



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Amplitud de moviment articular i la seva valoració: el test flexomètric

Gerard Moras Feliu



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència **Reconeixement- NoComercial – SenseObraDerivada 4.0. Espanya de Creative Commons.**

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia **Reconocimiento - NoComercial – SinObraDerivada 4.0. España de Creative Commons.**

This doctoral thesis is licensed under the **Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs 4.0. Spain License.**

UNIVERSITAT DE BARCELONA

DEPARTAMENT DE NUTRICIÓ I BROMATOLOGIA

FACULTAT DE FARMÀCIA
DIVISIÓ CIÈNCIES DE LA SALUT

PROGRAMA DE DOCTORAT

NUTRICIÓ, TECNOLOGIA I HIGIENE DELS ALIMENTS

BIENNI 1994-96

TÍTOL

AMPLITUD DE MOVIMENT ARTICULAR
I LA SEVA VALORACIÓ: EL TEST
FLEXOMÈTRIC

INSCRIPCIÓ DE TESI DOCTORAL
PRESENTADA PER:

GERARD MORAS FELIU



DIRIGIDA PER:

Dra. NATÀLIA BALAGUÉ SERRE

BIBLIOTECA DE LA UNIVERSITAT DE BARCELONA



0702039498

NATÀLIA BALAGUÉ I SERRE, doctora en Filosofia i Ciències de l'Educació per la Universitat de Barcelona,

DECLARA:

Que la tesi doctoral titulada **Amplitud de moviment articular i la seva valoració: el test flexomètric**, presentada per Gerard Moras Feliu, ha estat realitzada sota la meva direcció i reuneix les condicions de qualitat, interès científic i aportació original al tema tractat.

Per això, n'autoritzo la presentació. I perquè consti, signo aquest document.

Barcelona, octubre de 2002

Dra. NATÀLIA BALAGUÉ I SERRE

Moras, G. Amplitud de moviment articular i la seva valoració: el test flexomètric. Tesi Doctoral.

Universitat de Barcelona, 2003.

Correspondència

Av. de l'Estadi, s/n

Anella Olímpica de Montjuïc

Barcelona

a/e: gmoras@correu.gencat.es

AGRAÏMENTS

Als meus pares i a la meva família pel seu suport constant en una tasca difícil com ha estat compaginar el treball i la tesi amb les responsabilitats familiars.

Molt especialment a l'Anna, la meva dona, pel seu recolzament constant.

A la Dra. Natàlia Balagué, directora de la tesi, pels seus consells, dedicació infatigable i la seva comprensió en els moments difícils que, qui més o qui menys, ha patit.

Al Dr. Julio Tous, pel seu assessorament metodològic, l'ajut en la dura tasca d'aprofundir en la comprensió de multitud d'articles, la seva constant insistència que calia acabar la tesi i un munt de detalls més.

A tots els subjectes participants, per la seva col·laboració i paciència en la realització de les proves.

Als bibliotecaris de l'INEFC de Barcelona, i altres centres visitats, per la seva col·laboració en la recerca bibliogràfica.

Al professorat de l'INEFC de Barcelona, per haver-me ajudat a veure les coses des de punts de vista molt diversos però tots enriquidors.

Al Centre d'Estudis de l'Alt Rendiment Esportiu (CEARE), pel seu suport i ajut en les proves de valoració de l'ADM a esportistes becats a la Residència Blume.

Al Dr. Gil Rodas, per haver pensat en mi per col·laborar en l'extens estudi realitzat amb bessons.

Al Francesc Xavier per la seva revisió i correcció lingüística.

ABREVIATURES I GLOSSARI

AAHPERD: *American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance.*

ACF: articulació coxofemoral

Actiu (A): estirament en el qual el subjecte assoleix l'ADM mitjançant la contracció d'aquella musculatura que produeix el moviment de forma natural.

- Lliure
- Assistit
- Resistit

Ac: diàmetre bitrocantèri.

ADM: amplitud de moviment (*ROM, range of movement*).

Ae: diàmetre biacromial.

AEH: articulació escapulohumeral.

Ag: distància entre els còndils laterals dels dos fèmurs, amb el subjecte assegut amb les cames a 90° de flexió sense que els peus toquin al terra, i els genolls junts.

Anisotropia: un material es considera anisotròpic si les seves propietats mecàniques són diferents en diferents direccions.

At: Talla del subjecte.

Balístic: vegeu cinètic.

BROM: inclinòmetre dissenyat per mesurar l'ADM de la columna vertebral lumbar.

CC: component contràctil (CE, element contràctil).

CEA: cicle d'estirament escurçament.

CEP: component elàstic paral·lel (PE, element en paral·lel).

CES: component elàstic en sèrie (SE, element en sèrie).

Cinètic (Balístic): l'ADM s'assoleix utilitzant la inèrcia de les masses corporals o dels estris utilitzats. Moviment realitzat a gran velocitat.

Close-packing: posició final d'un moviment articular en el qual les superfícies articulars són totalment concordants.

Col·lagen: proteïna del regne animal. Component estructural fonamental dels teixits.

Compàs flexomètric: vegeu flexòmetre.

Compliança: contrari a la *stiffness*.

Creep: propietat d'un material o d'una estructura de deformar-se en funció del temps amb l'acció d'una càrrega constant.

CROM: inclinòmetre dissenyat per a la valoració de l'ADM cervical.

Dashpot: pistó hidràulic (element de frenada i element lliscant).

Deformació: quan un cos suporta una força es produeix un canvi en la forma o la mida d'aquest.

DS (D): distància de separació entre dos punts corporals o entre un punt corporal i una referència externa.

DST: distància sínfisi del pubis al terra.

Ductilitat: propietat dels materials que permet una relativa deformació abans del punt de ruptura.

DZ: germans bessons dizigots.

Elasticitat: capacitat dels teixits de tornar a la seva posició de repòs no forçada un cop finalitzen les forces que hi actuaven.

Elastina: proteïna del regne animal. Component estructural dels teixits. Responsable de la capacitat elàstica dels teixits.

Electrogoniòmetre: goniòmetre que consta d'un potenciòmetre que produeix senyals elèctrics que són directament proporcionals als graus de moviment de l'articulació.

EMG: electromiografia; suma de tots els potencials d'acció muscular detectats per un elèctrode de registre.

Energia de deformació: quantitat de treball produït per la càrrega.

ETM: error tècnic de mesurament. Correspon a l'arrel quadrada de la suma de les diferències al quadrat, dividit pel doble dels parells estudiats.

Fatiga: correspon a la resistència dels materials a la ruptura quan són sotmesos a cicles de càrrega.

FL: flexibilitat.

Flexibilitat: capacitat d'un cos per doblar-se sense trencar-se.

Flexibilitat dinàmica: capacitat de mobilitzar una articulació a velocitat mitjana o baixa.

Flexibilitat específica: aquella que afecta una articulació en concret.

Flexibilitat estàtica: mobilitat d'una articulació sense posar l'accent en la velocitat d'execució.

Flexibilitat general: mobilitat de diversos sistemes articulars.

Flexibilitat residual: diferència en graus entre dues manifestacions de l'ADM (actiu, passiu, passiu forçat, cinètic).

Flexòmetre: compàs per mesurar l'ADM articular dels tests indirectes.

Flexòmetre Leighton: aparell de mesurament de l'ADM articular.

FNP (PNF): Facilitació Neuromuscular Propioceptiva. Tècnica d'estirament basada a combinar accions musculars i estirament.

- CR, contracció relaxació.
- CRAC, contracció relaxació antagonista contracció.
- HR, mantenir i relaxar.

Fragilitat: materials que permeten molt poca deformació abans del punt de ruptura.

FT: fibres de contracció ràpida.

Fusos musculars: receptors d'estirament distribuïts en quantitats variables en la musculatura esquelètica del cos.

Goniòmetre: aparell per mesurar l'ADM en graus en articulacions amb un sol centre de rotació.

h: alçada. Mínima distància entre el terra i una referència corporal o un objecte.

Higròmetre: aparell que mesura desplaçaments angulars utilitzant el moviment d'una bombolla d'aire en un líquid (nivell), en relació amb una posició inicial de referència.

Hipertròfia: augment de massa muscular.

Histèresi elàstica: fenomen associat a l'energia perduda en els materials viscoelàstics quan estan sotmesos a cicles de càrrega i descàrrega.

I: índex de valoració de la flexibilitat.

IB: índex de base. Aplicació de l'índex corrector flexomètric adaptat a les diferents àrees corporals.

ICC: *Intraclass correlation*. Coeficient de correlació intraclasse.

ICSFT: *International Committe for the Standarization of Fitness Test*.

le: índex elàstic.

- le_{10}
- le_{20}

le_r: índex elàstic relatiu.

IH: índex d'heretabilitat.

Inclinòmetre: aparell per mesurar l'ADM de la zona lumbar de la columna vertebral.

Índex corrector adaptat: aplicació de l'índex corrector flexomètric als tests que no permeten l'aplicació de l'índex de base (IB).

Índex lineal: valor de l'ADM en cm mesurada en la barra superior graduada. El compàs flexomètric prolonga artificialment la longitud de l'extremitat estudiada fins a una distància que supera qualsevol persona (150 cm). En aquest punt les persones amb un mateix angle de separació obtenen el mateix resultat tot i que la longitud de les seves extremitats sigui molt diferent.

Inhibició autògena: vegeu reflex miotàtic invers.

Inhibició recíproca: quan un múscul es contrau, l'antagonista s'inhibeix neurològicament, és a dir, es relaxa.

Kyphometer: aparell per mesurar la cifosi i lordosi de la columna vertebral.

La: distància entre el punt més elevat assolit per les mans sobreposades i el terra.

Lb: longitud del braç.

Lc: longitud de la cama.

Lex. (Ls) : longitud de l'extremitat corporal.

Lf: mínima distància entre el trocànter major i el punt del mig de la ròtula.

Lh: distància entre el punt més lateral de l'acromi i de l'húmer.

loose-packing: posició articular en la qual les superfícies articulars no són concordants i parts de la càpsula són laxes.

Lp: distància entre el punt més distal del peu i el terra.

Lt: distància entre el vèrtex del crani i la primera vèrtebra lumbar.

Lx: distància entre el vèrtex superior de la ròtula i el terra.

Manipulació: tractament expert o destre realitzat mitjançant la mà.

Mobilitat articular: ADM.

MZ: germans bessons monozigots.

O (O'): centre de rotació de l'articulació.

Òrgan de Golgi (OGT): receptor sensorial que es troba en el tendó, propers als extrems de les fibres musculars.

Passiu (P): estirament que s'assoleix amb l'ajut d'una força externa (gravetat, company, estri mecànic).

- Passiu forçat: l'ADM s'assoleix amb l'acció d'una força externa.
- Passiu relaxat: l'ADM s'assoleix amb l'acció única de la gravetat.

PCPFS: *President's Council on Physical Fitness and Sports.*

Pf: moviment passiu forçat.

Plasticitat: propietat dels materials de mantenir-se deformats quan són estirats més enllà del límit elàstic.

- *Plastic range*

Plataforma de Bosco: màrfega connectada a un sistema de cronometratge electrònic que permet quantificar diferents paràmetres durant els salts i els desplaçaments.

PNF: vegeu FNP.

Punt de ruptura: correspon a aquella càrrega que provoca un trencament de l'estructura del material.

R: vegeu ICC.

r: coeficient de correlació de Pearson.

Reflex miotàtic: reflex d'estirament. Tot estirament provoca una resposta automàtica de contracció de la musculatura que s'està estirant que depèn del temps i de la velocitat.

Reflex miotàtic invers (inhibició autògena): quan la intensitat de l'estirament és molt gran, excedint un determinat llindar crític, l'activació d'un reflex inhibeix les motoneurons d'activar el múscul i, com a conseqüència, es relaxa.

Relaxació: propietat d'una estructura deformada de disminuir la tensió en el temps.

Rle: resistència elàstica.

- $Rle_{10/20}$

ROM: *Range of movement*. Vegeu ADM.

Spring: molla. Terme utilitzat per significar el comportament elàstic del sistema musculotendinós.

ST: fibres de contracció lenta.

Stiffness muscular: Rigidesa muscular. Es defineix com la resistència que ofereix una estructura quan és afectada per una força externa. Un cos rígid és aquell que és impossible o difícil de doblegar.

- *Axial stiffness*
- *Torsional stiffness*
- *Bending stiffness*

Trigonometria: una part de la matemàtica inicialment dedicada a l'estudi de les relacions entre les amplituds dels angles i les longituds dels segments que llurs costats determinen en les rectes que tallen.

Viscoelasticitat: propietat mecànica dels materials que depèn del temps.

X: diferència entre la distància de separació obtinguda en passar el test (DS) i la distància en cm entre els dos centres de rotació (O i O'). Resultat expressat en cm.

ÍNDEX

AGRAÏMENTS

ABREVIATURES I GLOSSARI

INTRODUCCIÓ 1

OBJECTIUS 4

ESTAT DE LA QÜESTIÓ

PRIMERA PART

FACTORS RELACIONATS AMB L'AMPLITUD DE MOVIMENT

ARTICULAR

1. LA FLEXIBILITAT EN L'ESPORT	7
1.1 La mobilitat dins dels models de la condició	8
1.2 Concepte. Definició de flexibilitat	11
1.3 Tipus de flexibilitat	14
2. BASES BIOLÒGIQUES DE L'AMPLITUD DE MOVIMENT DE L'ÉSSER HUMÀ	
2.1 Flexibilitat i elasticitat	16
2.2 Anàlisi quantitativa i qualitativa de l'ADM	18
2.3 Factors estructurals que limiten l'ADM	19
2.3.1 El col·lagen	21
2.3.2 Teixit elàstic	23
2.3.3 El sistema musculotendinós, lligaments i fàscia	25
2.3.4.-Altres	27

2.4	Altres factors que influencien la mobilitat articular	
2.4.1	L'edat	27
2.4.2	El sexe	29
2.4.3	La temperatura	30
2.4.4	L'escalfament	30
2.4.5	L'hora del dia	31
2.4.6	El treball habitual i els costums socials	32
2.4.7	L'equilibri muscular	32
2.4.8	L'estrès i la tensió muscular	33
2.5	Propietats mecàniques dels teixits tous	34
2.6	La neurofisiologia de la flexibilitat	53
2.6.1	El reflex miotàtic o d'estirament	53
2.6.2	Inhibició recíproca	55
2.6.3	El reflex miotàtic invers	56
2.7	Artrologia i osteologia	
2.7.1	Classificació de les articulacions	57
2.7.2	Eixos corporals i tipus de moviment	59
2.7.3	El <i>close-packing</i> com a factor de limitació	60
2.8	Morfologia i flexibilitat	61
2.9	Límits de l'amplitud de moviment articular	61
2.9.1	Extremitats superiors	62
2.9.2	Extremitats inferiors i anell pèlvic	64
2.9.3	Columna vertebral	66
3.	SISTEMES I TÈCNIQUES D'ESTIRAMENT	
3.1	Principi general del sobreestirament	67
3.2	Tipus i varietats d'estirament	67
3.2.1	Estirament estàtic i estirament dinàmic	71
3.2.2	Facilitació neuromuscular propioceptiva (FNP)	73
3.2.3	Concepte teòric de flexibilitat residual	76

3.2.4 Relació entre flexibilitat, elasticitat i força muscular	78
3.3 Tècniques de tracció i manipulacions	
3.3.1 Aspectes generals	84
3.3.2 Tipus de moviment	85
3.3.3 Aplicació als tests de flexibilitat	86
3.3.4 Mobilització articular passiva instrumental	87
3.3.5 Tipus de mobilització instrumental	88
3.4 Patrons espirals diagonals	89
3.5 Efectes de l'entrenament de la flexibilitat i l'elasticitat	90

SEGONA PART

ELS TESTS DE FLEXIBILITAT

1. INTRODUCCIÓ	93
2. ANÀLISI DELS PRINCIPALS TESTS DE FLEXIBILITAT	95
2.1 Classificació	95
2.2 Criteris de qualitat dels tests	
2.2.1 Mètodes directes	100
2.2.1.1 Anàlisi dels mètodes més utilitzats	101
2.2.2 Mètodes indirectes	115
2.2.2.1 Coeficients de fiabilitat i objectivitat	116
2.2.2.2 Tests indirectes i mesuraments corporals	117
2.2.2.3 Anàlisi dels índexs de flexibilitat articular	122
2.2.2.4 Tests de flexibilitat multiarticular	125
▪ Anàlisi dels principals tests multiarticulats	128
2.2.2.5.- Interpretació dels resultats	130

TERCERA PART

PROPOSTA D'UN MÈTODE CORRECTOR PER A L'AVALUACIÓ DE L'AMPLITUD DE MOVIMENT ARTICULAR

1. INTRODUCCIÓ	131
2. ANTECEDENTS I EVOLUCIÓ	132
2.1 El compàs flexomètric	133
3. BASES TEÒRIQUES DEL MÈTODE CORRECTOR.	
TESTS AMB DOS CENTRES DE ROTACIÓ	135
3.1 Índex lineal	136
3.2 Índex angular	139
4. APLICACIÓ DE L'ÍNDEX CORRECTOR FLEXOMÈTRIC	
4.1 Instrumental basic	141
4.2 Mesuraments corporals	142
4.2.1 Mesuraments de longitud	144
4.2.2 Diàmetres corporals	146
4.2.3 L'error tècnic de mesurament (ETM)	148
4.3 Estimació de l'ADM corporal	149
4.3.1 Extremitats inferiors i anell pèlvic	
▪ Tests amb un sol centre de rotació	150
▪ Tests amb dos centres de rotació	151
▪ Sinopsi dels principals tests de flexibilitat	152
▪ Càlcul de l'índex corrector adaptat	156
▪ Taula resum	160

4.3.2	Extremitats superiors	
	▪ Tests amb un sol centre de rotació	161
	▪ Tests amb dos centres de rotació	162
	▪ Sinopsi dels principals tests de flexibilitat	163
4.3.3	Columna vertebral	
	▪ Índex de base	165
	▪ Sinopsi dels principals tests de flexibilitat	164
	▪ Aplicació de l'índex corrector adaptat	168
4.3.4	Tests de flexibilitat general	
	▪ Sinopsis dels principals tests	173
	▪ Aplicació de l'índex corrector. Estudi individualitzat dels tests	177

5. APROXIMACIÓ TEÒRICA AL CÀLCUL DE L'ÍNDEX D'ADM ELÀSTIC

5.1	Introducció	195
5.2	Índex flexomètric elàstic	195
5.3	Resistència elàstica	197
5.4	Valors absoluts i relatius	198

6. PROPOSTA DE NOUS MOVIMENTS D'EXPLORACIÓ MITJANÇANT EL TEST FLEXOMÈTRIC

6.1	Tests de flexibilitat estàtica	199
	6.1.1 Tècnica per administrar els tests flexomètrics	204
	6.1.2 Suport informàtic	215
6.2	Tests dinàmics cinètics	217
	6.2.1 Tècnica per administrar els tests dinàmics	219
	6.2.2 Aplicació pràctica	222

6.2.3 Altres propostes	225
6.2.4 Suport informàtic	230

7. CONSIDERACIONS FINALS

7.1 Factors determinants en les diverses aplicacions dels tests de flexibilitat i elasticitat	231
7.2 Procediments d'avaluació recomanats	231
7.3 Avantatges i inconvenients en la utilització del test flexomètric (índex corrector)	233
7.4 Formulari per a una prova de flexibilitat	235

PART EXPERIMENTAL

ESTUDI 1. VALIDESA I FIABILITAT DE L'ÍNDEX CORRECTOR FLEXOMÈTRIC

1. LA VALIDESA DE L'ÍNDEX CORRECTOR

1.1 Introducció	237
1.2 Material i mètode	239
1.4 Resultats	247
1.5 Discussió	248

2. COEFICIENTS DE FIABILITAT DEL TEST FLEXOMÈTRIC

2.1 Introducció	251
2.2 Material i mètode	252
2.3 Resultats	255
2.4 Discussió	257

**ESTUDI 2. COMPARACIÓ DE DIFERENTS VALORS D'AMPLITUD
DE MOVIMENT D'ESPORTISTES DE DIFERENTS MODALITATS**

1. INTRODUCCIÓ	260
2. MATERIAL I MÈTODE	261
3. RESULTATS	265
4. DISCUSSIÓ	270

**ESTUDI 3. HERETABILITAT DE LA FLEXIBILITAT: UN ESTUDI FET
AMB GERMANS BESSONS**

1. INTRODUCCIÓ	275
2. MATERIAL I MÈTODE	276
3. RESULTATS	280
4. DISCUSSIÓ	281

CONCLUSIONS **285**

REPTES DE FUTUR **291**

REFERÈNCIES **293**

ANNEX

PART EXPERIMENTAL -CD-ROM-

ANNEX 1, LLISTATS ESTADÍSTICS

ANNEX 2, INFORMES

INTRODUCCIÓ

La preocupació per la flexibilitat i el seu entrenament no ha estat sempre la mateixa. No fa pas gaires anys que en alguns esports els entrenadors no volien ni sentir parlar d'estirar la musculatura, ja que creien que era contraproductiu. Actualment ja ningú dubta dels beneficis d'un bon programa d'exercicis de mobilitat articular, però en realitat mai o gairebé mai té el mateix tractament que les altres qualitats físiques, probablement perquè tampoc no ha estat estudiada amb la mateixa profunditat.

La flexibilitat, que ha estat definida sovint com l'amplitud de moviment d'una articulació (ADM) o d'una sèrie d'articulacions (Liemohn, Pariser, 2001), reflecteix la capacitat de les unitats musculars i tendinoses per allongar-se en el context de les restriccions físiques que tota articulació té. Molts cops aquest concepte s'ha barrejat amb altres propietats, com elasticitat, amplitud de moviment (ROM; *range of movement*), mobilitat articular, entre d'altres, la qual cosa ha entorpit la comprensió de molts estudis.

Constitueix, juntament amb la força, la velocitat i la resistència, una 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.

Ocupa un lloc privilegiat en els programes de condicionament físic i en el camp esportiu en general i els entrenadors volen conèixer els avantatges i inconvenients de l'aplicació dels exercicis de flexibilitat, tot reclamant tests que els permetin treballar i dissenyar els seus programes amb rigor. Tot i que la bibliografia especialitzada dóna suport a l'entrenament de la flexibilitat per la seva influència positiva, cal anar amb cura a l'hora de fer-ho extensible a totes les activitats (Shellock i Prentice, 1985).

D'altra banda, analitzant els tests de flexibilitat més usats, es pot comprovar que utilitzen com a paràmetres de mesurament el desplaçament angular, tot i que no és una mesurament directe del canvi de longitud muscular, i les mesures de longitud (George, Fisher, Wehrs, 1996; García, Navarro, Caballero, 1996; Grosser, Starischka, 1988; Haag, Dassel, 1995; Morrow, Jackson, Disch, Mood, 1995). Els tests basats en valoracions angulars mesuren el grau de

separació dels segments corporals amb força exactitud, però els tests basats en mesures de longitud estan influenciats, no solament per la mobilitat articular, sinó també per les característiques morfològiques dels atletes, com la longitud de la cama o l'amplada de malucs. Els resultats que s'obtenen no són prou ajustats, alhora que es troben anomalies en els procediments de mesurament (Moras i Torres, 1989; MacDougall, Wenger, Green, 1991; Sinclair, Tester, 1992). A tot això, cal sumar-hi la dificultat a diferenciar les valoracions des del vessant estàtic i dinàmic, com també en el tipus de moviment, ja sigui actiu, passiu o cinètic. Tampoc no hi ha una clara estandardització dels tests, la qual cosa fa que s'utilitzin unitats de mesura diferents, no hi hagi una clara diferenciació entre mesures absolutes i relatives, quedin poc definides les posicions inicials i no es prevegi l'aplicació de forces externes durant els moviments passius (Johnson, Nelson, 1969; MacDougall, Wenger, Green, 1991). Aquesta problemàtica, detectada i estudiada per diferents autors (Alter, 1990; Moras, 1992) no té una clara solució per a totes les articulacions i els moviments del cos humà.

Tot i l'interès que té la flexibilitat en el món de l'activitat física i l'esport, poques investigacions permeten extrapolar els resultats a altres poblacions i, fins i tot, els mètodes utilitzats moltes vegades no permeten cap tipus de comparació entre subjectes. L'origen d'aquesta situació està en la manca de tests senzills i de fàcil aplicació que permetin valorar l'amplitud de moviment articular d'una manera vàlida i fiable.

Des del test *Sit and Reach* de Wells and Dillon (1952) fins a les últimes tecnologies basades en digitalització o la utilització de sofisticats electrogoniòmetres hi ha una gran evolució que sovint no es veu reflectida en moltes de les investigacions, les quals continuen utilitzant la mesura lineal com a únic recurs. Cal destacar la gran quantitat d'estudis realitzats amb el test *Sit and Reach* (Jones, Rikli, Max, Noffal, 1998; Skinner, Oja, 1994; Liemohn, Sharpe, Wasserman, 1994; Stopka, Morley, Siders, Schuette, Houck, Gilmet, 2002; Maud, Cortez-Cooper, 1995)

Aquesta tesi doctoral pretén donar resposta a aquestes deficiències, i proposar correccions als tests més utilitzats que permetin quantificar amb rigor el grau de mobilitat articular de la major part d'articulacions del cos humà.

L'estructura de la tesi consta de quatre parts clarament diferenciades. D'una banda, una primera part en la qual es tracta dels factors relacionats amb la mobilitat articular. Una segona part, també teòrica, en què es fa una anàlisi dels principals tests de flexibilitat. En la tercera part es proposa, en primer lloc, un mètode corrector per aplicar als principals tests de flexibilitat i, en segon lloc, una part empírica que consta de tres estudis; en el primer es determina la validesa i fiabilitat de l'índex corrector proposat. En un segon estudi es comparen els diferents valors d'amplitud de moviment obtinguts al passar diversos tests a esportistes de diferents modalitats. L'estudi ha tingut dos vessants; d'una banda, posar en pràctica l'índex corrector i, de l'altra, fer una anàlisi comparativa entre diferents esports. Finalment, en el tercer estudi, es determina la importància relativa de la influència genètica i ambiental de la flexibilitat utilitzant l'índex d'heretabilitat, estudi realitzat amb germans bessons que no presentaven diferències perinatals ni ambientals significatives.

Igualment, en la primera part de la tesi, i dins de l'apartat Sistemes i Tècniques d'Estirament, s'aprofundeix en el concepte de flexibilitat residual, tot proposant una classificació que engloba totes les possibles manifestacions de l'ADM (elàstiques i flexibles).

També, dins de la segona part d'aquesta tesi, es fa una aproximació teòrica al concepte d'índex d'amplitud de moviment (ADM) elàstic. Una proposta que pretén, seguint les directrius del mètode corrector, valorar l'elasticitat a partir d'un arc de moviment concret i ben definit.

Com a fonament d'aquests estudis s'inclouen en la part teòrica estudis experimentals propis que pretenen aprofundir en l'estat de la qüestió. En aquest sentit, val a destacar l'estudi realitzat en la segona part d'aquesta tesi, en el qual es comprova la influència de les mesures antropomètriques en alguns tests de camp indirectes. L'estudi pretén comprovar la hipòtesi de l'existència d'una estreta relació entre els resultats dels tests de flexibilitat indirectes i les mesures antropomètriques dels segments corporals implicats en el moviment.

OBJECTIUS

DE LA PART TEÒRICA

- 1.- Establir l'estat de la qüestió i les necessitats mitjançant una revisió dels estudis més destacats relacionats amb l'amplitud de moviment articular.
- 2.- Analitzar els principals tests de flexibilitat, i proposar una classificació en funció de la unitat de mesura utilitzada.
- 3.- Proposar un mètode corrector, anomenat índex flexomètric, que permeti validar els principals tests de flexibilitat indirectes.
- 4.- Desenvolupar les bases per al càlcul de l'índex d'ADM elàstic.
- 5.- Proposar nous moviments d'exploració de l'ADM articular.

DE L'ESTUDI 1

- 1.- Comprovar empíricament la validesa de l'índex corrector flexomètric en la seva aplicació a tres tests de flexibilitat que incideixen en les tres articulacions més significatives del cos humà, com són l'articulació escapulohumeral, la coxofemoral i la columna vertebral.
- 2.- Determinar la fiabilitat de l'índex corrector flexomètric en la seva aplicació a diversos tests de flexibilitat.

DE L'ESTUDI 2

- 1.- Comparar els valors d'ADM articular trobats en fer diversos moviments d'exploració de la mobilitat articular mitjançant el test flexomètric a esportistes de modalitats diferents.
- 2.- Comprovar l'existència de diferències en l'ADM articular entre modalitats esportives diferents.

3.- Calcular i analitzar l'ADM residual per a cada un dels esports en tots aquells tests que tinguin dues expressions diferents del moviment.

4.-Determinar possibles diferències en l'ADM entre sexes i entre la cama dreta i esquerra en els tests bilaterals.

DE L'ESTUDI 3

1.- Determinar la diversa contribució dels factors ambientals i genètics de la flexibilitat, tot seleccionant una mostra suficientment homogènia, un mètode de valoració actualitzat i fiable (índex corrector flexomètric) i la utilització d'un procediment estadístic adequat.

ESTAT DE LA QÜESTIÓ

PRIMERA PART

1. LA FLEXIBILITAT EN L'ESPORT

Durant molts anys la flexibilitat ha estat definida com una capacitat física complexa i controvertida, passant de ser poc important a ser, no fa pas gaire temps, la solució de molts problemes de l'esportista. No fer estiraments abans i després dels entrenaments era considerat un greu error en la preparació de la sessió o unitat d'entrenament. Com totes les coses, al final sembla que un criteri flexible variant és el més encertat. En qualsevol cas, no és bo parlar en termes generals, ja que sovint ens trobarem amb moltes excepcions.

És clar que la importància que té la flexibilitat en esports com la gimnàstica esportiva, el taekwondo, el salt de trampolí no té res a veure amb les necessitats del voleibol, bàsquet o la mateixa velocitat (100 m). Per a alguns esports fins i tot és considerada com una qualitat amb poca importància, com és el cas del ciclisme (Hublely-Kozey: *Testing flexibility* en MacDougall, Wenger, Green, 1991). No podem oblidar, però, que qualsevol activitat esportiva exigeix un nivell mínim de flexibilitat.

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. Un nedador especialitzat en el crol d'esquena pot regir-se pels cànons estàndard de flexibilitat dels nedadors, però ben segur que l'amplitud de moviment de l'espatlla serà superior. Maglischo (1990) en el seu tractat de natació exposa que tots els nedadors necessiten una gran amplitud de moviment a les espatlles, però que aquesta no és la mateixa per a totes les modalitats. L'especialista en crol d'esquena necessita accentuar la hiperflexió i, en canvi, els nedadors de papallona i estil lliure han de millorar els moviments d'extensió i abducció. En tots els casos, però, l'esport d'alta competició exigeix una flexibilitat específica més important en aquestes articulacions. Aquest fet permet aproximar-nos al concepte de flexibilitat òptima per a cada esport que en cap cas s'ha de confondre amb mobilitats màximes o molt reduïdes (fig.1).

