



Universitat Autònoma de Barcelona
Facultat de Ciències
Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i d'Ecologia
Unitat d'Antropologia Biològica

Tesi Doctoral

**Estudi morfofuncional del radi humà:
aspectes morfogènics, biomecànics, i evolutius**

Joan Ignasi Galtés Vicente

2008

Estudi morfofuncional del radi humà: aspectes morfogènics, biomecànics, i evolutius

Memòria presentada per Joan Ignasi Galtés Vicente per optar al títol de Doctor per la Universitat Autònoma de Barcelona, programa de doctorat en Biologia (opció Antropologia) del Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i d'Ecologia, codirigida pels professors:

Dra. Assumpció Malgosa Morera. Professora Titular de la Unitat d'Antropologia Biològica, del Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i d'Ecologia, de la Universitat Autònoma de Barcelona.

Dr. Joan Manyosa Ribatallada. Professor Titular del Departament de Bioquímica i de Biologia Molecular, i Centre d'Estudis en Biofísica, de la Universitat Autònoma de Barcelona.

Dra. Assumpció Malgosa Morera

Dr. Joan Manyosa Ribatallada

Joan Ignasi Galtés Vicente

Als meus pares,

A tu, Mònica, i als dos regals més grans que tenim: el petit Ignasi i l'Anna

“El meu ideari culinari és la simplicitat,
sempre compatible amb determinat grau de substància”

Josep Pla

El que hem menjat

Agraïments

Vull donar les gràcies als dos directors d'aquesta tesi, la doctora Assumpció Malgosa i el doctor Joan Manyosa. Sovint, la vostra vàlua científica m'ha fet adonar que encara em queda molt per aprendre. Gràcies per introduir-me en el món científic, per la vostra dedicació, i sobretot pel caliu humà que en tot moment m'heu mostrat.

Agrair al doctor Alfonso Rodríguez i al personal Tècnic de la Sala de Disseccions de la Facultat de Medicina, la direcció i ajuda en la realització de les disseccions anatòmiques.

Agraeixo al doctor Albert Isidro la seva col·laboració i consells donats al llarg de la realització del treball. Albert, la teva intervenció ha estat clau per poder finalitzar el redactat d'aquesta tesi.

Agraeixo al doctor Salvador Moyà els seus comentaris i suggeriments, i el fet d'haver-me facilitat l'estudi de les restes esquelètiques procedents de la col·lecció de la Universitat de Zurich. En aquest sentit, també agraeixo la col·laboració dels doctors José Cabot i Eulàlia Garcia, per permetrem accedir respectivament a la col·lecció de primats de l'Estació Biològica de Doñana i del Museu de Zoologia de Barcelona.

També vull agrair a tot el personal tècnic i facultatiu de l'Institut de Diagnòstic per la Imatge (IDI) de l'Hospital Universitari de Bellvitge, en

especial al doctor Carles Aguilera i a la Rosa Miranda. La seva disponibilitat i col·laboració ha estat indispensable alhora de realitzar els estudis tomogràfics. El meu agraïment al voluntari anònim que es va sotmetre a un d'aquests estudis, cal dir que sense la seva participació aquest treball no hauria estat possible.

Així mateix, he de fer menció dels membres del Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, agrair l'ajuda que he rebut del Carlos, Cristina, David, i de tota la resta de companys de la Unitat d'Antropologia. El meu agraïment especial al Xavier Jordana, per totes les hores que hem passat treballant i discutint. No hi ha dubte de que aquells moments han estat font d'inspiració de moltes de les qüestions tractades en aquesta tesi.

Índex

	Pàgina
Capítol I: Introducció	15
I.1 DISSENY I FUNCIOÓ EN EL SISTEMA MUSCULESQUELÈTIC	15
I.1.1 L'aparell locomotor com un sistema de palanques	16
I.1.2 Importància de la curvatura dels ossos llargs	17
I.2 VARIABILITAT EN EL DISSENY ESQUELÈTIC	22
I.2.1 Morfogènesi mecànica	22
I.2.2 Marcadors esquelètics d'activitat	25
I.3 DISSENY, FUNCIOÓ, I VARIABILITAT DEL RADI HUMÀ	26
I.3.1 Disseny del radi	27
I.3.2 Funció del radi	30
I.3.3 Variabilitat en el disseny del radi	32
Capítol II: Objectius de la tesis	37
Capítol III: Estudi morfofuncional del radi	41
III.1 MARCADORS MUSCULESQUELÈTICS D'ACTIVITAT DEL RADI	41
III.1.1 Materials i mètodes	42
III.1.2 Resultats i discussió	46
III.1.2.1 Aparença osteològica de les entesis	46
III.1.2.2 Anàlisi de la fiabilitat de la metodologia	53
III.1.2.3 Anàlisi de la variable edat	55

III.1.2.4 Anàlisi de la variable activitat	57
III.2 MORFOGÈNESI MECÀNICA I CURVATURA DIAFISÀRIA DEL RADI	61
III.2.1 Materials i mètodes	62
III.2.2 Resultats i discussió	66
III.3 MODEL BIOMECÀNIC D'EFICIÈNCIA ROTACIONAL DEL MÚSCUL PRONADOR RODÓ	72
III.3.1 Materials i mètodes	73
III.3.1.1 Estudi tomogràfic del moviment de pronosupinació	73
III.3.1.2 Aplicació del model biomecànic a material esquelètic	77
III.3.2 Resultats i discussió	87
III.3.2.1 Model biomecànic d'eficiència rotacional del múscul pronador rodó	87
III.3.2.2 Càlcul de l'eficiència rotacional del pronador rodó en funció del disseny esquelètic de l'extremitat superior i de la posició del colze	92
III.4 DISSENY ESQUELÈTIC I EFICIÈNCIA DEL MÚSCUL BÍCEPS BRAQUIAL	107
III.4.1 Materials i mètodes	107
III.4.1.1 Estudi tomogràfic	107
III.4.1.2 Paràmetres osteomètrics	108
III.4.2 Resultats i discussió	111
III.4.2.1 Model biomecànic del bíceps braquial com a flexor	111
III.4.2.2 Model biomecànic del bíceps braquial com a rotador	113
III.4.2.3 Eficiència del bíceps braquial com a flexor i rotador	115
III.4.2.4 Simultaneïtat bíceps braquial i pronador rodó	125
III.5 EFICIÈNCIA DELS MÚSCULS PRONADOR RODÓ I BÍCEPS BRAQUIAL EN HOMINOÏDEUS MODERNS NO HUMANS	126
III.5.1 Materials i mètodes	126

III.5.2 Resultats i discussió	129
III.5.2.1 Eficiència rotacional del múscul pronador rodó	129
III.5.2.2 Eficiència del bíceps braquial com a flexor i rotador	143
Capítol IV: Discussió general	151
IV.1 ESTÍMULS MECÀNICS I MORFOGÈNESI DEL RADI	151
IV.1.1 Transformacions en la superfície del radi	152
IV.1.2 Transformacions en la forma del radi	158
IV.2 FUNCIÓ I ADAPTACIÓ DE L'EXTREMITAT SUPERIOR	163
IV.2.1 Importància i aplicació del concepte d'eficiència en l'àmbit de l'Anatomia Funcional i Evolutiva	163
IV.2.2 Disseny i funció de l'extremitat superior dels hominoïdeus moderns	166
IV.2.2.1 Implicacions funcionals del múscul pronador rodó	166
IV.2.2.2 Implicacions funcionals del múscul bíceps braquial	173
IV.2.2.3 Simultaneïtat pronador rodó i bíceps braquial	176
IV.2.2.4 Comparació amb l'humà	180
Capítol V: Conclusions de la tesis	185
Bibliografia	189
Annex. Publicacions	207

Capítol I

Introducció

I.1 Disseny i funció en el sistema musculesquelètic

Forma i funció es troben estretament relacionades en el sistema musculesquelètic; el disseny ossi condiciona les característiques de la funció locomotriu de l'esquelet a partir de l'acció dels músculs, i a la inversa, la funció a la llarga acaba introduint canvis en l'estructura del sistema (White, 1991). En aquest primer apartat s'explicarà com el disseny determina la funció.

La biomecànica representa el nexa entre l'anatomia (com a disciplina que té com objectiu l'estudi morfològic, l'estructura), i la fisiologia (que comprèn l'estudi de la funció). Segons defineix White (1991), la biomecànica utilitza les lleis de la física i els principis bàsics de l'enginyeria per tal d'analitzar el moviment de l'esquelet, així com les diferents forces que actuen sobre les diferents parts del sistema. La biomecànica del sistema musculesquelètic considera l'aparell locomotor com un sistema de palanques, a partir de l'anàlisi del qual es pot explicar la funció de determinats segments esquelètics (Guyton, 1992).

I.1.1 L'aparell locomotor com un sistema de palanques

Els elements que integren el sistema musculoesquelètic (ossos, lligaments i tendons, múscul esquelètic, cartílag articular, discs intervertebrals i els meniscs), constitueixen diversos sistemes de palanca, i cadascun d'aquests sistemes s'expressa com a una unitat funcional. Es pot considerar, de forma simplificada, que el sistema estaria format per un múscul, representant de la força productora de moviment (potència); una articulació, que representaria el punt de recolzament o fulcre de la palanca; i el pes del segment a mobilitzar representaria la resistència que hauria de vèncer el múscul. Com s'ha comentat, les característiques del moviment resultant estan determinades per l'estructura i configuració d'aquests elements. D'aquesta manera, un estudi detallat d'un determinat moviment obliga a analitzar i considerar factors mecànics com la tipologia articular, la velocitat, l'acceleració, la massa, la gravetat, les forces musculars, els seus punts d'aplicació, i els moments originats per elles, entre altres (Strother, 1981).

Tipus de palanques musculoesquelètiques

En relació als tipus de palanques estudiades en mecànica i aplicades al sistema musculoesquelètic, diferenciem tres gèneres segons la posició relativa dels tres elements fonamentals : punt de recolzament o fulcre, força d'acció o potència (F_A) i la força resistent o resistència (F_R). (Guillén del Castillo i Linares, 2001):

A) Palanca de primer gènere: el punt de recolzament es localitza entre la potència i la resistència. Un clar exemple d'aquest tipus de palanca és l'articulació occipitoatloidea, on els músculs del coll realitzen les forces d'acció i el pes del es la resistència.

B) *Palanca de segon gènere*: la resistència està situada entre el punt de recolzament i la potència. Un exemple d'aquesta palanca es l'articulació tibio-peroneo-astragalina, que, en el seu moviment de flexió plantar, realitza una elevació del taló recolzant-se en els dits del peu. Actua com a resistència el pes del cos, i com a potència la del múscul tríceps sural, fixat a nivell de la tuberositat del calcani mitjançant el tendó d'Aquil·les.

C) *Palanca de tercer gènere*: la potència està entre el punt de recolzament i la resistència. És el tipus més freqüent en els organismes. El braç de resistència es més llarg que el de potència, i en conseqüència el moviment de la resistència es més gran que el de la potència. L'exemple clàssic d'aquest tipus de palanca és l'acció del bíceps braquial: la resistència estaria representada pel pes de l'avantbraç (al que hi podem sumar el pes d'un determinat objecte subjectat amb la mà), el fulcre és l'articulació del colze, i la potència l'exerceix el bíceps sobre la tuberositat bicipital.

I.1.2 Importància de la curvatura dels ossos llargs

Un cert grau de curvatura de les diàfisis és un element característic i comú a tots els mamífers, fins i tot en algunes espècies és tant marcada que arriba a ser un tret morfològic distintiu de la mateixa. El seu grau d'expressió varia entre els diferents ossos, entre taxons, i entre individus d'una mateixa espècie però diferent talla corporal. (Swartz, 1990).

La curvatura diafisària és el resultat tant de factors genètics com ambientals, tals com la nutrició o les demandes funcionals associades a estímuls mecànics (Bruns et al., 2002). D'altra banda, les curvatures diafisàries han estat àmpliament correlacionades amb els patrons de càrregues mecàniques a que es veu sotmès l'esquelet (Swartz, 1990; Trinkaus et al., 1994; Stern et al., 1995; Yamanaka et al., 2005; Deane et al., 2005). Experimentalment,

s'ha pogut demostrar que el desenvolupament ontogenètic de la curvatura diafisària, al igual que d'altres característiques de l'os, com són els diferents processos i relleus ossis, depenen directament del funcionament normal de la musculatura; d'aquesta manera, quan un os en creixement no és estimulat per l'activitat muscular habitual, aquest mostra una reducció substancial de la seva curvatura, quan es compara amb ossos normals (Lanyon, 1980).

Swartz (1990), emfatitza el fet de que la variabilitat en el grau d'expressió de la curvatura òssia pot està influenciat i alhora influenciar la mecànica de l'esquelet. Tant important és la relació entre curvatura i funció que aquesta característica ha estat i és, un dels trets morfològics més utilitzat en Antropologia, i més concretament en Anatomia Evolutiva, com a indicador de funció i activitat (Biewener 1983; Swartz, 1990; Trinkaus et al, 1994; Stern et al., 1995; Bruns et al 2002; Deane, et al 2005; Rhodes i Knüsel, 2005; Yamanaka et al., 2005). Tanmateix, la significació biomecànica de la curvatura, així com la seva quantificació han estat sempre qüestions molt discutides alhora d'elaborar metodologies que permetin la seva utilització com un marcador funcional.

Significació biomecànica de la curvatura òssia

El significat biomecànic de la curvatura dels ossos llargs ha estat un tema àmpliament debatut en Antropologia biològica de manera que s'han postulat diferents hipòtesis, les quals no són mútuament excloent (Swartz, 1990):

A) Hipòtesis de la reducció de l'estrès: alguns autors, han suggerit que la curvatura contraresta l'efecte de les càrregues mecàniques externes de flexió (Frost, 1964, 1973; Pauwels, 1980). Aquesta hipòtesis ha estat rebutjada per diverses evidències experimentals (Lanyon i Baggot, 1976; Lanyon i Bourne, 1979; Rubin i Lanyon, 1982).

B) *Hipòtesis de la disposició muscular*: segons Lanyon (1980), la curvatura dels ossos llargs permet acomodar les masses musculars i optimitza la posició dels músculs i tendons respecta a les articulacions. Aquesta hipòtesis ens porta a l'idea de plasticitat òssia, doncs aquest tret estaria relacionat amb el desenvolupament i activitat muscular.

C) *Hipòtesis de la deformació unitària*: la deformació generada per la curvatura jugaria un paper important en el manteniment de l'homeòstasi del teixit ossi (Piekarski, 1981).

D) *Hipòtesis de la determinació de la càrrega*: l'existència d'una determinada curvatura òssia, determina el patró de càrrega en flexió i compressió axial, garantint la seva integritat i evitant lesions per sobrecàrrega i fractura (Bertram i Biewener, 1988).

E) *Hipòtesis de l'avantatge mecànic*: la curvatura diafisària, a través de modificacions en la posició relativa entre els punts d'inserció muscular, i entre aquests i el punt de recolzament, pot modificar la geometria de la palanca d'un múscul, i en conseqüència alterar la seva avantatge mecànic (Swartz, 1990).

Mètodes de quantificació de la curvatura òssia

La quantificació de la curvatura de la diàfisi d'un os, s'ha suggerit com la millor aproximació a la forma "real" d'aquest os (Deane, et al 2005).

Les primeres metodologies es varen desenvolupar amb l'objectiu d'estudiar l'adaptació de les falanges dels primats (Susman, 1979). Susman, va considerar l'eix longitudinal de la falange com la base d'un triangle isòsceles (Figura 1, AEC), i utilitzà el seu angle central com a mesura de curvatura. Posteriorment, Stern i Susman (1983), considerant que l'arc d'una circumferència s'ajusta millor a la morfologia de la falange, utilitzen el radi

d'aquesta (Figura 1, r) com a mesura de curvatura. Aquest mètode està limitat pel fet que aquest radi i la longitud de l'os tenen una relació lineal. En un intent per resoldre el problema, Stern et al. (1995) proposen calcular l'angle α (Figura 1). Aquest paràmetre, derivat d'una sèrie de punts de referència i de mesures osteomètriques tradicionals, permet considerar que les diferents curvatures d'un os representen diferents arcs paral·lels al perímetre d'un mateix cercle. Si bé és una mesura independent de la longitud, està limitada per l'assumpció de la "circularitat de l'os", fet que sabem sols es compleix en casos molt concrets, per exemple en les falanges. Com a mètode alternatiu a l'assumpció de circularitat, trobem el descrit per Biewener (1983). Aquest autor defineix la curvatura d'un os llarg com "la distància ortogonal (h) que hi ha des del punt mig de l'eix longitudinal de l'os (P) al punt mig (B) de la seva corda (s)", i normalitza aquest valor per la longitud total de l'os (l) (paràmetres representats en Figura 1). Swartz (1990), planteja un mètode semblant a aquest, però considerant la distància ortogonal màxima, així com el diàmetre diafisari a la meitat per fer la normalització (Figura 1, d). Aquest mètode de normalització té també una limitació: la robustesa de l'os; d'ossos molt robustos (en termes de diàmetre ossi), en resultaran valors baixos de curvatura, i a la inversa.

Deane et al. (2005) proposen un nou mètode basat en una anàlisi polinòmica de la curvatura. Aquesta s'ajustaria més a una paràbola que no a un arc circular. El mètode permet millorar alguns dels principals factors limitadors descrits anteriorment però té l'inconvenient de la complexitat de recursos tècnics necessaris per la seva aplicació, no sempre a l'abast del investigador.

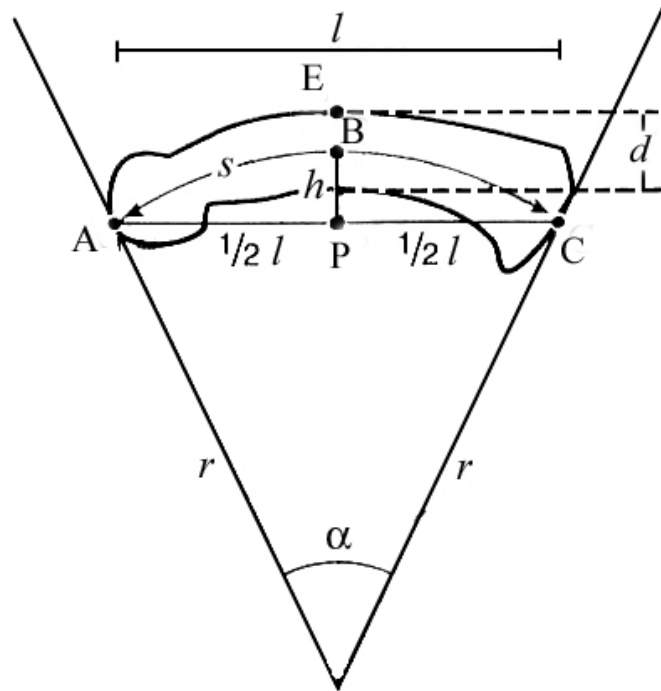


Figura 1. Punts de referència i distàncies, referits a la falange, utilitzats en els mètodes clàssics de càlcul de la curvatura. \overline{AC} , \overline{PE} , d , són paràmetres implicats en el càlcul de r (Stern i Susman, 1983). La resta de paràmetres es comenten en el text. Adaptat de Stern et al. (1995).

I.2 Variabilitat en el disseny esquelètic

La variabilitat en el disseny i estructura òssia es pot analitzar a dos nivells: la variabilitat interespècie i variabilitat intraespècie. En el primer cas, i basant-se amb la relació abans establerta entre forma i funció, la morfologia esquelètica mostra patrons de diversitat entre taxons, els quals es corresponen a diferents patrons de capacitat funcional. Pel que fa a les diferències morfològiques presents dins d'una mateixa espècie, es pot considerar la influència de cinc factors (Lanyon, 1990): a) el control genètic, determinant de la forma i talla de tots els elements esquelètics; b) les forces implicades en el procés de creixement i remodelació (variabilitat ontogenètica); c) la influència de l'edat; d) les influències sistèmiques en l'arquitectura de l'os; i e) l'efecte de la càrrega funcional que pot modificar el model d'os genèticament determinat en relació al patró d'activitat de cada individu. Part dels objectius d'aquesta tesi es centren en l'anàlisi d'aquest darrer factor.

I.2.1 Morfogènesi mecànica

Les cèl·lules que conformen els teixits, estan confinades a un rang de funció i estructura limitat pels seus programes genètics, metabòlics, de diferenciació i especialització (Cotran et al., 2000). Tanmateix, les cèl·lules poden respondre a l'ambient mecànic que les rodeja, promovent adaptacions i alteracions en l'estructura tissular, assolint un nou estat morfològic i fisiològic, a fi d'acomplir una determinada demanda. En aquest sentit, s'ha vist que els estímuls mecànics intervenen en la regulació de processos fonamentals com la divisió o diferenciació cel·lular, determinant l'estructura final d'un teixit (Hamill i Martinac, 2001). Aquesta relació entre els estímuls mecànics i la morfologia, ha estat descrita per Benjamin i Hillen (2003) utilitzant l'expressió

de “morfogènesis mecànica”. Les càrregues mecàniques són factors determinants pel normal desenvolupament, funcionament, i reparació, de tots els elements que conformen el sistema musculoesquelètic. L’os i el múscul estriat, són especialment sensibles a aquests factors, i han centrat l’atenció dels principals estudis de morfogènesis mecànica (Gans i Gaunt, 1991; Benjamin i Hillen, 2003).

Efecte dels estímuls mecànics sobre el teixit ossi

Des del segle XIX, es coneix que tot canvi en la funció d’un os es seguit per canvis en la seva arquitectura interna i externa (*lei de la transformació òssia o lei de Wolff*) (Larsen, 1997). Actualment, es sap que els canvis en el disseny i l’estructura òssia predominen sobre canvis en les seves propietats materials (densitat mineral, resistència, etc.) (Ruff, 2000). Si bé els mecanismes biològics responsables d’aquestes transformacions són encara poc coneguts, es coneix que existeix tot una “maquinaria biològica” sensible a l’ambient mecànic que envolta l’os; els osteòcits que integren el teixit ossi, tenen la capacitat d’actuar com a mecanotransductors de les senyals mecàniques procedents de l’ambient que rodeja a l’os. D’aquestes cèl·lules en depèn l’activació dels osteoclasts o osteoblasts per tal d’ajustar la massa òssia en funció de la càrrega mecànica aplicada (Mullender i Huiskes, 1995; Panjabi i White, 2001; Frost, 2004).

Els estímuls mecànics que afecten l’os es deriven fonamentalment de cinc tipus de càrregues mecàniques: compressió, tensió, torsió, flexió, i cisallament (Larsen, 1997). Sabem que aquests estímuls juguen un paper determinant en l’orientació de les trabècules del teixit ossi esponjós (Raux et al., 1975; Biewener et al., 1996). Igualment, la seva influència repetitiva sobre la cortical òssia determina canvis en la conformació externa de l’os (Larsen, 1997). Segons Rhodes i Knüsel (2005), el tipus de canvi resultant variarà en funció del període ontogenètic en que es rep la càrrega: durant el període de creixement i maduració òssia, els canvis en la forma de l’os són anteriors als

canvis de robustesa (diàmetre ossi); cas de que l'estímul continuï, el següent canvi estructural serà un augment en el gruix cortical. En aquest sentit, el diàmetre cortical pot variar a expenses de la neoformació òssia a nivell del periostí o a nivell endosteal. Estudis portats a terme en esportistes, han suggerit que l'aposisió periosteal, en resposta al increment d'estimulació mecànica, és una característica pròpia de l'edat juvenil (Ruff, 2000). D'altra banda, en edats avançades, l'expansió periosteal representa una resposta compensatòria a la pèrdua d'os endosteal i a l'aprimament cortical propi d'aquest període (Gran et al., 1967; Ruff i Hayes, 1982; Simth i Walker, 1964)

Efecte dels estímuls mecànics sobre el múscul esquelètic i entesis

El múscul esquelètic és probablement el teixit que mostra canvis adaptatius més ràpids i evidents en resposta a l'estimulació mecànica (Benjamin i Hillen, 2003). Les fibres estriades s'hipertrofien en resposta a l'entrenament de força, i al contrari, s'atrofien en períodes d'immobilització (Benjamin i Hillen, 2003). Altres adaptacions descrites, relacionen l'estimulació mecànica amb canvis en el tipus de fibra muscular, angiogènesi, i augment en el reclutament d'unitats motores (Andereson i Henrickson, 1977; Coggan et al., 1992).

A banda d'aquestes respostes que afecten pròpiament el teixit muscular, diversos estudis posen de manifest que els músculs i els tendons, poden determinar canvis en l'arquitectura òssia, a través de l'aplicació d'estímuls mecànics locals (Lieberman et al., 2004; Ducher et al., 2005). En aquest sentit, s'ha comprovat que hi ha una relació entre el patró d'orientació de la trabècula òssia immediatament subjacent a la unió osteotendinosa, i la direcció de la força que el tendó aplica sobre l'os (Raux et al., 1975; Biewener et al., 1996). Igualment, i en relació a les entesis, la seva estructura, dirigida a dissipar l'estrès originat per la contracció muscular i la dinàmica articular, mostra una singular capacitat d'adaptació i reparació, en resposta al patró i tipus

d'estimulació mecànica a que és sotmesa. Aquesta adaptació passa tant per canvis morfològics, com histològics, bioquímics i moleculars (Benjamin et al., 2006). Actualment, la concepció de les entesis com estructures "passives" ha deixat pas al concepte "d'òrgan d'entesi" (Benjamin i McGonagle, 2001). En aquest sentit, s'entén que l'entesi és tot el conjunt de teixits immediatament adjacents a la unió osteotendinosa els que actuen conjuntament en la funció de dissipació de l'estrès, i els que mostren una constant remodelació i adaptació. De tots els teixits que integren aquest òrgan destaca, per la seva excepcional adaptabilitat, el fibrocartílag. No totes les entesis disposen d'aquesta estructura, tant sols és present en aquelles que estan sotmeses a una elevada càrrega mecànica, especialment de tensió i compressió (Benjamin i Ralphs, 1998). La formació d'exostosis, distingibles macroscòpicament, s'ha atribuït a canvis metaplàsics ossis d'aquest teixit (Benjamin et al., 2000, 2002).

I.2.2 Marcadors esquelètics d'activitat

La idea de marcador d'activitat es desenvolupa a partir del fet de que aquestes càrregues poden ser producte de la realització continuada d'una activitat habitual. Tenint en compte el que s'ha comentat en l'apartat anterior respecte a la capacitat que té l'os d'adaptar la seva arquitectura interna i externa a les càrregues mecàniques que actuen sobre ell, l'estudi morfològic de l'esquelet, dels seus canvis arquitectònics, pot oferir-nos informació sobre aquelles activitats principals que un individu ha realitzat de forma continuada durant la seva vida (Larsen, 1997). El concepte de marcador esquelètic d'activitat, la classificació d'aquests marcadors, així com la seva aplicació en l'àmbit de l'anàlisi poblacional, i la necroidentificació forense, són aspectes que han estat desenvolupats en diverses publicacions (Galtés et al., 2006a; Galtés i Malgosa, 2007; Galtés et al., 2007) (Annex Publicacions).

I.3 Disseny, funció, i variabilitat del radi humà

L'extremitat superior de l'home, a diferència dels altres primats, està "alliberada" de la funció locomotriu, i es consagra fonamentalment a la manipulació. D'aquesta manera, tant la seva estructura com la seva funció es veuen modificats a fi de convertir la mà, en l'extremitat efectora del membre superior. Tanmateix, l'extremitat superior humana conserva característiques morfològiques que emfatitzen la presència d'un disseny adaptat per una funció grimpadora (Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993; Kapandji, 2002).

