0.8); five U17 fencers and twenty-one U15 fencers.

MATERIAL

We used a tensiomyograph GK40 (Panoptik, Slovenia), supported by a 117B tripod (Manfrotto, Italia). The electrical simulator connected to the tensiomyograph was a TMG-S1 (EMF- Furlan & Co., Slovenia), and we used surface electrodes of 5x5 cms (Compex, Switzerland). All of the equipment was operated by a PC with the Matlab TMG software (TMG, Slovenia). This program allows data such as maximal transversal displacement (DM), measured with a precision of 1x10-6mm; contraction time (TC) from relax to DM (ms); and contraction speed VC (mm/ms) to be obtained.

METHOD

Fencers performed a specific training routine consisting of 45 min of fencing movements: 5 min warm-up, 10 min specific control testing, 10 min stretching, 20 min of combinations of fencing movements (12 bouts [30 sec work, 15 sec rest, 30 sec work], 30 sec rest between bouts).

The TMG analysis was performed before and after training, with the purpose of obtaining DM, TC and VC.

Two incremental tests were performed until the maximum peak was found in both vastus medialis. Both measurements were placed in the centre of measure on the surface of the muscle (placed on the maximum transversal displacement during voluntary contraction). The electrodes were situated 5 cms from this point in the extended leg. Measurements were taken with fixed leg (40° flexion), starting with an intensity corresponding to 50mA and consecutive increments of 10 mA.

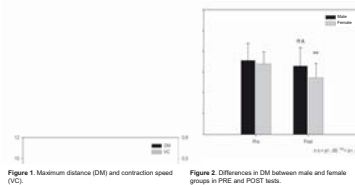
STATISTICAL ANALYSIS

SPSS 14.0 software for Windows was used. Repeated measurement analysis of variants was performed in the following variables: DM, VC and TC. We chose as factors for the model: category, gender, modality and laterality (anterior or posterior).

RESULTS

Comparisons are shown in table 1. We found significant differences in DM (p<0.05) and highly significant in VC (p<0.01), between previous and posterior tests. The category factor showed no significant difference. We found differences in gender. Contrast bilateral analysis revealed a significant decrement of DM in females.

We observed differences in TC values although contrasts did not show these differences in pre-post analysis but they were due to differences between genders (males and females). Pre-post analysis with the leg factor revealed no differences as in comparisons with the modality factor. Post-hoc analysis showed high significant differences between épée fencers and foil fencers in VC (p<0.01) and significant in DM (p<0.05).



DISCUSSION

Pre-post analysis with the category factor showed no differences between groups, although we observed differences on the t-test in DM and VC. This suggests that age effects both DM and VC. This is coherent if we think of the differences in young people with continuous structural changes. Modality seemed without effect a priori, though post-hoc analysis revealed differences between épée and foil fencers, the former obtaining less displacement (p<0.05) but were faster (p<0.01). This is probably due to less flexion but with the same power in the épée fencers group. Muscular contraction capacity is diminished due to the effect of fatigue -lower recruitment capacity-, not significant in males and highly significant in females. So we have to understand that for the same work, fatigue effects females much more than males, suggesting the possibility of different training sessions in function of gender type for better adaptation to work.

We observed a high decrement in VC due to training. That point is remarkable because we can conclude that fatigue influences VC and then movement speed. Although coordinative components seem to be independent they are probably affected too. The stability in TC values suggests (with the decrement in DM) that fencers with low TC and high DM can maintain good values when fatigue starts to appear.

CONCLUSIONS

Specific training session diminished muscle contractile capacity, in number of recruited fibres as much as contraction speed.

Laterality not seems to have different affectation depending of leg.

Category affects to the different variables, while modality seems to establish differences between épée and foil fencers.