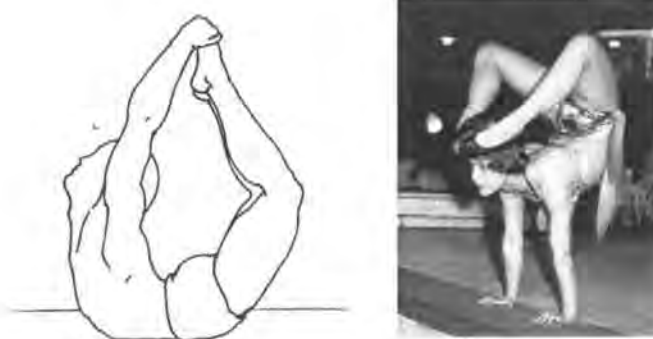


Figura 1. Amplitud de moviment extrema (Alter, 1990)

Algunes activitats esportives exigeixen nivells de mobilitat articular molt elevades.

Avui ningú dubta que el treball equilibrat de flexibilitat augmenta i optimitza l'aprenentatge, la pràctica i el rendiment dels moviments, tot i que aquestes idees estan basades més en l'observació que en la investigació científica. La majoria de terapeutes esportius estan d'acord que una bona flexibilitat és essencial per a un rendiment físic òptim, atès que permet a l'esportista realitzar moviments fluids, elegants, relaxats, coordinats i amb control. Aquesta 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). Tot i això, no és possible establir barems clars per categories, esports, sexe, etc.

També es considera que 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., Jackson, 1988; Murphy, 1986; Shellock, 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, Prentice, 1985).

1.1 La mobilitat dins dels models de la condició

La flexibilitat ha estat sovint definida com una qualitat física (motriu) bàsica entenent com a tal aquelles que necessàriament participen de forma important

en la majoria de les activitats físiques. A vegades ha estat inclosa dins de la categoria de qualitats complementàries, ja que, tot i que han de ser presents en l'exercici físic i en l'activitat esportiva, no són indispensables en la majoria d'especialitats. Tanmateix, poques vegades ha estat catalogada com una qualitat derivada, entenent com a tal aquelles que són l'expressió de la unió de diverses qualitats bàsiques o complementàries. Per a Pradet (1999), posseir una qualitat física significa estar dotat d'un potencial i de les capacitats físiques que la contenen, però també posseir i controlar els paràmetres fisiològics i psicològics que en permeten l'aplicació. Al mateix temps estableix la gran dificultat que suposa classificar, identificar i aïllar les qualitats físiques. La tendència actual és simplificar i agrupar, després de les excessives categories que s'han proposat (Grosser, Starichka, Zimmermann, 1988).

El concepte qualitat ha estat substituït per capacitat (Clauss, 1976 citat per Martin, Carl, Lehnertz, 2001). Clauss defensa que les qualitats descriuen els components habituals de regulació de l'acció; en canvi, capacitat està més relacionada amb requisits per a 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), solament la força i la resistència satisfan els criteris establerts de condició física.

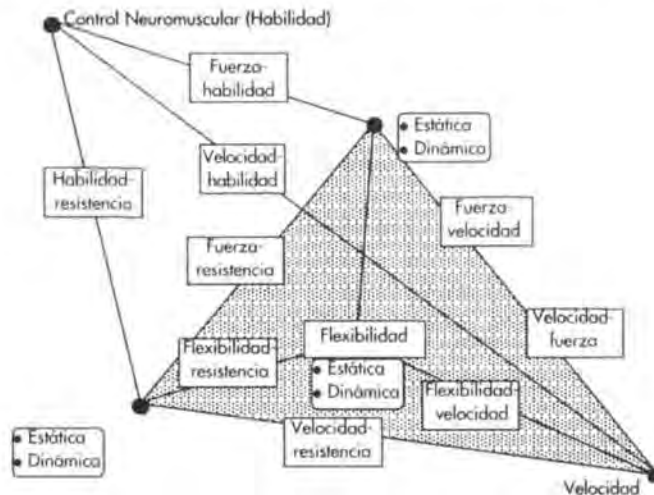
Altres autors ens parlen de factors físics, i dintre d'aquests sovint apareix la mobilitat i en alguns casos l'elasticitat (Weineck, 1994; Schmidtbleicher, 1987).

Molts cops es parla de flexibilitat, resistència, velocitat i força com a capacitats motrius, i de coordinació (equilibri, percepció espai temps) com capacitat perceptivomotora (Porta, 1988).

Siff i Verkoshansky (2000) descriuen un model general de la forma física mitjançant els elements motors i funcionals de la forma física. El model relaciona de manera triangular la força, la resistència muscular, la velocitat i la flexibilitat. Després, a partir d'un model piramidal molt complet, interrelaciona tots aquests factors. L'anomenada capacitat motriu de la flexibilitat es troba al centre de la piràmide perquè consideren que l'expressió de les altres qualitats depèn, sobretot, de l'amplitud del moviment (fig. 2). El model permet identificar diverses capacitats de la flexibilitat: flexibilitat estàtica i dinàmica, flexibilitat

força, flexibilitat resistència i flexibilitat velocitat. El model es basa en la mescla de factors primaris, cosa és lògica si pensem que moviments purs de força, velocitat, etc. pràcticament no es donen en l'activitat física. D'altra banda, també és una manera de representar la gran complexitat de l'entrenament.

Figura 2. Model piramidal dels elements principals de la forma física (Siff i



Verkhoshansky, 2000).

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. 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, 1987; Matveev, 1977; Zheliazkov, 1988; Harre, 1971; Schnabel i col., 1994; Bompa, 1985, citats per Verkhoshansky, 2002). 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. Actualment es defensa la **teoria de la reacció integral d'adaptació de l'organisme** que engloba tots els òrgans i sistemes (Yakovlev, 1970; Verkhoshansky, 1970, 1985, 1988, 2002; Meerson, 1978, Viru, 1981; Kassil i col, 1982, citats per Verkhoshansky, 2002). Per tant, no és correcte tractar de les capacitats motrius

en general, sinó que cal fer-ho establint la seva contribució a la resolució de tasques motrius concretes.

L'orientació funcional d'aquesta reacció ve determinada per les condicions de l'activitat esportiva concreta i s'expressa en la formació d'una forma especialitzada de capacitat de treball de l'esportista.

Per a 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.

1.2 Concepte. Definició de flexibilitat

La flexibilitat sovint es defineix com una qualitat física complexa, influenciada per multitud de factors, la qual cosa fa que moltes vegades es barregin termes i se n'utilitzin sinònims sense massa criteri, tot dificultant la comprensió d'allò que es vol explicar.

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*).

Definició

Per a alguns autors flexibilitat indica solament la *capacitat que té un cos per doblar-se sense trencar-se, sent el concepte mobilitat més ampli*. També s'ha definit com la *capacitat de desplaçar una articulació o sèrie d'articulacions a través d'una amplitud de moviment completa, sense restriccions ni dolor* (Alter, 1988; Arnheim, Prentice, 1993; Couch, 1982; Jensen, Fisher, 1979; Rasch, 1989).

Aquestes definicions, però, no permeten una clara diferenciació entre flexibilitat, elasticitat i ADM articular.

Per a Álvarez del Villar (1981), flexibilitat és *aquella qualitat que tenint com a base la mobilitat articular, extensibilitat i elasticitat muscular permet el màxim recorregut en les articulacions en posicions diverses, permetent al subjecte, realitzar accions que requereixen gran agilitat i destresa*. Una definició més propera al concepte *souplesse*, una qualitat molt complexa que a més a més incorpora elegància, gran mobilitat i facilitat de moviments. La utilització, per definir la flexibilitat, de molts conceptes que estan poc contextualitzats, com extensibilitat, elasticitat o les sempre controvertides agilitat i destresa fa difícil de comprendre'l.

En canvi, Platonov (2001) considera que és més adequat parlar de flexibilitat per valorar la mobilitat general de les articulacions del cos humà i referir-se simplement a mobilitat quan parlem d'una articulació en concret. La flexibilitat en aquest cas seria una expressió complexa de les propietats morfofuncionals del cos humà.

Per a Barrow i McGee (1979), Baumgartner i Jacksons (1982) i Kirkendall, Gruber, Johnson (1987), flexibilitat és simplement *grau de moviment d'una articulació*. En aquest mateix sentit, Siff i Verkhoshansky (1996), en el seu llibre *Supertraining*, relacionen mobilitat i estabilitat amb flexibilitat i conclouen que flexibilitat es refereix a l'amplitud de moviment (ROM de *range of movement*) d'una articulació específica en relació amb un grau concret de llibertat, entenent que cada articulació mostra un o diversos dels graus de llibertat possibles (flexió-extensió, adducció-abducció, inversió-eversió, pronació-supinació, etc.).

Hubleby-Kozey (1991) defineixen flexibilitat com amplitud de moviment d'una articulació o conjunt d'articulacions, tot reflectint la capacitat de les estructures musculotendinoses d'estirar-se dins de les limitacions pròpies de l'articulació.

Un grup nombrós d'autors considera que la flexibilitat és sinònim d'ADM però d'altres parlen de la flexibilitat com una qualitat més complexa en què també intervenen l'elasticitat muscular i els processos neuromusculars, entre d'altres.

Liemohn i Pariser (2001) defineixen la flexibilitat com la capacitat d'una articulació de moure's al voltant de la seva amplitud de moviment i consideren que amplitud de moviment i flexibilitat tenen el mateix significat tot i que utilitzen molt més les sigles *ROM*.

Panjabi i White (2001) consideren que la flexibilitat és un terme oposat a la rigidesa muscular (*stiffness*). Per tant, una estructura muscular rígida és poc flexible i viceversa.

Tot i que el concepte ADM (mobilitat articular) és el més utilitzat per la majoria d'autors, existeix una gran confusió terminològica que ens obliga a fer algunes consideracions; a parer nostre, flexibilitat i elasticitat són maneres diferents d'expressar la mobilitat articular (ADM) que tenen la majoria d'articulacions.

Amplitud de moviment articular (mobilitat articular)

Quan examinem un moviment articular, les dues primeres coses que podem observar són l'amplitud d'aquest moviment o l'arc de mobilitat, i la velocitat d'execució que determina, en part, la qualitat del moviment. La integració dels dos paràmetres (quantitat i qualitat) ens permet definir els moviments articulars com més o menys flexibles (*compliant*) o més o menys elàstics (*stiffness*) en funció de la velocitat màxima utilitzada per recórrer l'amplitud de moviment articular. A partir d'aquí, podem classificar els moviments articulats en funció de la velocitat d'execució dins d'un rang de moviment concret (ROM). Seguint aquest raonament podem dir que la flexibilitat està relacionada amb posicions corporals estàtiques (sense moviment) o amb moviments lents (velocitat mitjana o baixa) i l'elasticitat amb moviments ràpids (velocitat alta o molt alta).

Aquest raonament ens permet definir flexibilitat i elasticitat com qualitats facilitadores de les capacitats físiques bàsiques, però en cap cas englobar-les dins de les capacitats físiques bàsiques (força i resistència), com moltes vegades es fa en la bibliografia esportiva especialitzada.

La relació de les manifestacions flexibles i elàstiques de l'amplitud de moviment amb el tipus d'acció muscular és estreta (fig. 3). De fet, no podem confondre mobilitat articular amb estirament o escurçament de la unitat musculotendinosa. Quan ens movem, les articulacions es dobleguen, però al mateix temps en la musculatura hi ha canvis de longitud. Per tant, no és el mateix una anàlisi de la mobilitat articular que un estudi de l'afectació del moviment articular a les estructures i teixits tous. En aquest cas, cal parlar de deformació dels teixits.

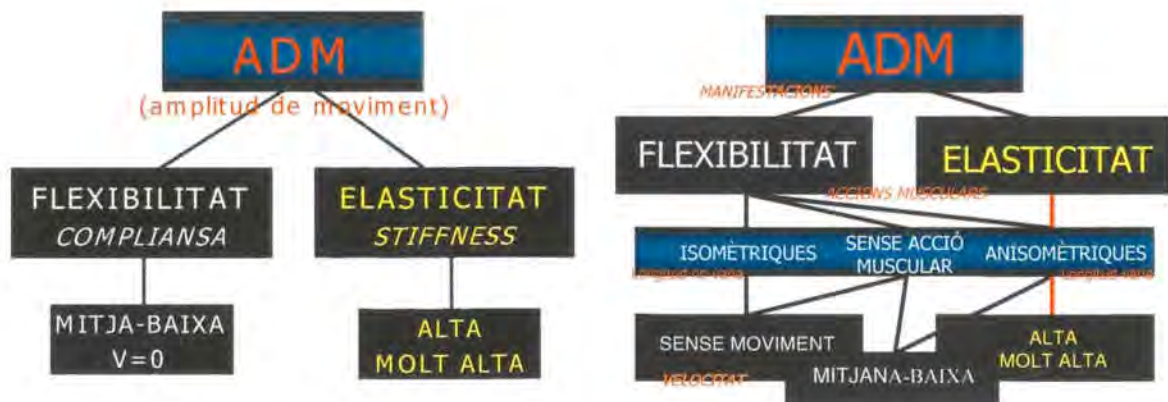


Figura 3. Manifestacions bàsiques de l'amplitud de moviment articular (ADM).

Cal parlar d'amplitud de moviment, flexibilitat i elasticitat de l'articulació i estirament o elongació de la unitat musculotendinosa. Cal definir correctament els termes utilitzats per evitar que hi hagi multitud de definicions d'un mateix concepte, a fi que no sorgeixin multitud de categories, que farien molt difícil entendre tot el que es vol expressar i no facilitaríem gens la comprensió per al lector de les explicacions i raonaments d'aquesta tesi doctoral.

1.3. Tipus de mobilitat articular

Una de les classificacions més utilitzada i acceptada ha estat la proposada per Fleishman (1964), el qual parla de flexibilitat d'extensió com a sinònim de flexibilitat estàtica i de flexibilitat dinàmica.

La flexibilitat estàtica o passiva fa referència a la mobilitat d'una articulació sense posar l'accent en la velocitat d'execució del moviment. Per tant, són moviments lents realitzats sovint amb l'ajut de forces externes.

La flexibilitat dinàmica correspon a la capacitat d'utilitzar una amplitud de moviment d'una articulació a velocitat normal o accelerada (balística o cinètica). Fa referència, doncs, al concepte elasticitat, entès com l'ADM que s'obté per l'acció d'una contracció voluntària. Aquesta classificació ens pot crear una certa confusió pel que fa a la flexibilitat dinàmica, perquè barreja el concepte flexibilitat amb el d'elasticitat, el qual fa referència tant a moviments realitzats amb una certa velocitat (que pot ser controlada o lenta; moviments

actius), com a moviments ràpids o balístics (moviments cinètics) propis de les manifestacions elàstiques.

Metveiev (1980) proposa una classificació de la mobilitat articular basada en les necessitats de la pràctica esportiva, i estableix tres nivells d'execució motriu:

A.-Mobilitat absoluta. Referida a la capacitat màxima d'elongació de les estructures musculotendinoses i lligamentoses. Normalment hi arribem mitjançant moviments passius forçats.

B.-Mobilitat de treball. Grau de moviment que s'assoleix durant l'execució real d'una acció esportiva. És el grau de moviment actiu.

C.-Mobilitat residual. Capacitat de moviment, sempre superior a la de treball, que l'esportista ha de dur a terme per evitar rigideses que puguin afectar la coordinació del moviment o el seu nivell d'expressivitat. S'entrena com a mesura preventiva de possibles lesions durant la pràctica esportiva.

En relació amb la quantitat d'articulacions mobilitzades, es parla de:

Flexibilitat general. Fa referència a la mobilitat de diversos sistemes articulars.

Flexibilitat específica. Aquella que afecta una articulació concreta.

La flexibilitat general es pot considerar com un índex de salut articular general. Val a dir, però, que la flexibilitat és específica per a cada articulació i, per tant, aquest concepte no pot considerar-se com el valor de la suma equilibrada de les ADM de cada articulació.

Platonov (2001) parla de **mobilitat anatòmica** com la màxima possible, sent el límit l'estructura de les articulacions. Algunes modalitats esportives, i en alguns moviments concrets, els esportistes poden utilitzar, segons l'autor, entre un 85-95% d'aquesta mobilitat anatòmica.

Per a la valoració d'estats de disfunció del moviment sovint es parla d'hipermobilitat i hipomobilitat i inestabilitat. El moviment reduït o hipomobilitat pot ser miofascial, pericapsular o patològica mecànica o subluxació (Meadows, 2000). La hipomobilitat miofascial es produeix per un escurçament del múscul i de la fàscia; la hipomobilitat pericapsular, per un escurçament de la càpsula articular o dels lligaments, i la patològica mecànica o per subluxació constitueix

un problema biomecànic, amb bloqueig de l'articulació en un extrem de l'arc de moviment i bloqueig del moviment en sentit oposat d'aquest extrem de l'arc.

Dins del concepte de moviment excessiu cal diferenciar hipermobilitat d'inestabilitat. Tot i que sovint s'utilitzen com a sinònims, cal entendre que en biomecànica clínica la hipermobilitat constitueix una situació en la qual l'arc de moviment fisiològic és més gran del normal, però sense que això suposi l'existència de cap moviment nou que no hi hauria de ser. En canvi, es parla d'inestabilitat quan hi ha un moviment que no hi hauria de ser o que normalment qui manipula no hauria de percebre durant la valoració. Al mateix temps, cal diferenciar entre lligaments i articular o segmentaria. La primera, produïda per una deficiència del lligament, és unidireccional i, a vegades, bidireccional, i l'articular és el resultat de deficiències en el costat o en la superfície articular de l'articulació.

2. BASES BIOLÒGIQUES DE L'ADM DE L'ÉSSER HUMÀ

2.1 Flexibilitat i elasticitat

El concepte flexibilitat, relacionat amb la capacitat d'extensió del teixit muscular com a resposta a una força, s'ha de diferenciar, com hem explicat a l'apartat anterior, del concepte elasticitat, molt més pròxim a velocitats altes o molt altes amb la qual es realitza el moviment i amb clara dependència de la resistència que ofereix el cos a la deformació (fig. 4).

Ens referim, doncs, a la capacitat d'un teixit de tornar a la seva longitud no forçada un cop finalitzen les forces que el mantenen deformat.

Com més gran és l'elasticitat d'un teixit tou, més gran ha de ser també la força aplicada per produir un cert grau d'estirament. Per això, ambdós conceptes han estat definits per alguns autors com a contraposats o antagònics (Garret, Speer, Kirkendall, 2000). De fet, un gran desenvolupament de l'ADM en una determinada articulació ens pot portar a una pèrdua d'elasticitat i en alguns casos a una inestabilitat de l'articulació (Balaftsalis, 1982; Corbin i Noble, 1980; Nicholas, 1970; Klein, 1961).



Figura 4. Amplitud de moviment màxima en l'articulació coxofemoral en gimnàstica artística femenina.

Siff i Verkhoshansky (1996) analitzen el moviment animal tenint com a base que tota activitat és el resultat d'un equilibri entre estabilitat i mobilitat. L'equilibri entre els dos conceptes depèn de factors com la força, la resistència i l'ADM, i també de les propietats mecàniques dels teixits involucrats, en particular la rigidesa (*stiffness*) dels teixits, que determina la capacitat d'acumular energia elàstica. Si considerem que aquesta propietat és fonamental i imprescindible en moltes modalitats esportives, arribem a la conclusió que en cap cas podem perdre l'equilibri òptim entre flexibilitat i elasticitat.

Els teixits tous amb una gran elasticitat són menys propensos a patir lesions, com el freqüent esquinç que afecta els lligaments (Alter, 1990). D'altra banda, els teixits tous no són perfectament elàstics, perquè més enllà del límit elàstic no poden tornar a la seva longitud original un cop retirada la força d'estirament. La diferència entre la nova longitud i la longitud original es defineix com deformació permanent.

Els tests de flexibilitat normalment valoren la flexibilitat estàtica mantinguda durant uns segons, i és difícil trobar tests estandarditzats que expressin l'abast elàstic muscular articular. Cal destacar algunes aproximacions fetes per Spencer (1962), que mesura l'ADM en accions balístiques (dinàmic cinètic) utilitzant un transportador de grans dimensions, i els estudis fets amb electrogoniòmetres, com l'estudi de Boocock, Jackson, Burton i Tillotson (1994) en el qual es mesuren els moviments de la columna lumbar.

2.2 Anàlisi quantitativa i qualitativa de l'ADM

Classificar les articulacions a partir d'una anàlisi quantitativa i qualitativa del moviment és una tasca prèvia difícil, però permet entendre millor les necessitats d'amplitud de moviment de cada modalitat esportiva i, posteriorment, poder justificar el tipus d'entrenament escollit.

Podem diferenciar quatre grans categories. En un primer bloc unim totes aquelles articulacions o regions corporals a les quals la tècnica esportiva exigeix gran velocitat d'execució i poca amplitud de moviment. Aquest és el cas del tren inferior i anell pèlvic dels corredors de 100 m. lllisos. Potenciar al màxim la flexibilitat, en aquest cas, es considera sovint un error, ja que pot anar en detriment de la velocitat d'execució (elasticitat). S'aconsella potenciar l'elasticitat dins del rang de moviment tècnic i desenvolupar una flexibilitat òptima que permeti fluïdesa en el moviment tècnic i una flexibilitat residual que redueixi els riscos de lesió (Sigerseth, 1971 citat per Alter, 1990). Un altre tipus d'esports exigeixen una gran amplitud de moviment i poca velocitat segmentària. Fixem-nos per exemple en els moviments de l'articulació escapulohumeral dels nedadors. El treball de flexibilitat en aquest cas pot ser gran, però evitant desenvolupaments excessius que puguin alterar l'estabilitat de l'articulació. En un tercer grup ens centrem en aquelles tècniques esportives que exigeixen gran mobilitat articular i, al mateix temps, una elevada velocitat segmentària. En aquest grup cal destacar la gimnàstica artística. Tornant al fet de l'antagonisme entre flexibilitat i elasticitat, ens adonem que buscar un desenvolupament harmònic de les dues qualitats serà molt difícil per les adaptacions que comporta. Finalment, en un últim grup englobem aquelles articulacions i grups musculars que pràcticament sempre exigeixen un desenvolupament preventiu de la mobilitat, atès que tendeixen a perdre amplitud de moviment per un escurçament de la musculatura, i són sovint un fre per al rendiment esportiu i la causa de moltes lesions per sobrecàrrega. Podem destacar-hi la musculatura adductora i lumbar.

2.3 Factors estructurals que limiten l'ADM

Si considerem que moure's dins de l'arc de moviment articular suposa vèncer les resistències que els diferents components del cos ofereixen a l'estirament, hem de considerar els accidents ossis com el primer factor limitant de l'estirament. Cada articulació té unes característiques ben definides pel que fa a les possibilitats de moviment i graus de llibertat. Atenent a la seva morfologia podem diferenciar articulacions amb un, dos i tres graus de moviment. L'estructura de l'articulació determina el camí que cal seguir pels segments corporals com si fossin les vies d'un tren.

A vegades els límits normals de moviment són superats per l'aplicació de grans tensions que arriben a deformar les articulacions, com és el cas de la hipermobilitat en el turmell de les nenes que fan ballet clàssic, els malucs d'una gimnasta o l'esquena d'una practicant d'alt nivell de gimnàstica rítmica. Aquestes deformacions plàstiques es produeixen normalment quan els ossos encara no han acabat el procés d'ossificació.

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.

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) (taula 1).

	LONGITUD (micres)
SARCÒMER	2.30
MIOSINA	1.50
ACTINA	2.00
ZONA H	30.00

Taula 1. Mesures microscòpiques de la longitud del sarcòmer, miofilaments i zona H (Alter, 1988).

Quan estirem el sarcòmer fins al punt de ruptura, podem obtenir una longitud aproximada de 3.60 micres, i fins al punt de separació màxima, que permeti mantenir almenys un pont creuat entre l'actina i la miosina, és de 3.50 micres. Per tant, el component contràctil del sarcòmer és capaç d'augmentar 1.20 micres, 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 (fig. 5).

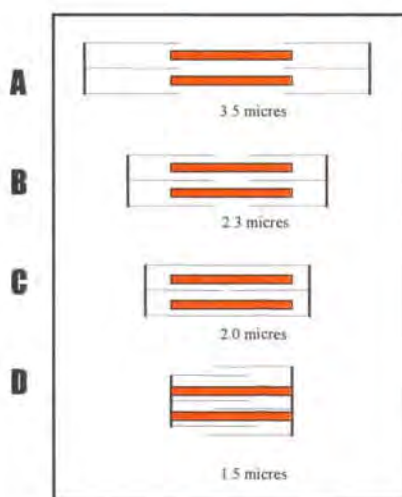


Figura 5. L'estirament i la contracció del sarcòmer. A.- estirant aproximadament al 150% respecte de la longitud de repòs. B.- situació de repòs, 100% longitud. C.- contracció al 90 %. D.- contracció al 65%, aproximadament, respecte de la longitud en estat de repòs (Trew i Everett, 2001).

2.3.1 El col·lagen

Els teixits connectius estan compostos essencialment de tres tipus de fibra: col·lagen, elastina i reticulina. Les dues primeres constitueixen pràcticament el 90% del total (fig.6).

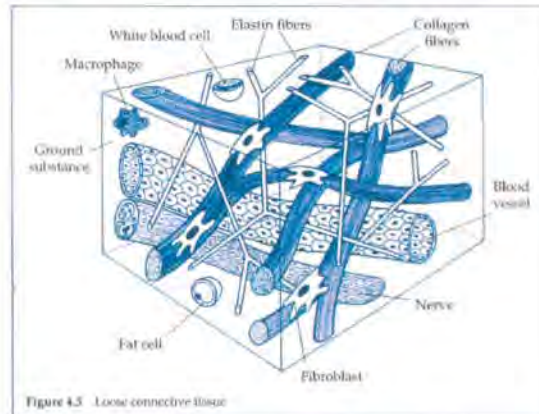


Figura 6. Organització tridimensional del teixit connectiu (Watkins, 1999).

El col·lagen és probablement la proteïna més abundant en el regne animal, i és considerada com un component estructural fonamental dels teixits. Les seves propietats físiques principals són la seva rigidesa (poca extensibilitat) i la seva gran resistència a la tensió (Garret, Speer, Kirkendall, 2000; Alter, 1988; Minns, Soden, Jackson, 1973). Les fibres es caracteritzen pel fet de ser virtualment incolores, tot aproximant-se al color blanc. Estan reunides en feixos, amb una organització estructural força semblant a la del múscul. Són l'element essencial d'estructures com els lligaments i els tendons i estan sotmeses a fortes tensions. La gran resistència a la tensió de les estructures de col·lagen pot explicar-se per la presència d'enllaços intermoleculars encreuats entre les cadenes, i els enllaços intermoleculars encreuats entre les subfibril·les, els filaments i les fibres de col·lagen. Es pot dir que els enllaços encreuats actuen integrant els blocs estructurals en una unitat forta com si es tractés d'una corda. Per regla general, l'increment de la longitud entre un enllaç encreuat i el següent i l'augment d'enllaços encreuats en una distància determinada, fa disminuir l'elasticitat o resistència a l'estirament (Alexander, 1975).

L'envelliment del col·lagen suposa canvis físics i biomecànics importants, que es reflecteixen en una pèrdua de la poca extensibilitat de què es disposava i augment de la rigidesa. Aquest fet s'explica per l'augment d'enllaços encreuats intra i intermoleculars que restringeixen la capacitat de les molècules de lliscar. Associat a l'envelliment, es dona un procés de deshidratació.

La fibra de col·lagen és, com hem dit anteriorment, pràcticament inextensible. De fet, un pes 10.000 vegades superior no l'estirarà (Verzar, 1963). Les investigacions apunten que aquestes fibres poden ser estirades un màxim d'un 8-10% de la longitud original abans de trencar-se (Holland, 1968; Laban, 1962; Weiss i Greer, 1977).

La resposta a un excés de càrrega presenta quatre zones concretes i diferenciades. Un estirament suau (zona NZ neutral) no provocarà modificacions en l'ADM. La zona EZ (elàstica) mostra una resposta a l'increment de càrrega. Les fibres, en aquest cas, han perdut la seva forma d'espiral i són clarament paral·leles. Al final d'aquesta zona hi ha fibres molt estirades que mostren l'inici d'una zona de fallida (zona PZ plàstica) que ens condueix finalment a un punt de ruptura completa (*failure*) (fig. 7 i 8).

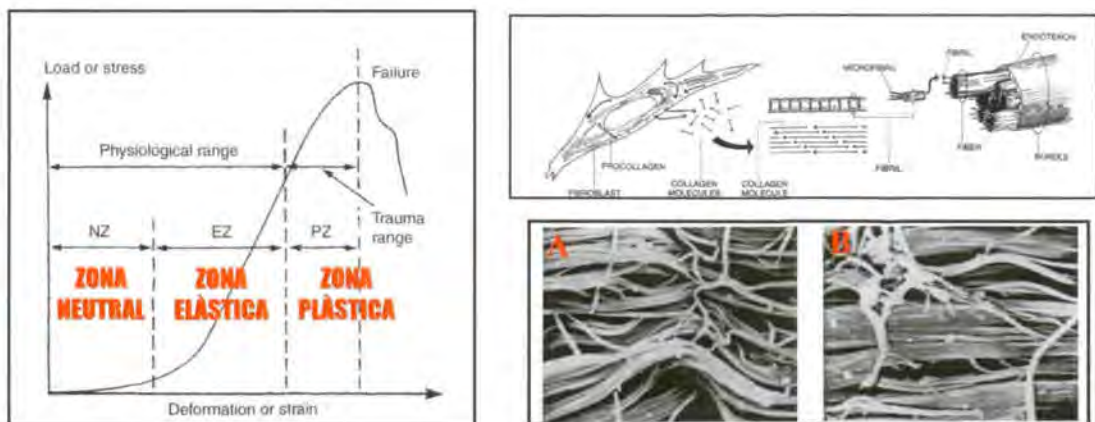


Figura 7. Esquerra: resposta d'un teixit de col·lagen a un excés de càrrega, tot mostrant les quatre regions característiques en aplicar una càrrega ràpida en el lligament encreuat anterior (Frankel i Nordin, 1980). **Dreta.** Superior, diagrama esquemàtic de l'estructura i orientació de les fibres d'un tendó. Inferior, imatge de les fibres de col·lagen del lligament del genoll en descàrrega (esquerra) i amb càrrega (dreta) (Carlstedt, Nordin, 1989).