Dels set graus de llibertat que comporta la cadena articular del membre superior, la rotació longitudinal de l'avantbraç (pronosupinació) és un dels més importants ja que es indispensable pel control de l'actitud de la mà. Aquest moviment permet incorporar un tercer grau de llibertat a l'articulació del canell, la qual al tractar-se d'una articulació condilea està limitada a la flexió i l'extensió; això obliga a integrar funcionalment l'articulació del canell (i en última instància la mà, en la seva funció de premsió) amb l'avantbraç, garantint el posicionament de la mà en qualsevol angle a efecte de subjectar, agafar o manipular un objecte. Tal és la importància d'aquest tercer grau de llibertat, que es considera el principal moviment en la majoria de gestos utilitzats en les activitats de la vida quotidiana (Kapandji, 2001, 2002).

El radi és un os clau en la pronosupinació. Clàssicament se'l considera "l'os rotador"; sosté per si sol la mà a través de l'articulació del canell, i gira al voltant del cúbit, el qual queda fixat a l'húmer a partir de l'articulació humerocubital (Paturet, 1951; Rouvière i Delmas, 1988; Testut i Latarjet, 1990). Segons Kapandji (2001), aquesta condició és l'òptima a efectes d'operar amb un disseny senzill i alhora eficaç. Cas de tenir un sol os i una articulació en el canell que admetés tres graus de llibertat, això implicaria una sèrie de problemes funcionals derivats del fet de que, durant el moviment, els músculs,

tendons, nervis i vasos sanguinis s'haurien d'enrotllar al voltant d'aquesta articulació. És evident de que aquesta condició donaria lloc a problemes funcionals importants. En un intent de resoldre els problemes musculars, es possible imaginar que la musculatura fos totalment intrínseca de la mà. Tanmateix, es seguiria perdent en funcionalitat, doncs la mà seria molt voluminosa, i amb grans prominències òssies a fi de garantir el funcionament dels músculs. Al contrari, amb dos ossos girant l'un sobre l'altre és possible evitar tots aquests problemes i guanyar amb simplicitat i eficàcia.

A banda de la participació del radi en la pronosupinació, aquest os també està implicat en altres dos nivells funcionals: la flexoextensió del colze, i la flexoextensió del canell. En el primer cas, la relació bé determinada per l'articulació que formen el cap del radi i el còndil humeral. En el segon, per l'articulació entre l'epífisi distal del radi i l'escafoides carpià i el semilunar (Rouvière i Delmas, 1988).

I.3.1 Disseny del radi

El radi està format per un cos o diàfisi, i dos extrems o epífisis (Paturet, 1951; Rouvière i Delmas, 1988; Testut i Latarjet, 1990):

A) Diàfisi radial: és la part central de l'os, augmenta progressivament de volum de dalt a baix, i presenta una curvatura de convexitat lateral. La seva secció transversal és prismàtica-triangular, per tant en posició anatòmica diferenciem tres cares (anterior, posterior i externa) i tres marges (anterior, posterior i intern).

B) Extrem superior del radi: formada per el cap, el coll, i la tuberositat bicipital. El cap representa un segment de cilindre, tot i que la seva secció transversal és oval. S'articula proximalment amb el còndil humeral, i

internament amb l'escotadura sigmoide del cúbit, configurant l'articulació radiocubital superior. El coll uneix el cap amb la tuberositat, presenta un eix de disposició lleugerament obliqua de dalt a baix i de fora a dintre. La tuberositat bicipital representa una prominència òssia de morfologia ovoide, i d'eix major vertical, en el seu marge intern s'insereix el bíceps braquial.

C) *Extrem inferior del radi*: és la part més voluminosa de l'os. Presenta una morfologia de piràmide quadrangular truncada, aplanada en sentit antero-posterior, per tant es diferencia un vèrtex truncat (apòfisi estiloides), i sis cares: superior, inferior, anterior, posterior, postero-externa, i interna. A nivell de les cares interna i inferior s'observen, respectivament, les àrees articulars corresponents a l'articulació radiocubital inferior, i a l'articulació radiocarpiana.

En conjunt, la forma del radi ha estat comparada amb la d'una manovella (Figura 2a) (Oxnard, 1963). El cap i el coll del radi (segment superior de la manovella, oblic cap avall i endintre), forma amb el segment mig (part mitja de la diàfisi, obliqua cap avall i enfora), un angle obtús obert cap enfora, en el vèrtex del qual, trobem la tuberositat bicipital, lloc d'inserció del bíceps braquial. Els dos segments dibuixen, en conjunt, la denominada "curvatura supinadora" (c_s). El segment mig constitueix amb el segment inferior (oblic cap avall i cap dintre), un angle obtús obert cap dintre, en el vèrtex del qual, es situa l'entesi del múscul pronador rodó. Ambdós segments configuren la denominada "curvatura pronadora" (c_p). Aquesta curvatura, també anomenada diafisària, cal considerar-la com la més distintiva pel que fa a la forma del radi (Testut i Latarjet, 1990).

El radi conté deu insercions musculars, a les que s'hi afegeix per la seva importància anatòmica i funcional, la inserció de la membrana interòssia (Taula 1). Aquests llocs d'inserció configuren una sèrie de prominències i relleus en la superfície del radi, que ajuden a definir la morfologia característica d'aquest os (Testut i Latarjet, 1990; Markolf et al., 2000).

TAULA 1. Principals estructures musculoesquelètiques del radi

Múscul/Lligament	Localització entesi	Acció
Bíceps braquial	Tuberositat del radi	Flexió i supinació d'avantbraç
Abductor llarg del polze	Cara posterior radi	Abducció del polze
Extensor curt del polze	Cara posterior radi	Extensió del polze
Flexor llarg del polze	Cara anterior del radi	Flexió del polze
Flexor superficial dits	Vora anterior del radi	Flexió segona falange del 2 a 5 dits
Flexor profund dits	Inferior a tuberositat	Flexió falange distal del 2 a 5 dits
Supinador llarg	Apòfisi estiloides del radi	Flexió colze i pronosupinació
Pronador rodó	Lateral terç mig de diàfisi	Prona i flexiona l'avantbraç
Supinador curt	Extrem superior del radi	Supinació de la mà i avantbraç
Pronador quadrat	Quart distal del radi	Pronació de la mà
Membrana interòssia	Vora interòssia del radi	Transmissió de forces

I.3.2 Funció del radi

Kapandji (2001, 2002), defineix el radi com l'os "rotador de l'avantbraç". Aquesta definició emfatitza la seva funció determinant en la pronosupinació. Per acomplir aquesta funció és essencial el seu disseny, i la interacció d'aquest os amb els músculs rotadors. L'analogia del radi amb una manovella, no només ajuda a definir la seva forma, si no que permet entendre el seu paper funcional. Els músculs pronosupinadors representen els "motors" que impulsen la seva rotació. En aquest sentit, hi ha dues maneres de moure aquesta manovella (Figura 2b): ja sigui "desenrotllant" un múscul tractor enrotllat a un dels seus extrems; o bé efectuant una tracció del vèrtex d'una de les dues curvatures del radi. Els quatre principals músculs rotadors s'associen en grups de dos en funció d'aquests mecanismes. Per cadascun dels moviments hi ha: un múscul pla i curt que actua desenrotllant-se de l'extrem proximal o distal del radi (múscul supinador curt i múscul pronador quadrat, respectivament); i un múscul llarg inserit a través d'un tendó directament sobre el vèrtex de la curvatura proximal o distal (múscul bíceps braquial i múscul pronador rodó, respectivament) (Kapandji, 2002).

Des d'un punt de vista teòric, es considera que el cúbit resta immòbil durant la rotació i el radi es desplaça al voltant d'un eix que passa pel centre dels caps radial i cubital (Figura 2a). Considerant aquest eix, el radi traça un segment cònic amb base a nivell del canell, i vèrtex a colze (Burdin et al., 1994). Tanmateix, en la pràctica, si bé existeix una estabilitat del colze (doncs el cúbit roman fixat per l'articulació humero-cubital), a nivell distal, degut a la incongruència de l'articulació radio-cubital, es produeix un moviment del cúbit simultani a la rotació de l'epífisi radial: el cap es desplaça descrivint una trajectòria circular combinant un moviment de translació lateral i extensió. D'aquest desplaçament en resulta que l'eix de pronosupinació habitual sigui contínuament variable, i es situï en l'epífisi radial (Kapandji, 2001; 2002).

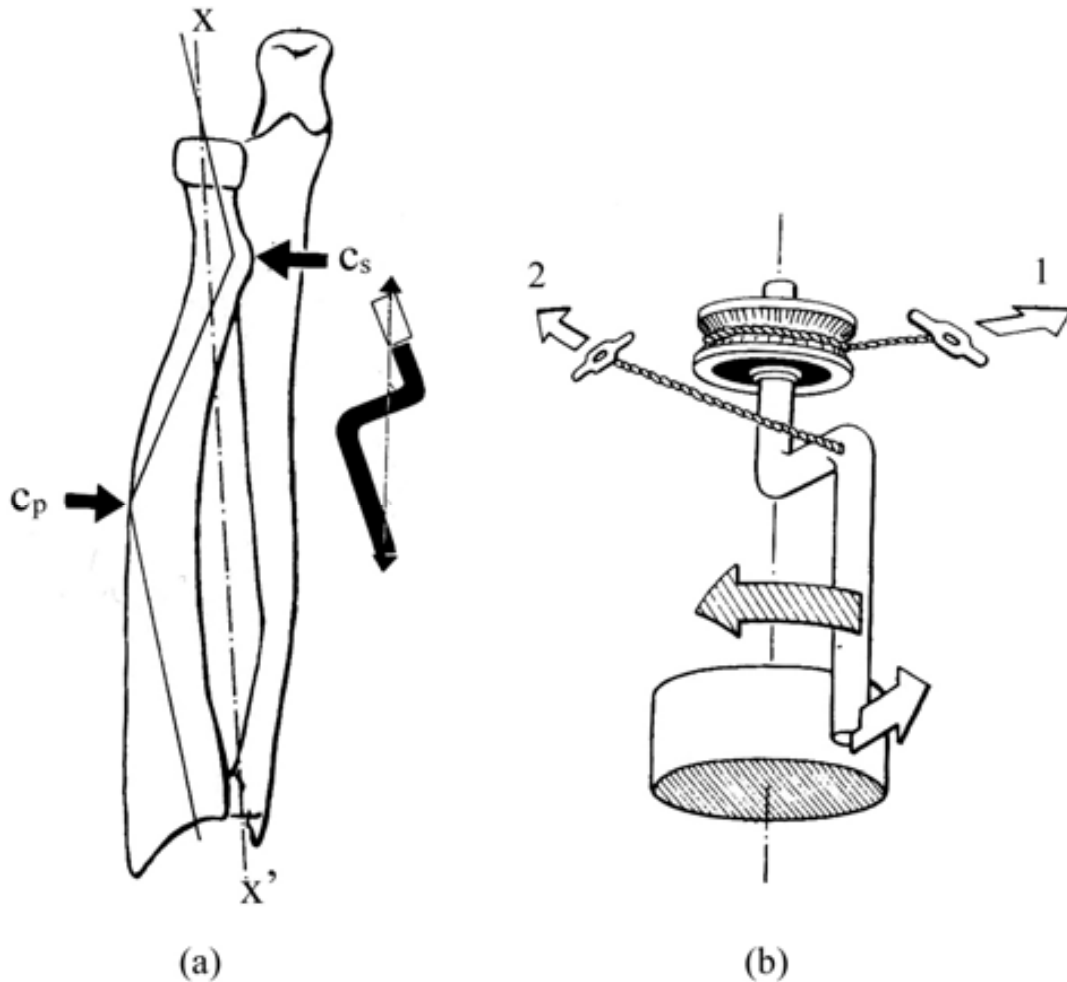


Figura 2. a) Analogia de la forma del radi amb la d'una manovella. xx' eix "teòric" de pronosupinació. cs :curvatura supinadora del radi. cp : curvatura pronadora del radi. En l'esquema de la dreta veiem que la "manovella radial" és obliqua al seu eix. Aquest eix es correspon a l'eix "real" de rotació, de manera que els vèrtex de les curvatures es situen ambdós costats del mateix, a efectes de garantir la rotació. **b)** representació del mecanisme d'acció de la musculatura pronosupinadora: (1) rotació de l'extrem a partir del desenrotllament d'un múscul tractor (cas del músculs supinador curt i pronador quadrat); (2) rotació de la manovella per tracció d'un dels seus vèrtex (cas dels músculs bíceps braquial i pronador rodó). Adaptat de Kapandji (2002)

I.3.3 Variabilitat en el disseny del radi

La variabilitat en el disseny del radi humà ha estat poc estudiada, i les referències existents estan vinculades als factors generals que condicionen les diferències morfològiques dins d'una mateixa espècie, i que han estat esmentades anteriorment (Lanyon, 1990). Tanmateix, la major part de tractats clàssics en osteologia, es limiten a anomenar aquestes diferències, sobretot centrades en el major o menor desenvolupament dels processos ossis, crestes, i relleus de la superfície del radi, sense relacionar-les amb un origen concret (Paturet, 1951; White, 1991; Rouvière i Delmas, 1988; Testut i Latarjet, 1990).

Específicament, pel que fa a la variabilitat osteològica del radi atribuïble a l'efecte dels estímuls mecànics (principalment activitat muscular), en la literatura antropològica de marcadors d'activitat trobem escasses referències, i sempre relatives a les alteracions que experimenten les entesis de tipus tendinos, i corresponents als grans músculs que actuen sobre el colze i l'avantbraç (Hawkey i Merbs, 1995; Robb, 1998; Weiss, 2003). D'altra banda, dins d'aquest camp manquen estudis centrats en les adaptacions que com a conseqüència de l'activitat pot experimentar la forma del radi, concretament el grau d'expressió de les curvatures. En aquest sentit, cal assenyalar la hipòtesis no contrastada suggerida per Swartz (1990) referent a una possible relació entre l'activitat dels músculs rotadors i la curvatura diafisària del radi. Com a conseqüència d'aquesta manca d'informació, i considerant la seva importància alhora d'entendre millor la relació entre adaptació òssia i activitat muscular (Ducher et al., 2005), la primera part dels objectius d'aquesta tesi es centra en analitzar la variabilitat morfològica del radi, i la seva relació amb els estímuls mecànics derivats de l'acció repetitiva de la musculatura de l'avantbraç.

A banda dels canvis comentats, relatius a la confrontació externa del radi, també han estat objecte d'estudi les alteracions que per efecte dels estímuls

mecànics experimenta tant la geometria de la seva secció transversa, com les propietats materials del teixit ossi (principalment densitat mineral) (Ashizawa et al., 1999; Ducher et al., 2004, 2005). Aquests estudis, més que utilitzar aquestes alteracions com a “marcadors d’activitat”, tenen com a objectiu principal poder estimar i preveure les propietats mecàniques de l’os enfront a diferents patrons d’estimulació mecànica. L’aplicació es centra sobretot en el camp de la medicina de l’esport, principalment alhora d’avaluar els efectes de l’entrenament continuat sobre l’estructura òssia.

A nivell evolutiu, la variabilitat es troba en relació al fet que el radi humà presenta una sèrie de trets morfològics diferencials quan es compara amb el radi de la resta d’hominoïdeus. L’explicació d’aquestes diferències cal buscar-la en les distintes implicacions funcionals que té conjunt de l’extremitat superior. Prèviament a comentar aquests trets diferencials, cal destacar però, com a característica comú i diferencial dels hominoïdeus, l’elevat rang d’amplitud de l’avantbraç durant el moviment de pronosupinació en comparació amb la resta de primats. Mentre en els humans, aquest tret optimitza la funció manipuladora de l’extremitat superior, en la resta d’hominoïdeus, contribueix a proporcionar una gran versatilitat en el moviment del membre superior durant la locomoció. El gran rang de rotació implica l’existència d’especialitzacions articulars dirigides sobretot a garantir una màxima estabilitat durant tot el moviment. En el cas del radi, això es tradueix bàsicament en una ampliació de les superfícies articulars proximals, i en la presència d’un fort desenvolupament dels elements osteolligamentosos proximals (l·ligament anul·lar i quadrat de Denucé) i distal (l·ligament triangular). Aquest últim, és fonamental per l’estabilitat de la radiocubital inferior, doncs tot i la gran superfície articular distintiva del cap cubital dels hominoïdeus, la superfície de l’escotadura radial resulta “insuficient” per garantir una bona congruència (O’Connor i Rarey, 1979; Rose, 1988; Sarmiento, 1988; Rose, 1993; Stern i Larson, 2001).

El fet de que el membre superior dels hominoïdeus no humans intervingui en la locomoció, així com en determinats comportaments posturals, comporta que en aquestes espècies hi hagin especialitzacions addicionals, a efecte d'incrementar l'estabilitat articular i la potència muscular. Així doncs, en comparació amb els humans, l'avantbraç (i en concret el radi) es caracteritza sobretot per una major expressió de la grandària i superfície articular, de la seva congruència, i per un major desenvolupament i robustesa dels seus elements lligamentosos (Fleagle, 1988; Rose, 1988; 1993).

Quan es compara el radi humà amb el de la resta d'hominoïdeus, es posa de manifest lo reduït de la seva llargada. Aquest fet ha estat interpretat com una adaptació a la funció de manipulació. Per contra, un augment en la seva longitud ha estat relacionat amb una pèrdua d'aquesta habilitat, i amb una avantatge mecànica més gran dels músculs que actuen sobre l'avantbraç, per tant amb un augment de la seva potència (Keith, 1926; Aiello i Dean, 1990). Altres factors que condicionen una major potència muscular són, una major grandària dels seus músculs rotadors, principalment supinador curt i pronador rodó, i un disseny esquelètic que afavoreix la seva acció (Oxnard, 1963; Tuttle, 1972; Swartz, 1990).

En aquest sentit, en hominoïdeus no humans, així com en Neandertals i altres espècies fòssils, s'observa que la tuberositat radial es situa medialment en relació a la posició antero-lateral del radi humà modern. Diversos autors han suggerit que aquest tret morfològic justificaria un augment de la potència del bíceps com a supinador (Trinkaus i Churchill, 1988; Aiello i Dean, 1990). Pel que fa a l'augment de la potència de l'avantbraç i de la mà en pronació, s'ha relacionat amb la curvatura dels ossos de l'avantbraç, molt marcada en les espècies anteriorment assenyalades. En aquest sentit, la curvatura diafisària del radi, és un dels trets morfològics més rellevants quan a variabilitat i adaptació del membre superior dels hominoïdeus. Des del punt de vista de les

implicacions funcionals que comporta, se'l ha relacionat amb una millora de la potència dels músculs rotadors, principalment del pronador rodó (Oxnard, 1963; Trinkaus i Churchill, 1988; Aiello i Dean, 1990; Swartz, 1990; Rose, 1993). Igualment en relació al múscul pronador rodó, s'ha suggerit que una posició més distal de la seva entesi radial (pròpia d'hominoïdeus no humans) també comportaria una major una avantatge mecànica i per tant una major potència pronadora (Aiello i Dean, 1990).

Si bé tots aquests trets morfològics han estat àmpliament utilitzats en l'Antropologia biològica i evolutiva per inferir determinades habilitats i comportaments, especialment relacionats amb el tipus de locomoció, no s'ha portat a terme cap anàlisi biomecànic dirigit a investigar les implicacions i significació funcional que aquestes configuracions estructurals comporten en l'anatomia funcional del membre superior. En aquest sentit, la segona part dels objectius d'aquesta tesi es centra en desenvolupar i aplicar models biomecànics que permetin analitzar quantitativament – en termes d'eficiència muscular – la relació entre una determinada configuració esquelètica, i l'acció de la musculatura rotadora i flexora de l'avantbraç.

Capítol II

Objectius de la tesis

Objectiu general

L'objectiu general d'aquesta tesis és estudiar la relació entre l'activitat muscular i la morfologia del radi humà, per tal d'obtenir un millor coneixement del paper que juguen els estímuls mecànics en la morfogènesis del radi, i de com el disseny d'aquest os reflecteix la funció i adaptació de l'extremitat superior.

Objectius específics

1. Caracteritzar i categoritzar en graus de desenvolupament els canvis morfològics que experimenten tant les diferents entesis del radi humà, com la resta de zones de la superfície òssia d'aquest os que tenen una relació fisioanatòmica directa amb els músculs o tendons.

2. Desenvolupar una nova eina metodològica que permeti avaluar els canvis morfològics a que es refereix l'objectiu anterior. Aquest objectiu implica:
 - a) Validar el mètode estadísticament estimant l'error intra-observador i entre observadors.
 - b) Analitzar la influència de l'edat i dels patrons d'activitat muscular en l'aparició i desenvolupament dels canvis.
3. Estudiar l'efecte dels estímuls mecànics derivats de l'acció muscular sobre la forma del radi. Aquest objectiu implica:
 - a) Desenvolupar una metodologia per quantificar la curvatura diafisària del radi.
 - b) Analitzar la relació entre la curvatura diafisària del radi i l'activitat muscular de l'avantbraç i de la mà.
4. Estudiar la relació entre el disseny ossi i l'eficiència rotacional de l'avantbraç a partir de l'acció del múscul pronador rodó. Aquest objectiu implica:
 - a) Desenvolupar un model biomecànic del moviment de rotació de l'avantbraç basat en l'acció del múscul pronador rodó.
 - b) Analitzar quantitativament les implicacions funcionals de la morfologia de l'epicòndil medial de l'húmer, i de la curvatura diafisària del radi en l'eficiència rotacional de l'avantbraç.
5. Estudiar la relació entre el disseny ossi i l'eficiència flexora i rotacional de l'avantbraç a partir de l'acció del múscul bíceps braquial. Aquest objectiu implica:

- a) Desenvolupar un model biomecànic del moviment de flexió i rotació de l'avantbraç basat en l'acció del múscul bíceps braquial.
 - b) Analitzar quantitativament les implicacions funcionals de la morfologia de la tuberositat bicipital del radi en l'eficiència rotacional de l'avantbraç.
6. Avaluar i comparar l'eficiència rotacional de l'avantbraç dels hominoïdeus actuals, a partir de l'acció dels músculs bíceps braquial i pronador rodó en relació a l'home.

Capítol III

Estudi morfofuncional del radi

III.1 Marcadors musculesquelètics d'activitat del radi

El teixit ossi, al igual que les insercions musculars i les fibres musculars estriades, tenen la capacitat d'hipertrofiar-se en resposta a l'entrenament continuat (Benjamin i Hillen, 2003). L'anàlisi de l'aparença osteològica de les entesis, i més concretament del seu grau d'hipertrofia, ha estat sovint utilitzada com a metodologia indirecta per inferir la intensitat, el patró, i la durada de l'estrès aplicat per un determinat múscul. En l'àmbit de l'Antropologia biològica, aquesta sistemàtica ha estat definida amb el nom de *marcadors musculesquelètics d'activitat* (Hawkey i Merbs, 1995).

Les implicacions funcionals del radi humà, relacionades amb la pronosupinació i la musculatura extrínseca de la mà, el converteixen en un excel·lent candidat per estudiar-ne la hipertrofia de les seves entesis. En aquest apartat, a partir de l'estudi morfològic d'una mostra arqueològica i contemporània de radis humans, es proposa analitzar i categoritzar els canvis morfològics que experimenta la superfície òssia del radi, acomplint amb els dos primers objectius de la tesi.

III.1.1 Materials i mètodes

La mostra esquelètica utilitzada correspon a dues poblacions diferents: 49 esquelets ben preservats de la necròpolis de Can Reines (Alcudia; Mallorca) del segle V-VII dC, i 33 esquelets contemporanis de la col·lecció documentada de la Unitat d'Antropologia Biològica (UAB). Es van excloure tots els individus que presentaven patologies que podrien afectar a les entesis. La mostra definitiva estava integrada per 148 radis. Tots els espècimens estaven complets i absents de patologia. Inclouen tant drets com esquerres i similar percentatge de ambdós sexes. La distribució d'edat consta en la Taula 2. Per tal d'analitzar la fiabilitat de la metodologia es va analitzar l'error intra i interobservador utilitzant una segona mostra de radis consistent en 30 espècimens adults complets i no patològics, procedents de la necròpolis de S'Illot des Porros (Alcudia, Mallorca, SVI-II aC).

D'acord amb Testut i Latarjet (1990), els músculs s'insereixen en l'os ja sigui mitjançant un tendó, ja sigui directament a partir d'insercions directes anomenades "carnoses". Ambdós tipus varen ser considerats en aquest estudi (Taula 3). Addicionalment, per la seva importància funcional es va incorporar l'entesi de la membrana interòssia, i la corredora del múscul extensor llarg del polze. Els canvis morfològics es van graduar de menor a major expressió d'acord amb criteris morfològics tals com la textura, la rugositat, la deformació de la superfície òssia, i l'àrea d'afectació. El rang de desenvolupament es va dividir en dues grans categories: expressió robusta i expressió patològica. Dins de la robusta es va graduar de menor, moderada a major expressió (graus 1 a 3, respectivament) (Taula 4). L'expressió patològica o entesopatia, es va definir segons el criteri de Hawkey i Merbs (1995): presència d'exostosi i/o necrosi de la cortical que en aquesta investigació s'anomenaran "entesopatia tipus A" i "entesopatia tipus B", respectivament.

TAULA 2. Resum de la mostra utilitzada

Series	Localització	Cronologia	N radis	Subadults	Adults	Madurs	Senils
				(17-19 a)	(20-39 a)	(40-59 a)	(>59 a)
Can Reines	Mallorca	Medieval	86	8	62	16	0
Col·lecció	UAB	Contemporani	62	0	4	9	49
Total			148	8	66	25	49

TAULA 3. Entesis analitzades

<i>Entesis</i>	<i>Abreviatura</i>	<i>n</i>	<i>Descripció entesis</i>
Bíceps braquial	BB	138	Tendó a tuberositat radial
Abductor llarg polze	ALP	133	Carnosa a cara posterior radi
Extensor curt polze	ECP	109	Carnosa a cara posterior radi
Extensor llarg polze	ELP	106	Contacte sobre l'epífisi distal
Flexor llarg polze	FLP	131	Carnosa a cara anterior radi
Flexor superficial dits	FSD	131	Tendó sobre el marge anterior
Membrana interòssia	MI	134	Marge intern o interòssi
Braquiorradial	B	99	Tendó apòfisi estiloides
Pronador rodó	PR	135	Tendó a cara lateral radi
Supinador	S	139	Tendó terç superior radi
Pronador quadrat	PQ	103	Carnosa a terç distal radi

TAULA 4. Graduació de l'aparença osteològica de les entesis

Absència expressió robusta	Grau 0 (G0)
Expressió robusta: incipient	Grau 1 (G1)
Expressió robusta: moderada	Grau 2 (G2)
Expressió robusta: important	Grau 3 (G3)
Expressió patològica (entesopatia)	Grau 4 (G4) Tipus A / Tipus B

Per cada inserció, es va estudiar un nombre diferent de radis doncs la mostra estava en funció del grau de preservació de la superfície de l'os, que en ocasions condicionava la seva anàlisi (Taula 3). La mostra va ser graduada mitjançant l'observació macroscòpica que es va repetir sis vegades per cada espècimen. Per tal de que les observacions fossin reproduïbles, els canvis morfològics varen ser descrits per cadascun dels 11 marcadors en un manual de consulta el qual incorporava fotografies, dissenys i descripcions per cada grau. Addicionalment es varen realitzar rèpliques amb guix de cada grau per tal de disposar d'un model i facilitar-ne la comparació.