Table 1. Average and standard deviation (course). *p<0.05, **p<0.01

CATEGORY		DM		TC		VC	
		Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
CATEGORY	M-15	6,91 1,40	5,90 1,60	17,56 2,15	17,86 2,81	0,39 0,07	0,33 0,07
	M-17	7,41 1,69	6,80 1,91	18,94 4,09	18,73 3,15	0,40 0,08	0,36 0,07
GENDER	♂	7,15 1,62	6,60 1,75	17,92 2,39	18,84 2,98	0,40 0,07	0,35 0,07
	♀	6,80** 1,21	5,34** 1,29	17,70 3,01	16,92 2,34	0,39 0,06	0,32 0,07
LATERALITY	ANTERIOR	7,13 1,47	6,08 1,75	18,39 2,62	18,00 3,28	0,39 0,08	0,34 0,06
	POSTERIOR	6,88 1,46	6,06 1,64	17,26 2,59	18,06 2,45	0,40 0,06	0,34 0,08
MODALITY	EPÉE	6,61 1,37	5,50 1,25	17,27 1,95	17,41 2,28	0,38 0,06	0,32 0,06
	SABRE	7,06 1,64	6,62 1,97	18,99 3,58	19,46 3,63	0,37 0,07	0,34 0,07
	FOIL	7,82 1,04	6,55 1,80	17,66 2,19	17,42 2,40	0,44 0,05	0,37 0,07
TOTAL		7,00* 1,46	6,07* 1,68	17,82 2,64	18,03 2,87	0,39** 0,07	0,34** 0,07

REFERENCES

- Dahmane R, Valencić V, Knez N, and Eržen I. Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. Medical & Biological Engineering & Computing 2000 (39):51-55.
- Moreno D, Usach R. Use of tensiomyography to detect short-term muscular fatigue. Proceedings of the Tadar 2007 Congress; 16-17 Nov 2007; Madrid, Spain.
- Valencić V, Knez N, and Šimunić B. Tensiomyography: Detection of Skeletal Muscle Response by Means of Radial Muscle Belly Displacement. Biomedical Engineering 2001 (1):1-10.



1st International Congress on SCIENCE & TECHNOLOGY IN FENCING
 FEBRUARY 15, 16 & 17, BARCELONA 2008

Study Supported by the Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya - Barcelona

Tensiomiographic analysis of short-term muscular fatigue induced by specific training in fencing

DANIEL MORENO¹, ROBERT USACH¹, ALBERT BUSQUETS¹, ADOLFO BENITEZ¹, MARTA CARRASCO², ALFRED IRURTIA¹, MICHEL MARINA¹, JOSEP MARIA PADULLÉS¹, RAFAEL TARRAGÓ³, LISÍMACO VALLEJO¹, XAVIER IGLESÍAS^{1,3}

¹ Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya –INEFC– (Universitat de Barcelona)

² Graduate in Nutrition and Human Dietetics

³ Federació Catalana d'Esgrima

Correspondence to:

dani.moreno@inefc.net

Keywords:

Tensiomiography, Intermittent, Activity, Functional, Testing

Introduction

The task of testing and interpreting the physiological requirements and the effects of muscular fatigue in situation sports is an extremely complex one. In the present study we used a new method for testing muscular fatigue known as tensiomiography (TMG), which consists of the transversal measurement of muscle belly displacement reacting to a signal of determined duration (1ms) and variable intensity. Dahmane (1) y Valeri (3) accord that when a muscle is contracting its belly gets higher, permitting its measurement. Moreno y Usach (2) studied modifications produced by short-term fatigue in the vastus medialis muscle measured with TMG. Using this method they detected differences between the trained leg and the control one.

Material and methods

Subjects

Twenty-six fencers took part in the study ($n=15$, $n=11$), thirteen épée fencers ($n=7$, $n=6$), seven sabre fencers ($n=4$, $n=3$) and six foil fencers ($n=4$, $n=2$). The average age in our sample was 14.9 (± 0.8); five U17 fencers and twenty-one U15 fencers.



Fencing, Science & Technology
1st International Congress on Science and Technology in Fencing
Barcelona, 15-17 February 2008

Material

We used a tensiomiograph GK40 (Panoptik, Slovenia), supported by a 117B tripod (Manfrotto, Italia). The electrical simulator connected to the tensiomiograph was a TMG-S1 (EMF- Furlan & Co., Slovenia), and we used surface electrodes of 5x5 cms (Compex, Switzerland). All of the equipment was operated by a PC with the Matlab TMG software (TMG, Slovenia). This program allows data such as maximal transversal displacement (DM), measured with a precision of 1×10^{-6} mm; contraction time (TC) from relax to DM (ms); and contraction speed VC (mm/ms) to be obtained.