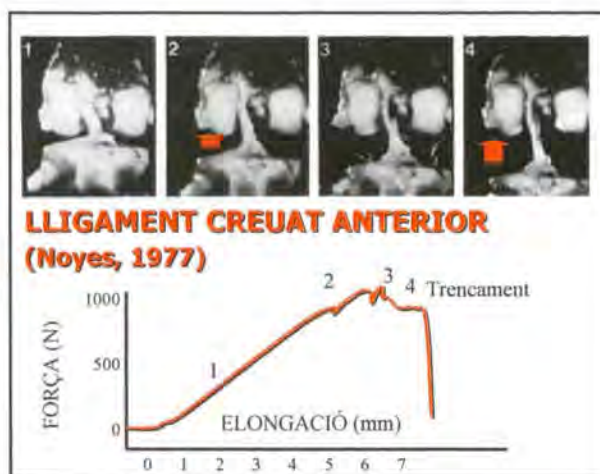


Figura 8. Corba tensió-deformació del lligament encreuat anterior (Noyes, 1977)

2.3.2 Teixit elàstic

Un altre tipus de teixit totalment desproveït de col·lagen és el teixit elàstic. És un component estructural fonamental del teixit, distribuït en quantitats variades per tot el cos. Les fotografies electròniques han demostrat que existeix una gran quantitat d'aquest teixit en el sarcolemma de la fibra muscular. D'altra banda, podem trobar grans quantitats gairebé pures d'aquestes fibres localitzades en els lligaments de la columna vertebral. Les fibres elàstiques no han estat estudiades tan a fons com les de col·lagen, tot i que sovint es comparen amb aquestes últimes atesa l'estreta relació anatòmica, morfològica, biomecànica i fisiològica. De fet, aquestes fibres tenen sovint fibres de col·lagen entrelaçades amb els seus components principals.

Les fibres elàstiques són les responsables del que anomenem capacitat elàstica, és a dir extensibilitat inversa o capacitat de tornar a la situació original de repòs un cop desapareixen les forces que provocaven un cert grau d'extensió. Cedeixen fàcilment a l'estirament i solament quan són estirades a un 150% de la longitud original arriben al punt de ruptura. Curiosament, per aconseguir-ho només fa falta una força de 20 a 30 kg/cm² (Bloom i Faawcet, 1975) (fig.9).

Algunes de les funcions de les fibres elàstiques són la difusió de la tensió que s'origina en punts aïllats, que fa augmentar la coordinació dels moviments rítmics del cos, conservar el to muscular durant la relaxació de la musculatura, realitzar una barrera contra les forces excessives i ajudar els òrgans a recuperar la seva configuració normal (Jenkins i Little, 1974).

Igual que succeïa amb les fibres de col·lagen, les fibres elàstiques presenten canvis físics i biomecànics amb l'envelliment. Perden la seva elasticitat, i s'hi produeixen alteracions, com fragmentació, desgast, calcificació i un augment dels enllaços encreuats (Bick, 1961; Gosline, 1976; Schubert i Hamerman, 1968; Yu i Blumenthal, 1967).

Tant el teixit connectiu fibrós com elàstic tenen un paper fonamental en l'ADM de les articulacions. Normalment el grau d'amplitud dels moviments serà, en part, el resultat de la integració d'aquests dos teixits. Quan dominin les fibres de col·lagen, hi haurà força rigidesa, resistència a la tensió i una restringida ADM. En canvi, en les estructures amb domini del teixit elàstic l'ADM serà molt més gran (Eldren, 1968; Gosline, 1976).

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, 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

MOLÈCULES DE COL LAGEN I ELASTINA

(Watkins, 1999)

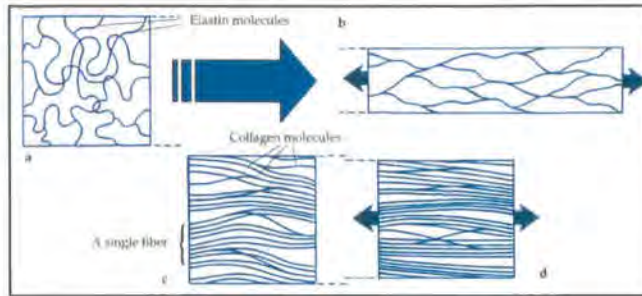


Figura 9. Capacitat de deformació de les molècules de col·lagen i elastina (Watkins, 1999).

2.3.3 El sistema musculotendinos, lligaments i fàscia

Els tendons són les cordes resistents que transmeten l'activitat muscular a l'estructura òssia. Estan compostos per feixos de col·lagen paral·lels, densos i agrupats estretament que varien en longitud i gruix. La seva inextensibilitat permet que fins i tot les contraccions musculars més petites puguin ser transmeses a les articulacions. En situacions normals el tendó no és estirat més d'un 5% (Herzog i Gál, 1999). Estiraments d'un 8-10% suposen deformacions plàstiques irreversibles amb risc de ruptura greu. El seu mòdul de Young és de 10^{10} dyn/cm² (Alexander, 1968) (fig.10).



Figura 10. Stiffness musculotendinosa del mític jugador de la NBA Mike Jordan.

Els lligaments uneixen els ossos, i en determinen l'estabilitat de les articulacions. Tenen força semblança amb els tendons, perquè també estan compostos fonamentalment per fibres de col·lagen paral·leles entre si, tot i que la regularitat és menor. Presenten diverses formes: cordes, faixes o làmines, i, a diferència dels tendons, no tenen un aspecte blanc enlluernador, producte d'una quantitat més gran de fibres elàstiques. La seva composició permet que hi hagi suficient llibertat de moviments en les articulacions sense perdre la fortalesa, resistència i inextensibilitat.

Els lligaments i la càpsula de l'articulació aporten gairebé el 47% de la resistència total al moviment (Johns i Wright, 1962). Per tant, tenen un pes específic important en l'ADM de les articulacions.

ESTRUCTURA	RESISTÈNCIA A L'ESTIRAMENT
Càpsula articular + lligaments	47%
Múscul + beines de les fàscies	41%
Tendó	10%
Pell	2%

Taula 2. Comparació de la contribució relativa de les estructures de teixit tou a la resistència de les articulacions (Johns i Wright, 1962).

La fàscia es defineix com tota aquella estructura connectiva fibrosa que no rep una denominació específica. Amb un aspecte de làmines fibroses, varia en gruix i densitat en relació amb les demandes funcionals. Aquesta estructura que embolica i reuneix els músculs en grups separats rep un nom diferenciat en funció de la seva posició. Les làmines que envolten tot el múscul s'anomenen epimisi. El perimisi tanca els feixos de fibres musculars i l'endomisi embolica cadascuna de les fibres.

Finalment, el sarcolemma és l'estructura de teixit connectiu que envolta la fibra muscular. Aquesta xarxa de teixits és la responsable de l'elasticitat o resistència a la tensió. En els moviments passius, la resistència total al moviment d'aquests teixits és del 41%, és a dir, el segon factor limitador (Heyward, 1991; Johns i Wright, 1962) (taula 2).

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, Green, 1995).

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.

2.3.4 Altres

Per últim, podem dir que la pell té un efecte restrictiu mínim sobre l'ADM. John i Wright (1962) li atribueixen una contribució relativa del 2%.

Prentice (1997), en el llibre *Técnicas de Rehabilitación en la Medicina Deportiva*, ens parla del greix com un factor limitant, i posa com a exemple la reducció en la capacitat de moviment en la flexió de tronc endavant en totes aquelles persones amb una gran quantitat de greix a l'abdomen. En aquest cas el greix actua com una falca.

2.4 Altres factors que influencien la mobilitat articular

2.4.1 L'edat

S'accepta que les persones, a mesura que es fan grans, perden flexibilitat i elasticitat, tot i que aquesta relació no és lineal. Diversos treballs correlacionen estretament l'evolució de la flexibilitat amb l'edat (Sermeev, 1966; Corbin i Noble, 1980; Einkauf, Gohdes, Jensen, Jewell, 1987; Kuhlmann, 1993). Els estudis realitzats detecten una progressiva involució a partir dels primers anys de vida. Els nens, després d'una fase de força laxitud, amb poques variacions fins als 10-11 anys, entren en l'adolescència, en què aquesta qualitat s'estabilitza i després comença a disminuir (Beaulieu, 1986). És precisament

des de la pubertat fins als 20-30 anys quan el deteriorament serà més gran, en relació amb l'augment de massa muscular. Als 30 anys es torna a estabilitzar per tornar a disminuir gradualment fins a la senectud. En aquest sentit, cal destacar que alguns estudis detecten una disminució important del 20-50% entre els 30 i els 70 anys en funció de l'articulació examinada (Chapman, DeVries, Swezey, 1972; Vandervoot, Chesworth, Cunningham, 1992). Tot i això, un altre cop ens trobem davant d'una resposta diferent i específica per a cada articulació (Gomez, Beach, Cooke, Hrudehy, Goyert, 1991; Shephard, Berridge, Montelpare, 1990). Aquestes pèrdues es produeixen pels processos d'atròfia muscular, els canvis físics i químics de les fibres de col·lagen i elastina, la deshidratació, la reordenació de les fibres, els trencaments fibril·lars, les calcificacions.

Aquesta regressió contínua des dels primers anys de vida depèn d'una gran multitud de factors, un dels quals, probablement el més important, és el tipus i la quantitat d'activitat esportiva que es faci (Nelson, Jhonson i Smith, 1983; Sermeev, 1966; Voorrips, Lemmunk, Van Heuvellon, Bult, Van Stoveron, 1993).

Molts dels estudis però poden tenir una validesa relativa, atès que no van fer un control dels nivells d'activitat física, d'estil de vida individual i un historial de les activitats prèvies dels subjectes. A més, es van trobar factors antropomètrics que tenien correlació amb la flexibilitat (Broer i Galles, 1958; Wear, 1963). Tot i així, el conjunt de molts estudis apunten que els patrons de moviment habituals són molt més importants i transcendents que l'edat, el sexe i el tipus de cos (Harris, 1969; Kirby, Simms, Symington i Garner, 1981; Leighton, 1957; Nelson, Johnson i Smith, 1983; Sigerseth i Haliski, 1950; MacDougall, Wenger; Green, 1982; Kligman i Pepin, 1992; Barbosa, Santarém, Filho, Marucci, 2002; Gajdosik, Linden, Williams, 1999).

2.4.2 El sexe

Com a regla general s'accepta que la dona és més flexible que l'home de la seva edat, tot i que no hi ha estudis concloents (Weineck, 1988; Alter, 1990). Aquestes diferències que s'accentuen durant l'embaràs per una relaxació de la musculatura de la pelvis i d'altres –efecte relaxina– (Bird, Calguneri i Wright, 1981; Brewer i Hinson, 1978; Abramson, Roberts i Wilson, 1934), poden ser fruit de les diferències anatòmiques entre sexes. La dona està genèticament més preparada per disposar d'una ADM més gran, especialment en la regió de la pelvis per la seva amplada. A més, la seva constitució òssia més petita i lleugera ho pot afavorir. També s'han atribuït aquestes diferències entre homes i dones a les diferències en les activitats quotidianes entre sexes (Corbin i Noble, 1991).

Els teixits tous que constitueixen les articulacions de les dones tenen més capacitat per absorbir els estiraments elàstics. D'altra banda, el llindar de dolor com a resposta a una torsió articular és, per regla general, menor en les dones (Siff, 1986).

Altres estudis han detectat que dels 10 als 75 anys els homes presenten una flexió anterior de tronc més gran que les dones, però les dones presenten valors més grans en la flexió lateral de tronc (Moll i Wright, 1971). També s'ha comprovat que els homes són més flexibles que les dones en l'extensió de tronc i rotació a la dreta i a l'esquerra, però les diferències no són significatives en altres moviments (Gómez, Beach, Cooke, Hrudehy, Goyert, 1991). Per tant, la suposada major flexibilitat de les dones pot estar fonamentada únicament en els resultats obtinguts en el test *Sit and Reach*, el qual, tot i la seva dubtosa validesa, dóna resultats clars d'una més alta flexibilitat de les noies entre els 5 i els 18 anys (Shephard, Berridge, Montelpare, 1990; Gabbard i Tandy, 1988). Depenent de l'articulació i del moviment que es mesuri, les dones obtindran valors menors, iguals o majors que els homes, tot i que en general es detecta una flexibilitat més gran en les dones que en els homes en la majoria de moviments explorats (Phillips, Bookwalter, Dennan, McAuley, Sherwin, Summers, Yeakel, 1955; Buxton, 1957; Kirchner i Glines, 1957; DeVries, 1974;

Clarke, 1975; Di Nicci, 1976; Branta, Hauberstriecker, Seefeldt, 1984; Jones, Buis, Harris, 1986; Docherty i Bell, 1985).

2.4.3 La temperatura

S'ha demostrat que la temperatura dels teixits en modifica les propietats, i és un factor important que afecta l'extensibilitat muscular (Sapega i al., 1981; Warren, Lehman i Koblanski, 1976). Quan elevem la temperatura del teixit o del cos, en general disminueix la rigidesa i s'incrementa l'extensibilitat (LaBan, 1962; Rigby, 1964). Wear (1963) explica que la flexibilitat pot augmentar un 20% amb un augment de temperatura local de 115° F, i disminuir entre un 10-20% en refredar la musculatura a 65° F.

2.4.4 L'escalfament

L'escalfament, entès com un augment de la temperatura corporal en realitzar una activitat física d'intensitat moderada, augmenta l'amplitud de moviment per un augment del reg sanguini muscular local (Lukes, 1954 citat per Bompa, 1983).

El tipus de tècnica d'escalfament també afecta el grau de mobilitat (Henricson i al., 1984; Hubley, Kozey i Stanish, 1984, Wessling, DeVane i Hylton, 1987, Wiktorsson-Moller, Oberg, Ekstrand i Guillquist, 1983).

Els escalfaments dinàmics i globals, en què participa la major part de la musculatura implicada en l'articulació, permeten una millora més gran de la mobilitat articular que els escalfaments estàtics o amb poc moviment i participació muscular.

Zatziorsky (1980, citat per Bompa, 1983) va investigar els efectes de l'escalfament mitjançant exercicis durant 20 min i amb un bany a 40° C durant 10 min. Els resultats van confirmar el que s'esperava, és a dir, que l'augment més significatiu es produïa amb l'escalfament mitjançant l'activitat física (21% superior). Altres investigadors també han intentat comprovar la influència de diferents tècniques d'escalfament sobre l'ADM (Henricson i al., 1984; Hubley,

Kozey i Stanis, 1984; Wessling, DeVane i Hylton, 1987; Wiktorsson-Moller, Oberg, Ekstrand i Gillquist, 1983). Tot i que no es van mesurar les unitats musculotendinoses, en general sembla que les tècniques dirigides a augmentar la temperatura o adaptabilitat de la unitat formada pel múscul i el tendó resulten més efectives a l'hora d'augmentar l'ADM.

La confusió, però, està en la relació entre escalfament i estirament. De fet, les tècniques d'estirament estàtiques no augmenten la temperatura corporal i, per tant, no poden ser considerades part de l'escalfament. Un escalfament que permeti elevar la temperatura corporal hauria de precedir els exercicis d'estirament. Cornelius i al. (1988) en els seus estudis detectaren que els exercicis d'estirament muscular eren més efectius després d'augmentar la temperatura corporal mitjançant treball aeròbic.

La majoria d'autors coincideixen a defensar una millora de l'ADM articular (flexibilitat) després d'un escalfament, però no donen dades sobre l'abast de la incidència (Hill, 1961; Fieldman, 1967; Cotten i Waters, 1970; Grobaker i Stull, 1975). Cal destacar, finalment, l'aportació de Hurtoñ (1971), el qual estableix que l'esforç excessiu en l'escalfament mitjançant estiraments forçats pot conduir a un efecte negatiu en el rendiment posterior, i augmentar, a més, el risc de lesió.

2.4.5 L'hora del dia

La flexibilitat varia durant el dia. Ozolin (1971) estableix una màxima amplitud de moviment entre les 10:00 i les 11:00 h, i les 16:00 i 17:00 h. Els valors més baixos els localitzem a primeres hores del matí i cap al vespre. Platonov (2001) també parla de mínimes ADM a primera i última hora del dia però determina les màximes expressions d'aquesta qualitat entre les 10:00 i les 18:00 h. Aquests canvis poden tenir una relació molt directa amb els canvis biològics (Ozolin, 1971). El canvi de posició quan ens aixequem del llit fa que disminueixi la longitud del cos, alhora que incrementa la flexibilitat de l'esquena. Un procés relacionat amb l'equilibri osmòtic del cos, aquesta pot ser la raó per la qual ens sentim més "flexibles" a la tarda (Martin, Vroon, May i Pilbeam, 1986).

2.4.6 El treball habitual i els costums socials

L'actitud que un subjecte té quotidianament i els costums socials influeixen clarament el grau de mobilitat articular. Aquesta influència en alguns casos es pot considerar beneficiosa i en d'altres ser el producte de desequilibris que caldrà corregir. Els pobles orientals normalment tenen més flexibilitat a l'articulació del maluc per la seva peculiar forma de seure (Porta, 1988). Concretament, en les extremitats inferiors es va detectar una ADM augmentada en la població xinesa i d'Aràbia Saudita, en comparació amb subjectes britànics i escandinaus (Ahlberg, Moussa, Al-Nahdi, 1988; Hoaglund, Yau, Wong, 1973; Roaas, Anderson, 1982). La moda dels talons alts pot provocar una pèrdua de mobilitat a l'articulació del turmell per una reducció de la capacitat d'extensibilitat del tríceps sural. Dick (1993) argumenta que l'adaptació estructural a les posicions del treball, com poden ser les posicions forçades de la columna en treballar amb màquines, o estudiar amb posicions incòmodes poden reduir l'ADM en determinades articulacions. De fet, actualment es treballa força al voltant de les investigacions en ergonomia per millorar la qualitat de vida en el treball.

2.4.7 L'equilibri muscular

Les persones, tot i que tenen una certa quantitat de mobilitat articular natural, no la poden expressar en tota la seva magnitud si el control muscular local no és adequat. Ens referim a l'equilibri, la coordinació entre les parts del cos i l'aplicació de la força suficient per realitzar els moviments. Situacions extremes, com determinats moviments de ballet o karate, en què, a més, cal tenir un control en el ritme del moviment (Alter, 1988). Moltes vegades, segons Walther (1981), no s'aconsegueix l'equilibri desitjat perquè el múscul és dèbil i a vegades perquè és massa fort.

2.4.8 L'estrès i la tensió muscular

L'estrès es pot descriure com desgast o excés de tensió a la vida i pot expressar-se des del punt de vista mental, emocional i físic. Totes les formes afecten la persona, que a vegades presenta nivells normals de tensió, saludables i desitjables, i a vegades un perill per a la salut quan és intens, persistent com la crispació continuada, la por, les frustracions, etc.

El tractament lògic d'unió del cos i la ment ha permès consolidar les bases de la medicina psicosomàtica. La bibliografia, en aquest sentit, aporta nombrosos estudis en els quals l'exercici i els programes individualitzats d'entrenament de la flexibilitat alleugen l'estrès (de Vries,1975; de Vries,Wiswell, Bulbulion i Moritani, 1981; Levarlet-Joye, 1979; Morgan i Horstman, 1976; Sime, 1977).

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).

Corville (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.*

En una situació ideal abans de l'estirament, la musculatura hauria d'estar completament relaxada, és a dir que la quantitat de tensió exercida pel component contràctil fos la mínima. De fet, però, l'estirament també pot ser utilitzat per facilitar la relaxació.

Exceptuant l'estructura òssia, l'edat i el sexe, tots els altres factors que limiten la flexibilitat es poden modificar per augmentar o disminuir l'amplitud de moviment de les articulacions.

2.5 Propietats mecàniques dels teixits tous

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).

El múscul té la capacitat d'encongir-se -(capacitat contràctil) i generar tensió en tota la seva extensió i la capacitat d'allongar-se o estirar-se en resposta a l'aplicació d'una força externa. Com més fluïxes siguin les forces generades a l'interior del múscul o menys elàstic sigui, més gran podrà ser el grau d'estirament.

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.

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).

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

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

La tensió total activa màxima s'assoleix a 1.2, 1.3 vegades la longitud de repòs del múscul. A longituds més grans, la tensió total disminueix fins que el múscul assoleix 1.5 vegades la longitud de repòs. L'explicació d'aquest fet és que a longituds superiors a 1.3, el nombre d'enllaços encreuats disminueix, tot reduint-se molt la tensió. Tot i que el CEP està augmentant la tensió, el rendiment total és menor, perquè aquesta disminució és superior a la tensió del CC.

No tots els sarcòmers d'un múscul són estirats en la mateixa proporció. Per això, parlar d'un estirament d'1.5 vegades la longitud de repòs per aconseguir una situació del múscul en la qual no hi hagi pràcticament enllaços encreuats, no és possible. 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).

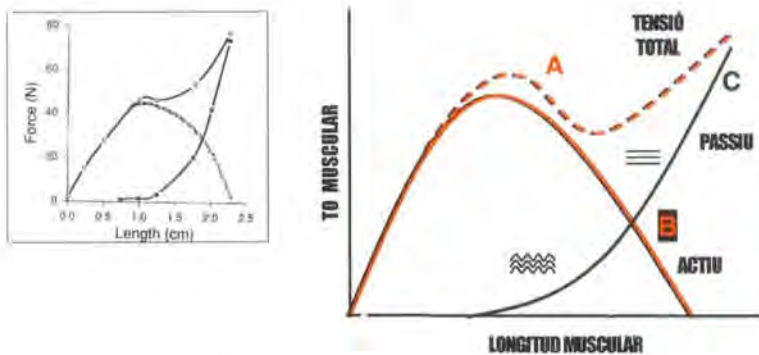


Figura 11. El diagrama de tensió-deformació de la tensió passiva d'un múscul no estimulat. A, tensió total; B, tensió per a la contracció activa; C, tensió passiva per l'estirament (components elàstics) (Baltzopoulos, Gleeson, 2001).

Pel que fa a l'estirament durant la tensió passiva, en absència de contracció muscular voluntària, cal dir que quan un múscul és estirat de manera ràpida, i

tot seguit es manté la seva longitud constant, després d'un cert temps hi ha una pèrdua lenta de tensió. Si s'aplica una càrrega constant que generi estirament, es produeix un lliscament que no és res més que un estirament que es produeix durant un determinat període de temps (Mathews, Stacy i Hoover, 1964).



Figura 12. Un model mecànic simple del sistema muscular (Levin i Wymann, 1927)

El diagrama de tensió-deformació de la tensió passiva d'un múscul no estimulat (fig. 11) es representa en la corba C. La corba A representa la tensió isomètrica total quan un múscul és estimulat a les diferents longituds, tot representant la suma de la tensió del CC més la tensió generada per l'estirament. La tensió generada únicament pel CC es calcula restant el valor obtingut de C i A i es representa per la corba B (Schottelius i Senay, 1956).

El model de Levin i Wymann (1927), utilitzat per explicar el funcionament del sistema musculotendinós, és excessivament simplista, perquè no comprèn propietats mecàniques, com l'element de frenada i la deformació, entre d'altres (Siff i Verhoshansky, 1996) (fig.12). Actualment sabem que el múscul té propietats elàstiques i viscoses. Les elàstiques estableixen que els canvis de longitud o les deformacions són directament proporcionals a l'aplicació de forces. Les propietats viscoses dels materials depenen del tipus i la durada de l'aplicació de les forces (Abbott i Lowy, 1956, Ciullo i Zarins, 1983, Fish, Orenstein, Bloom, 1984, Fung, 1981). L'element viscos és representat pel model del pistó hidràulic de Newton (*dashpot*) (fig.13).

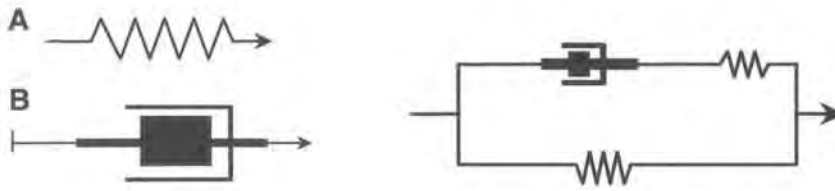


Figura 13. *Esquerra: els dos elements fonamentals del model viscoelàstic. Dreta: model viscoelàstic (Taylor, Dalton, Seaber, Garret, 1990).*

Deformació

Quan un cos suporta una força s'hi produeix un canvi en la forma o la 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 (fig. 14). Quan la força és de compressió disminueix la longitud, si és una força de distensió parlem d'estirament i si s'apliquen dos parells de força obtenim una torsió. La gràfica càrrega-deformació quantifica la relació entre la força aplicada a l'estructura i la deformació produïda. El 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 (fig. 15 i 16).



Figura 14. *Tota força aplicada a un cos genera un cert grau de deformació (Watkins, 1999).*



Figura 15. Relació entre volum i deformació muscular (Ng-Thow-Hing, 2001).

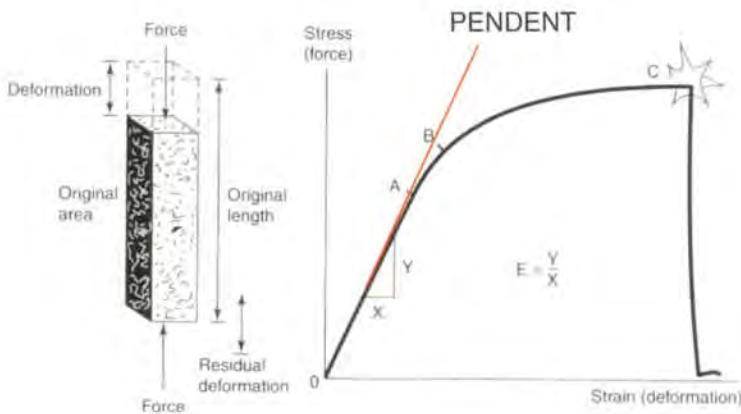


Figura 16. Representació gràfica de la corba tensió-deformació. En l'eix x es representa la deformació (Strain), i en l'eix y la força (tensió). El comportament del material sotmès a tensió no és el mateix en tota la corba: OA, comportament elàstic i lineal; AB, zona no lineal; BC, zona plàstica amb ruptura final en el punt C. El pendent de la corba es representa mitjançant la lletra E, que correspon al mòdul d'elasticitat del material (Panjabi i White, 2001).

Elasticitat i viscositat

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, 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) (fig. 17 i 18).

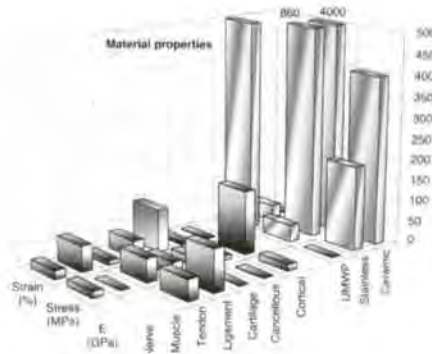


Figura 17. Propietats mecàniques de diversos materials i teixits. E , elasticitat; Mpa , tensió; %, deformació (Panjabi i White, 2001).

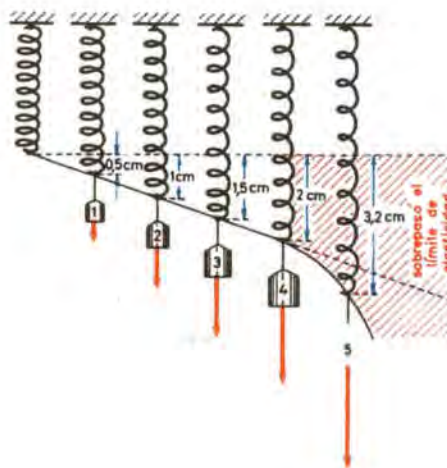


Figura 18. El cos elàstic complex, dins de certs límits, els anomenats límits elàstics, que la deformació produïda és directament proporcional al valor de la força deformadora que l'origina (Llei de Hooke) (Fidalgo, 1981).

Zona elàstica (Elastic range)

Correspon a la zona de càrrega en la qual el material o l'estructura té un comportament elàstic.

Rigidesa (Stiffness) i elasticitat

La *stiffness* es defineix com la resistència que ofereix una estructura quan és afectada per una força externa. L'elasticitat és l'*stiffness* del material.

Elasticitat i *stiffness* són conceptes semblants però amb diferents aplicacions. La primera representa la propietat del material i la segona, a més, n'inclou l'estructura, amb el volum i les mesures. L'os té un determinat coeficient d'elasticitat, però la *stiffness* estarà en funció del seus tipus i forma (Panjabi, White, 2001).

Axial stiffness

La rigidesa axial correspon a la resistència que ofereix una estructura a la deformació axial. Es mesura amb el coeficient axial de rigidesa, definit com la relació entre l'aplicació de força axial i la deformació axial produïda.

Unitat de mesura. Newton per metre (N/m).

Torsional stiffness

Es defineix com la resistència que ofereix un material a la deformació per torsió. Es mesura pel coeficient de rigidesa a la torsió, definit com la relació entre el torque aplicat i la deformació angular produïda.

Unitat de mesura. Newton metre per radià (Nm/rad).

Bending stiffness

És la resistència que ofereix una estructura a la deformació per doblegament. Es mesura gràcies al coeficient de doblegament per deformació, i es defineix com la relació entre el moment aplicat i l'angle produït (fig. 19).

Unitat de mesura. Newton metre per radià (Nm/rad).

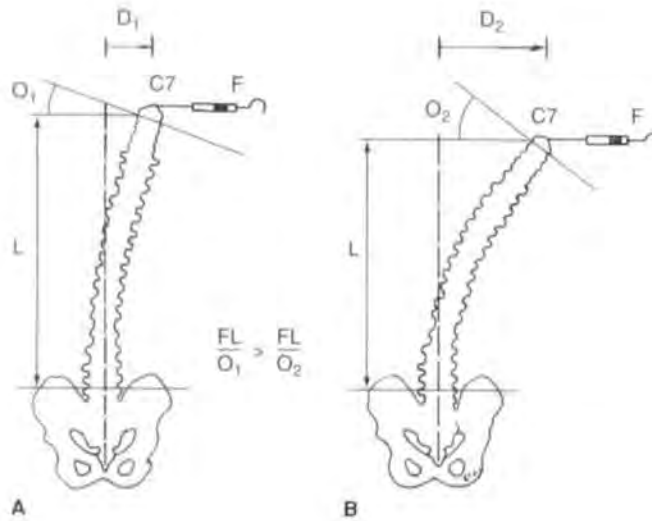


Figura 19. Deformació per doblegament (bending stiffness) El coeficient de deformació per doblegament correspon a FL/O_1 o FL/O_2 . Una columna vertebral flexible té una relativa més gran deformació D_2 i un angle més gran O_2 , i un coeficient de doblegament més petit (Panjabi i White, 2001).

Plasticitat

Utilitzant aquest context específic de la llei de Hooke el cos humà seria perfectament elàstic, la qual cosa no és certa. De fet, els teixits tous tenen un límit elàstic, més enllà del qual no poden tornar a la seva longitud original quan deixem d'aplicar la força que produïa l'estirament (fig. 20, esquerra). La diferència entre la longitud original i la nova longitud s'anomena quantitat de deformació permanent o deformació plàstica. Plasticitat és la propietat dels materials de mantenir-se deformats quan són estirats més enllà del límit elàstic. Quan un material suporta tensions dins de la zona elàstica (punt D) es produeix una deformació permanent (OD_1) (fig. 20, dreta).