Com s'ha comentat anteriorment, l'error interobservador i intraobservador es va analitzar en un grup de 30 radis (330 observacions) com a mostra independent de l'utilitzada per l'elaboració de la descripció metodològica dels marcadors. Els espècimens es van avaluar de forma independent per tres observadors, el propi investigador (A) i dos observadors externs amb experiència en la investigació antropològica però que no havien intervingut en l'elaboració metodològica (B i C). Pel càlcul de l'error interobservador, els observadors B i C varen realitzar dues avaluacions, la primera considerant exclusivament la informació descriptiva que es proposa com a metodologia de categorització i, la segona, realitzada un mínim de set dies després, havent rebut entrenament. Els resultats de les avaluacions es varen comparar, per cada marcador independentment, amb els obtinguts per l'observador A. Un mes després, es va testar l'error intraobservador a partir d'una segona avaluació en el cas d'A i, d'una tercera en el cas de B i C d'un 10% randomitzat, individual per cada observador, de la mostra total d'observacions. Pel càlcul, els resultats d'A es compararen amb els obtinguts en la seva primera avaluació i, pel B i C, amb els obtinguts en la seva segona. Pel tractament estadístic de les dades es van utilitzar els test no paramètrics de Wilcoxon (per 2 mostres relacionades) i Friedman (per K mostres relacionades).

La relació entre l'edat i el desenvolupament dels canvis en entesis va ser analitzat mitjançant un anàlisi factorial de la variància utilitzant un Model Lineal General, considerant els marcadors com a variables dependents, i l'edat com a covariable. Addicionalment, l'efecte de l'edat en aquells marcadors que es mostraren relacionats amb aquesta variable va ser analitzat aplicant diferents models de regressió (lineal, logarítmic, invers, quadràtic i cúbic). Tot i que la mostra utilitzada provenia fonamentalment d'una col·lecció d'edat documentada, el material arqueològic va ser analitzat mitjançant metodologies antropològiques clàssiques, i per l'anàlisi estadístic es va utilitzar la mitjana d'edat.

Per tal d'identificar l'existència d'una relació entre el desenvolupament de les marques musculesquelètiques i l'activitat muscular, es va analitzar la relació entre les pròpies marques mitjançant correlacions parcials controlat per la variable edat, i a partir d'un anàlisi de components principals. Tots els treballs estadístics s'han realitzat a partir del programa SPSS 10.0.5 per Windows.

III.1.2 Resultats i discussió

III.1.2.1 Aparença osteològica de les entesis

En les onze marques musculesquelètiques analitzades, s'ha comprovat una variabilitat en l'expressió morfològica susceptible de ser graduada de menys a més evident. La resposta de l'os pot ser categoritzada en tres tipus: osteogèniques (OG), osteolítiques (OL), i canvis en l'arquitectura de la superfície de l'os (CA) (Taula 5).

Els resultats obtinguts mostren que existeix una relació entre el tipus morfològic d'entesi i la seva aparencia osteològica. D'aquesta manera, les entesis musculars carnosos van associades a l'aparició d'excavacions en la superfície del radi, i les entesis tendinoses a respostes osteogèniques. La resposta de tipus osteogènica es pot classificar com a una superfície llisa (grau 0), rugosa (grau 1), elevada (grau 2), amb desenvolupament de crestes i marges (grau 3), i finalment la formació d'osteòfits (grau 4, entesopàtic) (Figura 3). La resposta osteolítica s'ha observat sempre associada a un grau de neoformació òssia. Aquest darrer tipus patològic només s'ha localitzat en l'entesi del bíceps braquial, fet que suggereix una relació amb les característiques histològiques i mecàniques d'aquesta inserció (Benjamin et al., 1992). Els canvis arquitectònics de la superfície cortical del radi estan definits per la presència de diferents graus de deformació: superfície convexa (grau 0), aplanada (grau 1), còncava (grau 2), i excavada i contornejada per una cresta (grau 3). (Figura 4).

Seguidament, s'exemplifica la descripció i categorització en el cas del múscul pronador rodó i del múscul abductor llarg del polze. La descripció de la resta de marcadors pot trobar-se en la publicació Galtés i Malgosa (2007) (Annex Publicacions).

TAULA 5. Percentatges de distribució dels diferents graus

	n	G 0	G 1	G 2	G 3	G 4 (A)	G 4 (B)	G4(A-B)	Tipus de resposta
BB	138	5,8	16,7	39,9	18,8	12,3	5,1	1,4	OG/OL
ALP	133	9,8	33,8	39,8	16,5	0	0	0	CA
ECP	109	19,3	55,0	24,8	0,9	0	0	0	CA
ELP	106	42,5	25,5	22,6	9,4	0	0	0	CA
FLP	131	6,1	23,7	23,7	46,6	0	0	0	CA
FSD	131	6,9	38,9	35,1	19,1	0	0	0	OG
MI	134	6,0	53,0	28,4	12,7	0	0	0	OG
B	99	10,1	31,3	54,5	4,0	0	0	0	OG
PR	135	8,9	41,5	33,3	15,6	0,7	0	0	OG
S	139	6,5	48,9	26,6	14,4	3,6	0	0	OG
PQ	103	8,7	55,3	35,0	1,0	0	0	0	CA

OG: osteogènica; OL: osteolítica; CA: canvi arquitectònic de la superfície



Figura 3. Graduació de la resposta osteogènica-osteolítica. Secció transversal del radi a nivell d'una inserció de tipus tendinós. El grau 4 combina la formació d'exostosis i canvis lítics en la cortical.



Figura 4. Graduació dels canvis arquitectònics en la superfície cortical de l'os. Secció transversal del radi a nivell d'una inserció de tipus carnos o directa.

Graus corresponents a l'entesi radial del múscul pronador rodó (Figures 5 i 6)

Grau 0 / Absència d'expressió. Àrea llisa. No hi diferenciem dipòsit d'os

Grau 1/ Expressió robusta-incipient. Àrea rugosa. Diferenciem dipòsit d'os, de tipus: concrecions granulars disperses o, concrecions espiculades molt fines o, un dipòsit compacte formant un àrea laminar plana.

Grau 2 / Expressió robusta-moderada Àrea rugosa en forma de placa. La rugositat es torna més gruixuda i robusta. La morfologia en placa implica la compactació i elevació del dipòsit en un àrea que es perfila en un pla superior al de la superfície de l'os, adquirint l'aspecte d'una "crosta" adherida. La disposició del dipòsit recorda al d'una "ploma o fulla d'abet".

Grau 3 / Expressió robusta-important. Ondulació de la placa. La meitat posterior de la placa que s'ha descrit en el grau anterior s'eleva i es fa més robusta.

Grau 4 / Expressió Patològica. Aparició d'un osteofit; entesopatia exostòsica (tipus A). La meitat posterior de la placa desenvolupa una excrescència en forma de cresta.

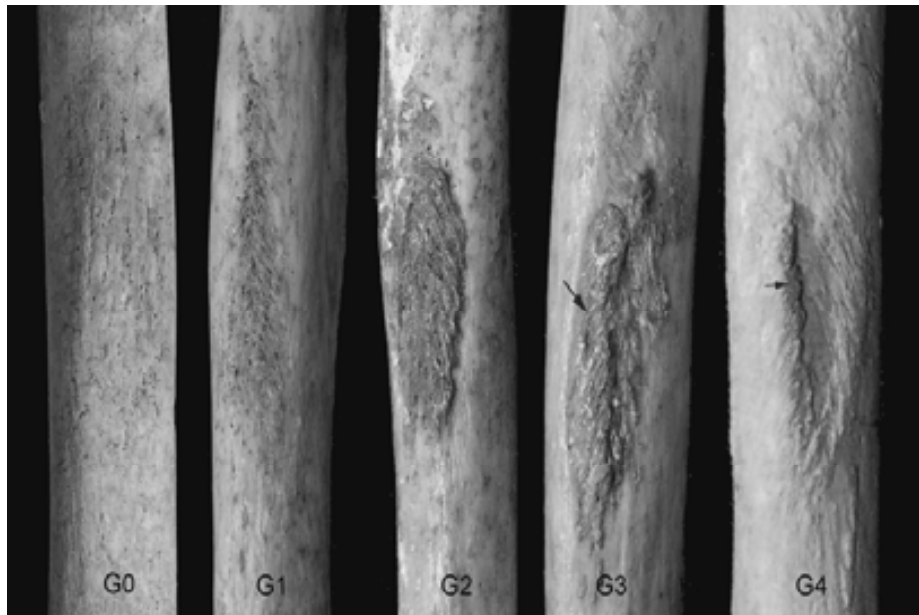


Figura 5. Graus de desenvolupament de l'entesi del pronador rodó en radi. Les fletxes indiquen la meitat posterior de l'àrea.

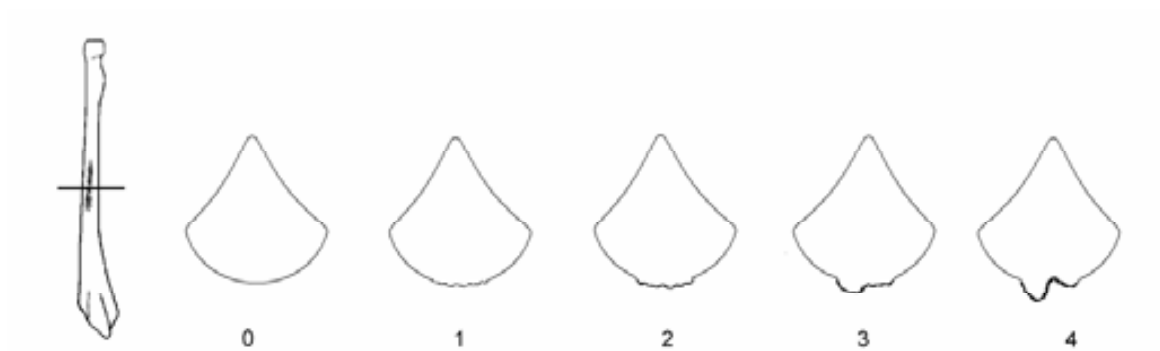


Figura 6. Secció transversal del radi a nivell de l'entesi del pronador rodó.

Graus corresponents al múscul abductor llarg del polze (Figures 7 i 8)

Grau 0 / Absència d'expressió Àrea convexa, arrodonida en la secció transversal

Grau 1 / Expressió robusta-incipient. L'àrea d'estudi mostra una superfície aplanada

Grau 2/Expressió robusta-moderada. L'àrea d'estudi mostra una superfície còncaua i està contornejada per un marge rom representat per la pròpia vora posterior

Grau 3 / Expressió robusta-important. Augment de la concavitat. El marge que la contorneja es més agut i configura una cresta

Grau 4 / Expressió Patològica: No s'ha trobat en aquesta inserció



Figura 7. Graus de desenvolupament de l'entesi de l'abductor llarg del polze.



Figura 8. Secció transversal del radi a nivell de l'entesi l'abductor llarg del polze. Les fletxes indiquen la formació d'un marge (grau 2) i una cresta (grau 3)

III.1.2.2 Anàlisi de la fiabilitat de la metodologia

Tenint en compte la subjectivitat inherent a l'observació i graduació d'aquestes marques, es va analitzar la reproductibilitat en les observacions. Els resultats del test d'error interobservador (Taula 6) mostren diferències significatives entre les primeres avaluacions de l'observador A i les corresponents a B i C. Tanmateix, aquestes diferències deixen de ser significatives en la segona avaluació portada a terme pels dos observadors externs. Cal dir que aquesta segona avaluació va ser efectuada després d'un període d'entrenament en l'observació d'aquests canvis. Així doncs, l'aprenentatge es confirma com un factor essencial per la correcta avaluació i categorització de la resposta de l'entesi, fet que està en consonància amb les consideracions efectuades per altres autors que han desenvolupat mètodes similars (Hawkey i Merbs, 1995; Robb, 1998).

Respecte als resultats del test d'error intraobservador, es varen obtenir resultats idèntics entre la segona i tercera avaluació dels observadors B i C. Igualment, l'observador A, va reproduir exactament els mateixos resultats en les seves avaluacions. Segons els resultats d'aquest estudi, és possible graduar la variabilitat en l'aparença osteològica de les entesis radials en un sistema visual de referència, que estableix un llindar identificable per cada grau de desenvolupament, i que elimina, d'acord amb els resultats del test d'error intra i interobservador, la possible subjectivitat de l'observador.

TAULA 6. Test d'error interobservador

	A ₁ -B ₁	A ₁ -B ₂	A ₁ -C ₁	A ₁ -C ₂	A ₁ -B ₁ -C ₁	A ₁ -B ₂ -C ₂
BB	-2,972*	-1,414	-1,000	-1,414	12,118*	6,000
ALP	-0,447	0,000	-2,496*	-1,414	9,125*	4,000
ECP	-0,915	-1,342	-3,162*	-1,000	6,300*	2,000
ELP	-0,047	-0,577	-1,508	-0,577	1,087	0,333
FLP	-2,846*	-1,732	-2,696*	-1,000	9,556*	3,500
FSD	-0,500	-1,732	-0,707	0,000	0,400	3,600
MI	-1,643	-1,633	-1,890	0,000	2,462	5,333
B	-1,342	-1,000	-0,632	-1,000	3,355	3,000
PR	-1,414	-1,000	-2,333*	-0,577	12,182*	2,000
S	-2,828*	0,000	-1,667	-1,000	7,385*	0,667
PQ	-3,666*	-1,000	-0,447	-1,000	28,444*	3,000

Valors Z de Wilcoxon test per dues mostres relacionades, i valors X del test de Frideman per K mostres relacionades. (*) diferències significatives ($p < 0,05$). A: observador principal. B i C: observadors externs. Els subíndex indiquen l'ordre de l'avaluació

III.1.2.3 Anàlisi de la variable edat

Pel que fa a la relació amb l'edat, els resultats de l'anàlisi multivariant (Model Lineal General), mostraren que únicament el braquiorradial ($F=35.61$; $p=0.000$), pronador rodó ($F=30.23$; $p=0.000$), bíceps braquial ($F=23.44$; $p=0.000$), membrana interòssia ($F=23.40$; $p=0.000$), extensor curt del polze ($F=9.63$; $p=0.003$), i pronador quadrat ($F=8.95$; $p=0.004$) estan relacionats amb l'edat.

L'aplicació dels diferents models de regressió mostrà que el model cúbic és el que millor s'ajusta a la distribució de les dades: braquiorradial ($Rsq=0.50$; $p=0.000$), pronador rodó ($Rsq=0.42$; $p=0.000$), membrana interòssia ($Rsq=0.36$; $p=0.000$), bíceps braquial ($Rsq=0.28$; $p=0.000$), extensor curt polze ($Rsq=0.23$; $p=0.000$), i pronador quadrat ($Rsq=0.23$; $p=0.000$). Aquest model mostra que els graus d'aquests marcadors tendeixen a augmentar lleugerament amb l'edat. Aquest fenomen és més evident en els grups extrems d'edat: subadults i senils. En general, s'observa que els individus vells tenen graus més grans que els joves, i que existeix una major dispersió de les dades en els grups d'edat intermedis (Figura 9).

Els resultats obtinguts confirmen el fet constatat per altres autors (Weiss, 2003) en el sentit de que l'edat influeix en l'aparició i desenvolupament de l'aparença osteològica de les entesis. Tanmateix, aquesta influència s'ha demostrat baixa, tot i que cal tenir-la en consideració principalment quan s'examinen entesis formades per un sol tendó, així com al treballar amb mostres representades per grups d'edat subadulta i senils.

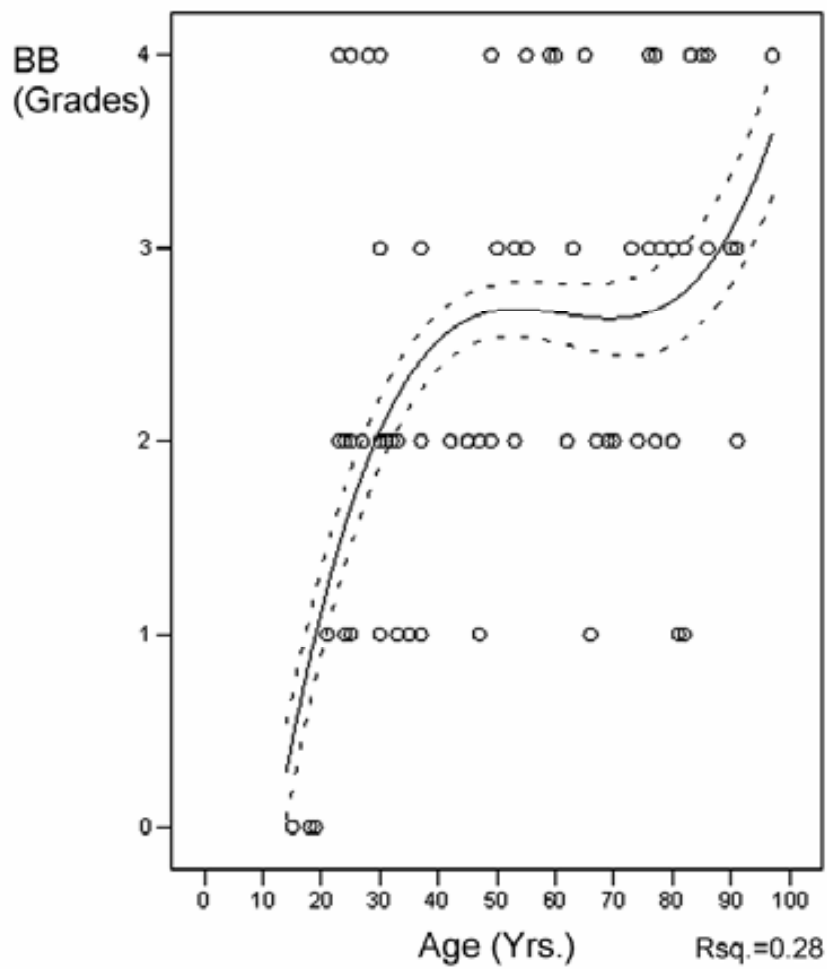


Figura 9. Exemplificació del model de regressió cúbic pel cas del bíceps braquial. S'observa la major correlació en els grups d'edat extrems.

III.1.2.4 Anàlisi de la variable activitat

En la Taula 7 es presenta els resultats de les correlacions parcials controlades per edat entre les marques musculesquelètiques. En general els coeficients de correlació són positius i significatius però moderats ($r=0,25-0,49$). Correlacions bones ($r=0,50-0,57$) les trobem entre el bíceps braquial i el braquiorradial; entre el bíceps braquial i el pronador rodó; entre la membrana interòssia i el pronador rodó; el braquiorradial i el pronador rodó; i el braquiorradial i el supinador. Cal destacar l'excel·lent correlació existent entre el flexor comú superficial dels dits i el flexor llarg del polze ($r=0,838$).

Per tal de millorar el coneixement d'aquests patrons de correlació, es va portar a terme una anàlisi de components principals. Els dos components principals, els quals representen el 57,24% del total de la variància (45,49% el primer, i 11,75% el segon), s'han considerat per la representació gràfica (Figura 10). El primer component no mostra grans diferències entre les diferents variables. El segon component situa el pronador rodó, supinador, bíceps braquial, membrana interòssia, braquiorradial, i pronador quadrat en el costat negatiu, i els dos flexors, així com la musculatura del polze en el costat positiu. En aquest costat, diferenciem dos grups: el format pels flexors i l'abductor llarg del polze, i el format pels dos extensors del polze.

La realització d'una determinada activitat o moviment comporta l'acció coordinada entre diferents músculs, per tant, cal suposar que ha d'existir algun patró de relació entre les marques musculesquelètiques analitzades que reflecteixi aquesta acció en cadenes musculars. D'acord amb els resultats obtinguts, en general, existeix una correlació entre totes les marques (Taula 7). Considerant l'anàlisi de components principals, s'observa que el primer component també emfatitza aquesta correlació general. Tanmateix, el segon component separa els marcadors en dos grans grups funcionalment diferenciats.

D'una banda, trobem la musculatura implicada amb el moviment de l'avantbraç: pronador rodó, bíceps braquial, braquiorradial, pronador quadrat, supinador, i la membrana interòssia. En aquest sentit, el fet de que aquesta darrera estructura es situï en aquest grup, està en consonància amb el fet de que s'hagi considerat com un element fonamental amb la biomecànica de l'avantbraç, implicada amb la transferència de càrregues entre radi i cúbit (Markolf et al., 2000). Les correlacions parcials també mostren patrons de relació entre músculs funcionalment relacionats, per exemple, el cas de la correlació entre el braquiorradial i el bíceps braquial, el supinador, i el pronador rodó, o l'excel·lent correlació entre el flexor comú dels dits i el flexor del polze.

Respecte al segon grup apuntat per l'anàlisi de components principals, trobem els cinc músculs implicats en el moviment del canell i dits: flexor comú superficial, i els quatre músculs extrínsecs del polze. Tots aquests músculs juguen un paper fonamental en la funció de pressió (Kapandji, 2002). L'extensor curt i llarg de polze, les marques dels quals les trobem molt correlacionades en el segon component, comparteixen l'acció d'extensió del primer dit. D'altra banda, juntament amb l'abductor llarg del polze, també estan implicats en l'acció d'alliberar la pressa palmar (Kapandji, 2002). No obstant, s'observa que l'abductor llarg del polze es situa proper als flexors. Tenint en compte que l'abductor i els flexors es coordinen durant la flexió del canell (Rouviere and Delmas, 1988), els resultats obtinguts suggereixen que l'agrupació de les respectives marques pot estar justificada pel fet de compartir aquesta acció. D'acord amb aquests resultats, es pot apuntar que l'anàlisi del patró de correlació entre el grau d'expressió morfològica dels diferents marcadors, pot ser utilitzada per tal d'avaluar l'acció muscular coordinada en cadenes musculars.

TAULA 7. Correlacions parcials entre els marcadors controlades per edat

	ALP	ECP	ELP	FLP	FSD	MI	B	PR	S	PQ
BB	,276*	,361*	,310*	,433*	,377*	,343*	,509*	,506*	,321*	,399*
ALP		,243*	,114	,494*	,390*	,220*	,273*	,164	,230*	,434*
ECP			,115	,389*	,307*	,284*	,092	,081	,370*	,061
ELP				,239*	,253*	,160	,112	,215*	,049	,095
FLP					,838*	,417*	,406*	,350*	,374*	,392*
FSD						,439*	,353*	,267*	,331*	,433*
MI							,443*	,575*	,495*	,424*
B								,517*	,553*	,442*
PR									,290*	,484*
S										,386*

(*) diferències significatives ($p < 0.05$). Correlació dolenta: $r = 0-0.24$; correlació moderada: $r = 0.25-0.49$; correlació bona: $r = 0.50-0.74$; correlació excel·lent: $r > 0.74$ (Colton, 1989).

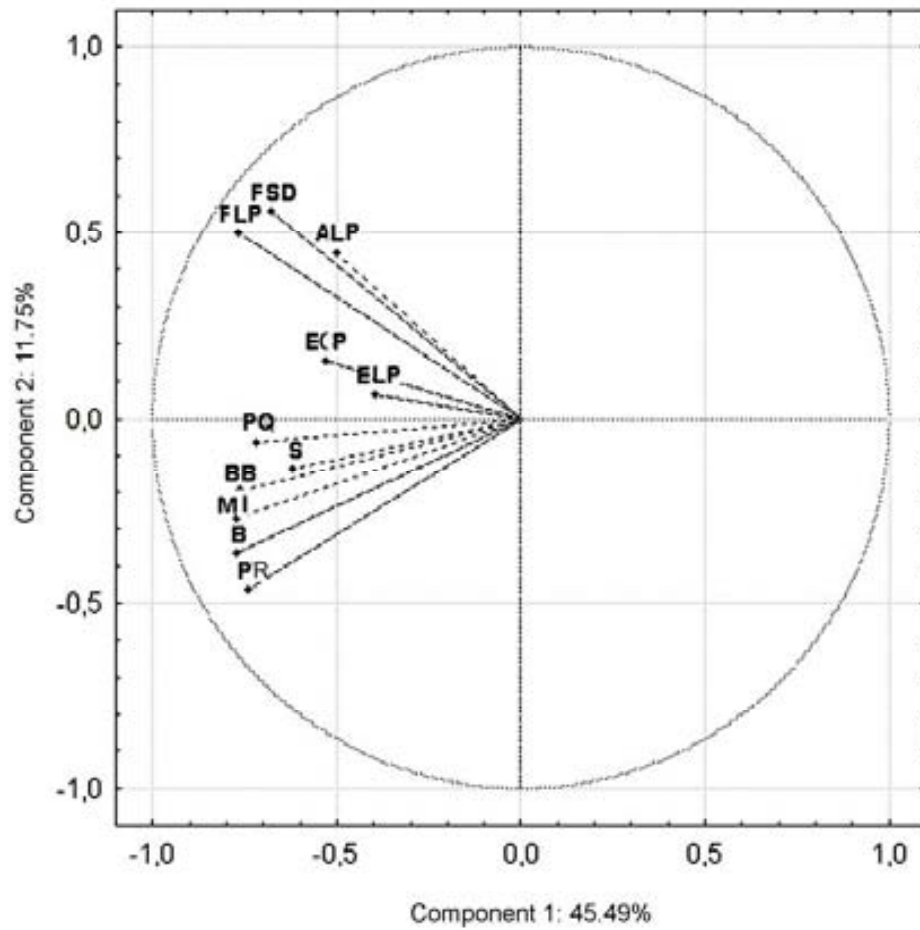


Figura 10. Representació dels components 1 i 2. 57,24% del total de la variància.

III.2 Morfogènesi mecànica i curvatura diafisària del radi

No sols la hipertrofia de les entesis s'ha relacionat amb el grau de desenvolupament muscular, també les curvatures òssies han estat associades amb el patró de càrrega mecànica a que un determinat os està sotmès (Swartz, 1990; Trinkaus et al., 1994; Stern et al., 1995; Yamanaka et al., 2005; Deane et al., 2005). Experimentalment, s'ha demostrat que el desenvolupament d'aquest tret estructural depèn de l'acció muscular; quan un os en creixement no és estimulat per l'activitat habitual, aquest mostra una reducció substancial de la seva curvatura, en comparació amb ossos normals (Lanyon, 1980).

En relació a la curvatura diafisària del radi, la major part de referències existents en la literatura antropològica es centren en la comparació dels aspectes morfològics entre humans i altres primats (Fischer, 1906; Knussmann, 1967), i en la variabilitat en el grau de curvatura entre els humans moderns i espècies fòssils com els Neandertals (McCown i Keith, 1939; Trinkaus i Churchill, 1988). Manquen però estudis específics que analitzin directament la relació entre activitat muscular de l'avantbraç i el desenvolupament d'aquesta característica estructural del radi.

Sobre la base de que la inserció distal del múscul pronador rodó s'efectua a nivell de l'àpex de la curvatura radial, i de l'evidència experimental de que els músculs i tendons poden promoure adaptacions arquitectòniques òssies mitjançant l'aplicació local d'estímuls mecànics (Raux et al., 1975; Biewener et al., 1996; Lieberman et al., 2004; Galtés et al., 2006a), aquest apartat analitza la relació entre activitat muscular i morfogènesi mecànica de la curvatura, acomplint el tercer objectiu específic de la tesi.