Method

Fencers performed a specific training routine consisting of 45 min of fencing movements: 5 min warm-up, 10 min specific control testing, 10 min stretching, 20 min of combinations of fencing movements (12 bouts [30 sec work, 15 sec rest, 30 sec work], 30 sec rest between bouts).

The TMG analysis was performed before and after training, with the purpose of obtaining DM, TC and VC.

Two incremental tests were performed until the maximum peak was found in both vastus medialis. Both measurements were placed in the centre of measure on the surface of the muscle (placed on the maximum transversal displacement during voluntary contraction). The electrodes were situated 5 cms from this point in the extended leg. Measurements were taken with fixed leg (40° flexion), starting with an intensity corresponding to 50mA and consecutive increments of 10 mA.

Statistical analysis

SPSS 14.0 software for Windows was used. Repeated measurement analysis of variants was performed in the following variables: DM, VC and TC. We chose as factors for the model: category, gender, modality and laterality (anterior or posterior).

Results

Comparisons are shown in table 1. We found significant differences in DM ($p \leq 0,05$) and highly significant in VC ($p \leq 0,01$), between previous and posterior tests. The category factor showed no significant difference. We found differences in gender. Contrast bilateral analysis revealed a significant decrement of DM in females. We observed differences in TC values although contrasts did not show these differences in pre-post analysis but they were due to differences between genders (males and females). Pre-post analysis with the leg factor revealed no differences as in comparisons with the modality factor. Post-hoc analysis showed high significant differences between épée fencers and foil fencers in VC ($p \leq 0,01$) and significant in DM ($p \leq 0,05$).



Fencing, Science & Technology
1st International Congress on Science and Technology in Fencing
Barcelona, 15-17 February 2008

Discussion

Pre-post analysis with the category factor showed no differences between groups, although we observed differences on the t-test in DM and VC. This suggests that age effects both DM and VC. This is coherent if we think of the differences in young people with continuous structural changes. Modality seemed without effect a priori, though post-hoc analysis revealed differences between épée and foil fencers, the former obtaining less displacement ($p \leq 0.05$) but were faster ($p \leq 0.01$). This is probably due to less flexion but with the same power in the épée fencers group. Muscular contraction capacity is diminished due to the effect of fatigue –lower recruitment capacity-, not significant in males and highly significant in females. So we have to understand that for the same work, fatigue effects females much more than males, suggesting the possibility of different training sessions in function of gender type for better adaptation to work.

We observed a high decrement in VC due to training. That point is remarkable because we can conclude that fatigue influences VC and then movement speed. Although coordinative components seem to be independent they are probably affected too. The stability in TC values suggests (with the decrement in DM) that fencers with low TC and high DM can maintain good values when fatigue starts to appear.

Conclusions

Specific training session diminished muscle contractile capacity, in number of recruited fibres as much as contraction speed. Laterality not seems to have different affection depending of leg. Category affects to the different variables, while modality seems to establish differences between épée and foil fencers.

References

- [1] Dahmane R, Valenčič V, Knez N, and Eržen I. Evaluation of the ability to make non-invasive estimation of muscle contractile properties on the basis of the muscle belly response. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2000 (39):51-55.
- [2] Moreno D, Usach R. Use of tensiomyography to detect short-term muscular fatigue. *Proceedings of the Tadar 2007 Congress: 16-17 Nov 2007; Madrid, Spain.*
- [3] Valenčič V, Knez N, and Šimunić B. Tensiomyography: Detection of Skeletal Muscle Response by Means of Radial Muscle Belly Displacement. *Biomedical Engineering* 2001 (1):1-10.



Fencing, Science & Technology
1st International Congress on Science and Technology in Fencing
Barcelona, 15-17 February 2008