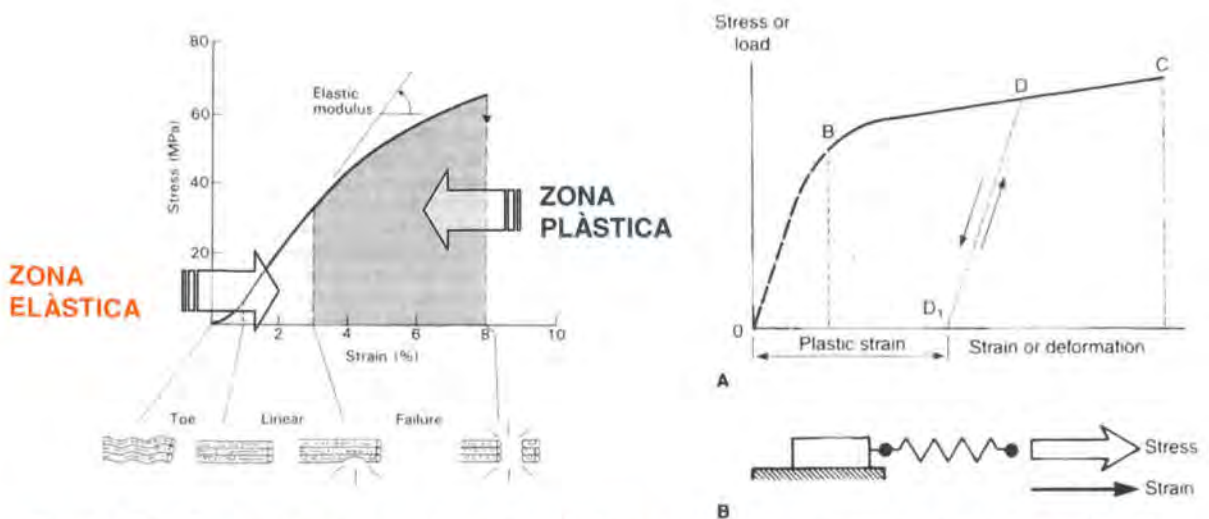


Figura 20. Esquerra: comportament elàstic i plàstic d'un material sotmès a tensió. (Kannus, Jozsa, Järvinen, 2000; Butler i al., 1978). **Dreta:** plasticitat és la propietat d'un material de continuar deformat després de ser sotmès a tensió. Si un material sotmès a tensió és deformat fins al punt D, es produeix una deformació permanent OD_1 (Trew i Everett 2001).

Plastic range

La zona plàstica correspon a la zona de càrrega en la qual l'estructura queda deformatada de manera permanent. Es caracteritza, doncs, per una deformació permanent de l'estructura un cop la força deixa d'aplicar-se.

Punt de ruptura

Correspon a aquella càrrega que provoca una ruptura de l'estructura del material.

Unitat de mesura. Newton (N).

Energia de deformació

Energia de deformació és la quantitat de treball produït per la càrrega. Correspon a l'àrea indicada en la fig. 21. OABB1 representa l'energia elàstica de deformació. B1BCC1 correspon a l'energia de deformació plàstica.

Unitat de mesura. Jul. (J) o Newton x metre (N x m).

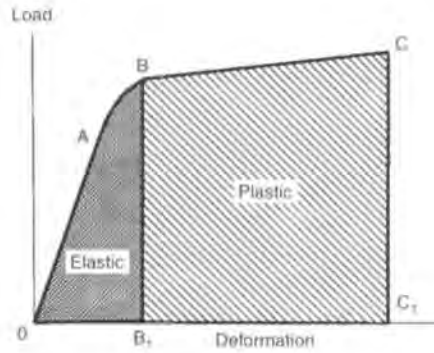


Figura 21. Energia de deformació. Per deformar una estructura cal aplicar una certa quantitat d'energia, anomenada energia de deformació. Aquesta energia correspon a l'àrea sota la corba en el gràfic de tensió-deformació. L'àrea $OABB_1$ representa l'energia de deformació elàstica i l'àrea B_1BCC_1 l'energia de deformació plàstica.

Ductilitat i fragilitat

Dúctil és la propietat dels materials que permet una relativa deformació abans del punt de ruptura. La ductilitat d'un material es quantifica amb el percentatge d'elongació en longitud fins al punt de ruptura. Normalment els materials que suporten solament un 6% d'elongació o tensió s'anomenen fràgils i els materials que suporten més tensió, dúctils (fig. 22).

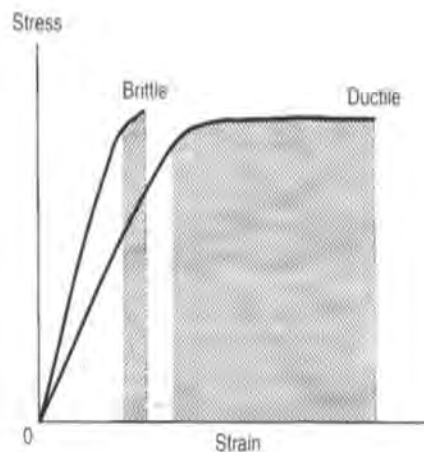


Figura 22. Ductilitat i fragilitat. Un material dúctil és més deformable i amb més energia de deformació plàstica que el material fràgil.

Fatiga

Es defineix com la resistència que tenen els materials a la ruptura quan són sotmesos a cicles repetits de càrrega. La corba de fatiga representa la relació entre l'aplicació de cicles de tensió i en nombre de cicles fins a la ruptura (fig. 23).

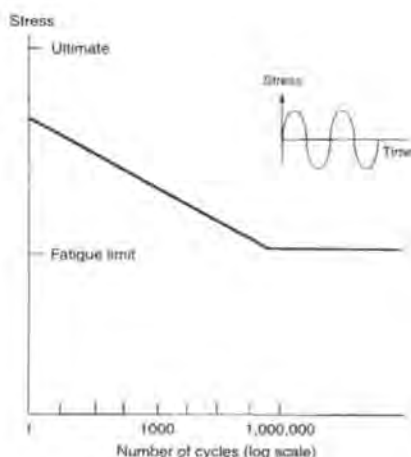


Figura 23. Diagrama de fatiga. La corba de fatiga representa la relació entre els cicles de tensió (stress) i el nombre de cicles fins al punt de ruptura. La tensió és representada en l'eix vertical i el nombre de cicles en l'eix horitzontal (Panjabi i White, 2001).

Anisotropia dels materials

Un material es considera anisotròpic si les seves propietats mecàniques són diferents en diferents direccions. Els metalls i el gel són exemples de materials isotròpics. La fusta, l'os, els discs intervertebrals, en canvi, tenen comportaments anisotròpics perquè tenen fibres (cel·lulosa, col·lagen i altres) orientades en diverses direccions (Wu i Herzog, 2002). En el cos humà les estructures són anisotròpiques, ja que cada teixit està especialitzat i adaptat per suportar càrregues en determinades direccions. Les investigacions han demostrat que l'os presenta altes propietats anisotròpiques. En la figura 24 es mostren els valors obtinguts en el punt del mig de la diàfisi en un os llarg. Per regla general, la duresa és més gran en l'eix longitudinal.

Viscoelasticitat

La viscoelasticitat és una propietat mecànica dels materials que depèn del temps.

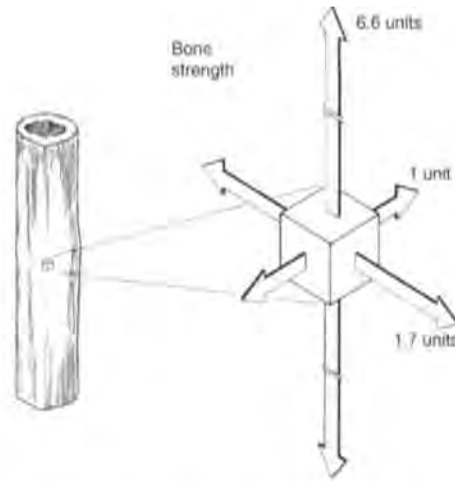


Figura 24. Anisotropia dels materials. Força d'un os llarg en diverses direccions (Panjabi i White, 2001).

Quan es retira de cop la força d'estirament aplicada a un múscul no activat es produeix un escurçament, producte de les propietats elàstiques i viscoses, el qual presenta dues fases diferenciades: la primera immediata i ràpida, i la segona lenta i retardada (fig. 25). Aquest fet demostra una elasticitat muscular imperfecta que s'anomena *viscoelasticitat* (Génot, Neiger, Leroy, Pierron, Dufour, Péninou, 1988).

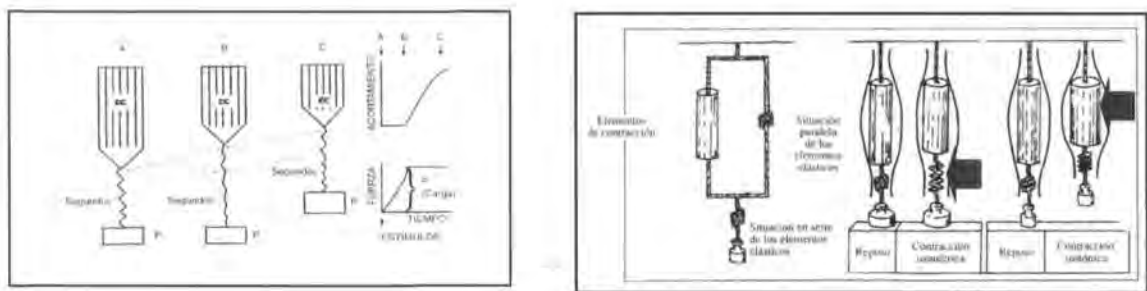


Figura 25. Esquerra: model de contracció concèntrica del múscul cardíac. Fase A-B isomètrica en la qual el CC s'escurça i provoca l'estirament del component contràctil en sèrie. Fase B-C el moviment es produeix quan la força de desplaçament del CC dels elements elàstics en sèrie és igual o supera lleument la força produïda per la càrrega (Braunwald, 1967). **Dreta:** Model clàssic del sistema muscular.

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* (fig. 26).

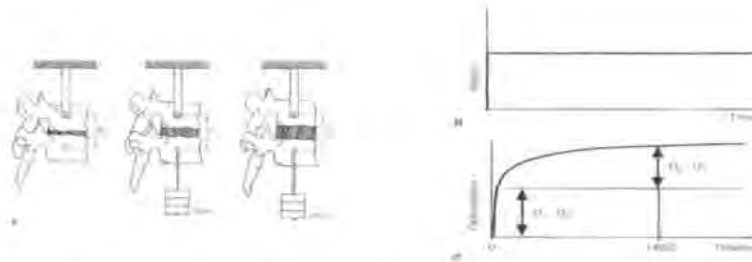


Figura 26. Creep. La viscositat d'un material expressada mitjançant el creep test. En primer lloc hi ha una deformació immediata $D_1 - D_0$. A continuació es produeix una deformació $D_2 - D_1$ retardada en el temps.

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 (fig. 27).

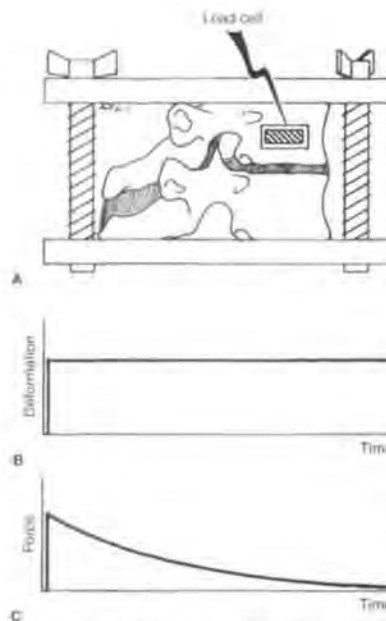


Figura 27. Relaxació. La corba de relaxació C mostra una disminució de la força en funció del temps.

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 (fig. 28).

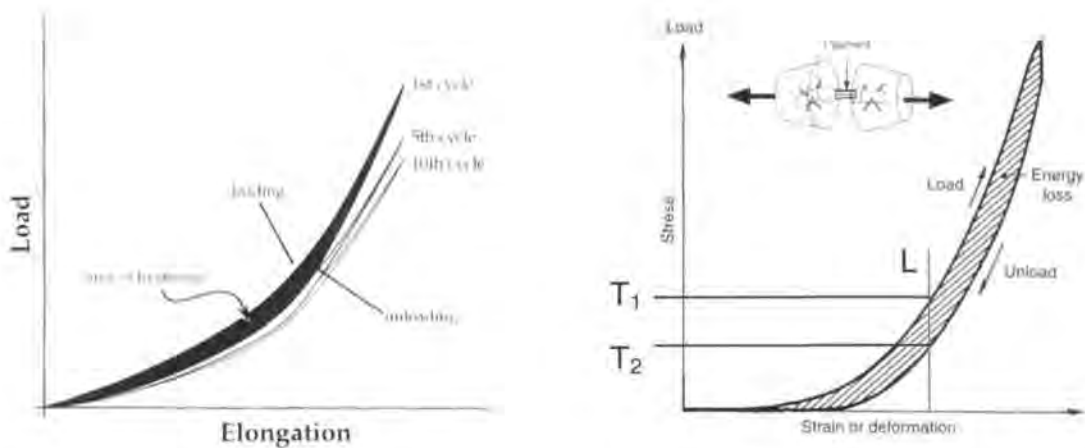


Figura 28. Esquerra: corbes obtingudes durant diversos cicles de càrrega i descàrrega en un lligament (Woo, Ma, Wong, Kanamori, 2000). **Dreta:** per a una mateixa longitud muscular (L), la tensió (T) és més gran durant l'allargament (T_1) que durant l'escurçament (T_2).

L'àrea entre la corba de càrrega i descàrrega (fig. 28, àrea de color negre), 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 (fig. 28, dreta).

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 (fig. 28, esquerra).

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.

L'acció muscular actua en una direcció determinada per la línia que connecta dos punts, l'origen i la inserció. Alexander (1968) va definir els músculs com veritables molles sobretot quan la longitud dels tendons era relativament gran en comparació amb el múscul, com succeeix en les extremitats del cangur (Alexander, 1990). Raibert i Hodgins (1991) s'inspiraren en la observació de robots que utilitzaven sistemes pneumàtics d'aire. En les gràfiques per ordinador, aquestes forces lineals són representades com sistemes de molles i pistons hidràulics (*spring-damper*).

La majoria dels models que es representen es fonamenten en tres categories bàsiques anomenades Maxwell, Kelvin i el model de tres elements de Hill (Panjabi, White, 2001; Huijing, 1992).

El model de Maxwell combina en sèrie una molla (*spring*) i un pistó hidràulic (*Dashpot*). Aquest model dona una deformació immediata de la molla seguida d'un augment proporcional de la deformació en funció del temps del pistó hidràulic. Aquest model s'utilitza fonamentalment per representar el comportament dels fluids.



Figura 29. Model de Maxwell.

D'altra banda, Kelvin estableix un model en distribució dels dos elements en paral·lel. La corba mostra que la longitud augmenta continuadament però disminuint en el temps.



Figura 30. Model de Kelvin.

El model utilitzat pels biomecànics en l'actualitat és força sofisticat i consisteix en la conjunció de tres elements que poden ser modelats individualment. Ens referim al model de tres elements de Hill (fig. 31 i 32). Aquest model es configura afegint una molla en sèrie al model de Kelvin. En aquest cas, la corba resultant expressa una deformació immediata, seguida d'una deformació exponencial que disminueix en el temps. La deformació immediata és el resultat de la molla en sèrie, i la deformació exponencial correspon al model de Kelvin. Aquest model, amb petites modificacions, s'utilitza per representar la viscoelasticitat de les estructures musculars i esquelètiques. És un fenomen mecànic observat en el comportament de les estructures musculoesquelètiques en les quals s'observa un estirament immediat (ràpid) seguit d'un estirament addicional en funció del temps en resposta a la aplicació de càrrega.

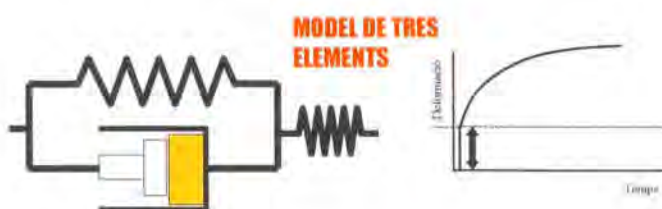


Figura 31. Model de tres elements (Hill, 1970)

El model de Hill, dissortadament, no explica la complexitat del sistema musculoesquelètic. Probablement cal poder interpretar el model dels tres elements en combinació amb el context musculotendinós en 3-D.

El model de Hill seria adequat si els components en sèrie i en paral·lel fossin elàstics, si la totalitat del múscul fos una combinació de sarcòmers idèntics en sèrie i en paral·lel, etc.

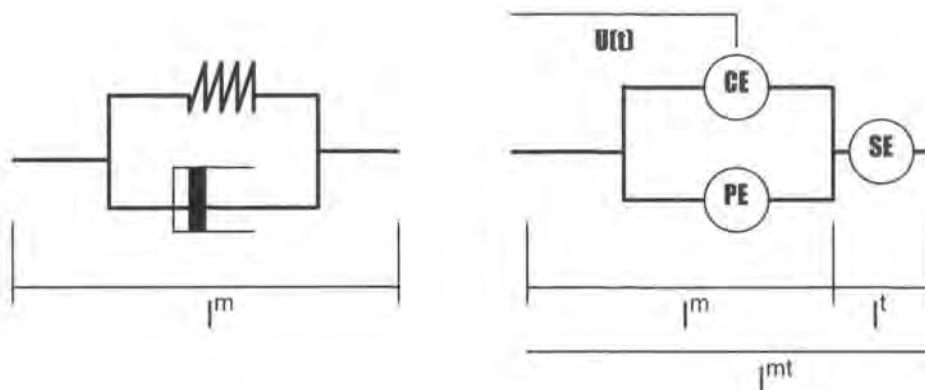


Figura 32. Models viscoelàstics. **Esquerra:** estàndard sistema lineal spring-damper. **Dreta:** el model de Hill dels tres elements amb el component contràctil (CE), el component paral·lel (PE) i l'element en sèrie (SE). El CE i el PE actuen sobre la longitud muscular (l^m) i el SE depèn de la longitud del tendó (l^t). La longitud total del sistema musculotendinós és l^{mt} . (Ng-Thow-Hing, 2001; Huijing, 1992).

El fet que els tendons i els lligaments siguin viscoelàstics vol dir, doncs, que experimenten relaxació en tensió (*creep*) i histèresi. Així, quan a un lligament se li aplica una càrrega fins a una determinada magnitud, i es manté la seva longitud constant, es reflecteix clarament la corba d'histèresi (fig. 33, dreta). El valor $n=1$ correspon a una càrrega aproximada d'un terç de la seva càrrega de fallida. Si la corba no aconsegueix tornar al punt d'origen significa que s'ha deformat de forma permanent. Quan aquest procés es repeteix regularment podem trobar-nos en una situació de laxitud permanent del lligament. Obtindrem llavors un augment d'amplitud de moviment mitjançant una possible pèrdua d'estabilitat.

Quan el lligament està sotmès a una mateixa càrrega $F(0)$ i després es manté la longitud constant, s'obté una relaxació fins al valor $F(A)$ (fig. 33, esquerra). Ara bé, quan el teixit de col·lagen s'estudia en l'aplicació de cicles successius de càrrega-descàrrega amb un període de descans de 10 min, es descriuen corbes com les indicades en el gràfic per $n=2$ i 3. Es pot comprovar que les corbes d'histèresi es desplacen cap a la dreta. En canvi, en el gràfic de l'esquerra les corbes de relaxació en tensió es desplacen en sentit ascendent. Quan el test es repeteix moltes vegades la diferència es fa imperceptible.

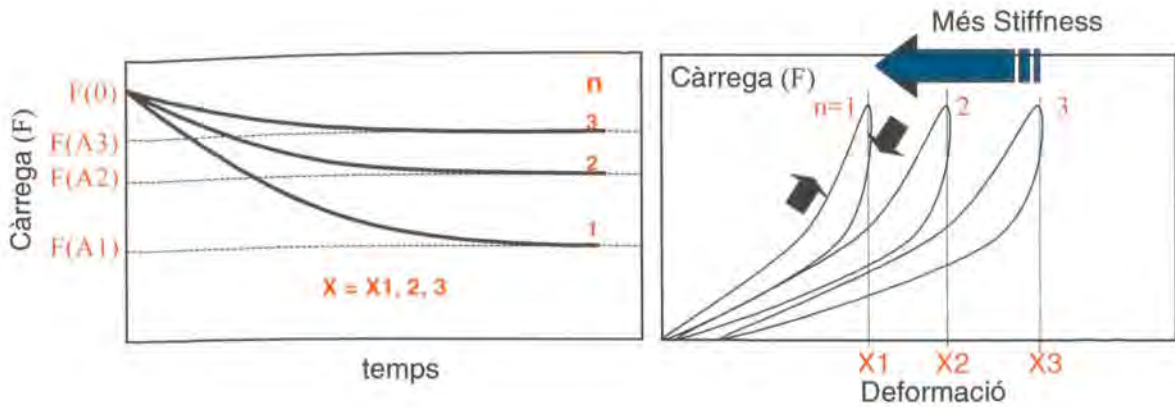


Figura 33. Corbes d'histèresi (dreta) i de relaxació en tensió (esquerra) d'un lligament encreuat anterior (Viidik, 1973).

El bucle d'histèresi normalment és petit per al col·lagen i l'elastina, però gran per al múscul.

També cal destacar que el pendent de la corba d'histèresi ens proporciona un mesurament de la rigidesa del teixit. Un pendent pronunciat és propi d'un teixit o d'un material molt rígid, que no s'estirà gaire sota els efectes d'una càrrega (Siff i Verkhoshansky, 1996).

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 (fig. 34). 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. La ràtio de frenada també varia amb la intensitat de la contracció (Greene i McMahon, 1979).

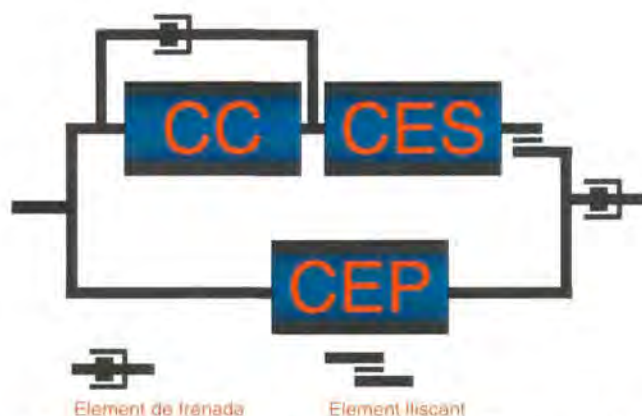


Figura 34. Un model ampliat del sistema muscular. Element de frenada i l'element lliscant relacionats amb el comportament viscoelàstic del sistema musculotendinos. (Siff, 1986).

D'altra banda, la implicació del CES disminueix molt a mesura que augmenta la flexió del genoll. La rigidesa va disminuir de 120 kN/m en un angle de 0°, a 30 kN/m en un angle de 75°. Aquesta investigació realitzada per Siff i Verkoshansky (1996) té una gran importància en la programació de l'entrenament del cicle d'estirament escurçament (CEA). Cal limitar l'angle articular si volem optimitzar la càrrega.

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.

2.6 La neurofisiologia de la flexibilitat

La unitat estructural i funcional del sistema nerviós és la neurona. Els feixos d'aquestes fibres neurals s'anomenen nervis, els quals condueixen els impulsos. Per la llei del tot o res, un impuls és prou fort per provocar activació o no provoca cap tipus d'excitació. Per tant, quan s'arriba a un determinat llindar es produeix una contracció muscular. Estímuls més forts no es tradueixen en potencials d'activitat més grans.

Pel que fa a l'estirament, cal dir que quan més gran sigui un estímul d'estirament, més gran serà la quantitat de fibres que es posin en acció (sumació espacial), i més gran serà el nombre d'impulsos descarregats per unitat de temps (sumació temporal). D'aquesta manera, com més intens sigui l'estímul d'estirament, més gran serà la freqüència de l'impuls d'estirament (suma temporal).

Quan un estímul és aplicat a un receptor sensorial i es manté a una pressió constant, el receptor respon normalment amb una proporció de descàrrega inicialment alta. El potencial generador és, de bon començament, proporcional a la intensitat de l'estímul. Tot i això, amb el temps la proporció de descàrrega és més lenta, fins a arribar a una situació de descàrrega estable (adaptació sensorial). Si l'estímul s'atura momentàniament i es torna a aplicar, es produeix una nova posada en funcionament de l'activitat impulsora i es repeteix el procés.

Els receptors d'estirament poden ser classificats com adaptadors ràpids (fàsics) o lents (tònics). Les unitats d'adaptació ràpida presenten una proporció de descàrrega de disminució més accelerada a l'estirament mantingut, és a dir un gran adaptabilitat. D'altra banda, les unitats d'adaptació lenta presenten una proporció de descàrrega estable en l'estimulació mantinguda.

2.6.1 El reflex miotàtic o d'estirament

Distribuïts en quantitats variables en els músculs del cos humà, 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 (fig. 35). 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, Charland, 2000).

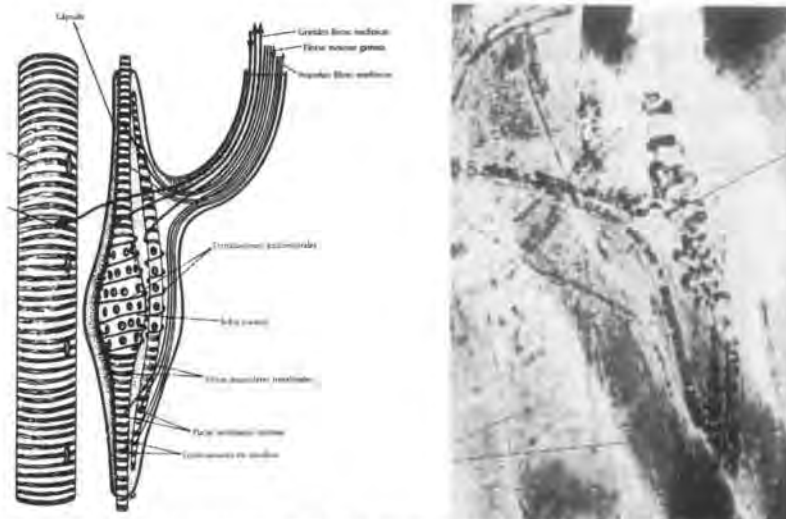


Figura 35. *Esquerra:* fus neuromuscular que mostra dos tipus de fibres intrafusals: fibres en bossa nuclear i fibres en cadena nuclear. *Dreta:* microfotografia del fus neuromuscular (Snell, 1999).

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, Rymer, 1982, Guyton, 1986; Moore i Hutton, 1980).

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:

a) 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...

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

Podem concloure que els fusos són receptors sensibles als canvis de longitud muscular i a la velocitat d'aquests canvis (Cianti, 1990).

2.6.2 Inhibició recíproca

Algunes de les lleis de Sherrington (1974) 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.

2.6.3 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 motoneurons d'activar el múscul i, com a conseqüència, el múscul es relaxa, tot disminuint la tensió (Verril, 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.

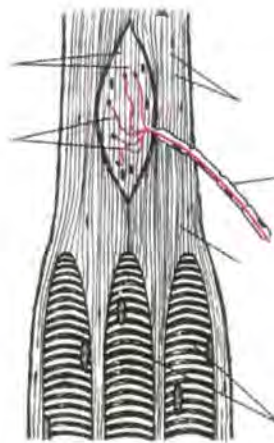


Figura 36. Fus neurotendíneu (Snell, 1999).

Els receptors sensorials, anomenats òrgans de Golgi (OGT), estan al tendó propers als extrems de les fibres musculars, situats en sèrie respecte de les fibres musculars (fig. 36). La seva disposició rep la força que transmet el 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).

Aquests receptors actuen com inhibidors, a diferència dels fusos musculars, que eren excitadors (fig. 37). 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.

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 60 s és suficient perquè els òrgans tendinosos de Golgi actuïn en resposta a l'augment de tensió.

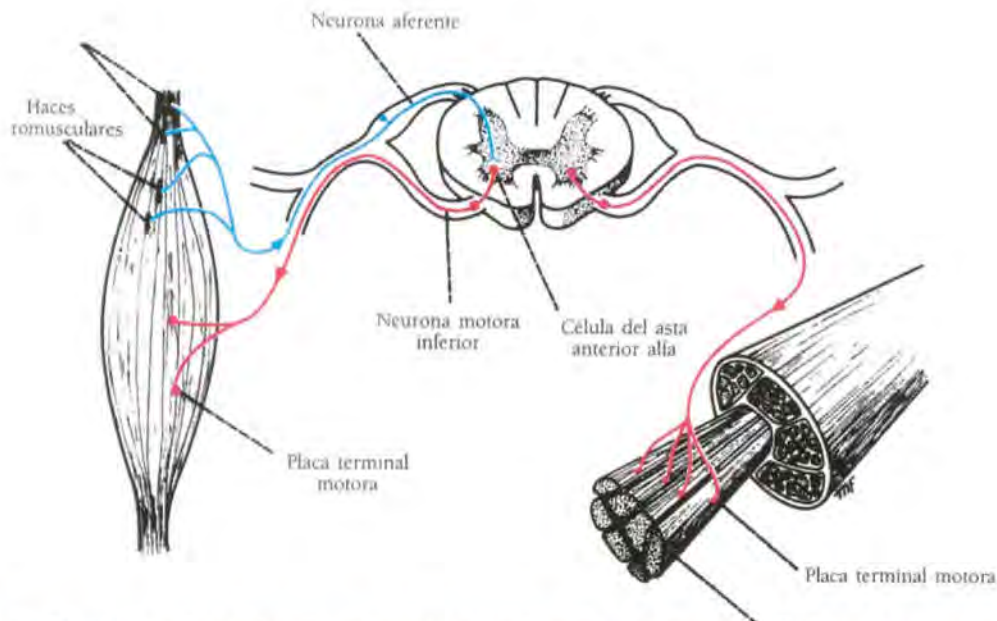


Figura 37. Arc reflex simple, que consisteix en una neurona aferent que neix dels fusos neuromusculars i fusos tendinosos i una neurona motora inferior eferent el cos de la qual és una cèl·lula alfa dins de la medulla espinal (Snell, 1999).

2.7 Artrologia i osteologia

2.7.1 Classificació de les articulacions

El punt d'unió entre dos o més ossos conforma les articulacions, que poden ser classificades segons l'amplitud de moviment i en funció de la seva composició estructural (Hernández, 1989).

La classificació en funció de l'amplitud de moviment total és força més simple. Seguint aquest criteri, parlarem de tres grans grups:

- 1.-SINARTROSIS o articulacions fixes.
- 2.-ANFIARTROSIS o articulacions semimòbils.
- 3.-DIARTROSIS o articulacions mòbils.

1.-Les trobem al crani i a la cara. Les superfícies òssies que s'articulen estan separades per teixit fibrós. Els exemples més comuns són la que forma l'apòfisi estiloides del temporal i la làmina perpendicular de l'etmoide vòmer.