III.2.1 Materials i mètodes

Els radis utilitzats en aquesta investigació provenen de les col·leccions esquelètiques dipositades en la Unitat d'Antropologia Biològica de la Universitat Autònoma de Barcelona. D'aquesta manera es van utilitzar dues mostres diferents, ambdues provinents de petites comunitats rurals Catalanes: 34 radis d'esquelets contemporanis provinents de la col·lecció documentada de la Universitat Autònoma de Barcelona, i 70 radis d'esquelets ben preservats provinents de diverses necròpolis arqueològiques (Taula 8).

Els espècimens arqueològics s'incorporaren a la mostra per tal d'equilibrar la distribució d'edat, ja que la col·lecció esquelètica està constituïda per un nombre elevat d'individus senils. El principal criteri per la seva incorporació va ser la bona preservació esquelètica per tal d'obtenir una determinació acurada de l'edat i sexe, segons criteris morfològics (Larsen, 1997). Els individus subadults varen ser exclosos pel grau d'immaduresa de les seves entesis (Hawkey i Merbs, 1995). Els individus que presentaven patologies que podien afectar de manera directa o indirecta a les entesis també varen ser exclosos. La mostra total estava integrada per 104 radis complets d'individus adults, incloent 74 masculins i 30 femenins, amb percentatge similar d'ambdós costats.

TAULA 8. Resum de la mostra utilitzada

Series	Cronologia	N radis	Adults joves (20-39a)	Adults madurs (40-59a)	Adults vells (>59a)
Arqueològica	V-XVII dC	70	46	19	5
Col·lecció (UAB)	XIX -XX dC	34	3	4	27
Total		104	49	23	32

La metodologia d'avaluació de les marques musculesquelètiques d'activitat presentada en l'apartat anterior, va ser utilitzada com un mètode indirecte per avaluar el patró i la intensitat d'activitat muscular a que va estar sotmès el radi. Concretament, s'analitzà el grau d'hipertròfia de les 10 entesis directes i tendinoses localitzades en aquest os.

Donat que el grau exostòsic pot estar relacionat amb fenòmens diferents a l'activitat muscular (Galtés et al., 2006a), aquells radis que mostraven aquest tipus de resposta es van excloure de la mostra, i només la presència de graus lítics es va considerar com a màxima expressió (grau 4 o entesopatia). Aquest criteri ha estat aplicat per altres autors per tal d'eliminar falsos positius (Hawkey i Merbs, 1995). D'altra banda, tenint en compte les consideracions realitzades sobre l'efecte de l'edat en l'aparició i desenvolupament d'aquestes marques musculesquelètiques, aquesta variable també va ser considerada en l'anàlisi, en especial per controlar el seu efecte sobre insercions de tipus tendinós (Galtés et al., 2006a). Per l'anàlisi estadístic, i en relació a la mostra arqueològica, es va considerar la mitjana de l'interval d'edat determinat.

D'altra banda, per tal de quantificar la curvatura diafisària del radi es va utilitzar el següent índex:

$$\text{Índex de curvatura del radi, } I_c = \frac{c - d_c}{l_f} \times 100$$

on

c = distància entre l'apex de la curvatura del radi i un eix de referència que passa proximalment pel punt més medial del cap del radi, i distalment per l'osca cubital en l'epífisi radial;

d_c = diàmetre mediolateral del radi en el punt de màxima curvatura;

l_f = longitud fisiològica del radi (Figura 11)

El fet de normalitzar per la longitud fisiològica del radi, permet comparar entre radis de diferent grandària. D'altra banda, donat que l'objectiu és analitzar la relació entre la curvatura (estimada a partir del paràmetre c) i l'activitat del múscul pronador rodó, el fet de que el paràmetre c estigui influenciat pel propi desenvolupament de l'entesi del pronador rodó (més desenvolupament de l'entesi = augment de la distància c) (veure Figura 11), obliga a incorporar algun altre tipus de correcció. En aquest sentit, es proposa restar a aquesta distància el diàmetre mediolateral en el punt de màxima curvatura del radi. Si bé aquest mètode elimina completament l'efecte de la robustesa del pronador rodó, el valor resultant pot estar esbiaixat pel desenvolupament del marge interossi.

Per tal d'analitzar l'efecte de les marques musculesquelètiques en el desenvolupament del diàmetre mediolateral de la diàfisi radial, es va implementar un anàlisi de correlacions parcials controlades per l'edat entre el valor estandarditzat de d_c (d_c / l_f) i el grau de robustesa de les entesis corresponents als músculs pronador rodó, flexor superficial dels dits, flexor llarg del polze, abductor llarg del polze, i la membrana interòssia. El nivell de significança es va ajustar mitjançant una correcció de Bonferroni.

Per tal d'investigar la relació entre la curvatura diafisària del radi i l'activitat de la musculatura de l'avantbraç, es va portar a terme un anàlisi de regressió lineal pas a pas, utilitzant l'índex de curvatura del radi com a variable dependent, i els 10 marcadors musculesquelètics i l'edat com a variables predictores. La probabilitat de F utilitzada per entrar o refutar les variables en el model va ser de 0,05 i 0,10, respectivament. Tots els tests estadístics es van realitzar amb SPSS v12.

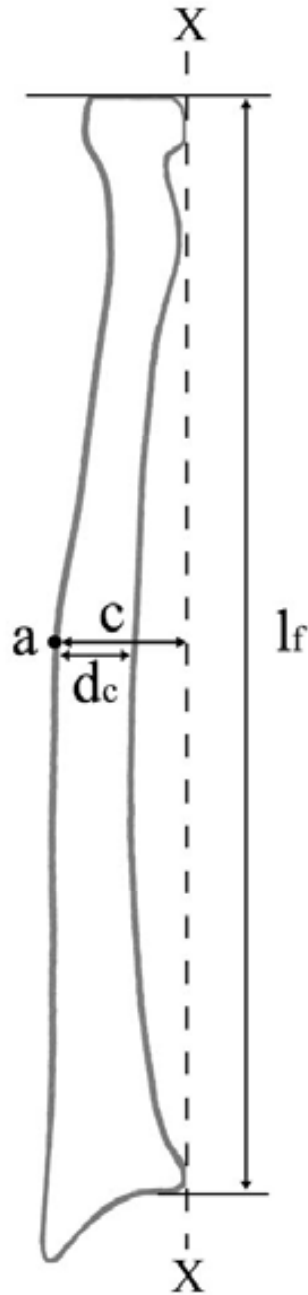


Figura 11. Norma anterior de radi dret. Punt a = entesi del múscul pronador rodó en la cara lateral del radi. Eix X = eix de referència per avaluar experimentalment la curvatura radial. Variables de disseny del radi: c = distància entre l'àpex de la curvatura del radi i un eix de referència que passa proximalment pel punt més medial del cap del radi, i distalment per l'osca cubital en l'epífisi radial; d_c = diàmetre mediolateral en el punt de màxima curvatura del radi; i l_f = longitud fisiològica del radi.

III.2.2 Resultats i discussió

En les Taules 9 i 10 es mostren respectivament, els estadístics descriptius dels marcadors musclesquelètics d'activitat, i de les variables mètriques dels 104 radis utilitzats.

El fet de que el marge interossi del radi provoqui un biaix en el mètode d'avaluació de la relació entre la curvatura radial i l'activitat muscular ha estat testat mitjançant l'anàlisi de correlacions parcials entre el diàmetre mediolateral del radi estandarditzat per la seva longitud fisiològica, i els graus de robustesa de les entesis relacionades amb aquesta mesura, controlades per l'edat (Taula 11). Considerant un nivell de significança de 0,01, el desenvolupament d'aquestes entesis no es correlaciona significativament amb el diàmetre mig. Tot i aquest resultat, el valor d'aquest diàmetre es va restar del paràmetre "c" com a procediment més conservatiu per tal d'eliminar l'efecte de la robustesa de l'os. D'altra banda, donat que la membrana interòssia (inserida en el magre interossi del radi), no es correlaciona amb el diàmetre mediolateral de la diàfisi, es pot afirmar que la hipertrofia del marge intern del radi no influeix en l'estimació de la curvatura radial.

La Taula 12 mostra els dos primers models (model 1 i 2) de la regressió lineal pas a pas entre l'índex de curvatura radial, els marcadors musclesquelètics i l'edat, amb les variables predictores entrades. D'altra banda, les variables excloses de l'últim model de regressió (model 2) i el valor de la seva correlació parcial es mostra en la Taula 13.

TAULA 9. Percentatges de distribució dels diferents graus

	n	Grau 0 (%)	Grau 1 (%)	Grau 2 (%)	Grau 3 (%)	Grau 4 (%)
Bíceps braquial	104	0	38.5	36.5	19.2	5.8
Abductor llarg polze	104	1.0	43.3	36.5	19.2	0
Extensor curt polze	104	3.8	75.0	20.2	1.0	0
Flexor llarg polze	104	1.0	26.0	35.6	37.5	0
Flexor superficial dits	104	5.8	51.0	32.7	10.6	0
Membrana interòssia	104	0	36.5	42.3	21.2	0
Braquiorradial	104	0	41.3	56.7	1.9	0
Pronador rodó	104	0	35.6	36.5	27.9	0
Supinador	104	0	52.9	26.9	20.2	0
Pronador quadrat	104	0	34.6	63.5	1.9	0

TAULA 10. Variables de disseny del radi. Estadístics descriptius

Variable	n	Min (mm)	Max (mm)	\bar{x} (mm)	Sd
Distància c	104	19.0	31.0	24.2	2.5
Diàmetre mediolateral de la diàfisi radi	104	12.0	21.0	15.5	1.7
Longitud fisiològica radi	104	170.0	273.0	229.9	19.4
Índex de curvatura del radi	104	2.2	5.3	3.8	0.7

TAULA 11. Correlacions parcials entre el valor estandarditzat de d_c (d_c/l_f), i el grau de robustesa de les entesis de la zona mitja del radi controlades per l'edat

	PR	FSD	FLP	ALP	MI
d_c/l_f	0.213	0.054	0.249	0.027	0.237
Sig	0.030	0.590	0.011	0.784	0.016

(PR) Pronador rodó. (FSD) Flexor superficial dels dits. (FLP) Flexor llarg del polze. (ALP)

Abductor llarg del polze. (MI) Membrana interòssia. $\alpha = 0.01$

TAULA 12. Resultats de la regressió lineal pas a pas entre la curvatura i les variables predictores. Variables entrades

Model	Variables entrades	R ²	F	Sig.
1	Pronador rodó	0.161	19.597	<0.001
2	Pronador rodó, Pronador quadrat	0.194	12.187	<0.001

TAULA 13. Correlacions parcials de les variables predictores excloses de l'últim model (model 2) de la regressió lineal pas a pas

Model	Variables excloses	Correlació parcial	Sig.
2	Bíceps braquial	-0.181	0.069
	Abductor llarg polze	-0.123	0.219
	Extensor curt polze	0.026	0.797
	Flexor llarg polze	-0.032	0.750
	Flexor superficial dits	0.063	0.530
	Membrana interòssia	-0.052	0.606
	Braquiorradial	-0.133	0.182
	Supinador	-0.119	0.235
	Edat	0.025	0.807

Els resultats obtinguts mostren que únicament els principals músculs pronadors de l'avantbraç i de la mà, i especialment el múscul pronador rodó, es correlacionen positivament i de manera significativa amb la curvatura radial (Taula 12). Aquest fet suggereix que l'activitat pronadora té un efecte positiu en el desenvolupament d'aquest tret estructural del radi.

Com s'ha comentat prèviament, el múscul pronador rodó manté una relació anatòmica amb la curvatura diafisària del radi, doncs aquest efectua la seva inserció a aquest nivell. El fet de que el múscul pronador quadrat s'hagi provat correlacionat amb la curvatura, reafirma la hipòtesi de que l'estimulació mecànica efectuada pel múscul pronador rodó és un dels factors determinants de la curvatura, doncs sabem que durant el moviment habitual de pronació l'activitat d'ambdós músculs és simultània i indissociable (Basmajian i Deluca, 1985). No obstant això, el fet de que el valor de la regressió no sigui alt (Taula 12) porta a plantejar l'existència d'altres factors implicats en la morfogènesi de la curvatura radial. En aquest sentit, cal considerar la possibilitat no testada de que la curvatura del radi s'esdevingui com a resposta de l'os a la càrrega de compressió derivada de l'acció d'altres músculs de l'avantbraç, principalment dels que discorren des del colze fins la mà (Bertram and Biewener, 1988; Swartz et al., 1989).

També s'ha suggerit que la curvatura radial pot ser la resposta arquitectònica de l'os a la pressió exercida per la musculatura del compartiment mig de l'avantbraç (Lanyon, 1980; Swartz, 1990). Tanmateix i d'acord amb els resultats obtinguts, aquest suggeriment no es veu recolzat per l'absència de correlació entre la curvatura i les marques corresponents a la musculatura del compartiment interossi que s'insereix, en part, a nivell del radi (Taula 13). D'altra banda, l'absència de correlació amb el múscul supinador no està d'acord amb la hipòtesi suggerida per Swartz (1990), segons la qual, la

curvatura radial seria una resposta de l'os en front l'acció repetitiva d'aquest múscul.

Finalment, cal destacar el fet que la membrana interòssia no tingui correlació amb la curvatura del radi (Taula 13), doncs aquesta estructura fibrosa i concretament les seves implicacions funcionals han estat proposades per Patel (2005) per explicar la variabilitat en el disseny esquelètic del radi en diversos primats. La membrana interòssia s'insereix al llarg del marge intern del radi, i dona inserció a diversos músculs extrínsecs de la mà, també parcialment inserits en el radi. L'absència de correlació entre la membrana interòssia i la curvatura radial suggereix que aquesta estructura no està implicada en el corbament de l'os. De fet, aquest suggeriment està d'acord amb les dades experimentals obtingudes per Kaufmann et al. (2002). Segons aquest autor, la membrana reduiria l'estrès de flexió a que està sotmès el radi per les forces de compressió aplicades des del canell. En aquest sentit i segons aquesta afirmació, es podria suggerir que fora esperable una correlació negativa entre ambdues estructures, fet que contrastaria amb els resultats obtinguts en el present estudi. Tanmateix, Patel (2005) ja proposa testar una hipòtesi semblant utilitzant la corda obliqua i els seus resultats mostren que la grandària de l'entesi radial d'aquest lligament no augmenta en proporció a l'augment de la curvatura del radi.

III.3 Model biomecànic d'eficiència rotacional del múscul pronador rodó

El disseny del radi és fonamental per portar a terme el moviment de pronosupinació (Kapandji, 2002). La musculatura pronosupinadora de l'avantbraç està inserida en punts estratègics d'aquest os per tal d'acomplir de forma precisa amb la seva funció rotadora. Si bé en l'àmbit de l'Antropologia biològica hi ha referències relacionades amb la importància del disseny del radi en el funcionament de la musculatura rotadora de l'avantbraç (Trinkaus i Churchill, 1988; Aiello i Dean, 1990; Swartz, 1990; Tuttle et al., 1992), no existeixen models biomecànics que permetin estudiar aquesta relació.

Aquest apartat va dirigit a estudiar la relació entre el disseny del radi i l'eficiència rotacional de l'avantbraç a partir de l'acció del múscul pronador rodó (quart objectiu específic de la tesi). En aquest sentit, a partir de l'estudi in vivo del moviment de rotació obtingut mitjançant tomografia computada, es desenvolupa un model biomecànic d'eficiència, i s'analitza aquest paràmetre en funció del disseny esquelètic de l'extremitat superior i de la posició del colze.

III.3.1 Materials i mètodes

III.3.1.1 Estudi tomogràfic del moviment de pronosupinació

Es pretén desenvolupar un model biomecànic del múscul pronador rodó a partir de l'anàlisi *in vivo* del moviment de rotació de l'avantbraç. Amb aquest propòsit, es va realitzar un estudi tomogràfic de l'avantbraç dret d'un voluntari sà de 33 anys. Prèvia realització d'aquest estudi es descartà la presència d'alteracions en el rang normal de pronosupinació (85°-90°, respectivament) (Kapandji, 2002). El voluntari es va col·locar en posició decúbit prono, amb l'extremitat superior dreta en extensió completa. Es van estudiar tres posicions avaluades a partir de la posició del palmell de la mà: màxima supinació, posició neutra, i màxima pronació (Kapandji, 2002). Per tal d'assegurar la immobilització de l'extremitat durant l'estudi, l'avantbraç es va fixar amb una banda elàstica, i cada posició es va controlar mitjançant un sistema visual de referència. Per l'estudi tomogràfic s'utilitzà un aparell de Tomografia Light Speed Pro 16 Multislice CT System (General Electrics Medical Systems, Milwaukee, WI, USA). Les imatges capturades es van guardar en format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), i es van analitzar mitjançant un software específic (eFilm Workstation 2.0). Addicionalment, es van utilitzar dos programes d'anàlisi d'imatge convencionals (CANVAS 9.0.4 i Adobe Photoshop 7.0.1).

Per tal d'efectuar l'anàlisi geomètrica del moviment de rotació de l'avantbraç, a partir de l'estudi tomogràfic, es van traçar dos eixos (eix de rotació i eix de referència), i es van identificar les dues entesis corresponents a l'origen i la inserció del múscul pronador rodó. Pel que fa a l'eix de rotació de l'avantbraç i a efectes de simplificar l'anàlisi geomètrica, es va representar pel centre del cap del radi, i distalment pel centre del cap del cúbit (Figura 12, ZZ'). S'assumeix doncs que durant el moviment de pronosupinació, el radi

gira entorn al cúbit mentre aquest es manté immòbil (Burdin et al., 1994; Kapandji, 2002). Respecte a l'eix de referència (Figura 12, XX'), es va representar proximalment pel punt més medial del cap del radi, i distalment pel punt mig de la línia que uneix el procés anterior i posterior de l'osca cubital de l'epífisi distal de radi. D'acord amb Bruns et al. (2002), la distància existent entre l'àpex de la curvatura radial i aquest eix pot ser utilitzada per avaluar la curvatura radial.

En relació a les entesis del múscul pronador rodó, sabem que el seu origen s'efectua a dos nivells: epicòndil medial de l'húmer i extremitat proximal de cúbit. Amb el propòsit d'utilitzar un únic punt fàcilment identificable, i tenint en compte que el principal origen muscular és el situat a nivell de l'epicòndil es va considerar el punt corresponent a l'àpex d'aquest procés ossi (Figura 12, punt B) (Rouvière i Delmas, 1988). Des d'un punt de vista geomètric, l'epicòndil medial es pot considerar un troncocono, amb una base superior i una inferior. El punt B es va situar a nivell del centre de la base superior. La base inferior correspon a un pla vertical, paral·lel al marge medial de la troclea humeral. En aquest estudi, la posició de B es va analitzar en relació a aquest pla vertical (Figura 12, distància h). D'altra banda, la inserció distal del múscul pronador rodó es va considerar a nivell de l'àpex de la curvatura lateral del radi (Aiello i Dean, 1990; Kapandji, 2002) (Figura 12, punt A), i la seva posició es va analitzar en relació als eixos ZZ' i XX'.

Per cada posició de rotació (màxima supinació, posició neutra, i màxima pronació), i a efectes de l'anàlisi geomètrica, es van considerar quatre talls axials: pla P₁, P₂, P₃, i P₄ (Figura 12). El pla P₁ passa pel punt B. Els plans P₂ i P₄ passen pel punt mig de les articulacions radiocubitals proximal i distal respectivament. El pla P₃ passa pel punt A. Tal i com es representa en la Figura 12, en aquest darrer pla es pot identificar la intersecció amb l'eix ZZ' (Figura 12, pla P₃, punt O') i amb l'eix XX' (Figura 12, pla P₃, punt O).

Considerant els dos extrems del múscul pronador rodó (punts A i B), la força muscular (\vec{F}) s'origina des del vèrtex de la curvatura de la diàfisi del radi i es dirigeix cap l'epicòndil humeral, provocant el moviment de rotació del radi al voltant del cúbit. L'anàlisi geomètrica es basarà amb la projecció de \vec{F} sobre el pla axial P_3 . Per tal d'analitzar l'eficiència rotacional del pronador rodó, es va superposar la imatge tomogràfica del pla P_1 (pla inserció origen) en supinació amb les imatges tomogràfiques del pla P_3 (pla inserció distal) en cadascuna de les tres posicions rotacionals anteriorment definides. D'aquesta manera, el pla P_1 es va considerar com a referència, assumint la immobilització de l'húmer durant la rotació (Burdin et al., 1994, Kapandji, 2002). D'altra banda, el contorn del cúbit es va utilitzar com a referència per superposar les imatges tomogràfiques del pla P_3 . Cal dir que aquest mètode de simulació del moviment de rotació, ha estat utilitzat àmpliament en estudis precedents (Mino et al., 1983; Mino et al., 1985; King et al., 1986).

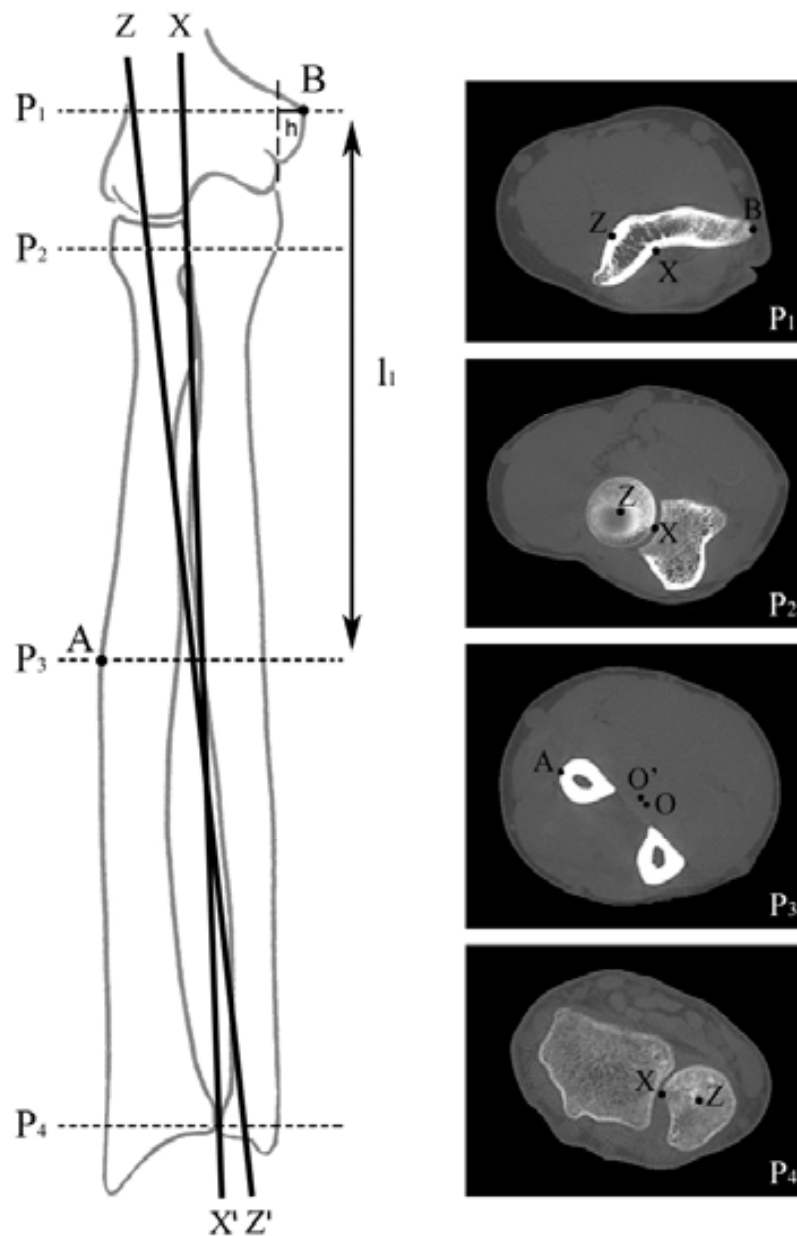


Figura 12. A l'esquerra: norma anterior de l'esquelet d'avantbraç dret en supinació. Es representa la posició de l'eix de rotació (ZZ') i de referència (XX'). Els punts A i B indiquen, respectivament, la inserció radial i l'origen humeral del pronador rodó, i (h) indica la posició relativa del punt B respecte la base de l'epicòndil (línia vertical discontinua). També es situen els plans P₁, P₂, P₃, i P₄ i les imatges tomogràfiques resultants a la dreta de la figura. Els dos eixos també s'han representat en les imatges tomogràfiques. En la imatge tomogràfica corresponent al pla P₃ la intersecció amb l'eix de rotació s'identifica com a punt O', i la intersecció amb l'eix referència com a punt O.

III.3.1.2 Aplicació del model biomecànic a material esquelètic

El material utilitzat va consistir en l'húmer, el radi i el cúbit drets d'un individu masculí de 30 anys, procedent de la col·lecció esquelètica documentada de la Unitat d'Antropologia Biològica de la Universitat Autònoma Barcelona.

La principal dificultat que presenta el treball amb material esquelètic radica en el fet de que al tractar-se de restes desarticulades, la superposició dels dos plans axials no és automàtica. En aquest apartat es presentarà la sistemàtica a seguir per tal de reconstruir ambdós plans i efectuar la seva superposició. D'altra banda i considerant que la utilització de material esquelètic possibilita l'anàlisi de la relació entre l'eficiència del pronador rodó i la posició del colze, aquesta sistemàtica ve referida tant a la posició de màxima extensió (180°), com a una posició intermèdia de 90° de flexió.

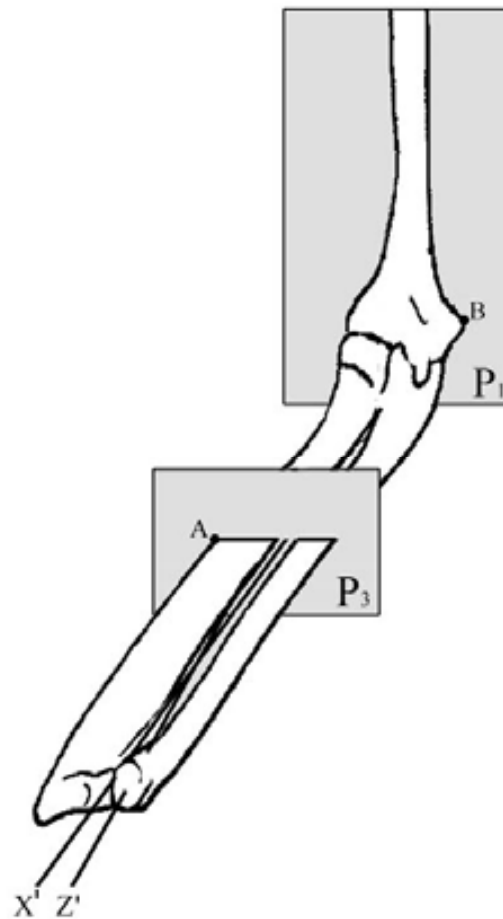


Figura 13. Representació dels plans P_1 i P_3 amb el colze amb 90° de flexió. Pla P_1 : pla axial relacionat amb l'origen humeral del pronador rodó (punt B) Pla P_3 : pla axial relacionat amb la inserció radial del pronador rodó (punt A). Eix ZZ' : eix de rotació de l'avantbraç. Eix XX' : eix de referència utilitzat per mesurar la curvatura diafisària del radi. Veure Figura 12 per a la representació a 180° .