		DM		TC		VC	
		Pre mm	Post mm	Pre ms	Post ms	Pre mm·ms ⁻¹	Post mm·ms ⁻¹
CATEGORY	M-15	6,91	5,90	17,56	17,86	0,39	0,33
		<i>1,40</i>	<i>1,60</i>	<i>2,15</i>	<i>2,81</i>	<i>0,07</i>	<i>0,07</i>
	M-17	7,41	6,80	18,94	18,73	0,40	0,36
		<i>1,69</i>	<i>1,91</i>	<i>4,09</i>	<i>3,15</i>	<i>0,08</i>	<i>0,07</i>
GENDER	-	7,15	6,60	17,92	18,84	0,40	0,35
		<i>1,62</i>	<i>1,75</i>	<i>2,39</i>	<i>2,98</i>	<i>0,07</i>	<i>0,07</i>
	-	6,80**	5,34**	17,70	16,92	0,39	0,32
		<i>1,21</i>	<i>1,29</i>	<i>3,01</i>	<i>2,34</i>	<i>0,06</i>	<i>0,07</i>
LATERALITY	ANTERIOR	7,13	6,08	18,39	18,00	0,39	0,34
		<i>1,47</i>	<i>1,75</i>	<i>2,62</i>	<i>3,28</i>	<i>0,08</i>	<i>0,06</i>
	POSTERIOR	6,88	6,06	17,26	18,06	0,40	0,34
		<i>1,46</i>	<i>1,64</i>	<i>2,59</i>	<i>2,45</i>	<i>0,06</i>	<i>0,08</i>
MODALITY	EPÉE	6,61	5,50	17,27	17,41	0,38	0,32
		<i>1,37</i>	<i>1,25</i>	<i>1,95</i>	<i>2,28</i>	<i>0,05</i>	<i>0,06</i>
	SABRE	7,06	6,62	18,99	19,46	0,37	0,34
		<i>1,64</i>	<i>1,97</i>	<i>3,58</i>	<i>3,63</i>	<i>0,07</i>	<i>0,07</i>
	FOIL	7,82	6,55	17,66	17,42	0,44	0,37
		<i>1,04</i>	<i>1,80</i>	<i>2,19</i>	<i>2,40</i>	<i>0,05</i>	<i>0,07</i>
TOTAL		7,00*	6,07*	17,82	18,03	0,39**	0,34**
		<i>1,46</i>	<i>1,68</i>	<i>2,64</i>	<i>2,87</i>	<i>0,07</i>	<i>0,07</i>

Table 1. Average and standard deviation (cursive). * $p \leq 0,05$; ** $p \leq 0,01$



Fencing, Science & Technology
1st International Congress on Science and Technology in Fencing
Barcelona, 15-17 February 2008

Illustrations

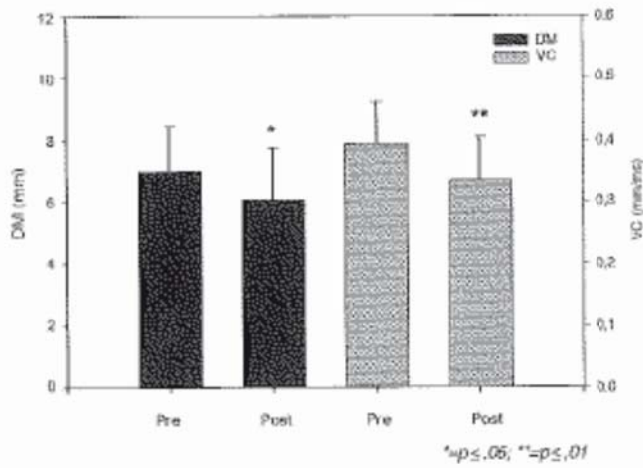


Figure 1. Maximum distance (DM) and contraction speed (VC).

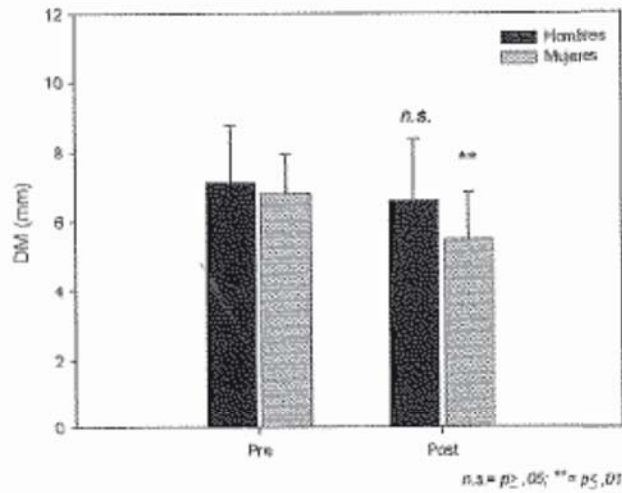


Figure 2. Differences in DM between male and female groups in PRE and POST tests.