2.-Estan constituïdes per cares articulars poc excavades o planes, una capa de cartílag hialí que recobreix la superfície articular, uns lligaments perifèrics i un lligament interossi. No existeixen sinovials ni càpsula articular. Podem destacar-ne l'articulació sacroilíaca i sínfisi del pubis.

3.-Són les més complexes de totes. Estan formades per les superfícies articulars, cartílag articular, fibrocartílag interarticular o menisc, lligaments perifèrics, sinovials i líquid sinovial. En destaquem l'articulació escapulohumeral i humero-radial.

Si ens fixem en la composició estructural, en diferenciarem sis grups:

Articulacions planes o lliscants: només permeten moviments lliscants. Les vèrtebres de la columna en són un exemple.

Articulacions frontissa: permeten moviments angulars en una sola direcció. Com a exemple podem esmentar l'articulació del colze.

Articulacions pivot: són articulacions que tenen moviment rotatori sobre un eix. Cal destacar el moviment de pronació i supinació de l'avantbraç.

Articulacions condiloides: permeten moviments en dues direccions. La superfície de l'articulació és oval i l'os està dins d'una cavitat el·líptica, com en l'articulació del canell.

Articulacions cadira de muntar: s'anomenen així perquè una de les superfícies articulars és molt semblant a una cadira de muntar. Una superfície és còncaua i l'altra convexa. Permeten moviment en dues direccions. L'articulació dels ossos del canell n'és un exemple.

Articulacions esfèriques: el moviment es pot fer en tres direccions; són el tipus d'articulació més lliure i el de més gran amplitud de moviment. Una de les superfícies articulars presenta una forma més o menys rodona, la qual descansa en una cavitat en forma de bol. Podem destaca-hi l'articulació dels malucs o la de l'espatlla.

2.7.2 Eixos corporals i tipus de moviment

Per emmarcar els moviments corporals, ho fem en relació amb els plans de l'espai i els eixos corporals. Per a cada articulació i per al cos en conjunt es defineixen tres plans amb els eixos de rotació. D'aquesta manera podem fàcilment definir un moviment articular o una posició estàtica d'estirament.

Pla sagital

Divideix el cos en dues meitats simètriques, dreta i esquerra. Diferencia tot el que és intern o medial del que és extern o lateral.

Pla frontal

Disposat paral·lelament a l'amplada corporal divideix el cos en la part anterior (ventral) i posterior (dorsal).

Pla transversal

Divideix el cos en dues meitats, la superior o cranial i la inferior o caudal.

Sempre que calgui, es poden definir plans paral·lels a aquests. Tota expressió de moviment es realitzarà en un o més dels plans espacials descrits.

Eix vertical

És l'eix llarg del cos humà i està determinat per la intersecció dels plans sagital i frontal. Permet el desplaçament d'una estructura sobre el pla frontal. Les fases del moviment són la rotació interna i externa, que són moviments amb torsió o circulars.

Eix anteroposterior

Permet el desplaçament d'una estructura sobre el pla frontal. Dirigeix els moviments d'abducció i adducció.

Eix transversal

Contingut en el pla frontal, permet el desplaçament d'una estructura sobre el pla sagital. Dirigeix els moviments de flexió i extensió.

Els segments corporals poden realitzar set tipus principals de moviments, la majoria dels quals depenen d'un moviment rotatori.

La flexió és una rotació d'una palanca sobre l'altra de tal manera que l'angle disminueix.

L'extensió correspon al moviment oposat a la flexió i consisteix en una rotació d'una palanca allunyant-se de l'altra. Anomenarem **hiperextensió** el moviment d'extensió que supera els 180 graus.

Adducció, correspon al moviment de dur un membre cap a la línia del mig del cos.

Abducció és el moviment contrari a adducció, consistent en un moviment que allunya un membre de la línia del mig del cos.

Rotació, en la terminologia anatòmica, correspon a un moviment de gir sobre l'eix longitudinal. De fet, tots els moviments de palanques són rotacions, però només considerarem aquesta qualificació en la situació anterior.

Circumducció és el que combina els moviments elementals al voltant dels tres eixos.

2.7.3 El *close-packing* com a factor de limitació

El *close-packing* es defineix com la posició final d'un moviment articular en el qual les superfícies articulares són totalment concordants i les seves àrees de contacte són màximes. Les estructures estan comprimides, enroscades amb les càpsules i lligaments tensos al màxim, no sent possible cap moviment (Williams i Warwick, 1980). En les articulacions *close-packing* sembla que no hi hagi cap articulació entre ells. En canvi, quan les articulacions no presenten les superfícies concordants i parts de la càpsula són laxes, parlarem d'una situació *loose packet*.

2.8 Morfologia i flexibilitat

S'han fet molts estudis per relacionar la flexibilitat amb factors com la superfície corporal, el somatotip, la pell i el pes. Tot i això, els resultats han estat força inconsistents. McCue (1963) va trobar una relació poc significativa entre sobrepès, subpès i flexibilitat. En un estudi semblant realitzat per Tyrance (1958) es va trobar una relació també poc significativa entre flexibilitat i tres condicions d'estructura corporal extrema: poc pes, molt pes i percentatge alt de massa muscular. També les relacions entre flexibilitat, somatotip i pell van ser insignificants (Laubach i McConville, 1966). Finalment tampoc es va trobar cap relació entre superfície corporal i flexibilitat en les diferents parts del cos (Krahenbuhl i Martin, 1977).

Les mesures antropomètriques tindran un tractament diferenciat, atesa la gran influència a l'hora de quantificar la flexibilitat (vegeu l'apartat 2.2.2, pàg. 115: Mètodes indirectes).

2.9 Límits de l'amplitud de moviment articular en el cos humà

L'anatomia funcional descriu els límits d'amplituds de moviment normals de les articulacions més importants del cos humà. Els mesuraments exactes de l'amplitud de molts moviments només es poden fer sobre radiografies, com és el cas de l'estudi del raquis.

Definim els límits articulars normals descrits per Kapandji (1993) i Alter (1990). Els valors que presentarem són molt semblants als descrits per altres autors (Reese i Bandy, 2002; Borms i van Roy, 2001) i constitueixen un referent de la població sedentària. Ara bé, ADM per a esportistes de diferents esports no han estat descrits amb rigor en la bibliografia especialitzada (Borms i van Roy, 2001). Probablement aquest és un repte obligat al qual intentarem aproximar-nos en la part empírica d'aquesta tesi.

2.9.1 Extremitats superiors

Considerem que les extremitats superiors estan compostes per l'anell ossi de l'espatlla o cintura escapular, l'articulació de l'espatlla, el braç, l'articulació del colze, l'avantbraç, l'articulació del canell i la mà.

ARTICULACIÓ	MOVIMENT	Alter (1990)	Kapandji (1993)
L'espatlla	Flexió	180°	180°
	Extensió (hiperextensió)	180 a 0° 60°	180 a 0° 40-45°
	Adducció +extensió -Adducció + flexió	limitada limitada	molt petita 30-45°
	-Abducció total	180°	180°
	Primer temps	0 a 90°	0 a 60°
	Segon temps	90 a 150°	60 a 120°
	Tercer temps	150 a 180°	120 a 180°
	Rotació interna	90°	100-110°
	Rotació externa	-	80° (30°)
	Flexió horitzontal	130°	140°
Extensió horitzontal	30°	30-40°	
El colze	Flexió activa	150°	145°
	Flexió passiva	160°	160°
	Extensió (hiperextensió)	160 a 0° limitada	- 5-10°
	Pronació	0 a 90°	85°
	Supinació	0 a 90°	90°

ARTICULACIÓ	MOVIMENT	Alter (1990)	Kapandji (1993)
El canell	Flexió	90°	85°
	Extensió	85°	85°
	Adducció	-	45°
	Eix de la mà	-	30°
	Eix dit mitjà	45°	55°
	Abducció	15°	15°
La mà Art. metacarpo falàngiques	Flexió	-	90°
	Extensió activa	-	30-40°

Taula 3. Amplitud dels moviments de les articulacions de l'extremitat superior. Segons Alter (1990) i Kapandji (1993).

2.9.2 Extremitats inferiors i anell pèlvic

Les extremitats inferiors i l'anell pèlvic estan compostes pel peu, l'articulació del turmell, la cama, l'articulació del genoll, la cuixa, la regió glútia, la regió ilíaca i l'articulació dels malucs.

ARTICULACIÓ	MOVIMENT	Alter (1990)	Kapandji (1993)
Els malucs	Flexió activa	90°	90°
	Cama flexionada	120°	120°
	Flexió passiva	-	120° o més
	Cama flexionada	-	145°
	Extensió activa	20°	20°
	Cama flexionada	10°	10°
	Extensió passiva	20°	20°
	Cama flexionada	30°	30°
	Abducció activa	45+45°	90° (45+45)
	Ballarines	-	120-130°
	Abducció passiva	-	Fins a180°
	Adducció (+extensió)	-	30°
	Adducció (+flexió)	60°	30°
Rotació interna	45°	30-40°	
Rotació externa	45°	60°	

ARTICULACIÓ	MOVIMENT	Alter (1990)	Kapandji (1993)
El genoll	Flexió activa		
	Flexió de malucs	135°	140°
	Extensió de malucs	120°	120°
	Flexió passiva	160°	160°
	Extensió activa	Limitada	5-10° absoluta
	Rotació axial activa	-	Genoll 90°
	Rotació interna	-	30°
	Rotació externa	-	40°
	Rotació axial passiva	-	30-35°
El turmell	Flexió	20°	20-30° (10°)
	Extensió (fl.plantar)	50°	30-50° (20°)
	Eversió (adducció)	20°	-
	Inversió (abducció)	45°	-

Taula 4. Amplitud dels moviments de les articulacions de l'extremitat inferior. Segons Alter (1990) i Kapandji (1993).

2.9.3 Columna vertebral

La columna vertebral, anomenada també espina dorsal, està formada per un conjunt d'ossos (33) connectats de manera flexible l'un sobre l'altre. Analitzarem els límits de l'amplitud de moviment de la columna vertebral i del coll.

ARTICULACIÓ	MOVIMENT	Alter (1990)	Kapandji (1993)
Columna vertebral	Flexió-extensió	-	250°
	Raquis lumbar		
	Flexió	-	60°
	Extensió	-	35°
	Raquis dorsolumbar		
	Flexió	-	105°
	Extensió	-	60°
	Raquis cervical		
	Flexió	-	40°
	Extensió	-	75°
	Flexió total	-	110°
	Extensió total	-	140°
	Inflexió lateral	35°	-
	Raquis lumbar	-	20°
	Raquis dorsal	-	20°
	Raquis cervical	-	35-45°
	Inflexió lateral total	-	75-85°
Rotació			
Raquis lumbar	-	5°	
Raquis dorsal	-	35°	
Raquis cervical	-	90°	
Rotació axial total (pelvis i crani)	-	90°	

Taula 5. Amplitud dels moviments del raquis. Segons Alter (1990) i Kapandji (1993).

3. SISTEMES I TÈCNiques D'ESTIRAMENT

3.1 Principi general del sobreestirament

El concepte sobreestirament es pot definir com el principi fisiològic del qual depèn el desenvolupament de la flexibilitat (Doherty, 1971). Quan una persona és sotmesa o estimulada regularment mitjançant un programa d'estirament progressivament intensiu, el cos hi respondrà amb una capacitat incrementada, és a dir, hi ha una adaptació a les exigències a què és sotmès.

Si la força externa que s'aplica a la musculatura és massa alta, perillen les estructures musculotendinoses. Aquest fet afecta les tècniques d'estirament i els procediments de mesurament. Les preguntes que sorgeixen són si cal estirar fins al límit elàstic, o una mica més enllà. Per a molts investigadors, cal arribar al punt de tensió desagradable però no dolorosa (Anderson 1987; Solverborn, 1987; Cianti, 1990; Alter, 1990) i, per a altres autors, la millora de la flexibilitat serà possible mitjançant moviments que superin l'amplitud de moviment del moment, tot desenvolupant-se més quan estirem per sobre del límit de molèstia (Jones, 1975). Un altre dubte pot ser si el punt no dolorós està per sobre o per sota del límit elàstic. Podem dir, tot i que no hi ha dades concloents, que el tipus de força aplicada, la durada d'aquesta i la temperatura del teixit, entre d'altres, determinaran si l'estirament és recuperable totalment o presenta deformació plàstica.

3.2 Tipus i varietats d'estirament

En la bibliografia es descriuen dos tipus bàsics de flexibilitat. La flexibilitat estàtica referida a l'amplitud de moviment en una articulació o diverses articulacions, sense posar èmfasi en la velocitat del moviment, i la dinàmica que correspon a la capacitat d'amplitud de moviment en una articulació durant la realització d'una activitat física, ja sigui a velocitat mitjana com accelerada (Corbin i Noble, 1980; Cambone, 1990). Els moviments realitzats amb molta acceleració reben la denominació d'estirament cinètic. Per a Vinuesa i Coll (1987), l'anomenat mètode de treball cinètic es correspon amb un moviment en

el qual utilitzem la inèrcia de les masses corporals o dels estris utilitzats en el moviment per assolir amplituds de moviment molt grans.

Així mateix, cal diferenciar l'amplitud de moviment passiu realitzat amb l'ajut d'una força externa (gravetat, ajut d'un company o aparells de tracció) i l'estirament actiu, en el qual el subjecte assoleix el seu objectiu mitjançant la contracció d'aquella musculatura que produeix el moviment d'una forma natural. Els moviments dinàmics, a més a més, es poden fer amb una amplitud de moviment cinètica utilitzant la inèrcia de les masses corporals per aconseguir l'estirament. La diferència entre actiu i cinètic està en l'acceleració del moviment. Finalment, considerarem els moviments combinats o estiraments mixtos (figura 38).

Dins dels moviments passius, cal diferenciar la realització relaxada del moviment, que treballa dins dels límits articulars normals, i la forçada, en la qual es traspassen aquests límits de treball (Werner, Schneider, Spring i Trischler, 1990). En el treball forçat cal que existeixi una bona comunicació. La persona que és manipulada té la responsabilitat d'informar el company de les sensacions i avisar quan l'estirament arriba al límit no dolorós. Així mateix, la persona que manipula ha de mobilitzar l'articulació amb lentitud i aplicar la càrrega adequada en cada moment i subjecte. D'aquesta manera evitarem l'aparició sobtada del reflex d'estirament i serà més fàcil la comunicació.



Figura 38. Tipus d'estirament.

D'altra banda, els moviments actius poden ser lliures, quan el moviment es realitza per la força de contracció muscular; assistits, quan a més hi ha l'ajut d'una força externa, i resistits quan el moviment actiu es realitza contra la força d'una resistència externa (Porta 1988; García Manso, Navarro, Caballero, 1996) (fig. 39).



Classificació de l'ADM articular.

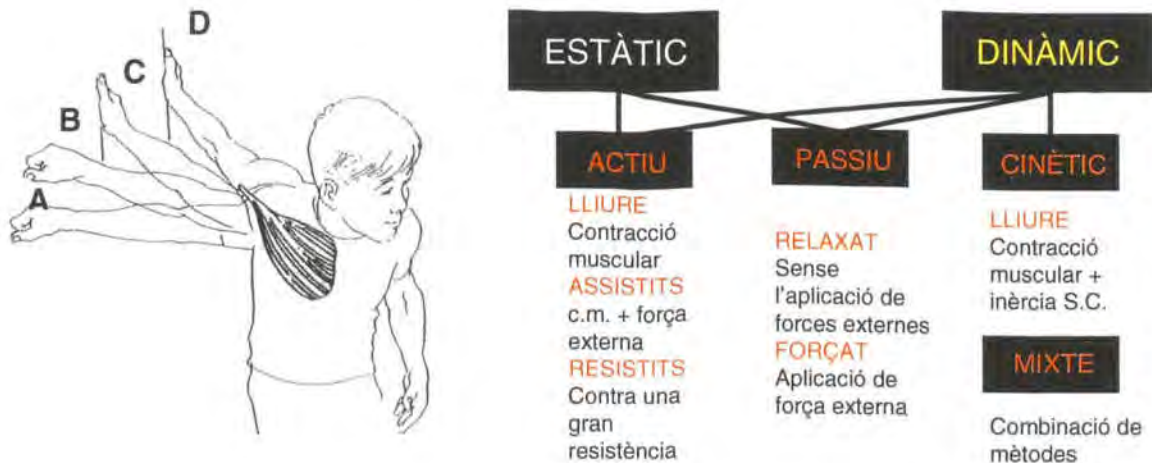


Figura 39. Tipus i varietats d'estirament. **Part inferior esquerra:** A, moviment balístic. B, moviment actiu lent. C, moviment passiu forçat amb l'ajut d'una paret. D, combinació de tensió isomètrica (6s) amb estirament passiu forçat (PNF). L'amplitud de moviment augmenta gradualment (Cianti, 1990).

Tots els models parteixen de la classificació de l'estirament en dinàmic i estàtic, però la diferència més important amb el nou model proposat és no diferenciar la flexibilitat i l'elasticitat com manifestacions bàsiques de la

mobilitat articular (ADM), en què el paràmetre velocitat esdevé un factor clau. Com exemple, la figura 40 descriu la classificació presentada per Siff i Verkhoshansky (1996).

Podem concloure que 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.



Figura 40. Classificació dels diferents mètodes d'estirament estàtic i dinàmic (Siff i Verkhoshansky, 1996).

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).

1. EST. ESTÀTIC PASSIU=ADM Submàxima
2. EST. ESTÀTIC PASSIU FORÇAT=ADM màxima
3. EST. ESTÀTIC ACTIU=ADM+F
4. **EST. DINÀMIC PASSIU=ADM+E**
5. **EST. DINÀMIC ACTIU=ADM+F+E**

6. EST. ELASTIC CINÈTIC=ADM+F+E+R

Els estiraments estàtics i passius milloren la flexibilitat però tenen poca incidència en la mobilitat articular activa, que és la que està més relacionada amb el nivell esportiu. L'ADM activa té una correlació més forta ($r=0,81$) amb el nivell esportiu que la passiva ($r=0,69$). La relativa relació entre la flexibilitat activa i passiva depèn dels mètodes d'entrenament utilitzats. Els mètodes estàtics i passius tenen una correlació entre la flexibilitat activa i passiva de 0,61-0,73 en funció de l'articulació examinada. Utilitzar exercicis d'estirament i enfortiment augmenta la correlació fins a 0,91. Una gran diferència entre la flexibilitat activa i passiva (ADM residual) sembla tenir una correlació més forta en la incidència de lesions en els teixits tous. La flexibilitat residual pot disminuir força utilitzant en l'entrenament exercicis de força en la zona de flexibilitat activa deficient.

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, 1970; Holt, Travis, 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, 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).

3.2.1 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, 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, 1979,1993). 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'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 (fig. 41). En la taula 6 s'enumeren els arguments a favor i en contra d'aquest tipus d'estirament.

ESTIRAMENT DINÀMIC CINÈTIC (BALÍSTIC)	
Favorable	Desfavorable
Alta especificitat per a moltes disciplines esportives	No es desenvolupa la flexibilitat permanent de manera òptima
Efectiu per al desenvolupament de l'amplitud de moviment actiu	Obliga els teixits a absorbir grans quantitats d'energia/força per unitat de temps. Risc de ruptura
Óptim per a l'escalfament	Genera sovint moments angulars descontrolats
Desenvolupa l'elasticitat muscular	S'activa el reflex d'estirament
	No es donen adaptacions neurològiques
	No es pot desenvolupar la mobilitat articular permanentment
	Pot generar dolor i ser la causa de lesions
	Genera el doble de tensió en el múscul en relació amb els estiraments estàtics (Beaulieu, 1981)

Taula 6. Aspectes favorables i desfavorables de l'estirament dinàmic cinètic (balístic).

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 Bastrom, 1984; Warren, Lehmann i Koblanski, 1971, 1976).

Les altes velocitats generen moments angulars molt elevats que a vegades no es poden controlar, tot depassant la capacitat d'absorbir l'excés de tensió dels teixits que són estirats. Aquest fet pot provocar dolor i lesions (distensions i fins i tot ruptura).



Figura 41. Dues maneres diferents de fer la flexió de tronc. La realització de rebots en aquests tipus de moviment ha estat sovint desaconsellada (Tous, 1999; McAtee, 1993).

A més, l'alta velocitat del moviment no permet l'adaptació neurològica. Walker (1961) i Granit (1962) estudiaren aquest fenomen, i van demostrar que estirant amb brusquedat un múscul amb una força determinada, produïa una freqüència d'impuls eferent molt superior al que es produïa amb un estirament més lent fins a aplicar la mateixa força.

3.2.2 Facilitació neuromuscular propioceptiva (FNP)

La FNP és una tècnica de tractament que va desenvolupar a final de la dècada de 1940 i principi de 1950 el neuròleg Herman Kabat i les fisioterapeutes Margaret Knott i Dorothy Voss. Kabat, a partir de l'estructura teòrica de la FNP de l'obra de Charles Sherrington, basada en un model descriptiu sobre la forma d'actuar del sistema neuromuscular (Sherrington, 1947), va començar a aplicar els coneixements en el camp de la rehabilitació. Amb l'ajut de l'industrial Henry Kaiser, Kabat va fundar l'any 1946 l'Institut

Kabat-Kaiser a Washington DC, i va començar a treballar amb paralítics tot aplicant la teoria neurofisiològica. Voss i Knott, després de treballar juntes, van comprovar que la FNP era quelcom més que un sistema per al tractament de les paràlisis.

Les tècniques FNP es basen en l'alternança de contraccions musculars i estiraments. Des de fa poc temps s'han començat a utilitzar exercicis d'aquestes característiques com a tècnica d'estirament per augmentar l'ADM (Prentice, 1982; Prentice, Kooima, 1989). Molts autors defensen que amb aquestes tècniques es produeixen els avenços més importants (Moore i Hutton, 1980; Prentice, 1983; Sady, Wortman, Blanke, 1982; Tanigawa, 1972; Beaulieu, 1981; Cherry, 1980; Cornelius, 1983; Cornelius i Hinson, 1980; Hartley i 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. D'altra banda, les accions inhibidores són les que disminueixen l'excitabilitat (Harris, 1978, Knott i Voss, 1968, Prentice, 1983). Inhibició és contrari a facilitació, però ambdós són complementaris. Una tècnica que afavoreix la facilitació d'un múscul agonista, o mobilitzador principal, promou simultàniament la relaxació o inhibició de l'antagonista. Facilitació i inhibició són produïdes fonamentalment per la resistència muscular, és a dir, per les contraccions musculars.

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 òrgans de Golgi del tendó (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.



Figura 42. *Facilitació muscular propioceptiva (FNP). Exemple clàssic d'estirament passiu en el qual un company mobilitza un segment corporal (Tous, 1999).*

A la contracció muscular d'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 (fig. 42).

També es pot induir la relaxació dels músculs antagonistes mitjançant una contracció isomètrica dels músculs agonístics. Aquesta acció facilita la relaxació mitjançant el reflex d'inhibició recíproca.

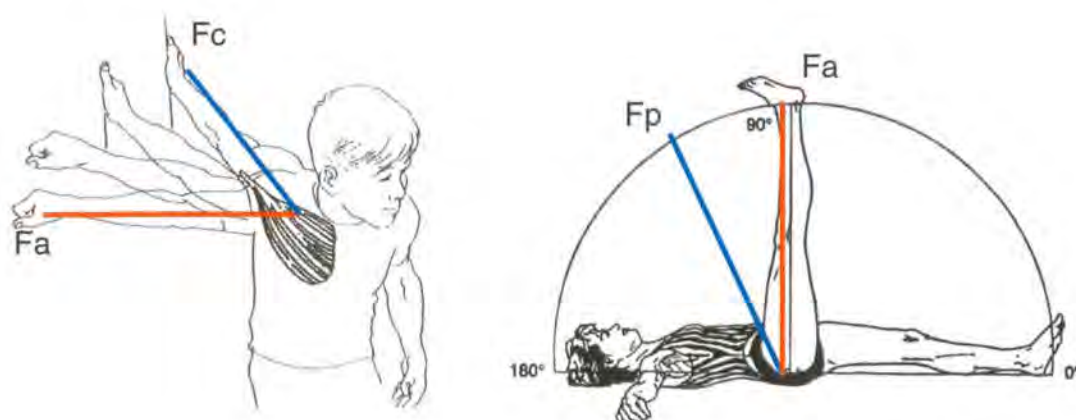
Les tècniques de FNP són molt variades, però les estratègies es basen a incloure combinacions de contraccions musculars isotòniques (concèntriques i excèntriques) i isomètriques mitjançant tècniques d'inversió lenta-manteniment de la posició-relaxació, contracció-relaxació i manteniment-relaxació (Tanigawa, 1972; Etnyre i Lee, 1987).

Les tècniques més utilitzades són (McAtee, 1993); CR (Contracció-relaxació), HR (Hold-relax; mantenir-relaxar), CRAC (contracció-relaxació-antagonista-contracció).

3.2.3 Concepte teòric de flexibilitat residual

La flexibilitat passiva, sempre superior a l'activa, determina les possibilitats de moviment de l'articulació en el pla i eix de treball. Una limitada flexibilitat passiva no permet una evolució de la flexibilitat activa i cinètica alhora que limita la mobilitat de l'articulació i, en certs esports, pot suposar un fre per al bon desenvolupament de la tècnica.

La flexibilitat residual que es defineix com la diferència en graus entre l'ADM activa i passiva, suposadament és un bon indicador del riscs potencials de lesió (Iashvili, 1983), i ens pot orientar per determinar el tipus d'estirament més adequat per a cada esportista. Per a Platonov (2001), la reserva de flexibilitat és la diferència entre l'ADM de l'esportista i l'amplitud necessària per desenvolupar correctament les tècniques competitives.



$$\begin{aligned}
 &Fp \gamma \text{ graus} \\
 &Fa \alpha \text{ graus} \\
 &Fc \beta \text{ graus} \\
 &Fr_1 = Fp - Fa = \gamma - \alpha \text{ graus} \\
 &Fr_2 = Fp - Fc = \gamma - \beta \text{ graus} \\
 &Fr_3 = Fc - Fa = \beta - \alpha \text{ graus}
 \end{aligned}$$

Figura 43. Diferents formes de calcular la flexibilitat residual. *Fp*, flexibilitat passiva forçada; *Fa*, flex. activa; *Fc*, flex. cinètica; *Fr*, flex. residual; $\alpha \beta \gamma$, angles. (Treball no publicat. Moras, 1998).

Aquest concepte es pot expressar d'altres formes, mitjançant la relació entre tots els tipus i varietats d'estirament (fig. 43)

Una Fr_1 molt gran suposa sovint una manca de força de la musculatura antagonista tot i que cal diferenciar dos casos; tenir una Fr_1 gran amb un índex de Fa petit, la qual cosa suposa una manca d'adequació de la flexibilitat activa, o tenir una Fr_1 gran amb un índex de Fa normal producte d'un desenvolupament desmesurat de la flexibilitat passiva.

La magnitud de la Fr_2 determina el marge de mobilitat articular de què disposem en l'articulació després de realitzar un moviment accelerat o balístic. Aquesta flexibilitat residual és encara un concepte teòric per la gran dificultat que suposa quantificar amplituds de moviment en exercicis balístics. El problema principal és trobar un test vàlid que permeti valorar l'amplitud de moviment en condicions estandarditzades (vegeu apartat 5.1, pàg. 195).

La Fr_3 , la qual es defineix com la diferència entre Fc i Fa , ens informa de la capacitat del subjecte d'utilitzar l'acceleració dels segments corporals per assolir nivells més grans de mobilitat articular en relació amb la mobilització activa. El resultat de la Fr_3 permet conèixer el grau d'activació del reflex miotàtic. Valors grans de flexibilitat residual poden ser indicatius d'una activació molt petita d'aquest reflex. En qualsevol cas, un dels condicionants principals serà el valor de la flexibilitat activa. Per tant, també hem de parlar d'un supòsit teòric, perquè ens trobem amb els mateixos problemes que abans pel que fa a la quantificació de la flexibilitat cinètica.

Tumanyan i Dzhanyan (1980) van definir tres nivells de dèficit. El dèficit de flexibilitat activa màxima ($DF_{m\grave{a}x}=FP_{m\grave{a}x} - FA$), el dèficit de flexibilitat activa amb càrrega ($DF=FP - FA$), i l'interval del llindar de dolor de la flexibilitat ($UDF=FP_{m\grave{a}x} - FP$). Considerant $FP_{m\grave{a}x}$ com la flexibilitat passiva màxima mesurada quan s'arriba al llindar de dolor del moviment, FA com la flexibilitat activa en acció no balística del moviment i FP com la flexibilitat passiva amb càrrega mesurada amb una càrrega que augmenta progressivament però sense arribar al llindar de dolor.

Som conscients que seria més adequat parlar d'ADM residual i no pas de flexibilitat residual si volem ser coherents amb el posicionament d'aquesta tesi.

3.2.4 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 (fig. 44). Tenir poca força es pot veure reflectit en els tests dinàmics lents i cinètics, ja que la capacitat de contracció i la capacitat d'accelerar una part del cos són factors determinants en el resultat final. Evidentment, en tots els casos les possibilitats actives i cinètiques tenen les seves restriccions articulars en els límits que es poden assolir en els moviments passius forçats.



Figura 44. Dempeus, elevació de la cama dreta. Moviment dinàmic lent. L'acció de la musculatura flexora dels malucs determina en bona part l'abast de l'arc del 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. Pensem, per

exemple, en l'elevació d'una cama estirada, estant el subjecte en bipedestació. En aquest cas, l'amplitud de moviment dependrà de la capacitat contràctil del quàdriceps (fonamentalment del recte anterior) i del psoesilíac. En moviments balístics realitzats a altes velocitats, la força inicial serà el factor més important. 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.

L'entrenament de força i flexibilitat ha d'anar sempre relacionat, ja que s'estableix una gran interrelació i dependència (fig. 45). 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). Com a exemple, podem esmentar les diverses maneres de treballar el "press banca" en funció del tipus de presa. Una presa o agafada àmplia, amb una separació relativament gran de les mans, obliga el subjecte a fer un gran preestirament de la musculatura pectoral en cada repetició quan s'acosta la barra al pit, cosa que no succeeix, almenys amb la mateixa intensitat, quan la presa és estreta. Platonov (1991) comenta també que el factor decisiu és precisament l'ordre d'aplicació i la combinació dels exercicis de força i flexibilitat quan no combinem en un mateix exercici el treball de força i mobilitat. En aquest cas, la millor combinació és alternar exercicis de força i mobilitat. La disminució transitòria de mobilitat d'un exercici de força es compensa immediatament amb exercicis d'estirament.