Primer pas: reconstrucció del pla P_1

Aquest pla es pot recrear a partir de fotografies de l'extremitat distal de l'húmer. Concretament, es va utilitzar una fotografia distal i una anterior per representar respectivament la condició de 180° i 90° . Això es basa amb l'orientació del pla P_1 en les dues posicions del colze (veure Figures 12 i 13).

Per la col·locació de l'húmer i la realització de les fotografies, es va seguir la sistemàtica proposada per Ruff (2002) (Figura 14). Si bé aquesta metodologia està dissenyada per l'estudi tomogràfic de material esquelètic, permet obtenir una orientació anàloga a l'anatòmica. El primer pas consisteix en traçar dos plans: coronal i sagital. La intersecció d'aquests dos plans defineix l'eix de l'húmer (Figura 14, HH'). Per a la col·locació de l'os cal tenir en compte que els plans coronal i sagital siguin, respectivament, paral·lel i perpendicular al suport. Per a l'obtenció de la norma distal, la càmera se situa en paral·lel a l'eix humeral. D'altra banda, per a l'obtenció de la norma anterior la càmera se situa perpendicular a aquest eix.

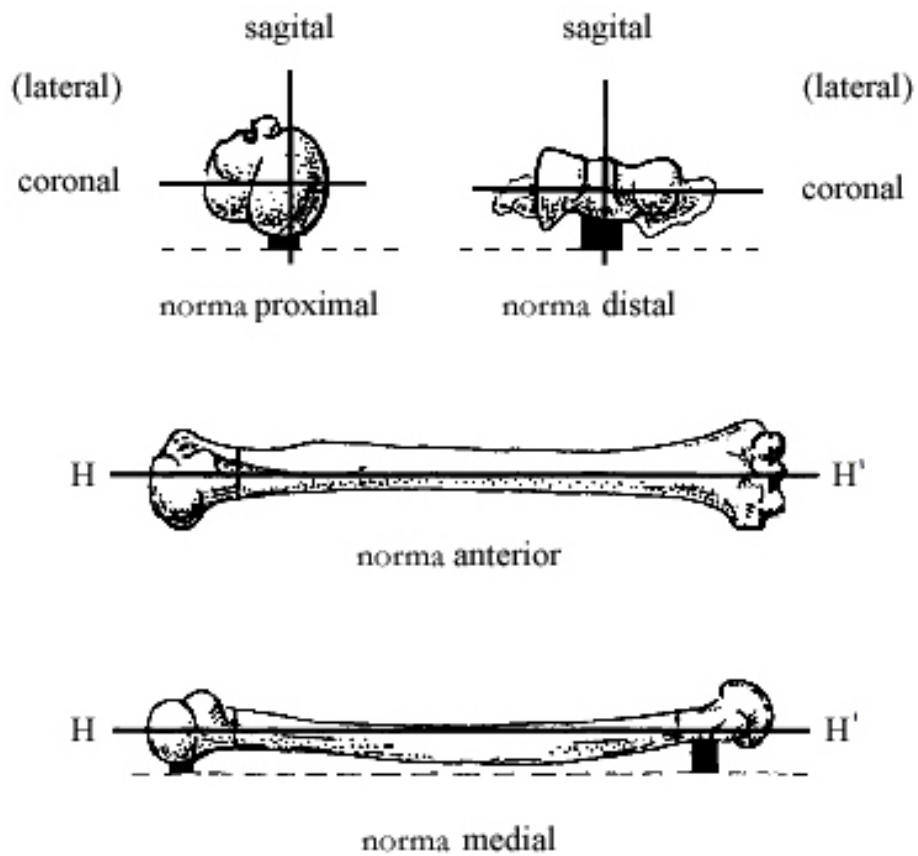


Figura 14. Col·locació de l'húmer per la fotografia. L'eix humeral (HH') està definit per la intersecció dels plans sagital i coronal. Adaptat de Ruff (2002).

Segon pas: reconstrucció del pla P_3

Aquest pla conté tres punts d'interès per l'anàlisi geomètric: la inserció radial del pronador rodó (punt A), i els punts d'intersecció del pla amb l'eix de rotació (punt O') i amb l'eix de referència (punt O) (Figures 12 i 13). \overline{AO} s'ha considerat una mesura de la curvatura del radi (c). D'altra banda, $\overline{AO'}$ correspon al radi de rotació (r_{rot}). Considerant que c és un paràmetre experimental, a partir del seu valor podem representar la posició del punt O. Igualment, a partir de la relació entre c i r_{rot} podem inferir la posició del punt O'. D'aquesta manera, a partir dels paràmetres experimentals representats en la Figura 15 podem escriure:

$$\left. \begin{array}{l} \frac{dr}{a} = \frac{dc}{b} \\ a + b = l_{pr} \end{array} \right\}$$

i d'aquí obtindrem els valors de a i b.

Per altre costat també es complirà:

$$\frac{y}{e} = \frac{dr}{a} \text{ expressió que ens permetrà trobar el valor de } y$$

Finalment, i segons la Figura 12, tindrem: $y + r_{rot} = c$

i també: $r_{rot} = c - y$

dividint la expressió per c i operant quedaria:

$$r_{rot} = \left[\frac{(c - y)}{c} \right] \cdot c = k \cdot c; \text{ sent } k = \frac{(c - \overline{O'O})}{c}$$

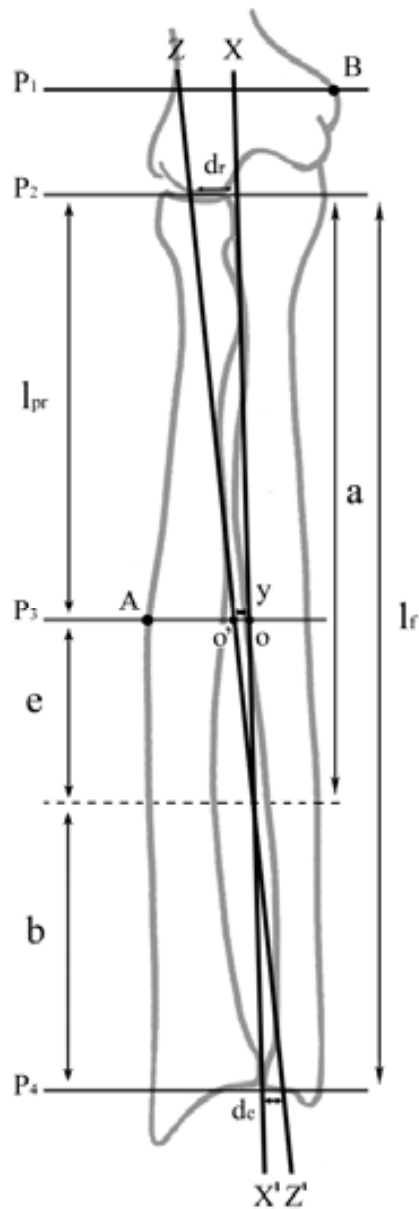


Figura 15. Càlcul de la relació entre la curvatura del radi i el radi de rotació. Aquesta figura és anàloga a la Figura 12, no obstant això, les variables aquí representades són paràmetres experimentals mesurables en material esquelètic. Els plans P_2 i P_4 s'han traçat tangencials a les superfícies articulars proximal i distal del radi. l_r és la longitud fisiològica del radi. La distància entre els plans P_2 i P_3 s'ha utilitzat com a mesura de la posició de la inserció radial del pronador rodó (l_{pr}). d_r equival al radi del cap del radi. d_c equival al radi del cap del cúbit. La línia discontinua indica el punt d'intersecció entre l'eix XX' i ZZ' .

Tercer pas: superposició dels plans P_1 i P_3

La metodologia de superposició dels plans P_1 i P_3 parteix d'una sèrie de consideracions teòriques i assumpcions en relació a l'eix del braç i l'avantbraç. En aquest sentit, l'eix del braç equival a l'eix de l'húmer (Figura 14, HH') i l'eix de l'avantbraç, equival a l'eix que uneix les articulacions radiocubitals (Figures 12 i 13, XX') (Kapandji, 2002; Ruff, 2002).

Cal considerar el fet teòric de que l'eix del braç i de l'avantbraç coincideixen anatòmica i funcionalment (durant la flexió del colze) en un punt situat en el centre de la tròclea humeral, concretament en el centre geomètric del llavi lateral de la tròclea. En aquesta anàlisi, s'assumeix que aquest punt es localitza a nivell de la meitat de l'alçada del llavi lateral de la tròclea, mesurada a partir de la fotografia distal o anterior de l'extremitat inferior de l'húmer (Figura 16).

S'assumeix també que en posició de màxima extensió de colze (180°) l'eix de l'avantbraç queda alineat i a continuació de l'eix del braç, mentre que amb el colze a 90° , aquests dos eixos es situen perpendicularment. Si bé aquesta condició seria teòricament correcta durant la flexió del colze (Kapandji, 2002), no ho és en posició d'extensió completa, doncs s'ignora el denominat *angle cubital* (angle que forma el braç amb l'avantbraç). Tanmateix, tenint en compte el valor d'aquest angle en hominoïdeus (de mitjana igual o inferior a 10°) (Knusmann, 1967), i que la seva influència ve determinada pel seu cosinus, es pot preveure que la seva repercussió en el càlcul geomètric serà poc significativa, per tant és assumible a efectes de simplificar l'anàlisi.

Tenint en compte la disposició dels dos eixos i la situació de la càmera fotogràfica en cadascuna de les situacions representades, s'entén que aquesta es situa en els dos casos (180° i 90°) en paral·lel a l'eix de l'avantbraç (o eix XX'), per lo tant cal considerar aquest eix com a referència per la

superposició. D'aquesta manera, la superposició resultarà de fer coincidir el punt d'intersecció de l'eix XX' amb el pla P_3 (punt O), amb el punt d'intersecció entre l'eix del braç i de l'avantbraç (meitat de l'alçada del llavi lateral de la tròclea, mesurada a partir de la fotografia distal o anterior de l'extremitat inferior de l'húmer). Com es representa en la Figura 16, un cop situat el punt O i a partir de la relació $r_{rot}=k \cdot c$, es pot localitzar la posició del punt O' i a partir d'aquest representar i analitzar tot el rang de moviment.

Per últim, també és necessari conèixer la distància entre els dos plans P_1 i P_3 (Figura 12, distància l_1).

Donada la configuració anatòmica de l'epífisi distal de l'húmer, el mencionat *angle cubital*, varia en funció de la posició del colze: disminueix a mesura que es flexiona l'articulació. Així doncs, una manera de calcular la variació de la distància l_1 en 180° i 90° és afegir sobre el valor constant de l_{pr} el valor corresponent a la distància ortogonal que hi ha, en cada cas, entre el punt B i un pla tangencial a la superfície articular del còndil humeral (Figura 17, distància d). En el cas de la norma distal (colze a 180°), aquest pla es situarà en paral·lel al pla coronal de l'húmer que s'ha tingut en compte per fer la fotografia. En el cas de la norma anterior (colze a 90°), aquest pla es situarà formant un angle equivalent a l'angle cubital amb l'eix de l'húmer. L'angle cubital es pot calcular en restes esquelètiques ja sigui directament a partir de l'articulació de les mateixes, ja sigui a partir de l'angulació de la superfície articular troclear de l'húmer (Knussmann, 1967; Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993).

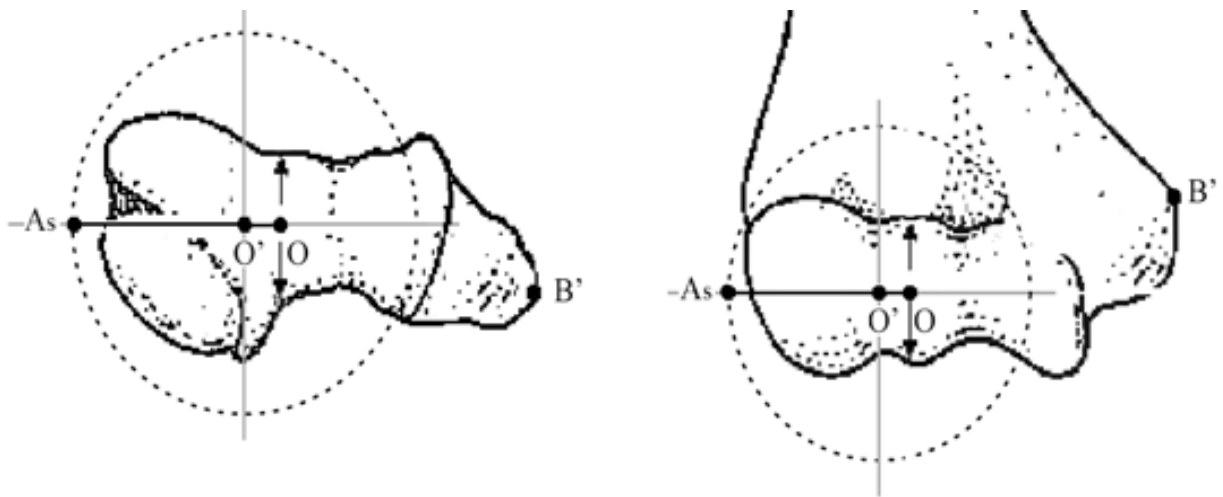


Figura 16. Superposició dels plans P_1 i P_3 en 180° de colze (esquerra), i 90° (dreta). En els dos diagrames s'assenyala (fletxes) el punt mig de l'alçada del llavi lateral de la tròclea humeral (punt d'intersecció entre l'eix del braç i de l'avantbraç). En aquest punt s'hi ha representat el punt O (punt d'intersecció de l'eix XX' en el pla P_3). A partir del punt O s'ha representat la curvatura del radi (\overline{AO}) en posició de màxima supinació (A_s) (90° teòrics). El punt O' o centre de rotació (punt d'intersecció de l'eix ZZ' en el pla P_3) s'ha localitzat mitjançant la relació entre la curvatura i el radi de rotació ($\overline{AO'}$). A partir de $\overline{AO'}$ i O' es pot representar tot el rang de moviment de rotació del radi (línia discontinua). El punt d'origen del pronador rodó a nivell del vèrtex de l'epicòndil medial de l'húmer s'ha anomenat B'.

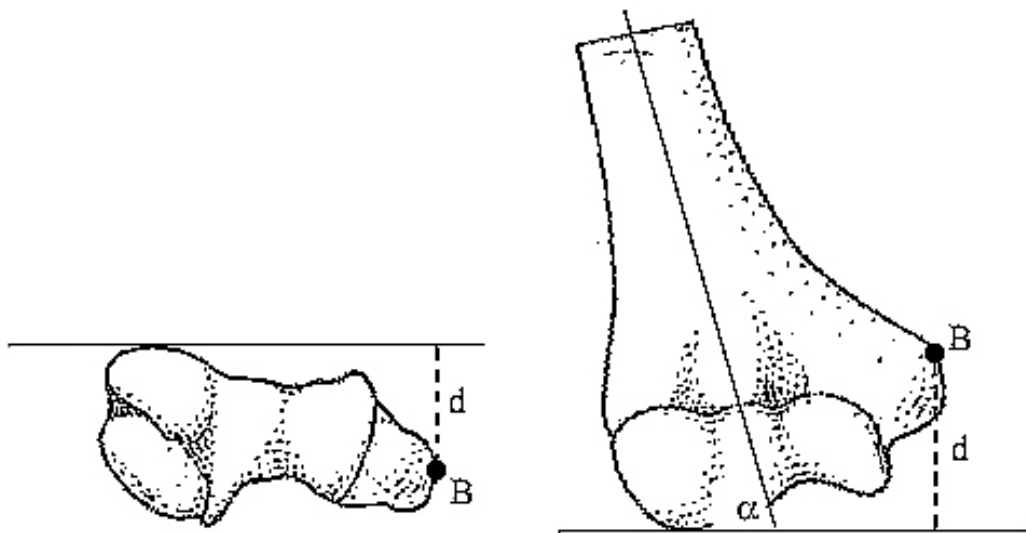


Figura 17. Representació de la distància d pel càlcul de l_1 *Esquerra:* norma distal, valor per colze a 180° . *Dreta:* norma anterior, valor per colze a 90° representant l'angle cubital (α)

III.3.2 Resultats i discussió

III.3.2.1 Model biomecànic d'eficiència rotacional del múscul pronador rodó

La Figura 18 representa l'anàlisi geomètrica del moviment de rotació efectuat pel múscul pronador rodó. \vec{F} representa la força muscular que exerceix aquest múscul sobre el radi. La projecció d'aquesta força sobre el pla P_3 és \vec{F}' i sobre l'eix vertical és \vec{F}_p . A la vegada, \vec{F}' es descompon en dos vectors perpendiculars entre ells, \vec{F}'' tangent a la trajectòria del moviment de rotació de la inserció, i \vec{F}_r en direcció al centre de gir. El moment de la component \vec{F}'' respecte al centre de rotació (O') és una mesura de la capacitat del pronador rodo per produir moviments de rotació. El valor d'aquest moment serà:

$$M = F'' \cdot \overline{AO'} = F' \cdot \cos\beta \cdot \overline{AO'} = F \cdot \cos\alpha \cdot \cos\beta \cdot \overline{AO'}$$

El valor d'aquest moment per unitat de força muscular utilitzada, pot ser considerada com una mesura de l'eficiència del múscul pronador rodó per produir un moviment de rotació. Tindrem per tant:

$$(\text{Eficiència rotacional}) E_{\text{rot}} = \frac{M}{F} = \cos\alpha \cdot \cos\beta \cdot \overline{AO'}$$

Com s'observa, l'eficiència del pronador rodó està en funció de tres variables: angle α , angle β , i $\overline{AO'}$ (radi de rotació). Seguidament, es descriu més en detall la relació existent entre aquests paràmetres i la morfologia del colze i l'avantbraç.

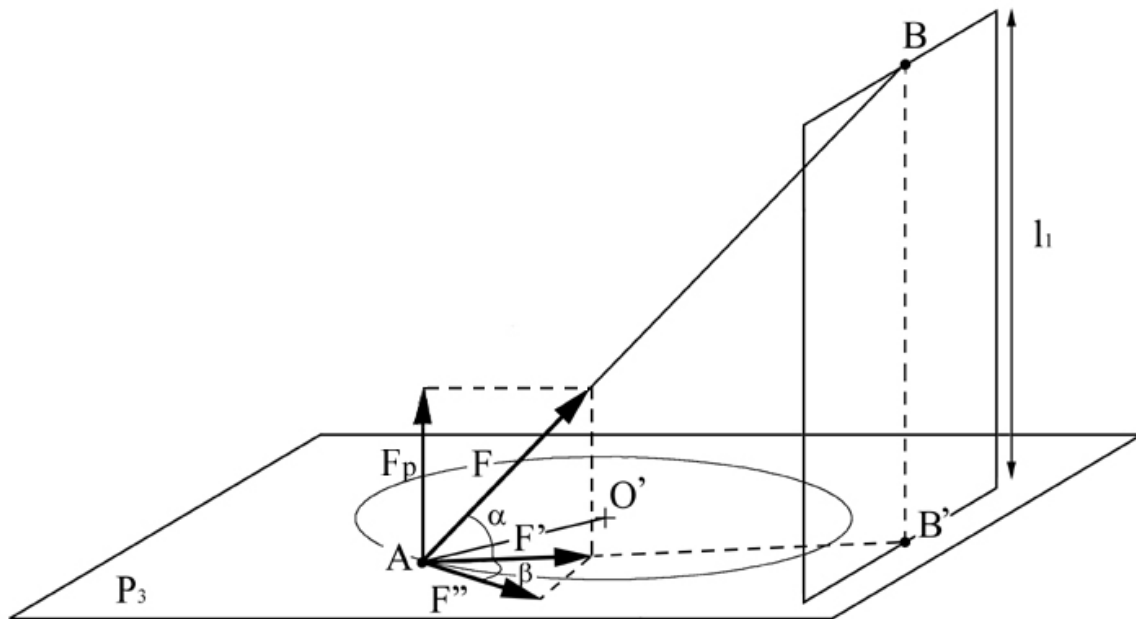


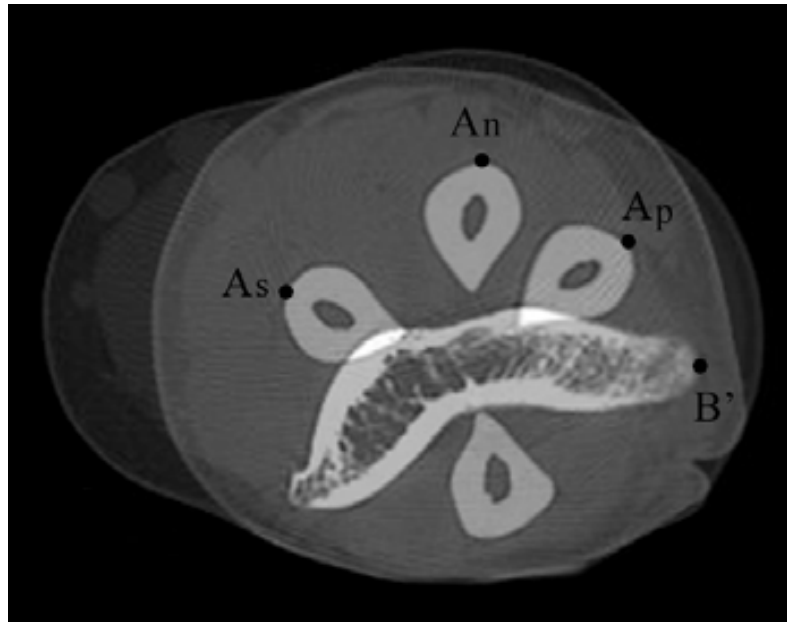
Figura 18. Anàlisi geomètrica del moviment de rotació efectuat pel pronador rodó. L'anàlisi s'efectua sobre el pla axial (pla P_3): (A) inserció radial del pronador rodó. (B) origen del pronador rodó a epicòndil medial d'húmer. (B') projecció del punt B sobre el pla P_3 . (l_1) distància entre B i B'. (O') centre de rotació. (\vec{F}) vector del múscul pronador rodó. (\vec{F}_p) component perpendicular de \vec{F} . (\vec{F}') projecció de \vec{F} sobre el pla P_3 . (\vec{F}'') component tangencial de \vec{F}' .

La Figura 19 mostra el resultat de superposar les imatges tomogràfiques pertanyents al pla P_1 i P_3 (Figura 19a), i la seva representació geomètrica (Figura 19b). En aquesta representació s'observa, per una determinada posició de l'extremitat superior, els vectors i els angles entre ells que permeten el càlcul de la eficiència rotacional. Com es pot comprovar, els paràmetres que defineixen l'eficiència rotacional del pronador rodó estan en funció de la posició relativa del punt d'inserció radial (Figura 12, punt A) respecte al punt d'origen a nivell de l'epicòndil medial (Figura 12, punt B). Aquesta relació està determinada fonamentalment per la posició del colze i de l'avantbraç (flexo-extensió i pronosupinació), i per la conformació anatòmica de l'extremitat distal de l'húmer i de la diàfisi del radi. Tenint en compte aquests factors, podem establir les següents relacions:

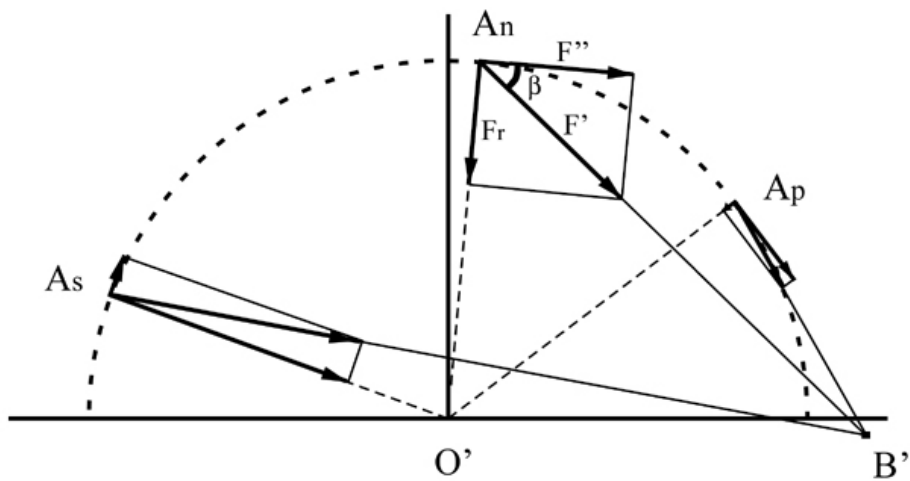
Angle α . Aquest angle depèn de l_1 i de $\overline{AB'}$ (Figura 18). El paràmetre l_1 varia en funció de la posició de l'entesi del pronador rodó en la diàfisi del radi. Igualment, en un individu determinat, l_1 varia en funció de la posició de flexo-extensió del colze. Per un radi de curvatura determinada, el paràmetre $\overline{AB'}$ depèn de la fase de pronosupinació en que estigui l'avantbraç. Per tant, tots dos paràmetres són fàcilment mesurables a partir de l'anàlisi tomogràfica o de material esquelètic. Tindrem:

$$\operatorname{tg}\alpha = \frac{l_1}{\overline{AB'}}$$

Expressió a partir de la qual es pot obtenir l'angle α .



(a)



(b)

Figura 19. (a) Superposició dels plans P_1 i P_3 en tres fases de rotació (As: màxima supinació, An: neutra, Ap: màxima pronació). La superposició del pla P_3 s'ha fet assumint que el cúbit resta immòbil. Punt A: inserció del pronador rodó en l'àpex de la curvatura. Punt B: origen del pronador rodó en el vèrtex de l'epicòndil medial. (b) Anàlisi geomètrica resultant per les tres posicions. La nomenclatura dels vectors es representa sols per la posició neutra (veure Figura 18 per a la descripció vectorial). Punt O' : centre de rotació.

Angle β . Aquest angle depèn de tres paràmetres: $\overline{AB'}$, $\overline{O'B'}$, $\overline{AO'}$ (Figura 18). El primer ja ha estat comentat al parlar de l'angle α . El paràmetre $\overline{O'B'}$ està en funció de la morfologia de l'epicòndil medial de l'húmer: grandària i orientació. En un individu determinat, aquesta distància també depèn de la posició de flexo-extensió del colze. D'altra banda, el paràmetre $\overline{AO'}$ equival al radi de rotació (r_{rot}). La triangulació representada en la Figura 19b permet calcular – per cada posició del radi en la pronosupinació – el valor de l'angle β , i en conseqüència el valor de β . Tindrem,

$$\bar{F}'' = \bar{F}' \cdot \cos \beta = \bar{F} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta$$

Radi de rotació (r_{rot}). Com es pot veure a les Figures 12 i 18, el pla P_3 conté la inserció del múscul pronador rodó sobre la cara lateral de la diàfisi radial (punt A). La intersecció amb l'eix de rotació (ZZ') i amb l'eix de referència (XX') s'ha anomenat respectivament punt O' i punt O. La distància entre el punt A i el punt O és utilitzada com a mesura experimental de la curvatura diafisària del radi (c). D'altra banda, la distància entre el punt A i el punt O' correspon al radi de rotació (r_{rot}). Segons mostra la Figura 15:

$$r_{rot} = k \cdot c$$

sent:

$$k = \frac{(c - \overline{O'O})}{c}$$

Com s'observa, els tres paràmetres necessaris pel càlcul de l'eficiència rotacional es poden obtenir fàcilment a partir de les dades que dona l'anàlisi radiològica o directament del coneixement morfològic dels ossos implicats en el moviment que es pretén estudiar. En aquest sentit, una aproximació biomecànica semblant a la descrita en aquest apartat, s'utilitzarà mes endavant per l'anàlisi de l'eficiència rotacional i flexora del bíceps braquial.

III.3.2.2 Càlcul de l'eficiència rotacional del pronador rodó en funció del disseny esquelètic de l'extremitat superior i de la posició del colze

Pel càlcul de l'eficiència, s'ha utilitzat el material esquelètic i la sistemàtica de reconstrucció de plans descrita en l'apartat material i mètodes.

En la Taula 14 es mostren els paràmetres osteomètrics utilitzats pel càlcul de la relació entre la curvatura diafisària del radi (c) i el radi de rotació (r_{rot}). En el conjunt esquelètic estudiat, la relació és $r_{rot}=0.93 \cdot c$.

En la Figura 20 es presenta el resultat de superposar els plans P_1 i P_3 sobre l'epífisi distal de l'húmer. Els valors corresponents als paràmetres que s'hi representen consten en la Taula 15.

TAULA 14. Paràmetres osteomètrics de radi i cúbit

Paràmetre	Paràmetres mesurats directament sobre l'os (Figura 12)	Valor (cm)
c	Curvatura diafisària del radi	2,6
d_r	Radi del cap del radi	1,1
d_c	Radi del cap del cúbit	1,1
l_f	Longitud fisiològica del radi	23,0
l_{pr}	Distància entre l'articular del cap del radi i la inserció radial del pronador rodó	9,7

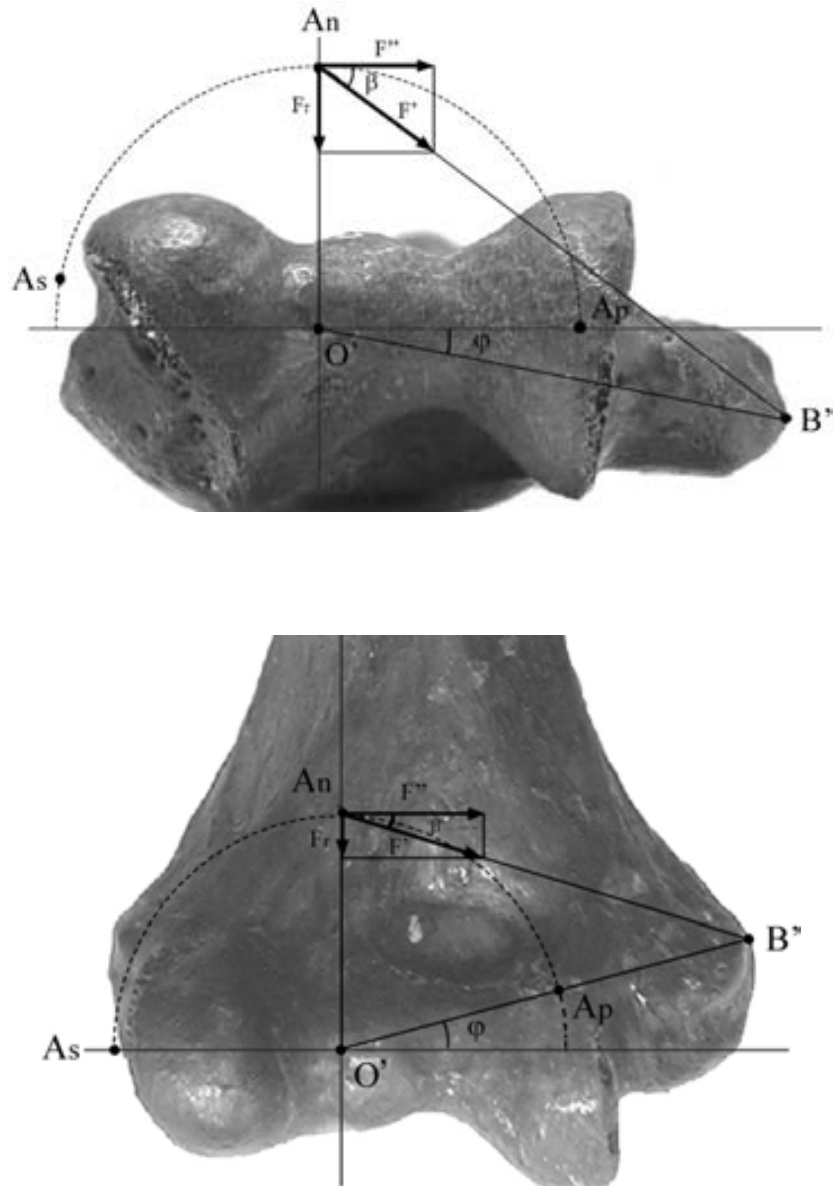


Figura 20. Superposició dels plans P_1 i P_3 i anàlisi geomètrica resultant en posició de 180° de colze (superior) i 90° (inferior). Punt A: inserció del pronador rodó en l'àpex de la curvatura del radi. El subíndex indica la fase del moviment (s: supinació, n: neutra, p: pronació). Punt B': origen del pronador rodó en l'àpex de l'epicòndil (s'ha mantingut la nomenclatura de [B] per referir-se a la projecció del punt B sobre el pla P_3 , veure Figura 18). La posició de B' respecte a l'horitzontal s'ha avaluat mitjançant l'angle ϕ . Punt O' : centre de rotació. $\overline{AO'}$: radi de rotació (r_{rot}). L'anàlisi vectorial es representa exclusivament per la posició neutra (veure Figura 18 per la descripció vectorial). Els paràmetres geomètrics resultants es mostren en la Taula 15.

TAULA 15. Paràmetres geomètrics utilitzats pel càlcul de l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó

	Colze 180°			Colze 90°		
	Supinació	Neutra	Pronació	Supinació	Neutra	Pronació
RM	+80°	0°	-90°	+90°	0°	-75°
l_1	12,7	12,7	12,7	11,3	11,3	11,3
Angle φ	-10°	-10°	-10°	+15°	+15°	+15°
$r_{\text{rot}}(\overline{AO'})$	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4	2,4
$\overline{AB'}$	6,7	5,3	2,0	6,7	4,4	2,0
$\overline{O'B'}$	4,3	4,3	4,3	4,4	4,4	4,4

RM (Rang de moviment): graus de rotació del radi al voltant del centre de rotació (Fig. 20, punt O'). Aquests graus s'han mesurat a partir de la posició neutra (0°). (l_1): distància entre els plans P_1 i P_3 . Pel càlcul d'aquest paràmetre s'ha tingut en compte un angle cubital de 170° obtingut directament en os s'éc. Segons el punt B' es situï per sobre o per sota de l'horitzontal (veure Figura 20) l'angle φ s'ha definit amb un símbol + o - respectivament. Paràmetres obtinguts mitjançant el programa informàtic CANVAS 9.0.4 Els valors s'expressen en centímetres.

Els resultats obtinguts mostren que el rang de rotació representat per les dues posicions del colze no s'ajusta als teòrics 180° (+90 a -90), si no que s'obté un rang de rotació inferior (Taula 15). Aquest fenomen és atribuïble al fet de que l'anàlisi no té en compte el grau de rotació addicional de les articulacions radiocarpiana, carpiana, i carpometacarpiana (Nakamura et al.,1999).

Durant la rotació de l'avantbraç, el valor de $\overline{AB'}$ disminueix progressivament des de la posició de supinació fins al final de la pronació (Taula 15). Aquesta variació determinarà una variació en els angles α i β , per tant, una variació de l'eficiència al llarg de la rotació.

D'altra banda, hi ha una sèrie de paràmetres que varien en el pas d'extensió a flexió de colze (Taula 15). És el cas de l_1 que disminueix amb flexió. Aquest canvi repercutirà en l'angle α , que disminuirà el seu valor quan el colze es trobi a 90° . Durant la flexió en canvi augmenta la distància entre el centre de rotació i el punt d'origen del múscul ($\overline{O'B'}$) (Figura 20). Aquest augment és el resultat del desplaçament cap amunt i en sentit medial que experimenta el punt B' al passar el colze de 180° a 90° , com a conseqüència de l'orientació de l'epicòndil medial (Taula 15, angle φ). L'augment de $\overline{O'B'}$ provocarà una variació de l'angle β i en conseqüència un desplaçament del màxim d'eficiència rotacional.

La representació de l'eficiència en funció de l'angle de rotació de l'avantbraç i per una posició de 180° i 90° de colze es mostra en la Figura 21.

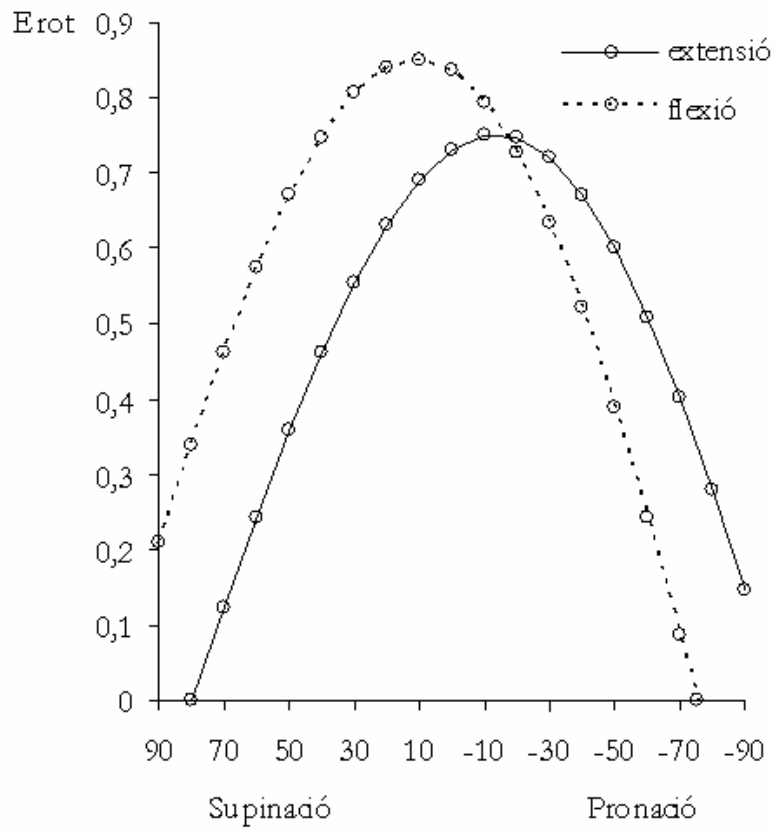


Figura 21. Gràfica de l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó en funció de l'angle de rotació de l'avantbraç per una posició del colze a 180° (extensió) i 90° (flexió). La posició neutra teòrica es situa a 0° de rotació. El rang positiu i negatiu representa respectivament l'amplitud teòrica de supinació i pronació (Kapandji, 2002). E_{rot} màxima amb el colze a 180° = 0,75. E_{rot} màxima amb el colze a 90° = 0,85.

En la Figura 21 s'observa que per una posició del colze a 180° (màxima extensió), l'eficiència rotacional del pronador rodó és mínima quan l'avantbraç està en situació de màxima supinació. A partir d'aquest moment i iniciant la rotació s'observa que l'eficiència augmenta fins arribar a un màxim situat al voltant de la posició neutra d'avantbraç, concretament a -10° de pronació ($E_{rot}=0,75$). Des d'aquest punt màxim i continuant el moviment de rotació, l'eficiència disminueix fins que l'avantbraç es situa en posició de màxima pronació. D'altra banda, per una posició del colze de 90° , el màxim d'eficiència és més gran respecte al màxim que s'obté a 180° , i la corba d'eficiència es desplaça lleugerament cap el rang de supinació, quedant el seu màxim situat a $+10^\circ$ de supinació ($E_{rot}=0,85$). Mentre a 180° l'eficiència en pronació màxima és major que en supinació màxima, amb el colze a 90° aquesta situació s'inverteix, és a dir, el valor en supinació és major al de pronació.

Aquests resultats coincideixen amb els resultats obtinguts amb l'anàlisi "in vivo" de l'eficiència del pronador rodó amb el colze a 180° (Galtés et al., 2008). D'altra banda, els resultats de l'eficiència tant en posició de 180° com 90° , coincideixen amb les dades obtingudes per altres investigadors utilitzant models experimentals d'anàlisi del moment efectuat pel pronador rodó (Murray et al., 1995; Bremer et al., 2006). Aquesta concordança confereix solidesa tant als resultats obtinguts com al mètode aplicat per la seva obtenció. El fet de comprovar que l'eficiència del pronador rodó varia en funció de la posició del colze, confirma la importància de la dinàmica d'aquesta articulació en el funcionament dels músculs de l'avantbraç. Tot i que aquest fet ja descrit per altres autors, ha estat molt poc explorat en el cas del múscul pronador rodó. En aquest sentit i pel que fa a les seves implicacions funcionals, s'han concentrat majoritàriament en l'àmbit de la cirurgia ortopèdica i traumatologia (Rouvière i Delmas, 1988; Van Heest et al., 1999; Haugstvedt et al., 2001; Kapandji, 2002; Veeger et al., 2004; Bremer et al., 2006).

Com s'observa en la Figura 21, independentment de la posició del colze, el màxim d'eficiència rotacional del pronador rodó sempre es situa al voltant de la posició neutra o intermèdia d'avantbraç (0°). Aquesta posició s'ha relacionat amb la existència de valors característics d'activitat muscular, i també amb l'estabilitat de les articulacions radiocubitals. Segons Kapandji (2002), quan l'avantbraç es situa al voltant de la posició neutra, té lloc la denominada *posició funcional*, és a dir “un equilibri natural entre els diferents grups musculars antagonistes, per tant un estat en el que la despesa d'energia muscular és mínima”. Els resultats presentats en aquesta tesi permeten relacionar el concepte d'eficiència amb el concepte de *posició funcional*. El fet de que el valor de l'eficiència sigui màxim en la *posició funcional* té dues conseqüències: (i) la força que haurà de fer el pronador rodó per fer una determinada activitat serà menor que la que hauria de fer per fer la mateixa activitat fora de la *posició funcional*, per tant, des del punt de vista energètic, això implica una menor despesa energètica, i (ii) el valor del moment de rotació és màxim, és a dir, la posició funcional és la més òptima a efectes d'efectuar una rotació contra resistència externa.

Les conseqüències energètiques que es poden deduir de les corbes d'eficiència (Figura 21) van més enllà de les comparacions dels valors d'eficiència en la posició funcional. Així per exemple, de l'anàlisi detallat de les corbes es pot inferir que en el pas d'extensió a flexió, hi ha un augment de l'eficiència rotacional en un rang entre 90° i -10° , i una disminució en el -10° a -90° . La despesa energètica global associada a aquests canvis (mesurable a partir de les àrees sota les corbes) indica una disminució en flexió respecte extensió del 13%. És a dir, un determinat avantbraç funcionant de manera aleatòria duran un temps determinat tindria una despesa energètica d'un 13 % menor quan es mou en flexió respecte a extensió. A la vegada, actuar en l'interval $90^\circ/-10^\circ$ en flexió implica una despesa energètica d'un 56% menys que fer la mateixa activitat en extensió. Més endavant, aquests resultats s'utilitzaran per inferir relacions entre determinats valors d'eficiència i patrons de comportament en diferents hominoïdeus.

Significació de les components de \vec{F}

L'anàlisi geomètrica que s'ha utilitzat pel càlcul dels paràmetres relacionats amb l'eficiència rotacional del pronador rodó (Figures 18 i 19) també permet analitzar la variabilitat de \vec{F}'' i \vec{F}_r , components de \vec{F} en el pla P_3 , i també de \vec{F}_p component de \vec{F} perpendicular a \vec{F}'' i \vec{F}_r .

Podem escriure:

$$\left. \begin{aligned} F'' &= F \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \\ F_r &= F \cdot \cos \alpha \cdot \sin \beta \end{aligned} \right\}$$

Si normalitzem els valors de F'' i F_r per la força muscular F , tindrem:

$$\begin{aligned} \frac{F''}{F} &= [F'']_{\text{norm}} = \cos \alpha \cdot \cos \beta \\ \frac{F_r}{F} &= [F_r]_{\text{norm}} = \cos \alpha \cdot \sin \beta \end{aligned}$$

En les Figures 22 i 23 s'han representat aquests valors normalitzats en funció d'un augment del valor inicial de curvatura del radi (Taula 14) i del rang de rotació de l'avantbraç. Les equacions ens permeten calcular alguns punts interessants. Per un costat, les condicions que fan que el valor de les dues forces sigui igual:

És a dir, si $F'' = F_r$, aleshores $\sin \beta = \cos \beta$ i per tant $\beta = 45^\circ$

Per altre costat, podem calcular l'angle de la pronosupinació a partir del qual el vector \vec{F}_r canvia de signe :

$$F_r = 0 \text{ quan } \sin \beta = 0, \text{ és a dir } \beta = 0^\circ$$

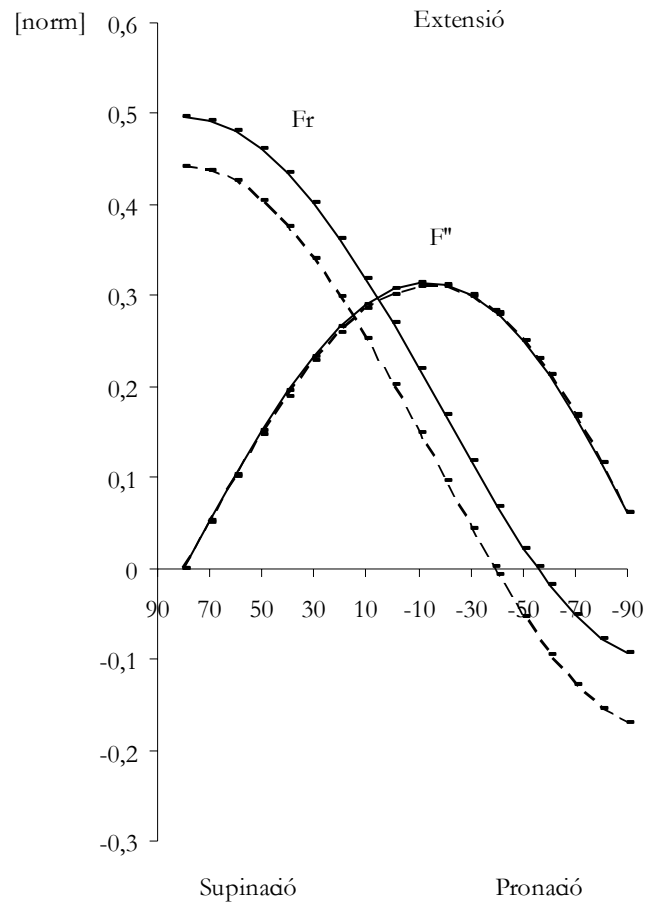


Figura 22. Representació de $[F'']_{norm}$ i $[Fr]_{norm}$ per una posició del colze en extensió (180°) en funció d'un augment del valor inicial de curvatura del radi i del rang de rotació de l'avantbraç. Línia discontinua representa la condició inicial ($c=2,6$ i $r_{rot}=2,4$) (Taules 14 i 15). Línia contínua representa l'augment de curvatura i radi de rotació ($c=3,2$ i $r_{rot}=3$). El mòdul de $[Fr]_{norm}$ es pren negatiu quan la seva direcció és oposada al centre de rotació.

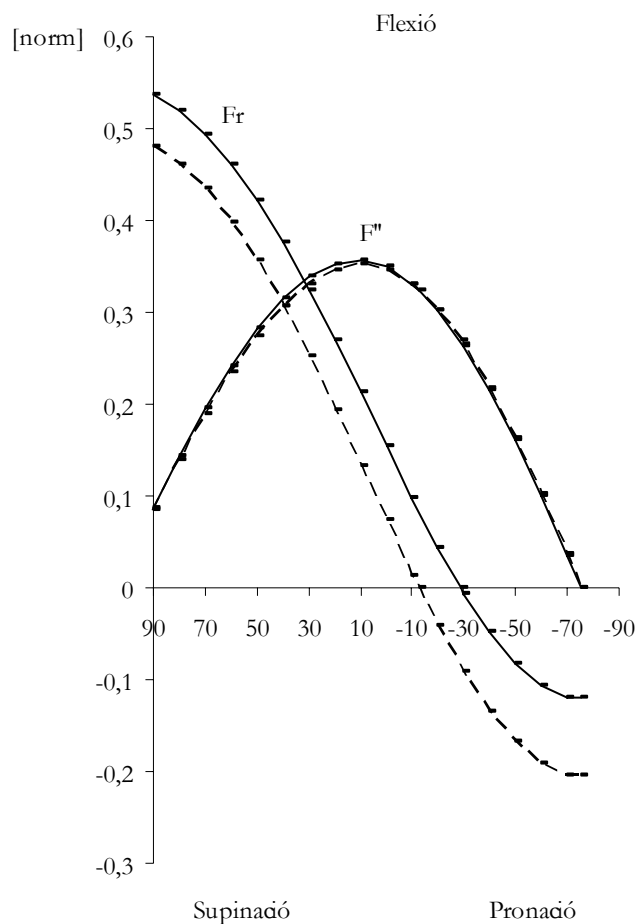


Figura 23. Representació de $[F'']_{norm}$ i $[Fr]_{norm}$ per una posició del colze en flexió (90°) en funció d'un augment del valor inicial de curvatura del radi i del rang de rotació de l'avantbraç. Línia discontinua representa la condició inicial ($c=2,6$ i $r_{rot}=2,4$) (Taulas 14 i 15). Línia contínua representa l'augment de curvatura i radi de rotació ($c=3,2$ i $r_{rot}=3$). El mòdul de $[Fr]_{norm}$ es pren negatiu quan la seva direcció és oposada al centre de rotació.

En l'anàlisi de les Figures 22 i 23 s'observa que el punt de intersecció de les dues corbes, és a dir l'angle de rotació en el qual les dues components són iguals, no coincideix amb l'angle de rotació corresponent al màxim de la eficiència rotacional. D'altra banda, es comprova que al augmentar el grau de curvatura, la intersecció de F_r amb l'eix de les abscisses, es a dir el punt a partir del qual F_r és negatiu, es desplaça cap a l'extrem de la pronació, i el punt de intersecció entre F_r i F'' ($F''=F_r$) s'apropa al màxim d'eficiència rotacional del pronador rodó.

Com ja s'ha comentat, el punt de la pronosupinació en la que es compleix la condició $F''=F_r$ no coincideix amb el punt corresponent a la màxima eficiència (Figura 21), tot i que com s'observa en les Figures 22 i 23 es situa al voltant d'aquesta posició, i tendeix a assolir-la al augmentar la curvatura radial. Això permet suggerir que el desenvolupament d'aquest tret estructural del radi a banda d'augmentar l'eficiència del pronador rodó, també optimitza el sistema en termes d'estabilització articular.

Quan \vec{F}_r és negativa aquesta component exerceix una força de tracció sobre l'àpex de la curvatura diafisària del radi que justificaria el fet de que aquesta sigues un dels estímuls mecànics implicats en el desenvolupament d'aquesta característica òssia. En la Figura 24 s'han simulat variacions del valor inicial de curvatura del radi (Taula 14), i s'ha analitzat l'efecte sobre l'eficiència i sobre la condició $\vec{F}_r=0$ per una posició de 180° i 90° de colze. Es comprova que l'augment de la curvatura comporta un augment de l'eficiència rotacional del pronador rodó. Igualment, es comprova que en radis poc corbats i en posició de semiflexió de colze, la condició $\vec{F}_r=0$ té lloc en una posició propera a la posició neutra coincidint amb un rang angular on l'eficiència és alta. Per contra, tant la posició d'extensió de colze com els augments de la curvatura impliquen que $\vec{F}_r=0$ tingui lloc casi al final del moviment, en unes condicions de baixa eficiència. D'acord amb aquests resultats, les condicions

més favorables al desenvolupament de la curvatura del radi seran tant la tinença d'un radi poc corbat, com l'exercitació del moviment de pronació amb 90° de colze, doncs ambdós impliquen que el rang de moviment en el que l'os està sotmès a la càrrega de tracció sigui més ampli.

En la Figura 25 s'analitza la influència de la variació de la grandària de l'epicòndil medial sobre l'eficiència i sobre la condició $\vec{F}_r = 0$. A partir de la configuració anatòmica inicial (Figura 20 i Taula 15), augmentant el paràmetre $\overline{O'B'}$, s'ha simulat augments del diàmetre mediolateral de l'epicòndil. Com es comprova, l'augment d'aquest diàmetre comporta un augment de l'eficiència rotacional del pronador rodó. D'altra banda, per una determinada curvatura i posició del colze, al augmentar el diàmetre de l'epicòndil la posició en la que $\vec{F}_r = 0$ s'avança, és a dir, hi ha un guany en quan a rang de moviment "útil" per l'efecte de la força de tracció. Per tant, segons aquest model teòric, per a una determinada curvatura qualsevol fenomen de remodelació òssia que impliqui un augment del diàmetre mediolateral de l'epicòndil "donarà oportunitat" al radi a corbar-se més.

A banda de l'efecte morfogènic suggerit per la component radial, també cal tenir en compte l'efecte derivat de la compressió axial que implica l'acció del vector \vec{F}_p . La possibilitat de que la curvatura òssia s'esdevingui com a conseqüència d'estímuls mecànics de compressió ha estat assenyalada per Bertram i Biewener (1988). En el cas del radi, aquests estímuls s'han atribuït fonamentalment a l'acció dels músculs extrínsecs de la mà que s'originen en l'extremitat distal de l'húmer i efectuen les seves insercions a nivell de canell i/o mà (Swartz et al., 1989; Swartz 1990). L'anàlisi realitzat indica que el vector \vec{F}_p conjuntament amb els músculs extrínsecs faria augmentar a força total de compressió i afavorint la curvatura del radi.