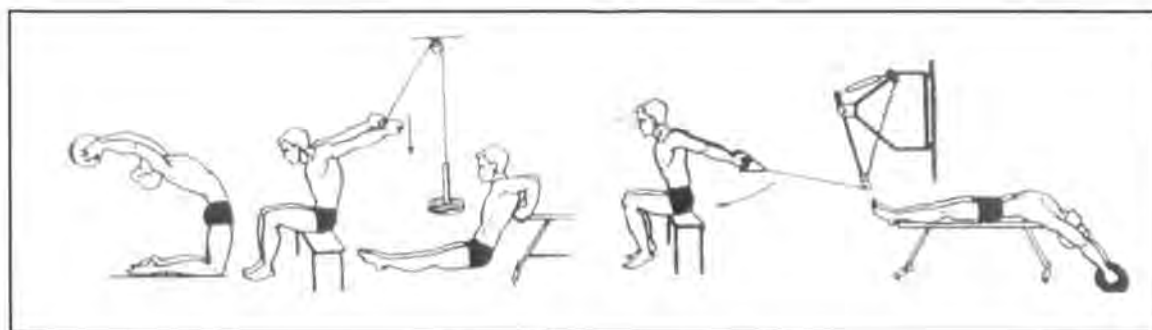


Figura 45. Exercicis pel desenvolupament simultani de la força i la flexibilitat (Platonov, 2001)

▪ 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 (fig. 46). 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.

L'activació del reflex miotàtic el va posar en relleu Schmidtbleicher (1982,1985) 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 (fig. 47). 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 CEA (Komi, 1992, Bosco, 2000).



Figura 46. Els mecanismes de producció de força. L'estirament es considera un factor determinant quan es realitza a altes velocitats (Cometti, 1998).

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, 1974; González, Gorostiaga, 1995).

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. 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 (1965), 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).

Altres estudis també explicaven que aquesta energia podia transformar-se en calor si la contracció concèntrica no seguia immediatament l'excèntrica (Fenn i Marsh, 1935; Hill, 1961; Cavagna, 1968). Per tant, l'elasticitat és un factor considerat transitori que fa que un moviment ràpid sigui més avantatjós que un de lent. Part de l'augment del rendiment que s'obté amb el preestirament, en els experiments realitzats en l'home quan el sistema nerviós està íntegre, pot ser per l'augment del reflex d'estirament (Prochazka, 1977; Gottlieb i Agarwal, 1979). Alguns experiments han demostrat que el reflex pot aparèixer aproximadament als 40-70 ms. de l'inici de l'estirament (Lles, 1977; Gottlieb i Agarwal, 1979; Chan, 1978). Aquestes investigacions fan pensar que en un gest realitzat amb molta amplitud, el reflex se situaria en la fase excèntrica del CEA, i si l'amplitud del moviment és mínima i l'execució ràpida, el reflex podria aparèixer durant la fase concèntrica.

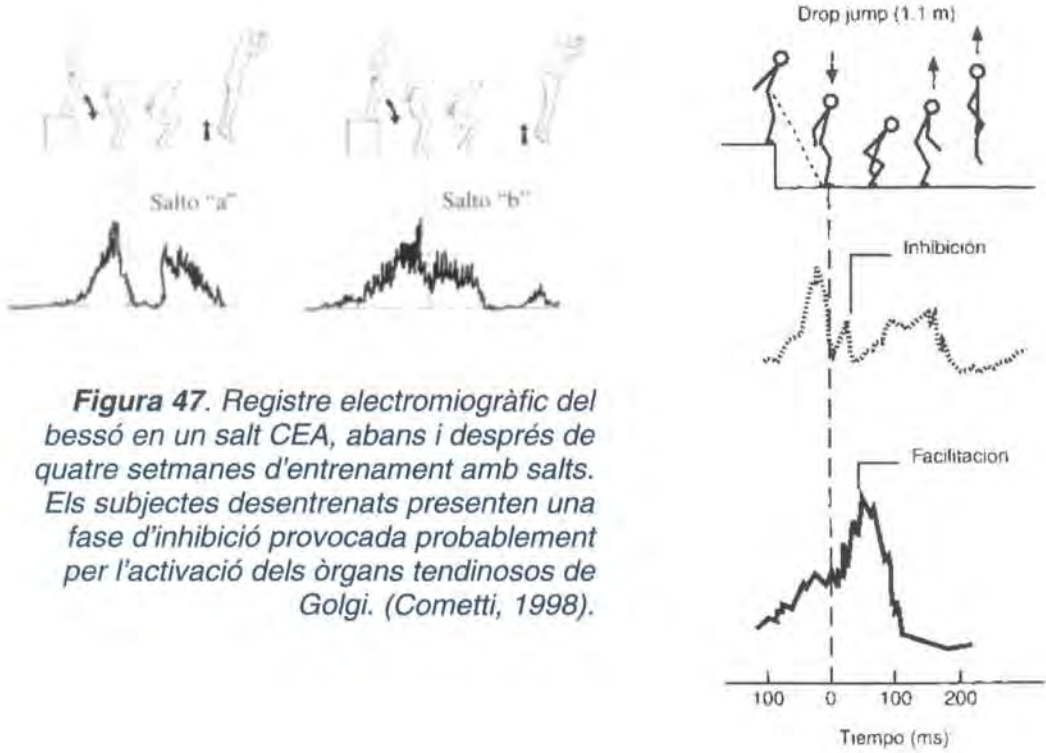


Figura 47. Registre electromiogràfic del bessó en un salt CEA, abans i després de quatre setmanes d'entrenament amb salts. Els subjectes desentrenats presenten una fase d'inhibició provocada probablement per l'activació dels òrgans tendinosos de Golgi. (Cometti, 1998).



Figura 48. Manifestacions elàstiques de l'ADM.

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, 1971; Asmussen i Bonde-Petersen, 1974; Komi i Bosco, 1978).

Tot el que hem dit fins ara pot apropar-nos a una classificació que integri l'elasticitat amb les diferents manifestacions de força (González, Gorostiaga, 1995) (fig. 48).

▪ **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 (augment de la densitat proteica), 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 (fig. 49). 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, 1983; Verkhoshanski, 1981). Per a Verkhoshanski, 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.

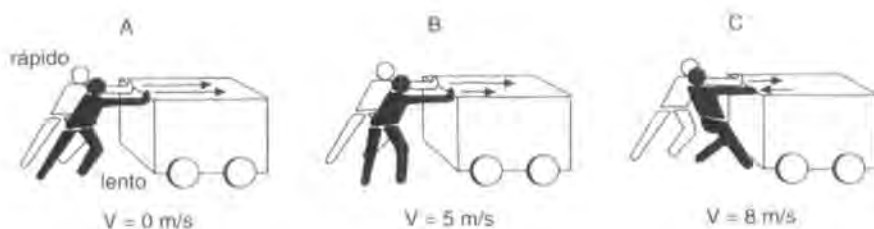


Figura 49. Exemple de la producció de la força desenvolupada per fibres lentes i ràpides (Bosco, 1983).

3.3 Tècniques de tracció i manipulacions

3.3.1 Aspectes generals

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.

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.

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*.

La pràctica de la manipulació ha tingut moltes crítiques i ha estat moltes vegades rebutjada, però cada vegada hi ha una acceptació més gran per part dels metges i els fisioterapeutes a utilitzar tècniques manuals (Paris, 1983).

Probablement, els dubtes sorgeixen per les precaucions que cal prendre.

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.

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, 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.

3.3.2 Tipus de moviment

Hi ha dos tipus de moviment articular: el primer són els moviments fisiològics que es produeixen quan una contracció muscular activa mou l'extremitat mitjançant els plans de moviment, i el segon tipus de moviment és l'accessori, el qual fa referència als moviments articulars en els quals la superfície d'una articulació es mou en relació amb l'altra. Aquests moviments també reben el nom d'artrocinemàtica de l'articulació, la qual inclou el gir, l'oscil·lació i el lliscament (Prentice, 1997).

Maithland (1977) descriu cinc graus de moviment per a les articulacions. L'amplitud de cada grau es troba dins de l'ADM entre el punt de sortida (PS) i el límit anatòmic (LA). A mesura que augmenta la gravetat de la restricció del moviment, el punt de limitació (PL) es desplaça cap a l'esquerra del LA.

Grau I. Moviment de poca amplitud situat al principi del moviment.

Grau II. Moviment de força amplitud en el punt del mig de l'ADM.

Grau III. Moviment de molta amplitud amb el qual s'arriba al PL de l'ADM.

Grau IV. Moviment de poca amplitud al final de l'ADM.

Grau V. Moviment de poca amplitud situat al final, més enllà del PL.

Maitland utilitza principalment els graus I i II per al tractament del dolor i els graus III i IV per al tractament de la rigidesa.

3.3.3 Aplicació als tests de flexibilitat

S'accepta, en la majoria de tests passius forçats, que la força es realitzi amb la manipulació controlada de l'extremitat del subjecte. El moviment ha de ser lent i controlat fins a arribar al punt de límit articular no dolorós. Com a exemple, podem esmentar els tests per al mesurament de la tibantor muscular dels tendons de la corba, que inclou, entre d'altres, el test d'aixecar una cama recta (Kendall i Wadsworth, 1971; Baltimore, Williams i Willkins, 1971). Les tècniques de manipulació exigeixen una gran familiarització amb cada un dels exercicis, atès que cal parar quan el subjecte indica que ha arribat al límit no dolorós de l'estirament. Un error, o realitzar una manipulació massa ràpida, pot provocar microtraumatismes i ruptures fibril·lars molt molestes.

La tracció s'ha de fer per l'extrem més distal de l'extremitat, per aprofitar el moment generat, la qual cosa facilita la tracció i alhora permet controlar millor el moviment. La tracció s'ha de realitzar en sentit perpendicular al segment mobilitzat (figura 50).



Figura 50. Direcció i sentit de la tracció. Força de tracció.

3.3.4 Mobilització articular passiva instrumental

El sistema instrumental escollit és el que en aquest cas realitza la mobilització articular. Aquests sistemes actualment s'utilitzen menys, a favor d'una més gran utilització de l'acció manual. Aquest fet, que és interessant des del punt de vista de l'exercici professional de les traccions i manipulacions, suposa un problema des del punt de vista de l'estandardització quan es tracta de tests. Els aparells mecànics encara no estan prou desenvolupats i sovint consisteixen a fer una tracció controlada, com es va realitzar en un estudi per analitzar els efectes de determinats programes de *stretching* en la flexibilitat activa i passiva (Holt, 1969). Cal destacar, en aquest sentit, les recerques realitzades per Hutton (1992) en el test d'aixecar la cama en posició tombada. En l'estudi s'enregistrava el registre electromiogràfic (EMG) dels isquiotibials i del quàdriceps durant l'execució d'exercicis d'estirament diversos (S, estirament estàtic; CR, contracció relaxació; CRAC, contracció relaxació, agonista contracció). Durant els moviments es controlava l'angle de treball mitjançant un electrogoniòmetre situat a l'alçada dels malucs. Un senzill sistema de politges s'encarregava de la tracció (fig. 51).

En un futur, probablement caldrà tenir informació del nivell de tensió generada per a cada grau d'amplitud, i així poder relacionar aquestes dues variables. Aquesta informació pot ser d'una gran utilitat per poder establir paràmetres objectius de rigidesa muscular.

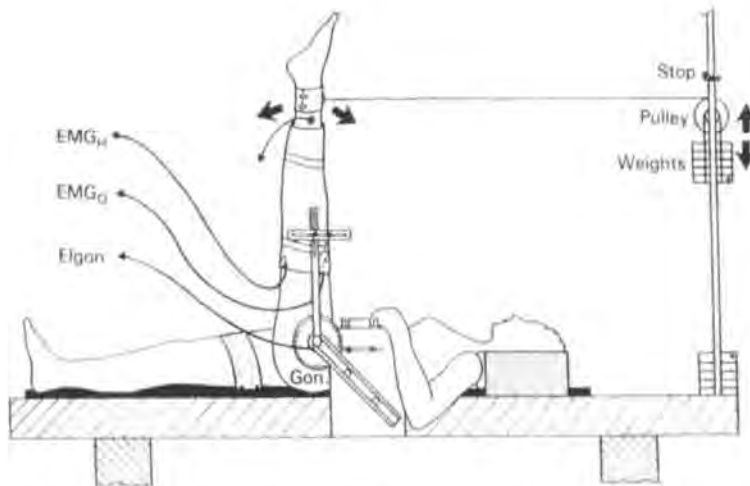


Figura 51. Valoració experimental de diferents mètodes de desenvolupament de l'ADM articular. L'aparell permet controlar l'estirament estàtic, l'estirament CR i l'estirament CRAC. EMG_H, electromiografia isquiotibial; EMG_Q, electromiografia quàdriceps; gon, electrogoniòmetre; PULLEY, politja; STOP, bloqueig manual. El registre electromiogràfic permet comprovar que les tècniques d'estirament es realitzen correctament (Hutton, 1992).

3.3.5 Tipus de mobilització instrumental

En la bibliografia s'indiquen sistemes electromecànics alimentats per un motor elèctric que són capaços de mobilitzar les articulacions en un sentit i en l'altre, com per exemple els moviments de flexió-extensió. D'aquests aparells, cal diferenciar-ne dos tipus; els aparells de desplaçament lineal que s'utilitzen per a la mobilització, per exemple, del genoll alternativament en flexió-extensió, i els aparells de desplaçament multidireccional que, per exemple, permeten mobilitzar el complex del turmell seguint les diferents orientacions. Aquest tipus d'aparell té l'inconvenient que és complicat i no assegura una correcta correspondència amb els eixos mecànics i articulars implicats (Neiger,H, Génot,C., 1997 citat per Prentice,1997).

3.4 Patrons espirals diagonals

Kabat, Knott i Voss (1985) van observar que els moviments esportius i, en general, els moviments de l'activitat física tenen una naturalesa espiral diagonal. Aquest caràcter té el seu origen en l'organització dels músculs en espiral, des del seu origen fins a la seva inserció, al voltant de les estructures òssies (fig. 52). Durant la contracció, tenen tendència a reproduir aquesta espiral en moviment.

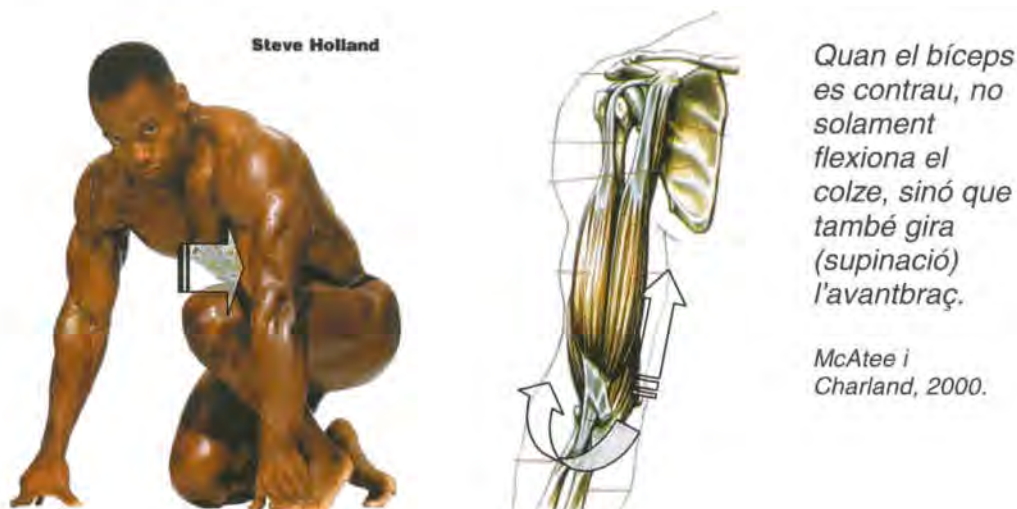


Figura 52. Sartori, tibial anterior, bíceps braquial i elevador de l'escàpula, entre d'altres, quan es contrauen faciliten el moviment espiral diagonal (McAtee, Charland, 2000).

Aquests moviments en espiral són molt clars en els moviments dels braços quan creuen el pit en caminar o córrer. Quan el múscul bíceps es contrau no solament realitza una flexió del colze, sinó que també gira (supinació). Fins i tot alguns músculs o grups musculars són capaços de fer moviment en tres eixos. Així, per exemple, el psoes flexiona els malucs (acció predominant) però també ajuda a l'adducció i rotació externa del fèmur.

L'aplicació dels principis de la FNP amb patrons espirals i diagonals de moviment també ajuda a assolir una ADM funcional tridimensional superior a la dels estiraments estàtics normals (Siff i Verkhoshansky, 2000).

3.5 Efectes de l'entrenament de la flexibilitat i l'elasticitat

Wilson, Elliot i Wood (1992) van demostrar que vuit setmanes d'entrenament de flexibilitat reduïen significativament la rigidesa del sistema musculotendinós i feien l'estructura més *compliant*. Aquest estudi ens porta a concloure que la gran complexitat del sistema pot fer que l'orientació de l'entrenament modifiqui l'eficiència muscular.

Diversos estudis realitzats han servit per comprovar que un sistema musculotendinós (MTEN) més *compliant* o més rígid afecta l'eficiència de la contracció muscular. Una musculatura més rígida (*stiff*) sembla més eficient en accions musculars concèntriques i isomètriques (Wilson i al. 1994). En canvi, un comportament més *compliant* és preferible davant d'accions CEA. En aquest sentit, Young i Elliott (2001) comprovaren que vuit setmanes d'estiraments estàtics de la musculatura pectoral havien suposat una disminució de la rigidesa d'un 7,2% mesurada amb tècniques d'oscil·lació (Wilson, Elliot, Wood, 1992). Aquests resultats incrementaren el rendiment en *press banca* quan el moviment es realitzava mitjançant el cicle d'estirament-escurçament muscular (CEA), però no quan el moviment es realitzava únicament en acció concèntrica. Aquest fet es pot explicar per una augmentada capacitat d'utilització de l'energia elàstica emmagatzemada durant el cicle.

Altres estudis realitzats a les extremitats inferiors no han estat tan concloents. Si bé Walshe i Wilson (1997), Walshe, Wilson i Murphy (1996), Walshe i al. (1996), Hunter i Marshall (2000), detectaren un comportament semblant en les extremitats inferiors, Young i Elliott (2000) van comprovar en els seus estudis que els estiraments estàtics produïen una disminució significativa en els *drops* i una disminució no significativa en les accions concèntriques explosives. Probablement, part de l'explicació pot raure en l'increment de la compliança i en els mecanismes d'inhibició neurals. Aquests estudis suggereixen que en activitats de salt o de velocitat pot ser preferible utilitzar tècniques FNP o estiraments dinàmics.

En qualsevol cas, els estudis indiquen que l'estirament estàtic influencia la rigidesa del sistema musculotendinós i també en els mecanismes neurals, i que

afecta de forma positiva o negativa el rendiment esportiu en funció de la naturalesa de l'activitat.

Es pot pensar, doncs, que una rigidesa musculotendinosa gran pot tenir influència en una manifestació més gran de potència inicial (Wilson i al., 1991, 1994).

Per tant, es pot dir que un escalfament en el qual es realitzin exercicis d'estirament (*stretching*) en la seva part final, pot reduir la rigidesa de la unitat musculotendinosa amb l'augment de les prestacions CEA. Tot i això, una reducció excessiva de la rigidesa pot afectar negativament en accions molt ràpides, per la asincronia entre la fase de contacte i la resposta concèntrica del moviment CEA (Wilson, 1991). Ara bé, no podem oblidar que els exercicis de *stretching* afecten no solament la rigidesa musculotendinosa, sinó també els mecanismes neurals, que també tenen la seva incidència positiva o negativa en el rendiment en funció de la naturalesa de l'activitat (fig. 53).



Figura 53. La interrelació entre estabilitat i mobilitat articular en l'activitat humana (Siff i Verkhoshansky, 2000).

Els ponts encreuats entre els filamenís d'actina i miosina tenen una vida limitada que pot fluctuar entre 15 i 120 ms. Això fa que en la utilització d'energia elàstica emmagatzemada, sigui de vital importància que el temps entre l'estirament i l'escurçament en el cicle de treball (CEA) sigui petit. És per aquesta raó que hem considerat la manifestació elàstica de l'ADM aquella que es du a terme mitjançant velocitats d'acció altes o molt altes.

Els tipus de fibra muscular també tenen propietats viscoelàstiques diferenciades. En aquest sentit, les fibres de contracció ràpida (FT) del vast

intern del quàdriceps van obtenir rendiments més elevats en tests de salt vertical realitzats a velocitats altes, amb una fase d'estirament de poca amplitud. En canvi, els subjectes amb un percentatge més alt de fibres lentes (ST) van obtenir resultats millors en salts més lents i amb una amplitud superior (amb un període de transició estirament-escurçament més llarg). Aquestes constatacions poden ser conseqüència de les diferents vides dels ponts encreuats entre les fibres ST i FT. Les fibres ST probablement poden mantenir els ponts encreuats més temps que les FT (Bosco, Tihanyi, Komi, Fekete, Apor, 1982).

SEGONA PART

1. INTRODUCCIÓ

Els sistemes de mesurament de la flexibilitat són sovint massa simples i alhora d'una validesa qüestionable. A més, molts dels tests de flexibilitat són multiarticulats i complexos, la qual cosa pot no tenir prou lògica si considerem que la flexibilitat no existeix com una característica general del cos humà, sinó que és específica de l'articulació i de l'acció de l'articulació (Harris, 1969; Hupprich i Sigersteth, 1950; Leighton, 1957; Munroe i Romace, 1975). Aquest fet complica molt el problema, atesa la gran quantitat d'articulacions i la gran quantitat de moviments que es poden fer al voltant d'aquestes articulacions. Tots aquests factors s'han de tenir en compte a l'hora d'escollir un procés de mesurament, pensant també en les necessitats específiques de cada esport i utilitzant-les per desenvolupar unes bases a partir de les quals determinar quines articulacions i quins moviments cal avaluar.

La flexibilitat interessa a entrenadors, professors d'educació física, fisiòlegs, fisioterapeutes, etc., i tots ells estan d'acord en la seva importància en el rendiment esportiu, en la prevenció de lesions i en la rehabilitació. Tot això fa pensar que hauríem de trobar molta informació i ben estructurada i documentada sobre aquesta matèria, però la realitat és ben diferent. Trobem confusions pel que fa a la terminologia, una manca de classificacions conceptuals i moltes proves o tests, la majoria de les quals no han estat acceptades d'una manera clara. Aquesta evidència fa que el camí que cal seguir sigui, inevitablement, trobar un criteri científic més rigorós i intentar avançar cap a la validació dels procediments renovats de mesurament de la flexibilitat (Ekstrand, Wiktorsson, Oberg i Gillquist, 1982; Ekstrand i Guillquist, 1982; Greipp, 1985; Moretz, Walters i Smith, 1982).

Per tant, mesurar l'ADM activa, passiva o cinètica d'una articulació no és gens fàcil. Per això s'han ideat diversos instruments que permetin adaptar-se a les grans variacions de mida de les extremitats, com també a la gran complexitat dels moviments que es poden fer quan hi intervé més d'una articulació (Hutinger, 1974; Jackson, Baker, 1986). L'instrument més utilitzat, i

també el més senzill, és el goniòmetre, tot i que presenta diversos problemes d'aplicació.

Estudis recents en el camp de la biomecànica han intentat trobar fórmules matemàtiques que permetin calcular l'ADM d'una articulació. És el cas de l'estudi de Yoshimine i Ginbayashi (2002), que valora l'ADM total de l'articulació del maluc. Els valors obtinguts d'ADM mitjançant els càlculs matemàtics van ser comparats posteriorment amb els valors obtinguts en gràfics de tres dimensions. Aquest sofisticat estudi pretén realitzar una acurada avaluació clínica amb la intenció de donar la possibilitat de determinar els riscos de dislocació postoperativa i ajudar en el procés de rehabilitació. Som conscients que en el camp de l'educació física i l'esport aquests sofisticats mètodes no s'ajusten a les necessitats i, per això, cal ser curosos a l'hora de fer propostes. En qualsevol cas, cal revisar totes les eines utilitzades fins al moment, i descartar-ne els sistemes que considerem que poden tenir poca aplicació pràctica.

2. ANÀLISI DELS PRINCIPALS TESTS DE MOBILITAT ARTICULAR

Els tests de mobilitat articular tenen unes limitacions que són pròpies de qualsevol test de la condició. El resultat d'un test és sempre un diagnòstic aproximat d'una capacitat complexa com és la flexibilitat. El diagnòstic afinat és patrimoni de les investigacions bioquímiques, biomecàniques i medicoesportives, i la informació d'un test de flexibilitat s'hauria de completar sempre amb els coneixements científics de què es disposa en aquell moment. D'altra banda, els rendiments d'una prova són el resultat de l'expressió de la personalitat sencera de l'individu. Tot i que se segueixin al peu de la lletra les instruccions de les proves, sempre hi haurà factors que distorsionaran i que modificaran el resultat. No és el mateix que la prova es faci per primera, segona o tercera vegada. Els esdeveniments, la situació anímica de l'individu i, moltes vegades, les condicions ambientals no són les mateixes. També hi té molta influència la manera d'explicar la prova i l'experiència de la persona que passa el test, i els errors pels canvis en la naturalesa dels aparells i el material de prova (Willmiczik, 1977).

2.1 Classificació

La majoria de tests són individuals i elementals o senzills, perquè estudien unes condicions controlades, sabent que el rendiment de la prova està determinat per uns pocs factors coneguts i dominats. Aquest és el cas de tots els tests monoarticulars, que aïllen molt bé una articulació i els moviments són molt estandarditzats.

Altres tests són individuals i complexos, perquè estan regits per un nombre relativament alt de factors individuals, dels quals no tenim sovint informació contrastada. Els tests multiarticulars en són el clar exemple. En l'estudi dels tests de flexibilitat separarem clarament els tests individuals elementals dels complexos per poder-los analitzar posteriorment més còmodament.

Per a l'estudi dels tests de flexibilitat es descriu sovint, per a cada moviment estudiat, el tipus d'articulació, tot diferenciant entre moviments amb un únic

centre de rotació, moviments amb dos centres de rotació i moviments amb múltiples centres de rotació (columna vertebral). S'analitza si en el moviment intervé un únic segment corporal o més d'un, i el pla de moviment en el qual es realitza el test, tot diferenciant els tests realitzats en un únic pla dels que es fan en dos o tres plans alhora. Cal determinar, també, el tipus d'acció, que pot ser única, com la flexió-extensió, o combinada, com és el cas de la flexió-extensió amb rotació (Harris, 1967).

Altres criteris utilitzats són la diferenciació entre els mesuraments directes i indirectes i la valoració del tipus d'acció, tot diferenciant entre els tests estàtics, dinàmics lents i cinètics o balístics. Aquesta valoració permet delimitar les variables que defineixen qualsevol test de flexibilitat.

Neiger, Génot, Dufour i Péninou (1987 citat per Prentice 1997) estableixen l'avaluació des del vessant actiu i passiu. En el primer s'exploren les estructures contràctils, l'activitat de les quals depèn en part de les altres estructures. D'altra banda, l'avaluació passiva es realitza en situació de relaxament muscular, i s'estudia el comportament de les estructures no contràctils, com els lligaments, tendons i càpsula, i de les estructures contràctils (músculs).

Els tests descrits en la bibliografia especialitzada sovint donen tota la informació però a vegades aquesta és insuficient, la qual cosa suposa un greu problema per a l'estandardització del test.

En les taules 7, 8, 9, 10 i 11 es cataloguen els tests indirectes i els aparells de mesurament més utilitzats, classificant-los en funció de l'extremitat mesurada i diferenciant clarament els tests individuals elementals dels complexos.

UNITAT DE MESURAMENT LINEAL TESTS INDIRECTES INDIVIDUALS ELEMENTALS

CODI	NOM DEL TEST	REFERÈNCIES
EXTREMITATS INFERIORS I ANELL PÈLVIC		
1-1a 1-1b	Espagat frontal	Johnson (1978)
1-2a 1-2b	Espagat lateral	Johnson i Nelson (1986)
1-3	Extensió de turmell	
1-4	Test de la papallona	Tomita (1989)
1-5	Test de flexió de malucs	
1-6	Test de flexió de genoll	
1-7a 1-7b	Test de separació de cames assegut	Hagerman (1989)
1-8	Estirat, elevació de la cama	Manual of Orthopaedic Surgery (1985)
1-9	Dempeus, elevació de la cama	Moras (1990)
1-10	Estirat, de costat, separació de cames	
1-11	Separació de cames recolzat a la paret	
1-12	Thomas test	Kendall and Creary (1983)

Taula 7. Tests de flexibilitat indirectes aplicats a les extremitats inferiors (Kirby, 1991).

EXTREMITATS SUPERIORS

1-13	Elevació d'espatlla i canells amb pica	Johnson i Nelson (1986)
1-14a 1-14b	Flexibilitat d'espatlla; abducció horitzontal	Jensen i Hirst (1980)
1-15	Test de gratar-se l'esquena	Scott i French (1959)
1-16	Passar la mà per sobre de l'espatlla contrària	
1-17	Agafar-se les mans per l'esquena	
1-18	Flexibilitat d'espatlles en pla inclinat*	Greip(1982)
1-19a 1-19b 1-19c	Gir d'espatlles amb bastó	Hoeger (1986)
1-20	Test de crol d'esquena	Moras (1990)
1-21	Abducció horitzontal de braços davant de la paret	

Taula 8. Tests de flexibilitat indirectes aplicats a les extremitats superiors (Kirby, 1991).

COLUMNA VERTEBRAL (TRONC I COLL)

1-22	Extensió d'esquena i coll	Johnson i Nelson (1986)
1-23	Extensió d'esquena	Imrie and Barbuto (1988) Mckenzie's (1981)
1-24	Test canadenc	-
1-25	Inclinació lateral de tronc	Norris (1996)
1-26a 1-26b	Test de Schober Modificat Modificat	Schober (1937) Macrea i Wright (1969) Van Adrichem (1973)

Taula 9. Tests de flexibilitat indirectes aplicats a la columna vertebral (Kirby, 1991).

TESTS MULTIARTICULARS TESTS INDIRECTES INDIVIDUALS COMPLEXOS

1-27	Flexió de tronc endavant	Jensen i Hirst (1980)
1-28	Sit and reach	Wells and Dillon (1952)
1-29	Sit and reach (modificat)	Johnson i Nelson (1986)
1-30	El pont	
1-31	Test dinàmic de Fleishman	Fleischman (1964)
1-32	Flexió de tronc damunt d'un banc	Wells and Dillon (1952) Scott and French (1959)
1-33	Dempeus, tocar el terra	Cureton (1941)
1-34	Tot flex	Porta (1983-85)
1-35	Test de salt de tanca	Grosser (1976)
1-36	Test de tocar el terra durant 3 s	Kraus-Weber (1954)

Taula 10. Classificació dels tests de flexibilitat indirectes multiarticulares (adaptat de Kirby, 1991).