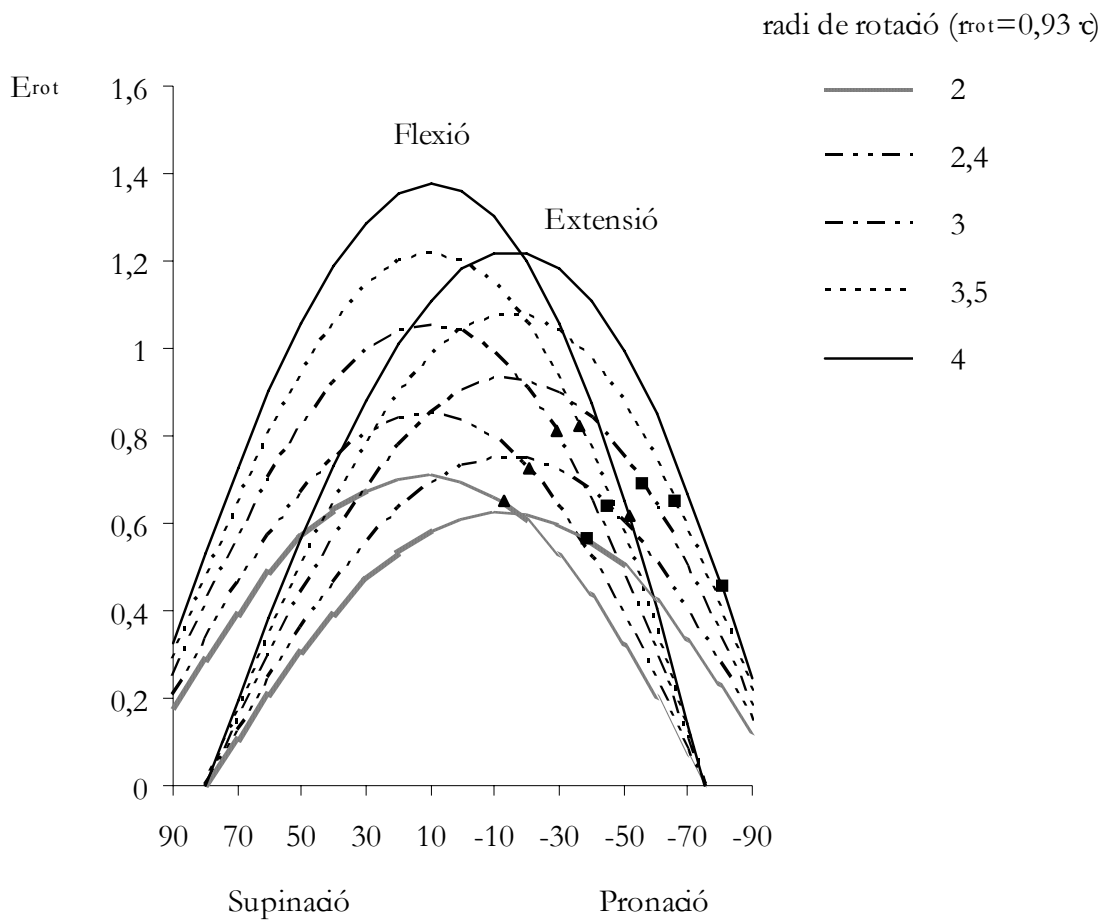


Figura 24. Eficiència rotacional del múscul pronador rodó en funció de l'angle de rotació de l'avantbraç i per una posició del colze de 180° (extensió) i 90° (flexió). Per cadascuna d'aquestes posicions s'han simulat variacions del valor inicial de curvatura del radi ($c=2,6$ i $r_{rot}=2,4$) (Taulas 14 i 15). A la dreta de la figura es mostra el valor del radi de rotació en centímetres. Per cada simulació, s'ha situat la posició en la que $F_r=0$ (quadrats i triangles negres segons la posició d'extensió i flexió, respectivament).

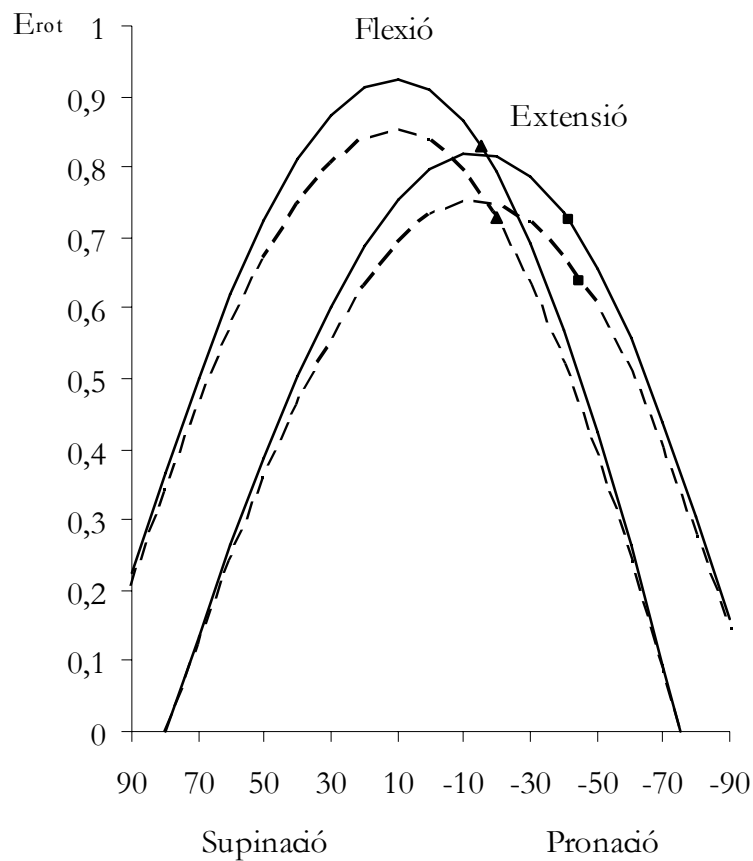


Figura 25. Eficiència rotacional del múscul pronador rodó en funció de l'angle de rotació de l'avantbraç i per una posició del colze a 180° (extensió) i 90° (flexió). Línia discontinua representa el valor inicial de $\overline{O'B'}$ (extensió=4,3cm i flexió=4,4cm) (Taula 15). Línia continua representa un augment d'un 10% d'aquest valor. Per cada simulació, s'ha situat la posició en la que $F_r=0$ (quadrats i triangles negres segons la posició d'extensió i flexió, respectivament).

El concepte de *posició funcional* ja ha estat comentat anteriorment en relació al concepte d'eficiència rotacional. Segons diferents autors, aquesta posició és la que permetria un determinat moviment de rotació amb la mínima despesa energètica, i amb la màxima estabilitat de les articulacions implicades (MacConaill i Basmajian, 1969; Kapandji, 2002). L'anàlisi de la variació de les forces components del pronador rodó, ens permet aprofundir en aquesta relació.

Tal com es pot veure en la Figura 12 (Pla P₄), les geometries de les plataformes articulars distals de cúbit i radi són diferents, i les àrees corresponents a les superfícies de contacte dependran del rang de rotació que es consideri. En posició de màxima supinació, l'àrea de la superfície de contacte entre les articulacions és petita, i la força \vec{F}_r – perpendicular a aquesta superfície – és molt gran, per tant augmentarà l'estrès articular (Figures 22 i 23). D'igual manera, en aquesta posició, el moment de rotació que es pot obtenir és petit, per tant no és una posició energèticament favorable, ni òptima en termes d'estabilitat articular (Figura 19b). En situació de màxima pronació, l'àrea de la superfície de contacte és igualment petita, i la força \vec{F}_r està dirigida cap enfora, fet que tampoc afavoreix l'estabilitat articular (Figures 22 i 23). Igualment, en pronació, el moment de rotació és petit com en el cas de la supinació (Figura 19b). Finalment, en posició neutra (posició funcional i de màxima eficiència), l'àrea de contacte és gran i el valor de la força \vec{F}_r és gran i molt semblant en magnitud a la força F'' generadora de la rotació (Figures 22 i 23). En conseqüència, aquesta posició seria energèticament avantatjosa, i donaria la màxima estabilitat a l'articulació. Aquestes característiques són les que s'han atribuït a l'anomenada posició de “*close-packed*” (MacConaill i Basmajian, 1969)

III.4 Disseny esquelètic i eficiència del múscul bíceps braquial

El model biomecànic desenvolupat en els apartats anteriors permet analitzar l'eficiència rotacional del pronador rodó, en aquest apartat, acomplint el cinquè objectiu específic de la tesi, es desenvolupa un model anàleg per tal d'avaluar l'eficiència del múscul bíceps braquial. Aquest múscul té dos accions fonamentals, d'una banda és el principal flexor del colze, i d'altra participa en el moviment de rotació de l'avantbraç a partir d'un mecanisme similar al del pronador rodó, és a dir, per "tracció" del vèrtex de la curvatura proximal del radi (tuberositat bicipital) (Kapandji, 2002). Tenint en compte aquestes dues accions, el model d'eficiència vindrà referit a la rotació i a la flexió.

III.4.1 Materials i mètodes

El material esquelètic utilitzat és el mateix que s'ha utilitzat en l'Apartat III.3: húmer, radi i cúbit drets d'un individu masculí de 30 anys procedent de la col·lecció esquelètica documentada del Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia de la Universitat Autònoma de Barcelona. L'anàlisi de l'acció bicipital sobre el radi es basa tant amb la utilització d'imatges tomogràfiques, com amb l'anàlisi directa del material esquelètic.

III.4.1.1 Estudi tomogràfic

L'estudi tomogràfic es va realitzar a l'Institut de Diagnòstic per Imatge (IDI) de l'Hospital Universitari de Bellvitge, utilitzant un aparell Light Speed Pro 16 Multislice CT System. Per la col·locació del material esquelètic en

l'aparell d'escàner es va seguir la sistemàtica desenvolupada per Ruff (2002) (Figura 26). Les imatges varen ser capturades cada 1,3 mm i guardades en format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), per tal de permetre ser analitzades mitjançant un software específic (eFilm Workstation 2.0). D'igual manera, per la seva anàlisi i representació geomètrica es va utilitzar el programa CANVAS 9.0.4 i Adobe Photoshop 7.0.1

A partir de les imatges tomogràfiques es varen definir tres plans: P_A , P_B , i P_C (Figura 27). Els plans P_A i P_C són anàlegs als plans P_2 i P_4 de la Figura 12, i passen pel mig de les articulacions radiocubitals proximal i distal, respectivament. El pla P_B passa per la meitat del llavi medial de la tuberositat bicipital. El punt d'inserció del múscul bíceps braquial es va situar a nivell de l'àpex d'aquest llavi (Figura 27, punt B_b). Mitjançant els plans P_A i P_C i utilitzant el software eFilm-Workstation 2.0, es va localitzar i representar l'eix de rotació del radi i la seva intersecció amb el pla P_B (Figura 27, eix ZZ' i punt O'). La distància entre el centre de rotació i el punt d'inserció és el radi de rotació del bíceps (Figura 27, r_{rot}). La posició del punt B_b es va analitzar en relació al pla coronal que conté l'eix de rotació (Figura 27, angle γ).

III.4.1.2 Paràmetres osteomètrics

Utilitzant el material esquelètic es va mesurar la longitud fisiològica de l'húmer (Olivier, 1960) (l_h). D'altra banda, es va mesurar la distància entre el cap del radi i el punt mig del llavi medial de la tuberositat bicipital (punt on s'ha situat la inserció B_b) (d_i) (Figura 28). A partir de la fotografia distal de l'húmer utilitzada en l'Apartat III.3 per l'anàlisi de l'eficiència del pronador rodó a 180° de colze, es va mesurar la distància (d_h) entre el punt més anterior de la superfície del còndil humeral i el pla coronal de l'húmer descrit per Ruff (2002) (Figures 20 i 28).

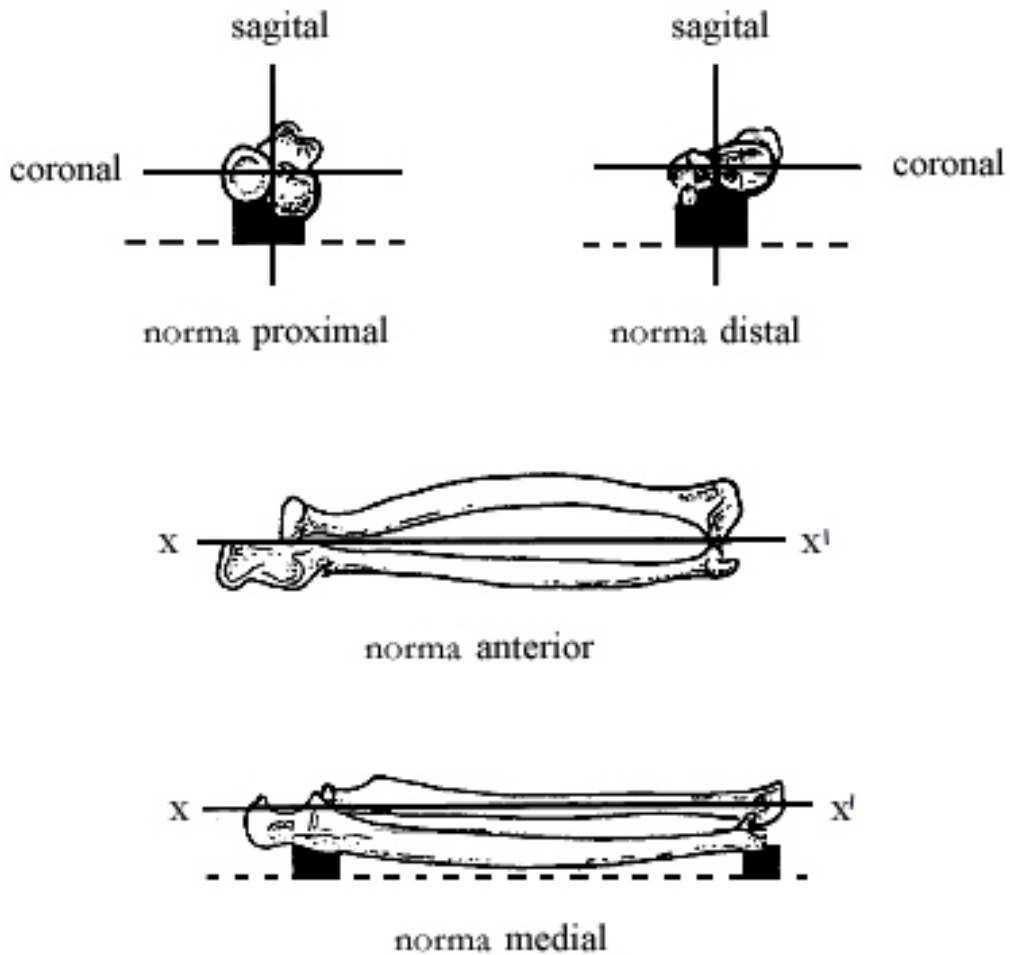


Figura 26. Posició de l'esquelet de l'avantbraç en la tomografia computada (supinació màxima). L'eix de l'avantbraç (XX') està definit per la intersecció dels plans sagital i coronal. Adaptat de Ruff (2002).

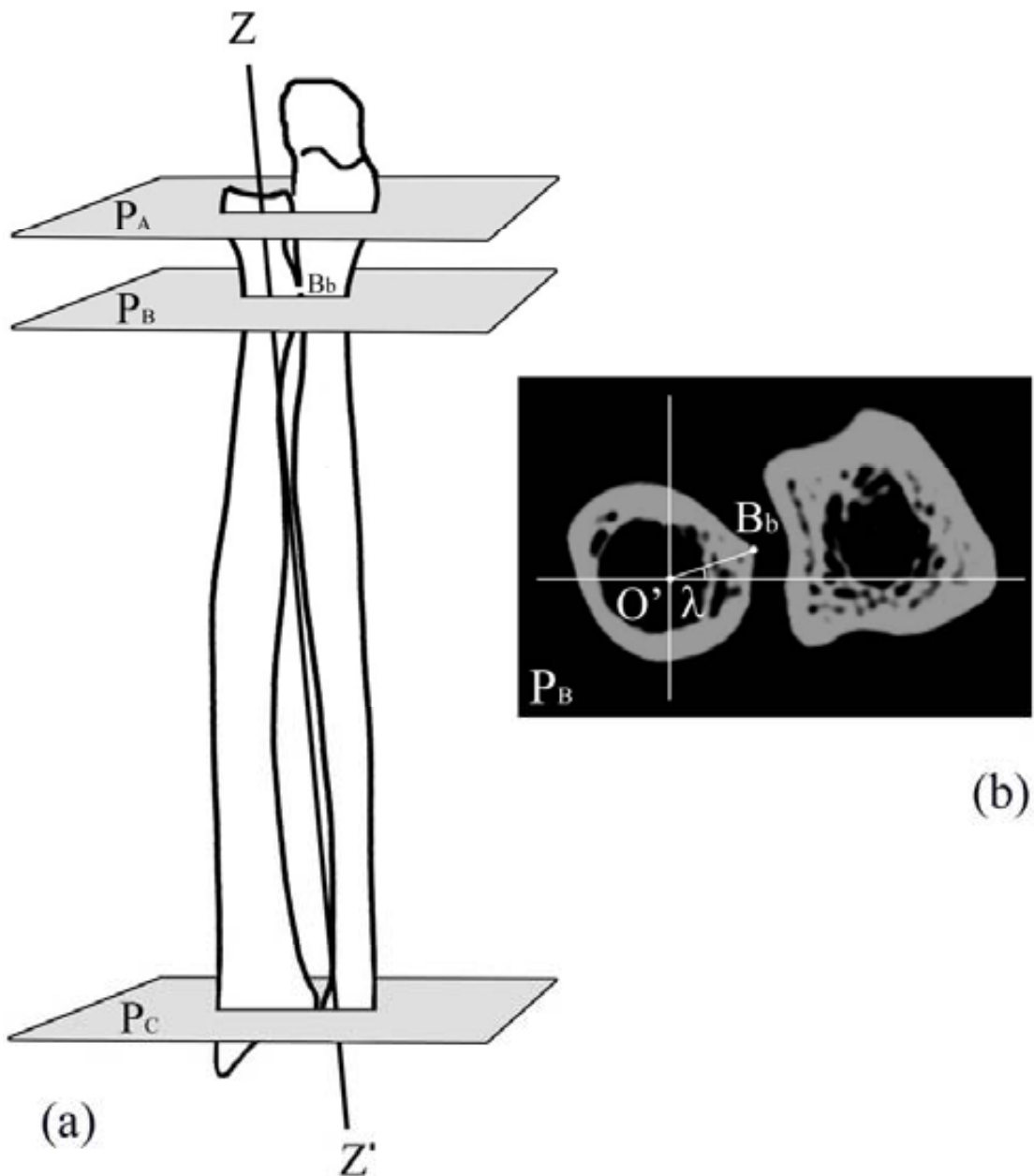


Figura 27. (a) Norma anterior de l'esquelet d'avantbraç dret en posició de màxima supinació. (Z) eix de rotació de l'avantbraç. (B_b) posició de la inserció distal del bíceps braquial a nivell de la tuberositat del radi. L'estudi tomogràfic es centra en els plans P_A , P_B , i P_C . (b) Imatge tomogràfica del pla P_B : el punt O' (centre de rotació) representa el punt d'intersecció de l'eix ZZ' i el pla P_B . El radi de rotació del bíceps braquial (r_{rot}) està definit per $\overline{O'B_b}$. L'angle λ permet conèixer la posició del punt d'inserció bicapital (B_b) respecte al pla coronal que conté l'eix de rotació.

III.4.2 Resultats i discussió

III.4.2.1 Model biomecànic del bíceps braquial com a flexor

La Figura 28 representa un diagrama del perfil de l'avantbraç en el que s'han representat els diferents elements osteomètrics que intervenen en el càlcul de la eficiència flexora del bíceps (E_f) (Taula 16). L'anàlisi s'ha efectuat amb l'avantbraç en supinació completa. El vector \vec{F} representa la força exercida pel bíceps per un determinat angle de flexió de l'avantbraç. El vector \vec{F}' es la component de \vec{F} perpendicular a l'eix de l'avantbraç. De manera anàloga a la definició de d'eficiència rotacional del pronador rodo, l'eficiència de rotació del bíceps serà la relació entre el moment d'aquesta component respecte al colze i la força muscular del bíceps, \vec{F} . Es a dir:

$$\text{(Eficiència flexió)} \quad E_f = \frac{M}{F} = \frac{F' \cdot d_i}{F} = \frac{F \cdot \cos \alpha \cdot d_i}{F} = \cos \alpha \cdot d_i$$

La fórmula permet el càlcul de la eficiència del bíceps en funció de l'angle de flexió del colze. Per una distància d_i determinada el valor depèn només de l'angle α . Aquest es pot obtenir fàcilment a partir dels paràmetres osteomètrics representats en la Figura 28.

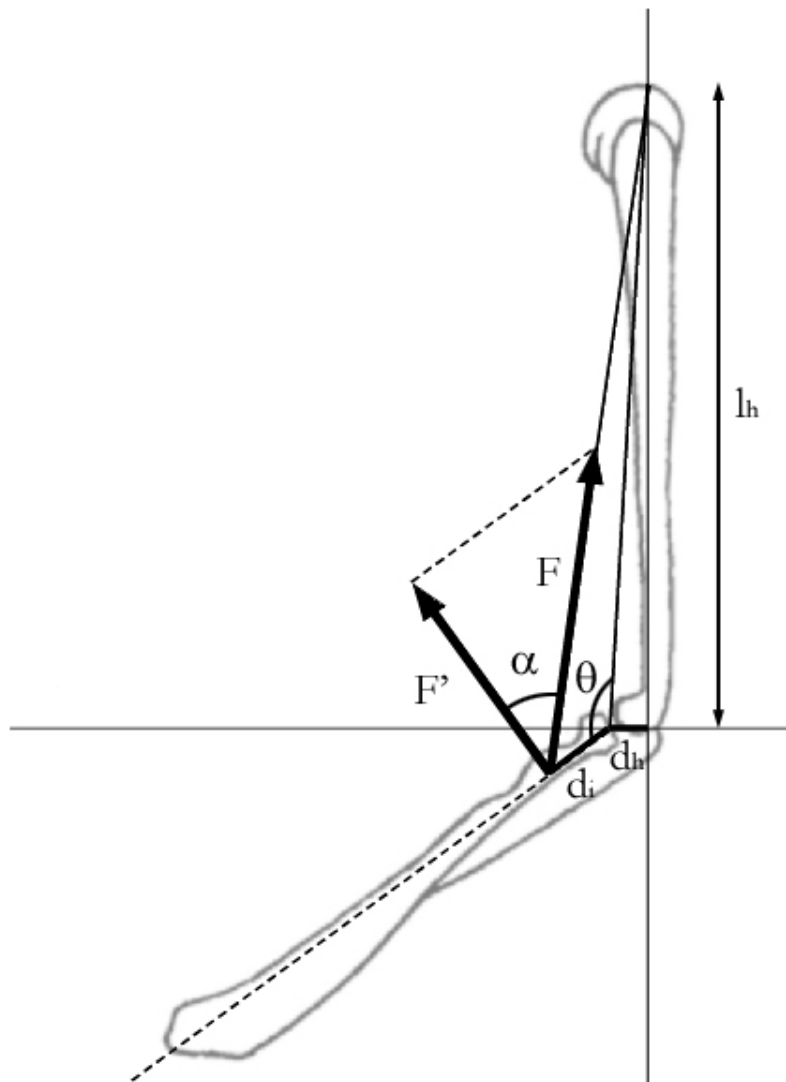


Figura 28. Anàlisi geomètric del moviment de flexió del colze efectuat pel múscul bíceps braquial. L'avantbraç es representa en posició de supinació completa. (l_h) longitud fisiològica de l'húmer. (d_h) distància entre el pla coronal de l'húmer i el punt més anterior del còndil humeral. (d_i) distància entre el cap del radi i el punt mig del llavi medial de la tuberositat radial. Angle θ : angle de flexió del colze. (\vec{F}) vector del múscul bíceps braquial. (\vec{F}') component de \vec{F} perpendicular a l'eix de l'avantbraç.

III.4.2.2 Model biomecànic del bíceps braquial com a rotador

En el càlcul realitzat en l'apartat anterior per obtenir l'eficiència de flexió hem suposat que el vector \vec{F}' estava aplicat sobre un punt de l'eix longitudinal del radi i a una distància d_i del colze. Aquesta suposició és, de fet, una simplificació de la realitat ja que com es veu en la Figura 27b, la inserció (punt B_b) no es troba sobre l'eix si no a una distància $\overline{O'B_b}$ (radi de rotació). Aquest paràmetre, irrellevant en el càlcul anterior, esdevé fonamental en el càlcul de l'eficiència del bíceps com a rotador, com es veurà a continuació.

De manera anàloga a com s'ha procedit en els models biomecànics anteriors i tenint en compte la Figura 29 es pot escriure:

$$F'' = F' \cdot \cos \beta$$

o també

$$F'' = F' \cdot \cos \beta = F' \cdot \cos \lambda = F \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta$$

La magnitud del moment de rotació produït per la força \vec{F}'' respecte al eix de rotació serà:

$$M = F \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot r_{\text{rot}}$$

I l'eficiència rotacional:

$$(\text{Eficiència rotacional}) E_{\text{rot}} = \frac{M}{F} = \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot r_{\text{rot}}$$

El càlcul és immediat a partir del valor de F' obtingut anteriorment i de les dades representades en la Figura 29. No s'ha d'oblidar que aquest moment és de sentit contrari al produït per el pronador rodó. És a dir, el bíceps es comporta com a antagonista del pronador rodó.

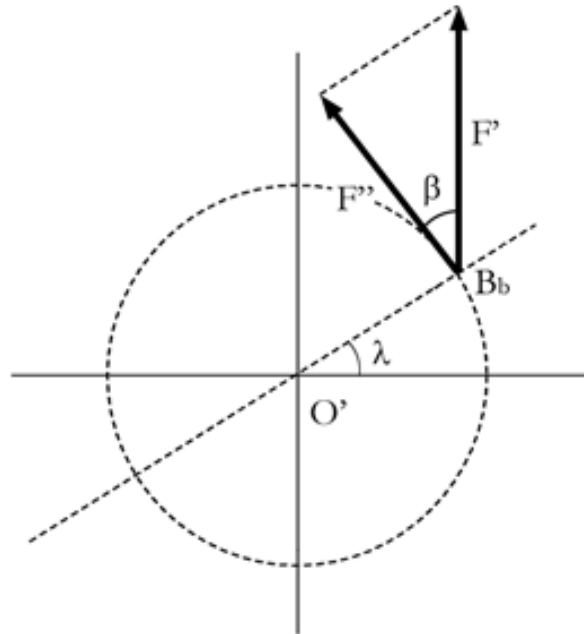


Figura 29. Anàlisi geomètrica del moviment de rotació del radi efectuat pel múscul bíceps braquial. L'anàlisi pren com a referència la Figura 27b. El centre de rotació (punt O') és origen d'un sistema de coordenades. El radi de rotació del bíceps (r_{rot}) està definit per $\overline{O'B_b}$. L'angle λ permet conèixer la posició del punt d'inserció bicipital (B_b) respecte a l'eix coronal. (\vec{F}') component del vector del múscul bíceps braquial perpendicular a l'eix de l'avantbraç. (\vec{F}'') component de \vec{F}' tangencial a la trajectòria circular de rotació del radi.

III.4.2.3 Eficiència del bíceps braquial com a flexor i rotador

La Taula 16 mostra els paràmetres utilitzats pel càlcul de les eficiències de flexió i rotació del bíceps braquial. Aquests paràmetres han estat obtinguts a través de l'anàlisi osteomètrica directa, i mitjançant l'estudi tomogràfic del material esquelètic (Figura 27b).

Eficiència de flexió

En la Figura 30 es mostra el resultat de l'anàlisi de l'eficiència del bíceps braquial durant el moviment de flexió del colze. L'eficiència s'ha representat en funció de l'angle que forma el braç amb l'avantbraç, és a dir, s'ha considerat un rang angular que va dels 180° (màxima extensió del colze) a 35° (flexió màxima) (Kapandji, 2002). Com es pot observar en la gràfica, en posició de màxima extensió de colze (teòrics 180°) l'eficiència de flexió del bíceps braquial és zero, a partir d'aquí, l'eficiència augmenta progressivament fins assolir el màxim a 90° ($E_f=2,0$). Cal tenir en compte que el valor d'eficiència obtingut en posicions extremes s'ha d'interpretar amb certa reserva, doncs implica situacions teòriques que no necessàriament han de correspondre amb les condicions que tenen lloc en el viu. Els resultats obtinguts a partir d'aquest model teòric són concordants amb els obtinguts per altres investigadors utilitzant anàlisis experimentals (Amis et al., 1979; Van Zuylen et al., 1988; Murray et al., 1995), fet que confirma la validesa del model utilitzat

Tot i que el múscul bíceps braquial és considerat el principal múscul flexor del colze (Kapandji, 2002), s'observa una molt baixa eficiència quan aquesta articulació es troba en posicions extremes d'extensió. La menor activitat flexora del múscul bíceps braquial en extensió completa de colze ha estat constatada experimentalment per Sullivan et al. (1950) i Basmajian i DeLuca (1985) a partir de l'anàlisi electromiogràfica.