**Aquest test permet transformar el resultat lineal del test en un factor de flexibilitat en graus.*

UNITAT DE MESURAMENT EN GRAUS

MÈTODES DIRECTES

CODI	MÈTODE UTILITZAT	REFERÈNCIES
0-1	Electrogoniòmetre (ELGON)	Karpovich i Karpovich (1959) Karpovich and Sinning (1971)
0-2	Flexòmetre Leighton	Leighton (1966)
0-3	Goniòmetre	Moore (1978)
0-4	Radiografia	-
0-5	Fotografia estàtica	-
0-6	Cinematografia	-
0-7a 0-7b	Goniòmetre de gravetat Goniòmetre amb bombolla de gravetat	Ekstrand i Gillquist (1982)
0-8	Inclinòmetre. Test de flexió lumbar	M.I.E. Medical Research
0-9	Instruments de mesurament de l'arc de moviment cervical. Goniòmetre Rippstein	-
0-10	Seguiment de contorns	-

Taula 11. Classificació dels instruments de mesurament de flexibilitat. Mètodes directes.

La descripció i realització, com també la valoració i el tipus de moviment dels tests indirectes es poden consultar en la tercera part d'aquesta tesi doctoral. En la taula inferior es detallen les pàgines per a cada àrea corporal.

LOCALITZACIÓ	Pàg.
Extremitats inferiors i anell pèlvic	150
Extremitats superiors	161
Columna vertebral	165
Tests multiarticulats	173

Taula 12. Localització de la descripció dels protocols dels tests indirectes de flexibilitat.

2.2 Criteris de qualitat dels tests

2.2.1 Mètodes directes

Els mesuraments de desplaçament angular de l'amplitud de moviment d'una articulació sovint són utilitzats per mesurar-ne la flexibilitat estàtica. Si els punts de referència mesuren els desplaçaments angulars entre segments adjacents, es considera un angle relatiu, i si és a partir d'una referència externa, angle absolut. En qualsevol cas, el resultat s'obté en graus. Aquest desplaçament, però, no pot considerar-se un mesurament directe de la longitud muscular o del canvi de longitud, tot i que hi ha una gran relació entre les dues variables i es considera un paràmetre important per calcular la flexibilitat estàtica d'una manera no invasiva (MacDougall, Wenger i Green, 1990). Ara bé, segons la llei de la longitud muscular de Borelli i Weber Fick, en ser la longitud de les fibres musculars proporcional a l'escurçament que es produeix durant la contracció, l'amplitud de moviment condiona la longitud del ventre muscular (Tribastone, 1991).

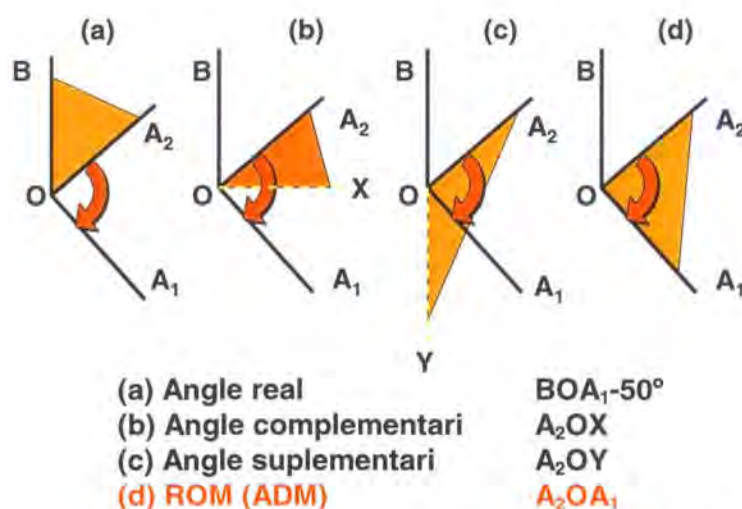


Figura 54. Possibles interpretacions de l'ADM. La representació del moviment del segment des de la posició A_1 a la posició A_2 pot mesurar-se de diferents maneres (Mundale i al., 1956; Clayson i al., 1966; Rocher i Rigaud, 1964).

És clar que hi pot haver força confusió en la interpretació dels mesuraments obtinguts. Si interessa mesurar l'ADM (ROM), cal especificar els punts de

referència. Així, per exemple, per estandarditzar les tècniques goniomètriques s'utilitzen les pautes de l'American Academy of Orthopaedic Surgeons (1965), les quals utilitzen el mètode neutral zero (*Neutral Zero Method*). L'ADM es mesura a partir d'una posició de referència per a cada articulació, definida com posició zero (*zero starting position*) (fig. 54).

En termes generals aquests mètodes són recomanats perquè el resultat no es veu afectat per les proporcions dels segments corporals, tot i que hi ha grans diferències entre tots ells.

2.2.1.1 Anàlisi dels mètodes més utilitzats

Goniòmetre (Transportador)

La valoració mitjançant goniòmetres, considerat per Miller (1985) com un mètode de laboratori, es pot realitzar de forma manual, elèctrica o amb goniòmetres de gravetat, i es considera el mètode més factible de valoració clínica de la flexibilitat (Clarke, 1976; Baldwin, Cunningham, 1974).

El goniòmetre utilitzat per mesurar l'amplitud de moviment en graus en articulacions amb un sol centre de rotació ha estat sovint criticat i se n'ha qüestionat la fiabilitat (Speakman i Kung, 1978). Els principals problemes són, en primer lloc, identificar l'eix de moviment en accions complexes com la flexió i extensió del canell, en què intervenen més d'una articulació (Moore, 1978). És complicat, també, posicionar els braços del goniòmetre al llarg dels ossos dels segments, sobretot si aquests no són llargs o no estan ben definits (Harris, 1969), i és difícil passar el test quan el moviment no es realitza en un sol pla. A més, el test només permet mesurar posicions estàtiques. D'altra banda, podem trobar en molts estudis valors de fiabilitat alts (Reese i Bandy, 2002; Norkin i White, 1995). Probablement els valors alts corresponen a estudis realitzats per persones experimentades. Pensem que l'aplicació goniomètrica, a diferència d'altres tècniques, és força difícil.



Figura 55. *Esquerra:* El goniòmetre de Labrique (1977). *Dreta:* goniòmetre de metracrilat (Protractor goniometer) (Camus i Amar, 1915, citat per Fox, 1917).

En les articulacions amb llargs segments, com l'articulació coxofemoral o escapulohumeral, un goniòmetre amb braços llargs serà molt més fiable que un de petit. De fet, en el mercat podem trobar goniòmetres professionals de diferents tipus; goniòmetres de butxaca tipus Robinson de 180°, goniòmetres de 360°, de dit, en X de 8", de petites interseccions, de flexió-extensió, d'hiperextensió, i els models poden ser de dos braços o amb un índex de plom sotmès a la gravetat, com el de Labrique (fig. 55,56,57,58,59 i 60) (Génot, Neiger, Leroy, Pierron, Dufour, i Péninou, 1988). Els darrers anys també s'ha utilitzat un goniòmetre modificat, el qual porta un petit nivell en un dels braços (Harvey i Mansfield, 2000). Aquest goniòmetre permet col·locar un dels braços alineat amb el segment corporal mobilitzat i l'altre braç alineat amb la línia de força de la gravetat utilitzant el nivell incorporat. El test permet un control més acurat del braç lliure del goniòmetre en tests com en el de rotació interna (externa) de malucs des d'assegut.



Figura 56. *Esquerra:* goniòmetre de braç curt. *Dreta:* goniòmetre de braç llarg.

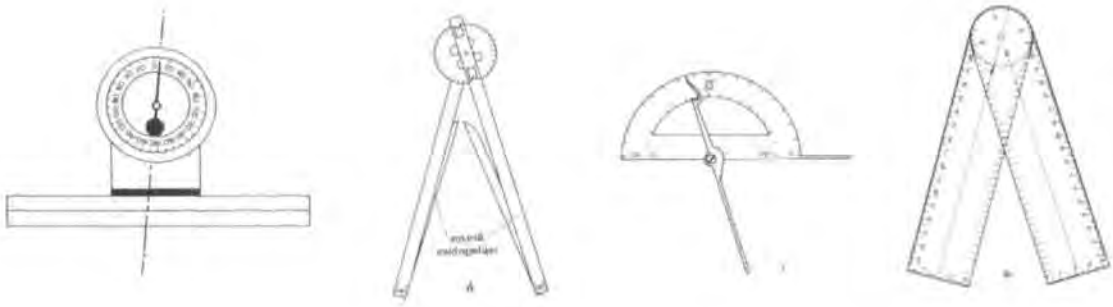


Figura 57. Diferents tipus de goniòmetres estàndard.

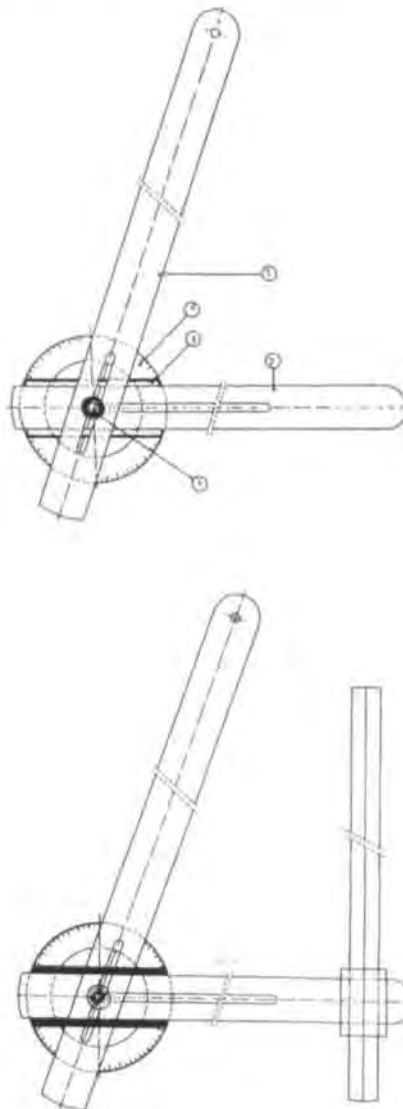


Figura 58. **Part superior:** VUB goniòmetre. Patent núm. 899964 (Bèlgica). 1. Fulcre; 2. Braç fix; 3. Transportador; 4. Escala; 5. Braç mòbil. **Part inferior:** VUB Goniòmetre amb un segon eix de referència (van Roy, Hebbelinck, Borms, 1985).

Sigui quin sigui el goniòmetre utilitzat, cal respectar certs principis comuns en l'ús, com col·locar-lo en el pla de moviment estudiat o en un pla paral·lel.

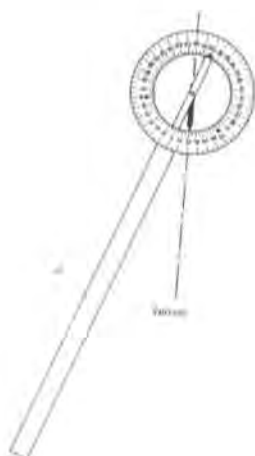


Figura 59. Goniòmetre de gravetat (Génot, Neiger, Leroy, Pierron, Dufour, Péninou, 1988).

S'ha demostrat que aquest aparell pot ser força fiable si és utilitzat per individus amb experiència que segueixen un protocol estandarditzat (Boone i altres, 1978). Moore (1978) estableix coeficients de fiabilitat entre 0.50 i 0.58 en l'articulació del canell i 0.85 i 0.99 en 13 moviments de l'extremitat superior. D'altra banda, l'objectivitat és de +/- 1 a 7 graus en funció de la tècnica i l'articulació mesurada.

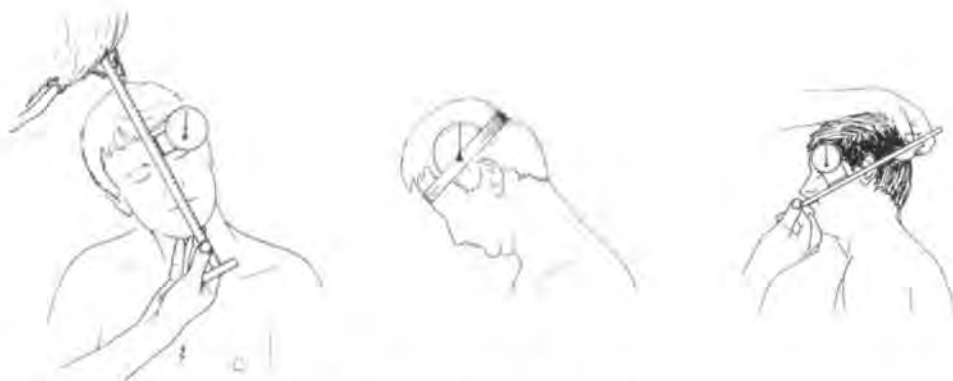


Figura 60. Aplicació goniomètrica. Valoració de l'arc de moviment cervical (Génot, Neiger, Leroy, Pierron, Dufour, Péninou, 1988).

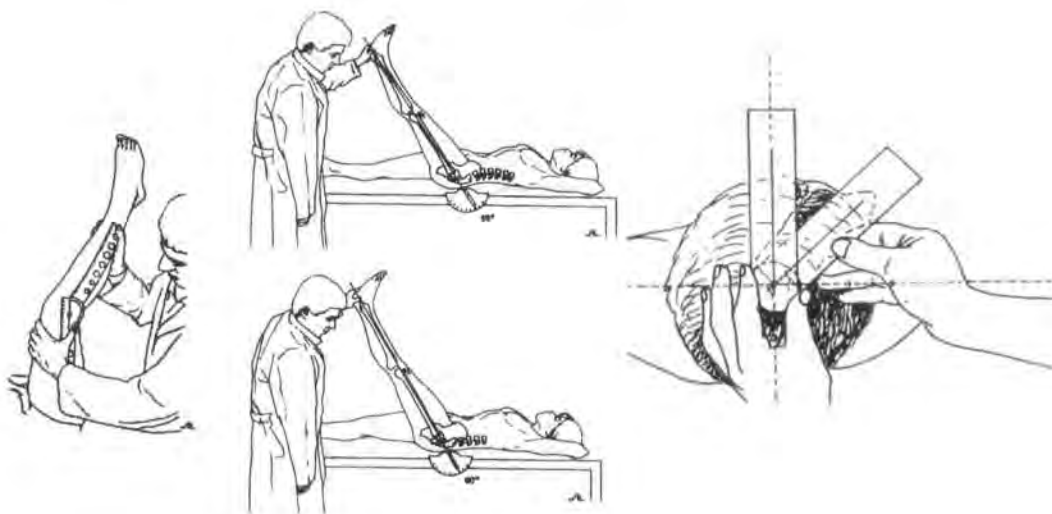
Per a Jackson i Baker (1986) i Jackson i Langford (1989), els mesuraments de la flexibilitat isquiotibial superen el 0.90 de fiabilitat.

L'instrument té una validesa acceptada per diverses investigacions que aporten gran quantitat de dades comparades (Hastad i Lacy 1989; Verducci, 1980). És un instrument relativament barat que no necessita un aprenentatge molt llarg per utilitzar-lo (Kirby, 1991). Per estandarditzar les tècniques cal explicar la posició del goniòmetre en els segments corporals, el moviment d'aquests i la posició i estabilització dels segments corporals adjacents (fig. 62).



Figura 61. Aplicació goniomètrica. Mesurament de la flexió de maluc. Cama dreta.

Normalment s'utilitzen dos mètodes en la valoració de l'ADM: SFTR Internacional (Gerhardt i Russe, 1975) i el de l'American Academy of Orthopaedic Surgeons (1965). Els dos procediments utilitzen la posició anatòmica bàsica com a posició inicial neutra o zero, a partir de la qual es fan els mesuraments. Els procediments estan generalment ben explicats i cal recordar que el disseny inicial va ser per a funcions ortopèdiques i de rehabilitació.





Rotació lateral de l'espatlla. **Esquerra:** posició inicial. Alineació del goniòmetre. **Dreta:** final del moviment (ROM).



Localització dels punts anatòmics i eixos de referència. **Esquerra:** posició inicial. **Dreta:** final del moviment (ROM).



Articulació metacarpofalàngica (MCP). **Part superior dreta:** dos exemples de goniòmetres per als dits. **Part superior esquerra:** posició inicial per mesurar la flexió de l'art. MCP. **Part inferior dreta:** Final del moviment (ROM).

Figura 62. Diferents exemples de mesuraments de l'ADM mitjançant goniometria. (Reese i Bandy, 2002).

Alguns tests utilitzen simplement un full de paper, en el qual queden unes marques a llapis que posteriorment es poden mesurar, mitjançant un transportador o un goniòmetre. Com a exemples podem esmentar el test de flexibilitat de canell (Bender i Shea, 1964) o el test de flexió de turmell (Jensen i Hirst (1980).

La utilització d'un transportador és molt més barat i senzill. No tenim referències pel que fa als criteris de qualitat d'aquests tests, tot i que els resultats es poden comparar fàcilment amb els obtinguts amb un goniòmetre. Cal destacar els diferents aparells de mesura construïts en metacrilat (figura 63).



Figura 63. Transportador de metacrilat.

Flexòmetre Leighton

El flexòmetre consta d'un dial dividit en 360 graus i un indicador graduat, tot dins d'una caixa que es pot ajustar a les extremitats mitjançant una cinta (fig. 64). L'indicador i el dial funcionen lliures i independents; la gravetat és el que controla el moviment de cada un d'ells (Leighton, 1942-1955-1956-1957-1966-1993).

L'aparell permetrà registrar qualsevol moviment sempre que estigui situat a 20 graus o més de l'horitzontal.

El test es basa en dinou proves diferents per determinar el moviment de les trenta articulacions principals del cos. És un aparell de fàcil ús que no requereix localitzar el centre del moviment.



Figura 64. *Part superior: Flexòmetre Leighton. Part inferior: Utilització del flexòmetre Leighton en el mesurament de la flexió de maluc en posició supina (cama estirada) (Borms i van Roy, 2001).*

Els coeficients de fiabilitat són de 0.90 i 0.98 pel mètode test-retest en trenta mesuraments diferents (Forbes, 1950 citat per Montoye, 1978). Altres autors també corroboren que la fiabilitat és alta (Harris, 1969; Hupprich i Sigersteth, 1950; Leighton, 1955; Munroe i Romance, 1975; Sigersteth i Heliski, 1950). D'altra banda, presenta una validesa acceptada.

Electrogoniòmetre

L'electrogoniòmetre consta d'un potenciòmetre que produeix senyals elèctrics que són directament proporcionals als graus de moviment de l'articulació (Adrian, 1968), tot permetent mesurar el grau de moviment dinàmic i estàtic en dos o tres plans (fig. 65). El potenciòmetre modifica de manera proporcional el voltatge en funció de l'angle de l'articulació. Aquest sistema ha

evolució des del mesurament simple en dues dimensions, passant per l'aplicació informatitzada en tres eixos, fins a la construcció de sofisticats sistemes que permeten enregistrar al voltant de sis graus de llibertat (Nicol, 1987; Tesio, Monzani, Gatti, Franchignoni, 1995). És un test encara més restrictiu que els anteriors pel que fa a la quantitat de moviments per examinar i molt més car que el flexòmetre Leighton.

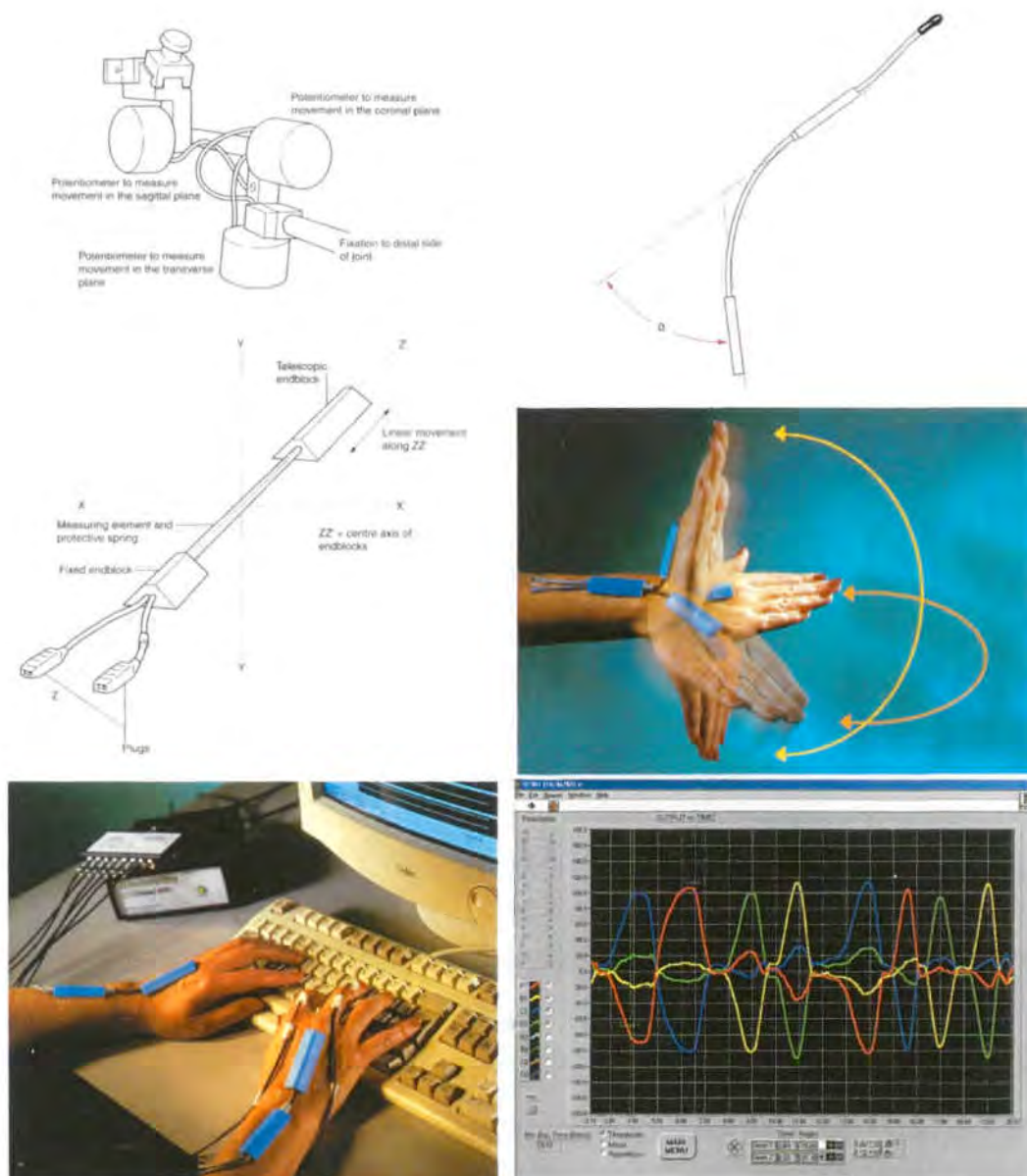


Figura 65. Part superior esquerra: Electrogoniòmetre clàssic. Part superior dreta i part inferior: Anàlisi del moviment mitjançant l'electrogoniòmetre de Biometrics Ltd.

L'electrogoniòmetre de Biometrics Ltd. (fig. 65) permet mesurar el canell (flexió i extensió), l'avantbraç (pronació i supinació), l'espatlla (flexió i extensió), el turmell (flexió i extensió, inversió i eversió), genoll (flexió i extensió), els malucs (flexió i extensió, abducció i adducció), l'esquena i el cap (flexió i extensió, flexió lateral i rotació) i dits de les mans i dels peus (flexió i extensió). La precisió és de $\pm 2^\circ$ mesurada en un arc de moviment de 90° . Mitjançant un complet programa informàtic, compatible Pentium 133 Mhz o superior, podem analitzar els moviments articulars objecte d'estudi (fig. 65, part inferior dreta).

Més senzill és el goniòmetre digital CYBEX EDI 320 (fig. 66). Permet mesurar moviments articulars amb un arc de 0 a 360° , amb una precisió de $\pm 1^\circ$. Funciona amb bateries i els més sofisticats permeten emmagatzemar les dades obtingudes per transferir-les posteriorment a un ordinador mitjançant una interfície. Les seves possibilitats són més reduïdes que l'electrogoniòmetre de Biometrics però pot ser utilitzat per mesurar l'arc de moviment de la columna (vegeu inclinòmetre pàg. 111).



Figura 66. Goniòmetre digital CYBEX EDI 320.

Higròmetre

L'higròmetre mesura desplaçaments angulars utilitzant el moviment d'una bombolla d'aire en un líquid (nivell) en relació amb una posició inicial de referència (Schenker, 1956; Borms i Van Roy, 2001). El sistema permet utilitzar com a referència la posició de la bombolla d'aire sempre alineada amb l'eix vertical o, fent servir el principi que un líquid (fluid) sempre es disposarà en una posició horitzontal (fig. 67).



Figura 67. MIE Higròmetre (Borms i Van Roy, 2001).

Fotografia estàtica, cinematografia i radiografia

Aquestes tècniques, utilitzades per valorar amplituds de moviment estàtiques, ofereixen registres permanents, però necessiten força temps i costos relativament elevats. Cal que el moviment angular escollit es realitzi en el pla perpendicular a l'eix focal de la càmera, quan es tracta de fotografia o cinematografia. A vegades pot resultar difícil identificar els punts de referència anatòmics pels eixos i les articulacions. Ben segur que poden aparèixer problemes en els moviments realitzats amb articulacions petites i quan hi ha rotacions. Tot i això, si es poden evitar aquests problemes, pot esdevenir una tècnica molt útil (Wilson, Stasch, 1945; Zankel, 1951).

Cal destacar el sistema fotogràfic d'avaluació de la postura que consta d'una càmera amb fixació de distància i exposicions d'alta definició quadriculades.

Pel que fa a la radiografia, alguns investigadors la consideren el mitjà més vàlid per mesurar l'amplitud de moviment (Kottke i Mundale, 1959; Morrow, Jackson, Disch, Mood, 1995; Wright i Johns, 1960; Enwemeka, 1986; Resch, Ryd, Stenström, 1995). Tot i això, és d'utilització restringida, perquè podem tenir problemes associats amb l'exposició a la radioactivitat. Les tècniques radiològiques han estat utilitzades per validar les aplicacions goniomètriques. A més, cal remarcar els forts costos derivats d'aplicar-la.

Inclinòmetre (*Kyphometer*)

La flexibilitat lumbar en el test de flexió de tronc endavant (codi 1-33) pot ser determinada col·locant inclinòmetres a les posicions T12-L1 i a l'alçada del sacre quan el subjecte està dempeus en una posició neutra (fig. 68, esquerra). Després de calibrar els inclinòmetres a zero, el subjecte realitza el test tot mantenint els aparells en la seva posició inicial i realitzant la lectura dels dos inclinòmetres un cop assolit el punt màxim de flexió. Restant el resultat de l'inclinòmetre més baix del més alt, obtenim el grau de flexió. Pot ser interessant completar el test col·locant un goniòmetre que ens mesuri la flexibilitat de la musculatura de la corba (Keeley, 1986).

L'inclinòmetre és un aparell força recent (Fox i van Breeman, 1934) que pot substituir el goniòmetre en molts moviments, especialment en l'eix de l'esquelet.



Figura 68. Esquerra: inclinòmetre. **Dreta:** Kyphometer per mesurar la cifosi i lordosi de la columna vertebral. L'angle es mesura en el dial de l'aparell (Dangerfield, 1994).

El Kyphometer és un aparell desenvolupat també per mesurar els angles de cifosi i lordosi de la columna vertebral. Un dial indica l'angle un cop col·locats els extrems del compàs a la columna (fig. 68, dreta). La cifosi es mesura col·locant el compàs entre les vèrtebres T1 i T12. L'angle disminueix en inspiració i augmenta en espiració, la qual cosa obliga a tenir certa cura a l'hora de trobar pautes d'estandardització del test (Salisbury i Porter, 1987). La lordosi es mesura entre la T12 i L1 i també es veu afectada pels cicles

respiratoris. Els dos mesuraments han estat contrastats amb radiografies de la columna (Dangerfield i col, 1987; Hellsing i col., 1987; Ohlen i col., 1989).

Com a discussió queda clar que la goniometria, en general, requereix un acceptable coneixement d'anatomia i antropometria. Quan les referències òssies són visibles, la utilització del goniòmetre és senzilla i un bon mètode per mesurar l'ADM articular. Tot i això, com tots els tests de mobilitat estarà afectat per l'edat, sexe, composició corporal, algunes patologies o lesions, activitat esportiva, temperatura ambiental i escalfament previ (Borms, 1984; Hubley-Kozey, 1991).

Estimació visual

Miller (1985) indica com un mètode més de laboratori, l'estimació visual. Es tracta d'un paràmetre del tot subjectiu, però que pot detectar ràpidament índex de mobilitat extrems. Els observadors experimentats poden obtenir força informació subjectiva, però no poden recordar tota la complexitat del moviment, sobretot quan és ràpid. L'ull humà solament pot veure detalls en moviments lents (Terauds, 1984; Morrow, Jackson, Disch, Mood, 1995; Trew, Everett, 2001). En qualsevol cas no és un mètode vàlid per realitzar estudis rigorosos.

Instrument de mesurament de l'arc de moviment cervical

L'aparell, fixat al cap del subjecte, proporciona mesuraments precisos de moviments cervicals. El seu funcionament es basa en una combinació acurada d'inclinòmetres i imants. En el mercat existeixen dos tipus d'aparells; el CROM i el BROM (fig. 60 i 69).



CROM. Mesura de l'arc de moviment cervical.



BROM. Aparells per mesurar la flexió lateral i la rotació de la columna vertebral lumbar.

Reese i Bandy, 2002.

Figura 69. Part superior: Instruments de mesurament de l'arc de moviment cervical.
Part inferior: aparells de mesurament de l'ADM de la columna vertebral lumbar.

Seguiment del contorn

En les petites articulacions dels dits de les mans i els peus es pot fer un seguiment del contorn segmentari mitjançant un fil de plom o mitjançant un material mal-leable que ens permeti reproduir fàcilment el contorn (fig. 70).

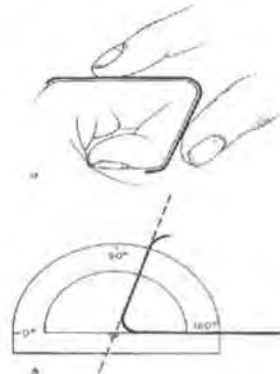


Figura 70. Estimació de l'ADM mitjançant el seguiment del contorn (Génot, Neiger, Leroy, Pierron, Dufour, Péninou, 1988).

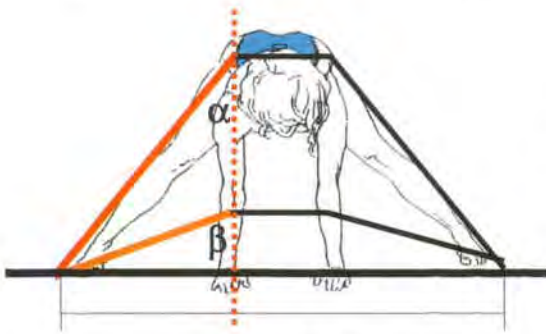
2.2.2 Mètodes indirectes

Els mètodes indirectes sovint utilitzen el mesurament lineal de distàncies entre segments corporals o des d'un objecte extern a un segment corporal. El desplaçament angular global està reflectit pel mesurament corporal comprès entre dos punts de referència concrets, cutanis o ossis, que emmarquen els extrems de la regió estudiada. Aquests tests són, en general, molt simples d'administrar, però presenten molts problemes a l'hora d'interpretar-ne els resultats quan volem comparar subjectes. Així, en el test de dislocació amb pica, amb un mateix angle de separació de braços, obtenen millors resultats els subjectes amb extremitats superiors més curtes. En l'espagat lateral succeeix quelcom semblant, però ara obtenen millors resultats els subjectes amb cames més llargues (fig. 71). Aquest raonament es pot fer extensible a tots els tests indirectes, que basen el seu resultat en la distància de separació entre segments corporals o des d'un segment a una referència externa.

És clar que qualsevol mesurament comporta un cert grau d'error, però cal saber-ne la magnitud per determinar com afecta a la interpretació dels resultats. En aquest sentit, podem fer una primera aproximació dient que l'error és molt gran quan comparem subjectes amb biotips extrems, com pot ser el cas d'una gimnasta i un jugador de voleibol, i relativament petit quan les persones presenten biotips semblants.

En la figura 71 es pot comprovar que el jugador de voleibol i la gimnasta poden obtenir el mateix resultat lineal en valorar la distància entre ambdós cantons externs del calcani ($DS = 156$ cm), tot i que el jugador de voleibol tingui en realitat un angle de separació de 81° mentre que la gimnasta realitza un moviment de màxima amplitud de 180° . Aquesta anàlisi, a propòsit d'un cas, evidencia les irregularitats d'aquests tests descrites per diversos autors (Broer i Galles, 1958; Wear, 1963; Platonov, 1988). La figura 71 (esquerra) exemplifica aquesta irregularitat i demostra la influència de la longitud de les extremitats en el resultat final lineal dels tests indirectes (dreta).

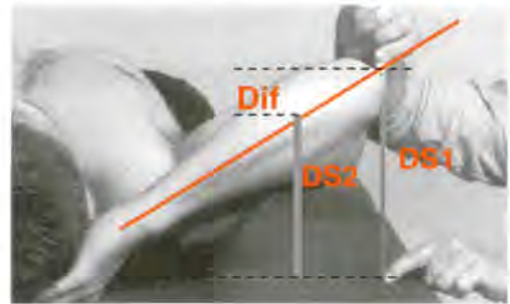
TEST ESPAGAT LATERAL			
VOLEIBOL		GIMNÀSTICA ESPORTIVA (F)	
Edat	15	Edat	9
Pes	86	Pes	24
Talla	211	Talla	128
DS	156	DS	156
α	81 graus	β	180 graus



$$DS1=DS2$$

$$Lex1 > Lex2$$

$$\alpha \neq \beta$$



$$DS1 > DS2$$

$$\alpha = \beta$$

Figura 71. Esquerra: resultats obtinguts en fer el test espagat lateral a dos esportistes amb biotips extrems (Moras, G. 1995, estudi no publicat). **Dreta:** influència de la longitud de l'avantbraç en la valoració lineal.

2.2.2.1 Coeficients de fiabilitat i objectivitat

Tot i que els tests indirectes tenen una validesa dubtosa, la fiabilitat i objectivitat és sovint força elevada. En la taula 13 s'indiquen alguns dels valors esmentats en la bibliografia i que perfectament poden ser analitzats en aquesta tesi, ja que l'índex flexomètric corrector que proposem utilitza el la DS dels tests per al càlcul posterior de l'ADM.

EXTREMITATS INFERIORS I ANELL PÈLVIC

CODI	NOM DEL TEST	FIABILITAT	OBJECTIVITAT	REF.
1-1a 1-1b	Espagat frontal	- 0.91	- 0.99	Johnson i Nelson (1986)
1-2a 1-2b	Espagat lateral	- 0.92	- 0.99	Johnson (1978)
1-3	Extensió de turmell	0.88	0.99	Johnson i Nelson (1986)

COLUMNA VERTEBRAL

1-22	Extensió d'esquena i coll	0.90	0.99	Johnson i Nelson (1986)
1-23	Test d'extensió de Fleischman	0.90	-	Fleischman (1964)

EXTREMITATS SUPERIORS

1-13	Elevació d'espatlla i canells amb pica	0.93	0.99	Johnson i Nelson (1986)
1-15	Test de gratar-se l'esquena	0.81 braç dret 0.88 braç esquerra	-	Nicoloff (1955) citat per Scott i French (1959)
1-16	Passar la mà per sobre de l'espatlla contrària	0.94 braç dret 0.83 braç esquerra	-	
1-17	Agafar-se les mans per l'esquena	0.96 braç esquerra	-	
1-19a 1-19b 1-19c	Gir d'espatlles amb bastó	- 0.97 test-retest -	- 0.99 -	Johnson i Nelson (1986)

Taula 13. Resultats de la r de correlació de Pearson obtinguda mitjançant el mètode test-retest. Objectivitat correlacionant experimentats i no experimentats.

2.2.2.2 Tests indirectes i mesuraments corporals

Per estudiar amb més rigor la influència dels mesuraments antropomètrics en tests de camp, com l'espagat lateral i el gir d'espatlles amb bastó, els quals quantifiquen la distància entre segments corporals, i en el cas de l'espagat, també des d'un segment corporal a una referència externa, hem comprovat la correlació estadística entre els resultats obtinguts en administrar aquests tests indirectes amb les longituds i amplades corporals implicades en el moviment.

Material i mètode

Subjectes

L'estudi s'ha fet seleccionant, d'un total de 113 esportistes mesurats practicants de diferents modalitats esportives, una mostra de 37 subjectes (16 dones i 21 homes) per a l'articulació coxofemoral i 18 (6 dones i 12 homes) per a l'articulació escapulohumeral. El criteri de selecció va ser en funció de la longitud de les extremitats. Per a cada articulació es van fer tres grups d'esportistes que fossin representatius de subjectes amb extremitats curtes, mitjanes i llargues, respectivament. En la taula 14 poden observar-se les característiques dels grups per a cada articulació.

GRUPS	ART. COXOFEMORAL	ART. ESCAPULOHUMERAL
G1	64<Lc>69 n=6	43<Lb>47 n=6
G2	81<Lc>89 n=16	60<Lb>65 n=6
G3	100<Lc>109 n=15	75<Lb>81 n=6

Taula 14. Característiques dels grups per a cada articulació.

El fet d'establir tres grups diferents va ser per poder realitzar l'estudi amb representació, per a cada articulació, de subjectes amb biotips diferents (extremitats llargues, mitjanes i curtes). Lc, longitud de la cama; Lb, longitud del braç; G1-2-3, grups de treball.

Les característiques físiques de les mostres poden observar-se a les taules 15 i 16.

Material

El material utilitzat per fer els mesuraments antropomètrics ha estat:

- Cinta mètrica flexible (3 m).
- Tallòmetre.
- Balança.
- Compàs antropomètric.

I per administrar el test:

- Bastó graduat de 0 a 120 cm i de 2,5 cm de diàmetre.
- Cinta mètrica flexible.

ART. COXOFEMORAL	G1	G2	G3
EDAT (anys)	8.5 (0.9)	16.8 (6.1)	19.3 (5.6)
PES (kg)	23.0 (1.8)	57.4 (9.4)	76.6 (4.6)
TALLA (cm)	123.2 (3.5)	165.4 (2.9)	188.0 (3.9)
Lc (cm)	66.3 (1.6)	86.5 (2.4)	102.2 (2.1)
Ac (cm)	19.2 (1.1)	30.1 (1.9)	34.7 (1.7)

Taula 15. Característiques físiques de la mostra per grups. Articulació coxofemoral. Lc, longitud de la cama; Ac, amplada de malucs. Mitjana i desviació estàndard.

ARTICULACIÓ ESCAPULOHUMERAL	G1	G2	G3
EDAT (anys)	8.5 (0.9)	16.2 (1.6)	15.0 (0.6)
PES (kg)	23.0 (1.8)	55.2 (7.8)	83.0 (9.1)
TALLA (cm)	123.2 (3.5)	170 (3.5)	193.3 (9.1)
Lb (cm)	45.5 (1.5)	62.8 (1.6)	76.8 (2.1)
Ae (cm)	25.3 (1.7)	36.3 (1.5)	42.2 (1.1)

Taula 16. Característiques físiques de la mostra per grups. Articulació escapulohumeral. Lb, longitud del braç; Ae, amplada d'espalles. Mitjana i desviació estàndard.

Procediment

Després de sotmetre els esportistes a una valoració antropomètrica rigorosa en què es va determinar, a més del pes i la talla, la longitud del braç (Lb), la longitud de la cama (Lc), el diàmetre biacromial (Ae) i el diàmetre bitrocàneri (Ac), es determinaren, per a cada subjecte i test, cinc distàncies de separació diferents (DS). Es va tenir cura que les distàncies fossin variades per tal de representar, per a cada grup i articulació, tot el ventall de moviment angular de l'articulació objecte d'estudi.

L'índex de flexibilitat es va calcular mesurant, d'una banda, la separació en centímetres entre ambdós cantons externs del calcani i, d'una altra, la mínima distància entre la sínfisi del pubis i el terra en l'espagat lateral (CODI 1-2a,1-

2b), i la distància, també en centímetres, entre ambdós cantons externs del cinquè metacarpia en el test de gir d'espatlles amb bastó (CODI 1-19a).

L'estadístic realitzat s'ha basat en l'obtenció del coeficient de correlació de Pearson (r) i l'equació de regressió lineal ($y=ax+b$). Tota l'anàlisi de les dades s'ha portat a terme utilitzant el programa estadístic SPSS.

Resultats

Els resultats de correlació entre els diferents tests i les mesures antropomètriques, per a cada articulació, es mostren en la taula 17.

Els coeficients de correlació són més alts en l'articulació escapulohumeral que en la coxofemoral, però en tots els casos els tests presenten una relació estadísticament significativa ($p<0.001$) amb els mesuraments antropomètrics corresponents, tot i ser valors baixos.

ART. COXOFEMORAL		
	DS	DST
Lc (cm)	0.32**	0.32**
Ac (cm)	0.31**	0.31**
ART. ESCAPULOHUMERAL		
	DS	
Lb (cm)	0.53**	
Ae (cm)	0.51**	

Taula 17. Coeficient de correlació entre el resultat dels tests indirectes i els mesuraments corporals implicats. DS, distància de separació; DST, distància sínfisi del pubis al terra; Lc, longitud de la cama; Lb, longitud del braç; Ac, amplada d'espatlles; Ae, amplada de malucs (** $p<0.001$).

D'altra banda, la relació entre els paràmetres antropomètrics tractats per a cada articulació és d'una alta significació estadística. Concretament, la relació entre les variables Ac i Lc és de $r = 0.93$ ($p < 0.001$) i de $r = 0.98$ ($p < 0.001$) per a les variables Ae i Lb.

Discussió

Els resultats obtinguts demostren que existeix una estreta relació entre els valors d'ADM estudiats, que basen el seu resultat en la quantificació de la distància entre dos punts corporals (DM i DS) o d'un punt corporal i una referència externa (DST), i els mesuraments antropomètrics dels segments corporals implicats en el moviment. Aquest fet qüestiona, com ja havíem apuntat anteriorment, la validesa d'aquests tests per fer estudis comparatius entre subjectes o grups de població heterogènia. També hem de replantejar-nos la validesa dels tests en estudis longitudinals durant les etapes de creixement, ja que el nen varia les proporcions entre les parts individuals del seu cos i a un ritme diferent (de Bammes, 1964 citat per Dick, 1993).

Conclusions

- Els tests indirectes de dislocació amb pica i el test espagat lateral presenten una relació estadísticament significativa amb els mesuraments antropomètrics tot i ser valors baixos.
- La validesa d'aquests tests és qüestionable quan es volen fer estudis comparatius entre subjectes o grups de població heterogènia.
- Com més grans siguin les diferències antropomètriques entre subjectes o grups de població, més gran serà l'error en fer anàlisis comparatives.

2.2.2.3 Anàlisi teòrica dels índexs de flexibilitat articular

De vegades, el resultat d'un test de flexibilitat relaciona diferents paràmetres en un índex, com el test de gir d'espatlles amb bastó, que permet expressar el grau de flexibilitat com la diferència entre el resultat del test (DS) i l'amplada d'espatlles (Ae) (Hoeger, 1987). En aquests casos cal realitzar un estudi individualitzat de cada un dels índexs per determinar la possible influència dels mesuraments antropomètrics. En la taula 18 s'esmenten els tests que seran analitzats, amb el seu corresponent índex de valoració.

CODI	NOM DEL TEST	ÍNDEX
1-13	Elevació d'espatlla i canells amb pica	$I=DS/Lb$
1-18	Flexibilitat d'espatlla en pla inclinat	$I=DS/At$
1-19b	Gir d'espatlles amb bastó	$I=DS-Ae$
1-19c		$I=DS/Ae$

Taula 18. Índex de valoració dels principals tests de flexibilitat. *I*, índex de flexibilitat; *DS*, distància de separació; *Lb*, longitud del braç; *At*, talla del subjecte; *Ae*, amplada d'espatlles.

Gir d'espatlles amb bastó (codi 1-19)

En el test gir d'espatlles amb bastó, tal com es representa en la figura 72, restar al resultat del test (DS) l'amplada d'espatlles (Ae) suposa eliminar la influència d'aquest paràmetre en el resultat final, però la longitud de braços hi continua tenint una clara influència. Lògicament, l'error és més gran quan augmenta la diferència entre les extremitats dels subjectes comparats.

És cert, però, que l'error serà més petit que en la valoració normal ($I=DS$) en tot el recorregut articular. Aquest fet es pot comprovar gràficament en la figura 72.

L'expressió de l'índex com a quocient entre DS i Ae té un tractament semblant, tot i que les conclusions són diferents. En aquest cas si la proporcionalitat entre segments corporals fos perfecta, l'índex seria del tot independent de la morfologia corporal. Sabem que hi ha una alta correlació estadística entre la longitud del braç i l'amplada d'espatlles (vegeu apartat 2.2.2

Mètodes indirectes), i per això podem afirmar teòricament que l'índex és força ajustat i relativament distorsionat per la morfologia corporal.

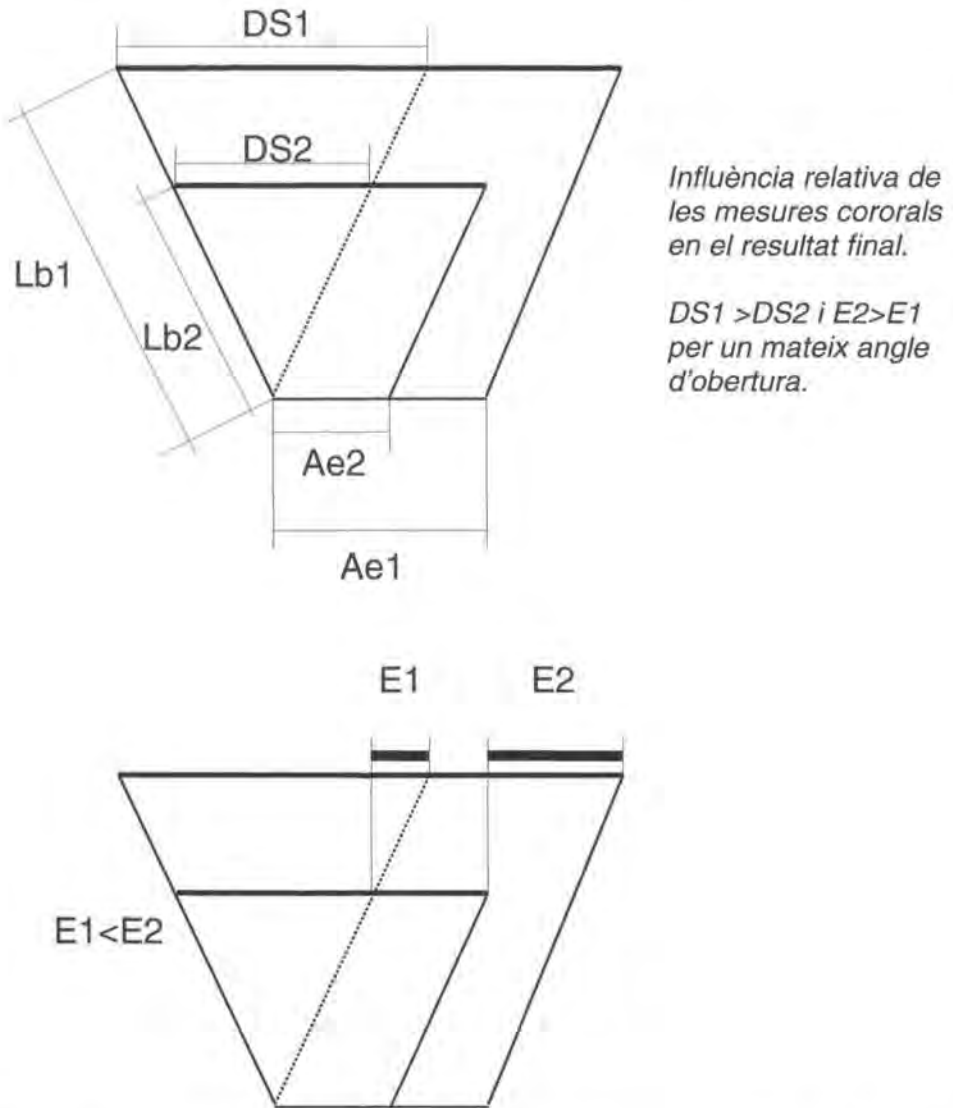


Figura 72. Gir d'espatlles amb bastó. E1, error de mesurament en l'índex DS-Ae. E2, error de mesurament quan el resultat correspon a la DS (Moras, 1999. Estudi no publicat)

Elevació d'espatlla i canells amb pica (codi 1-13)

El test d'elevació d'espatlla i canells amb pica utilitza com a factor la longitud del braç. El test es realitza en el pla anteroposterior, sent la longitud del braç l'únic element que pot modificar substancialment el resultat.

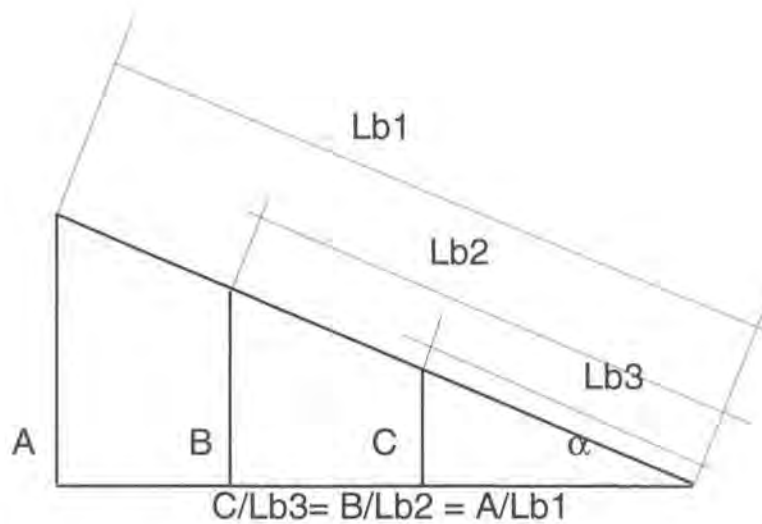


Figura 73. Relació proporcional entre el resultat del test (A, B o C) i la longitud del braç (Lb1, 2 o 3).

La mobilitat del canell i les característiques de la mà poden influenciar el resultat, ateses les seves proporcions.

En la figura 73 es pot comprovar com el resultat dels diferents quocients és el mateix sempre que l'angle de separació sigui el mateix. Aquest fet dóna validesa al test, tot i que el resultat és en centímetres o polsades.

Flexibilitat d'espatlla en pla inclinat (codi 1-18)

El test de flexibilitat d'espatlla en pla inclinat relaciona la distància de separació entre canells amb l'alçada del subjecte. En aquest cas, trobar una explicació de la utilització de l'alçada del subjecte (A_t) com a paràmetre corrector és difícil. En qualsevol cas podem dir que el resultat no expressa una relació lògica entre la DS i els segments corporals implicats directament en la valoració, com són la longitud del braç o l'amplada d'espatlles, tot i que en últim terme sempre hi ha una relació entre els mesuraments antropomètrics. Per validar el test, els autors estableixen una relació entre el resultat de l'índex del test i l'angle d'obertura d'espatlles. Es va trobar una bona correlació substancial entre els dos mesuraments de flexibilitat (Ishee citat per Kirby, 1991), però no es donen referències de la fiabilitat i objectivitat del test.

Greipp dóna també la possibilitat de convertir el resultat en graus mitjançant la fórmula següent:

$$\text{Angle en graus} = (264 \times \text{ÍNDIX}) - 74.23$$

Com a conclusió direm que, en general, els índexs de flexibilitat tenen menys error que la simple valoració de la distància entre segments corporals.

En tots els casos, excepte en un apartat del test de flexibilitat d'espatlla en pla inclinat, el resultat de l'índex s'expressa en centímetres, polsades o sense unitat. Si pensem que el moviment de les articulacions en tots els tests és amb rotació dels segments, és lògic pensar que les unitats de mesura haurien de ser graus o radians.

2.2.2.4 Tests de flexibilitat multiarticular

Per a molts autors la flexibilitat no existeix com una característica general sinó que és específica per a cada articulació i moviment de l'articulació (Hupprich i Sigerseth, 1950; Leighton, 1957; Harris, 1967, 1969; Sigerseth, 1971; Munroe i Romace, 1975; Dickenson, 1968; Corbin i Noble, 1980; Bryant, 1984; Alter, 1988; Fox, Bowers i Foss, 1989). Tenir molta amplitud de moviment en una articulació no assegura tenir-ne molta en altres articulacions. Per això, l'amplitud de moviment en un maluc pot no estar relacionada amb l'amplitud de moviment de l'altre maluc (Alter, 1990). En no haver-hi cap evidència que la flexibilitat existeixi com una característica general del cos humà, cap prova o mesurament global pot donar-nos un índex satisfactori de la flexibilitat d'un subjecte (Harris, 1969). Aquest raonament es pot fer extensible tant a la flexibilitat estàtica com dinàmica, per bé que aquestes dues no estan necessàriament relacionades (Alter, 1990). En qualsevol cas obtenim un resultat que pretén establir les característiques d'amplitud de moviment d'aquella persona en aquelles articulacions implicades i en els moviments articulars específics.

També hi ha moltes variables que no podem controlar (Johnson, Baker, 1986; Johnson, Langford, 1989). En molts casos la posició inicial és totalment

arbitrària, i els moviments estudiats són el resultat d'una combinació de moviments de diverses articulacions, fet que dificulta determinar què és el que s'està mesurant. Léger i Cantin (1983) van demostrar que el test de Cureton i el *Sit and Reach* de Wells i Dillon no es poden intercanviar, perquè no mesuren les mateixes variables. Al mateix temps, com ja hem comentat anteriorment, els mesuraments antropomètrics afecten el resultat.

Quan es realitza un test sovint no es distingeix amb claredat quins músculs estan tensos, normals o estirats. Per això, els resultats dels tests no permeten saber amb certesa què estem estirant i quines són les estructures que realment hi estan involucrades.



Figura 74. *Dempeus, flexió de tronc endavant (Santonja i Frutos, 1994; Santonja, Martínez, 1992).*

En la figura 74 es comprova que en el test d'inclinar-se endavant el resultat final pot tenir diverses interpretacions. D'una banda, es pot presentar una hiperelongació de la musculatura lumbar, una musculatura de la corba lleument escurçada i una elongació normal del tríceps sural. El subjecte pot presentar una longitud o elongació normal dels músculs de l'esquena, la corba i tríceps sural. Finalment, també cal parlar de subjectes amb una elongació normal de la part superior de l'esquena, de la corba, del tríceps sural, però una musculatura escurçada en la zona lumbar (Kendall, Kendall, Wadsworth, 1971).

Corbin (1973) suggereix que les noies tenen avantatge en la valoració de la flexibilitat després de la pubertat en moviments com la flexió de tronc, ja que el seu centre de gravetat està més baix i tenen una longitud de cames menor. Aquest fet evidencia que aquests tipus de test no es poden utilitzar per estudiar canvis en grups d'atletes, tot i que donen una idea aproximada de flexibilitat. Altres estudis que han relacionat l'estructura corporal i la flexibilitat han arribat a conclusions diferents. Per a altres autors, l'estructura corporal, determinada per la longitud dels segments, no està correlacionada significativament amb el test de flexibilitat de tocar-se la punta del peu (Mathews, Shaw i Bohnen, 1957; Broer i Gales, 1958; Mathews, Shaw i Woods, 1959). En canvi, Wear (1963) estableix que les persones amb biotips extrems presenten la relació entre la longitud del tronc més la del braç amb la longitud de les cames com un factor significatiu en la realització del test. D'aquesta manera, les persones amb una mesura tronc més braç gran i cama relativament curta tenen avantatge sobre aquelles persones amb cames llargues i el conjunt tronc més braç relativament curt.

El test de Kraus-Weber (dempeus tocar el terra; Codi 1-36) va ser utilitzat per Kraus i Hirschland (1954) per mesurar la condició física dels joves nord-americans, però el 1965 va ser reconegut per l'American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and dance (AAHPERD) com de poca validesa. Fruit d'aquesta situació, uns anys més tard (1970) l'International Committee for the Standardization of Fitness Test (ICSFT) va aprovar a Oxford una bateria en la qual s'inclouïa una variant de la prova de Kraus-Weber, consistent a fer la flexió de tronc damunt d'un caixó per poder enregistrar valors positius i negatius (Codi 1-32). Els dos tests van ser substituïts pel *Sit and Reach* (Wilson i Russell, 1985) (Codi 1-29,1-30), i en el 1980 aquest test va ser inclòs, com a test de flexibilitat de l'associació AAHPERD. L'any 1986 la bateria de tests de la PCPFS (President's Council on Physical Fitness and Sports) també incorporava aquest test. El 1988 l'AAHPERD va canviar la seva bateria, però va continuar mantenint el test de *Sit and Reach*.

De les moltes proves de flexibilitat multiarticular que s'han realitzat fins a l'actualitat, poques han estat estudiades seriosament pel que fa a la seva validesa (Jensen i Hirst, 1980), i continuen realitzant-se sense les suficients garanties en dos grans sentits. D'una banda, si realment mesuren la flexibilitat

o simplement expressen l'amplitud de moviment d'una articulació (Hubley, 1988) i, en segon lloc, si realment el resultat no està influenciat per les mesures antropomètriques.

La majoria dels tests indirectes multiarticulats de flexibilitat general estudiats mesuren l'amplitud de moviment mitjançant unitats lineals (polsades o centímetres). Entre d'altres podem destacar el test de flexió de tronc endavant, *Sit and Reach* i *Sit and Reach* modificat, el pont i el tot flex. El valor obtingut en cap cas pot ser considerat una referència del grau d'amplitud de moviment, ja que si així fos, el mesurament hauria d'haver estat donat en unitats angulars o establir un criteri que relacionés les unitats lineals amb les angulars.

▪ Anàlisi teòrica dels índexs de flexibilitat dels principals tests multiarticulats

De tots els tests estudiats solament el pont i el test de salt de tanca tenen un índex de flexibilitat (taula 19).

CODI	NOM DEL TEST	ÍNDEX
1-30	El pont	$I=DS-AIçada$
1-35	Test de salt de tanca	$I=(La-Lc)/DS$

Taula 19. Tests multiarticulats amb els seus índexs de flexibilitat corresponents.

El pont (codi 1-30)

El test pretén mesurar la hiperextensió de l'esquena, però també cal remarcar la gran influència que hi té la mobilitat de l'espatlla. No es pot aplicar a tots els grups d'edat i les normes que en dóna l'autor sovint són incompletes. Per tot això, la validesa del test és força qüestionada (Cynthia, citat per Kirby, 1991).

La DS correspon a la mínima distància entre el punt més alt de l'esquena i el terra i l'índex relaciona aquesta distància amb l'alçada del subjecte. A vegades es recomana com alternativa mesurar simplement la distància entre les mans i els peus.

L'índex utilitza com a paràmetres antropomètrics la longitud de la cama i del tronc, i deixa de banda sense massa criteri la longitud del braç. Seria més encertat utilitzar l'abast absolut del subjecte (L_a), ja que en el test s'implica tota la llargada del cos.

Pot considerar-se una aproximació a la consideració de la morfologia corporal per intentar eliminar la seva influència. El resultat, però, no és un reflex del moviment angular.

Test de salt de tanca (codi 1-35)

El test de Grosser (1976) relaciona l'abast absolut del subjecte (L_a) i la llargada de la cama (L_c). El valor obtingut en restar els dos paràmetres és un mesurament aproximat de la longitud del tronc més la longitud del braç. Finalment, divideix el resultat de la diferència pel resultat del test (DS).

L'índex permet que el valor obtingut sigui del tot independent de la longitud del tronc i del braç. De fet, dues persones amb diferent longitud de tronc i cama que assoleixen una DS proporcional a la seva morfologia obtenen el mateix resultat. D'aquesta manera, dos subjectes que obtenen com a resultat en fer passar el test una DS igual a la meitat del valor de la longitud del tronc més la del braç tenen el mateix valor en l'índex, independentment del valor antropomètric (taula 20).

SUBJECTE 1	SUBJECTE 2
$Lt_1+Lb_1=DS1/2$	$Lt_2+Lb_2=DS2/2$
$DS1=2(Lt_1+Lb_1)$	$DS2=2(Lt_2+Lb_2)$
$I1= (Lt_1+Lb_1)/DS1$	$I2= (Lt_2+Lb_2) /DS2$
$I1= (Lt_1+Lb_1)/2(Lt_1+Lb_1)$	$I2= (Lt_2+Lb_2)/2(Lt_2+Lb_2)$
$I1=1/2$	$I2=1/2$

Taula 20. Anàlisi comparativa de dos subjectes que obtenen com a resultat del test una DS igual a la meitat del valor de la longitud del tronc més la del braç.

2.2.2.5 Interpretació dels resultats (resum)

Els resultats obtinguts en administrar la majoria de tests indirectes de flexibilitat, en els quals s'accepta com a mesurament final la distància en centímetres entre dos segments corporals o d'un segment corporal a una referència externa, només poden utilitzar-se per comparar l'evolució d'un esportista en concret, tot desestimant qualsevol comparació amb el grup o altres esportistes.

Durant l'etapa de creixement, les restriccions encara són més grans. En aquest cas cal tenir present també els errors en la interpretació dels resultats si hi ha modificacions en els segments corporals implicats directament en el mesurament. Val a dir que quan envellim l'evolució constant de les estructures implicades també pot tenir certa transcendència en el resultat, tot i que normalment la repercussió serà menor que durant les etapes fortes del creixement.

La validesa dels tests ha estat qüestionada perquè sovint no es pot saber amb certesa què és el que s'està mesurant.

Els tests que relacionen aquests mesuraments amb paràmetres antropomètrics mitjançant un índex, han de rebre un tractament especial, perquè alguns d'ells poden reduir o eliminar la influència de la morfologia del subjecte en el resultat.