TAULA 16. Paràmetres osteomètrics i geomètrics

Paràmetre	Descripció	Valor (cm)
l_h	Longitud fisiològica húmer	31,0
d_h	Distància entre el pla coronal de l'húmer i el punt més anterior del còndil humeral	1,2
d_i	Distància entre el cap del radi i el punt mig del llavi medial de la tuberositat radial	2,0
r_{rot}	Radi de rotació ($\overline{O'Bb}$)	0,8
Angle λ	Angle que forma $\overline{O'Bb}$ respecte al eix de les abscisses. Es pren com a positiu quan està per sobre de l'eix d'abscisses (eix coronal), i negatiu quan està per sota	20°

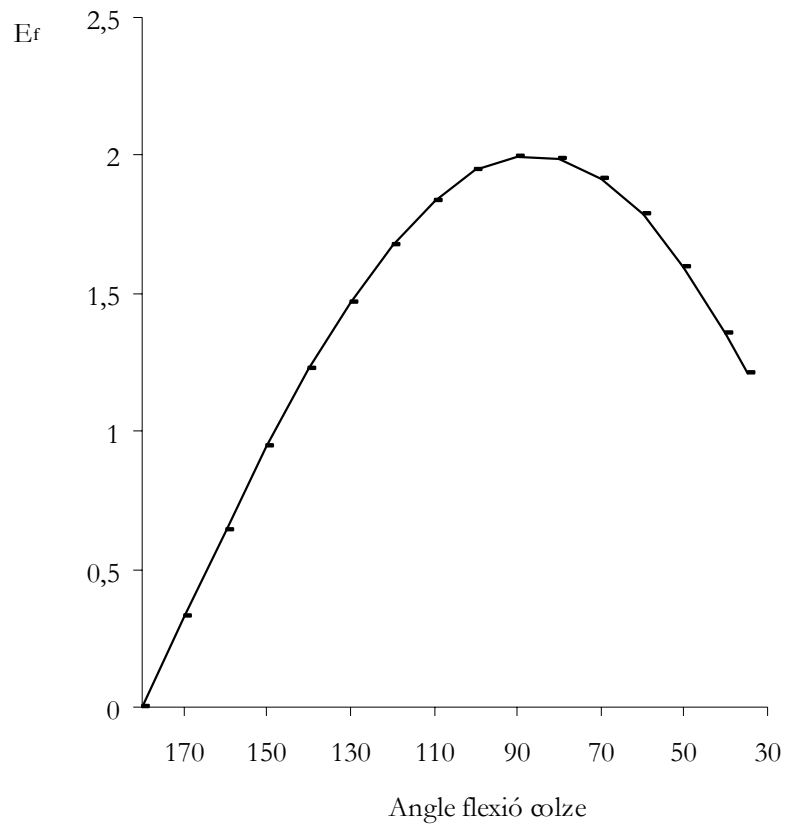


Figura 30. Gràfica de l'eficiència de flexió del múscul bíceps braquial en funció de l'angle de flexió del colze: màxima extensió 180°

La fórmula de l'eficiència de flexió del bíceps braquial permet realitzar una sèrie de simulacions per tal d'avaluar la importància de cadascuna de les variables morfomètriques que intervenen en aquesta eficiència. A la Taula 17 es presenta el resultat de l'eficiència flexora en funció d'un augment del 50% en el valor dels paràmetres osteomètrics inicials (Taula 16). Els resultats mostren que l'augment dels paràmetres l_h i d_h pràcticament no varia l'eficiència de flexió. Per contra, si augmentem d_i s'observa un important increment de l'eficiència. Per tant, d'acord amb els resultats presentats, la distància que hi ha entre el cap del radi i la inserció del bíceps és, respecte a les altres variables, el factor determinant de l'eficiència de flexió.

Diversos autors, han destacat que els hominoïdeus no humans presenten una inserció del bíceps braquial en el radi més distal, comparativament amb els humans, que proporciona una avantatge en la funció flexora d'aquest múscul (Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993). Aquest estudi permet demostrar aquesta idea des d'un punt de vista teòric, basant-se amb un model biomecànic, a partir del qual és possible quantificar la variabilitat en aquesta distància i l'eficiència de flexió resultant.

TAULA 17. Eficiència flexora del bíceps braquial en funció d'un augment del 50% en el valor dels paràmetres osteomètrics inicials

Rang flexió	35°	40°	50°	60°	70°	80°	90°	100°	110°	120°	130°	140°	150°
Condicció inicial	1,21	1,35	1,60	1,79	1,92	1,99	2,0	1,94	1,84	1,68	1,47	1,22	0,95
l_h (+50%)	1,19	1,33	1,58	1,80	1,91	1,98	2,0	1,95	1,85	1,69	1,49	1,24	0,96
d_h (+50%)	1,21	1,35	1,60	1,79	1,92	1,99	2,0	1,94	1,84	1,68	1,47	1,22	0,95
d_i (+50%)	1,87	2,08	2,44	2,72	2,90	2,99	2,99	2,89	2,72	2,47	2,16	1,79	1,38

El rang angular representa el grau de flexió del colze. S'ha considerat un grau màxim d'extensió de 150°. Els valors inicials d'eficiència (condició inicial) s'han calculat a partir dels paràmetres de la Taula 16. La resta de valors d'eficiència són el resultat d'augmentar un 50% el valor inicial dels següents paràmetres (Taula 16): (l_h) longitud fisiològica de l'húmer, (d_i) distància entre el cap del radi i el punt mig del llavi medial de la tuberositat radial, (d_h) distància entre el pla coronal de l'húmer i el punt més anterior del còndil humeral, i (r_{rot}) radi de rotació.

Eficiència rotacional

En la Figura 31 es mostra la variació de l'eficiència rotacional del múscul bíceps braquial en funció de la posició del colze. Els resultats mostren que l'eficiència del bíceps per rotar l'avantbraç és nul·la quan el colze es troba en extensió completa. D'altra banda, durant la flexió d'aquesta articulació, s'observa un augment de l'eficiència rotacional que arriba al màxim coincidint amb la posició de màxima eficiència flexora (Figura 30).

Segons Kapandji (2002), el bíceps braquial és el múscul supinador més potent, comparativament amb el supinador curt i el braquiorradial. Tanmateix, diversos estudis basats amb electromiografia recolzen les dades obtingudes a partir del nostre model d'eficiència, doncs posen de manifest que el bíceps com a supinador actua principalment quan el colze es troba en flexió parcial, no en extensió completa de l'extremitat superior. En extensió de colze, la funció de rotació de l'avantbraç és assumida principalment pel múscul supinador curt (Sullivan et al., 1950; Travill i Basmajian, 1961; Pauly et al., 1967; Basmajian i DeLuca, 1985).

Pel que fa a la variació de l'eficiència rotacional al llarg del rang complet de pronosupinació, per una determinada posició del colze, com es mostra en la Figura 32, el valor de l'eficiència rotacional es manté constant i màxim durant tot el rang de pronació i al voltant de la posició neutra, disminuint a partir de que l'avantbraç adopta una posició de semisupinació fins a la posició de màxima supinació, punt en el que s'obté el valor mínim d'eficiència. Aquests resultats estan d'acord amb les dades experimentals obtingudes a través d'estudis realitzats en extremitats de cadàver, en els que s'analitza el moment generat per la rotació dels músculs de l'avantbraç humà (Murray, 1995; Haugstvedt et al., 2001; Bremer et al., 2006).

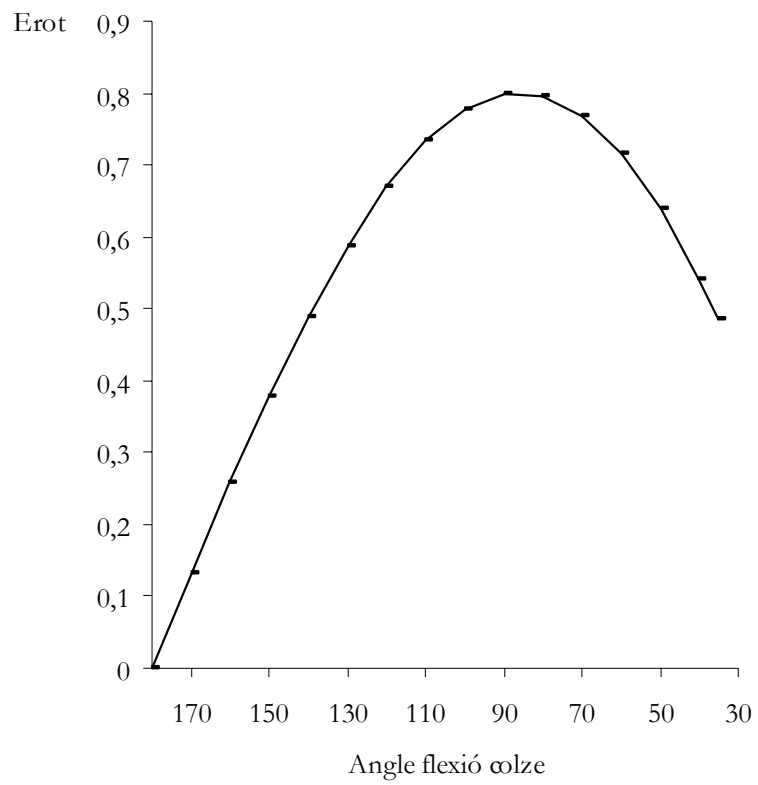


Figura 31. Gràfica de l'eficiència rotacional del múscul bíceps braquial en funció de l'angle de flexió del colze i per una posició neutra d'avantbraç (0°).

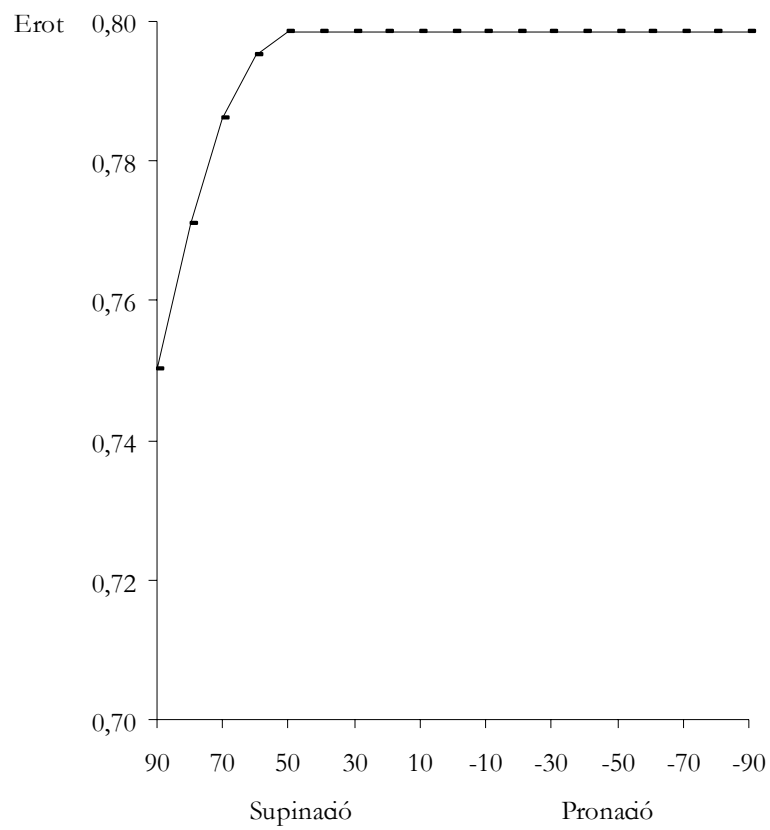


Figura 32. Gràfica de l'eficiència rotacional del múscul bíceps braquial en funció de l'angle de pronosupinació de l'avantbraç i per 90° de flexió de colze.

La causa de que l'eficiència de rotació del bíceps es mantingui constant està relacionada amb l'orientació anterior de la tuberositat radial (Taula 20, angle λ). En pronació, donat el gir que ha experimentat el radi sobre el cúbit, el tendó bicipital està enrotllat a l'extrem proximal del radi. En canvi, a partir de la posició neutra, i a mesura que avança la supinació, el tendó es va desenrotllant fins que tira directament del marge medial de la tuberositat. Mentre el tendó està enrotllat, l'eficiència rotacional es manté constant. En el moment en que es desenrotlla i a mesura que la tuberositat gira cap enfora fins a orientar-se en posició anterior (màxima supinació), la distància entre el vector corresponent a la força muscular i el centre de rotació disminueix, per tant l'eficiència de rotació disminueix. Aquest fet ja va ser descrit per Trinkaus i Churchill (1988), els quals justifiquen una potència constant de l'avantbraç dels Neandertals donada l'orientació més posterior de la seva tuberositat radial, no existeix en la literatura antropològica cap model biomecànic que demostrï des d'un punt de vista teòric aquest fet.

Com s'ha realitzat abans per l'eficiència de flexió del bíceps braquial, s'ha utilitzat la fórmula de l'eficiència rotacional d'aquest múscul per tal d'avaluar la importància de cadascuna de les variables morfomètriques que la defineixen. Segons els resultats obtinguts (Taula 18), per un mateix augment percentual (50%), el radi de rotació del bíceps braquial es postula com el factor clau en l'eficiència, doncs mentre augments de la resta de paràmetres pràcticament no varien l'eficiència, l'augment en el radi de rotació provoca un important augment en l'eficiència de rotació del bíceps braquial.

TAULA 18. Eficiència rotacional del bíceps braquial en funció d'un augment del 50% en el valor dels paràmetres osteomètrics inicials

Rang rotació	90°	80°	70°	60°	50°	40°	30°	20°	10°	0°
Condicció inicial	0,75	0,77	0,79	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80
l_h (+50%)	0,75	0,77	0,79	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80
d_i (+50%)	0,75	0,77	0,78	0,79	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80
d_h (+50%)	0,75	0,77	0,79	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80	0,80
r_{rot} (+50%)	1,13	1,16	1,18	1,19	1,20	1,20	1,20	1,20	1,20	1,20

El rang angular representa l'amplitud de supinació fins la posició neutra (0°). A partir dels 50° fins al final de la pronació, el valor de l'eficiència es manté constant. L'anàlisi considera una posició de flexió de colze de 90°. Els valors inicials d'eficiència (condició inicial) s'han calculat a partir dels paràmetres de la Taula 16. La resta de valors d'eficiència són el resultat d'augmentar un 50% el valor inicial dels següents paràmetres: (l_h) longitud fisiològica de l'húmer, (d_i) distància entre el cap del radi i el punt mig del llavi medial de la tuberositat radial, (d_h) distància entre el pla coronal de l'húmer i el punt més anterior del còndil humeral, i (r_{rot}) radi de rotació.

III.4.2.4 Simultaneïtat bíceps braquial i pronador rodó

Diversos estudis han demostrat que l'activitat flexora del bíceps és nul·la quan la flexió s'efectua amb l'avantbraç pronat (Sullivan et al., 1950; Basmajian i Latif, 1957). Aquest fet no sorprèn si es té en compte que l'eficiència rotacional del pronador rodó és baixa al final de la pronació (Figura 21), per tant, en aquesta posició l'acció del bíceps provocaria fàcilment – tal i com ha demostrat Naito (2004) mitjançant l'electroestimulació bicipital – una pèrdua de la posició prona i una rotació en supinació de l'avantbraç. Per tal de garantir la flexió del colze en pronació de l'avantbraç i mà s'ha posat de manifest l'existència de connexions neuromusculars inhibidores entre el pronador rodó i el bíceps braquial, així com l'activació de la resta de músculs flexors, fonamentalment braquial anterior i braquiorradial (Naito et al., 1998).

Bíceps i pronador tenen màxims d'eficiència amb el colze semiflexionat, coincidint amb la *posició funcional* del colze (Kapandji, 2002). Des del punt de vista articular, aquesta posició implica la pèrdua del *close packed* cubito humeral i el guany del *close packed* radio humeral (MacConaill i Basmajian, 1969). En aquestes condicions, l'estabilitat cubital es garanteix pels músculs tríceps i braquial anterior que limiten la cavitat sigmoidea. Malgrat la situació de *close packed* radio humeral, l'acció del bíceps tendeix a luxar el cap del radi en sentit proximal (Kapandji, 2002). El fet que l'eficiència del bíceps augmenti amb la flexió, seria un factor important alhora de minimitzar el risc del luxació radio humeral, doncs el requeriment de força bicipital seria menor comparat amb condicions de menor eficiència.

III.5 Eficiència dels músculs pronador rodó i bíceps braquial en hominoïdeus moderns no humans

En dos apartats anteriors s'han desenvolupat els models biomecànics que permeten analitzar l'eficiència dels músculs pronador rodó i bíceps braquial en la rotació de l'avantbraç i la flexió del colze humà. Aquest apartat desenvolupa el sisè objectiu específic d'aquesta tesi, d'aquesta manera s'apliquen ambdós models a altres hominoïdeus, en concret, un exemplar de ximpanzé comú, un goril·la de planura occidental, un orangutan, i un siamang.

III.5.1 Materials i mètodes

La mostra utilitzada està formada per un representant de cadascun dels quatre grans grups no humans que integren els *Hominoidea* actuals (*Gorilla*, *Pan*, *Pongo*, i *Symphalangus*). De cada individu s'ha considerat un conjunt esquelètic desarticulat de braç i avantbraç. En tots els casos es van utilitzar exemplars no patològics, provinents del Departament d'Antropologia de la Universitat de Zurich, excepte l'exemplar de goril·la que procedia de la col·lecció de primats de l'Estació Biològica de Doñana. Tots els primats varen ser capturats en llibertat al seu hàbitat natural i mai no van estar sotmesos a condicions de captivitat.

En la Taula 19 es presenta un resum de la mostra utilitzada. Tot i que cadascun dels gèneres inclosos en l'estudi està integrat per diverses espècies i subespècies, en aquesta investigació s'ha considerat a cada individu de la mostra com a un prototip del seu gènere. En aquest sentit, en la literatura antropològica, és habitual referir-se al comú d'especialitzacions anatòmiques i

funcionals de les diferents espècies d'un mateix gènere, i utilitzar aquest patró com a tret diferenciador entre gèneres, es a dir, s'estableix un prototip tant de disseny com de funció. D'altra banda, també és habitual que a efectes pràctics aquest prototip es vinculi a una determinada espècie (Fleagle, 1988; Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993; Tuttle et al., 1992; Stern i Larson, 2001).

La metodologia aplicada per l'anàlisi de l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó és la desenvolupada en l'Apartat III.3. Aquest paràmetre s'ha analitzat en funció del grau de flexió del colze, ajustant-se a una amplitud de 180°-35° (Knussmann, 1967; Rose, 1993; Kapandji, 2002). Igualment, per l'anàlisi de l'eficiència del múscul bíceps braquial (com a flexor del colze i com a supinador de l'avantbraç) s'ha aplicat el model presentat en l'Apartat III.4. Com es descriu en aquest apartat, el model biomecànic d'eficiència rotacional del bíceps es basa fonamentalment en l'obtenció d'imatges tomogràfiques de l'esquelet de l'avantbraç articulat. Les tomografies es van realitzar a l'Institut de Diagnòstic per la Imatge (IDI) de l'Hospital Universitari de Bellvitge, seguint la mateixa sistemàtica que es descriu en l'Apartat III.4 pel cas de l'avantbraç humà.

En cas del ximpanzé al no disposar d'una extremitat completa, els paràmetres osteomètrics cubitals es van analitzar en el cúbit dret. D'altra banda, l'estudi tomogràfic de l'avantbraç d'aquest espècimen es va realitzar utilitzant exclusivament el radi esquerre (Taula 19). Com a punts de referència per la localització dels plans coronal i sagital del radi (plans de referència per la col·locació de l'os en l'escàner) es van considerar els punts centrals de l'articulació proximal i distal del radi (humeroradial i radiocarpiana, respectivament), i els punts mitjos de la careta articular radiocubital superior i inferior (veure Figura 26). Per la localització del punt d'intersecció de l'eix de rotació amb el pla P_C (veure Figura 27a), es va fer la següent representació amb l'ajut del software per imatges tomogràfiques (eFilm Workstation 2.0): la

distància entre la fòvea cubital i la part més medial de la superfície articular del cap del cúbit (paràmetre d_c utilitzat pel càlcul de la relació entre l'eix de rotació i de referència, Figura 15) es va representar com un segment perpendicular a la línia que uneix l'extrem anterior i posterior de l'escotadura sigmoidea del radi. L'extrem radial d'aquest segment es va situar just en contacte amb el punt mig de la superfície articular d'aquesta escotadura. L'extrem cubital del segment es va utilitzar com a referència per situar l'eix de rotació de l'avantbraç.

TAULA 19. Inventari de la mostra utilitzada.

Individu	Procedència	Edat	Sexe	Material
<i>Symphalangus syndactylus</i>	IMAZ	Adult	Mascle	Húmer, cúbit, i radi esquerres
<i>Pongo pygmaeus</i>	IMAZ	Adult	Mascle	Húmer, cúbit, i radi drets
<i>Pan troglodytes</i>	IMAZ	Adult	Mascle	Húmer i radi esquerres. Cúbit dret
<i>Gorilla gorilla</i>	EBD	Adult	Femella	Húmer, cúbit, i radi drets

IMAZ, Anthropologisches Institut und Museum Universitaet Zuerich Irchel. EBD, Estación Biológica de Doñana, Consejo Superior de Investigaciones Científicas

III.5.2 Resultats i discussió

III.5.2.1 Eficiència rotacional del múscul pronador rodó

En la Taula 20 es mostren els paràmetres osteomètrics obtinguts de l'anàlisi de l'húmer, cúbit i radi en la mostra de primats, utilitzats pel càlcul de l'eficiència i de la relació entre la curvatura diafisària del radi i el radi de rotació en els diferents espècimens.

En les Figures 33 a 36 es presenten els resultats de la superposició dels plans P_1 i P_3 en cadascun dels quatre primats estudiats. Els valors corresponents als paràmetres que s'hi representen consten en la Taula 21. A fi de simplificar, les quatre figures l'anàlisi vectorial es representa exclusivament per la posició neutra (veure Figures 18 i 19 per la descripció vectorial). Els punts i paràmetres representats són:

Punt A = inserció del pronador rodó en l'àpex de la curvatura del radi. El subíndex indica la fase del moviment (s: supinació, n: neutra, p: pronació).

Punt B' = origen del pronador rodó en l'àpex de l'epicòndil (s'ha mantingut la nomenclatura de [B'] per referir-se a la projecció del punt B sobre el pla P_3).

Angle φ = quantifica la posició del punt B' respecte a l'eix coronal. **Punt O'** = centre de rotació. $\overline{AO'}$ = radi de rotació (r_{rot}).

TAULA 20. Paràmetres osteomètrics i geomètrics d'húmer, radi i cúbit utilitzats pel càlcul de l'eficiència del pronador rodó

	<i>Gorilla gorilla</i>	<i>Pan troglodytes</i>	<i>Pongo pygmaeus</i>	<i>Symphalangus syndactylus</i>
AC	179°	171°	177°	174°
c	3,6	3,6	3,8	2,4
d _r	1,2	1,2	1,4	0,8
d _c	1,1	1,0	1,1	0,4
l _f	27,5	27,3	36,0	30,1
l _{pr}	12,4	11,2	13,0	10,0
k	0,95	0,92	0,88	0,84

(AC) angle cubital. (c) curvatura diafisaria del radi. (d_r) radi del cap del radi. (d_c) radi del cap del cúbit. (l_f) longitud fisiològica del radi. (l_{pr}) distància entre la plataforma articular del cap del radi i la inserció del pronador rodó a nivell diafisari. (k) constant pel càlcul de la relació curvatura/radi de rotació, $r_{rot} = k \cdot c$ Veure Figura 15 per la descripció d'aquests paràmetres. Distàncies expressats en centímetres.

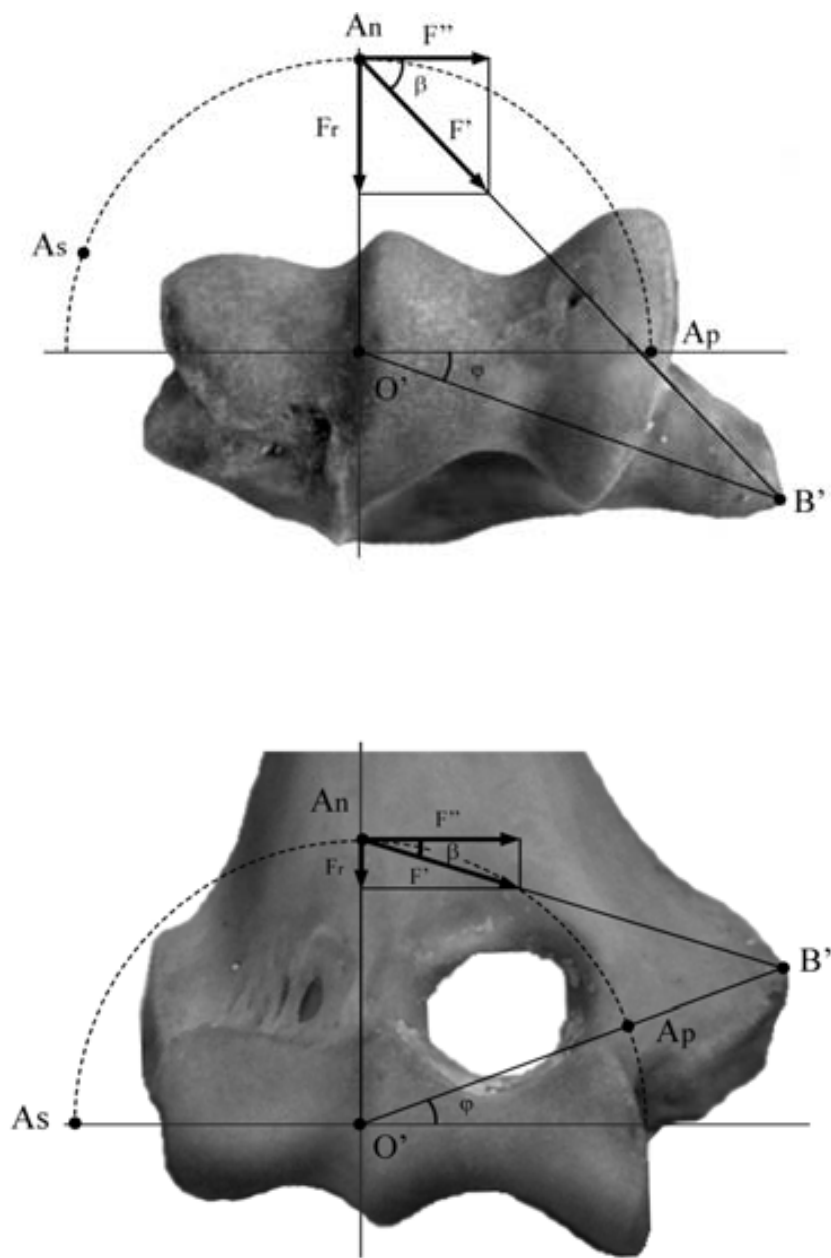


Figura 33. *Gorilla gorilla* Superposició dels plans P_1 i P_3 i anàlisi geomètrica de l'acció del pronador rodó resultant en posició de 180° de colze (superior) i 90° (inferior). Els paràmetres geomètrics resultants es mostren en la Taula 21.

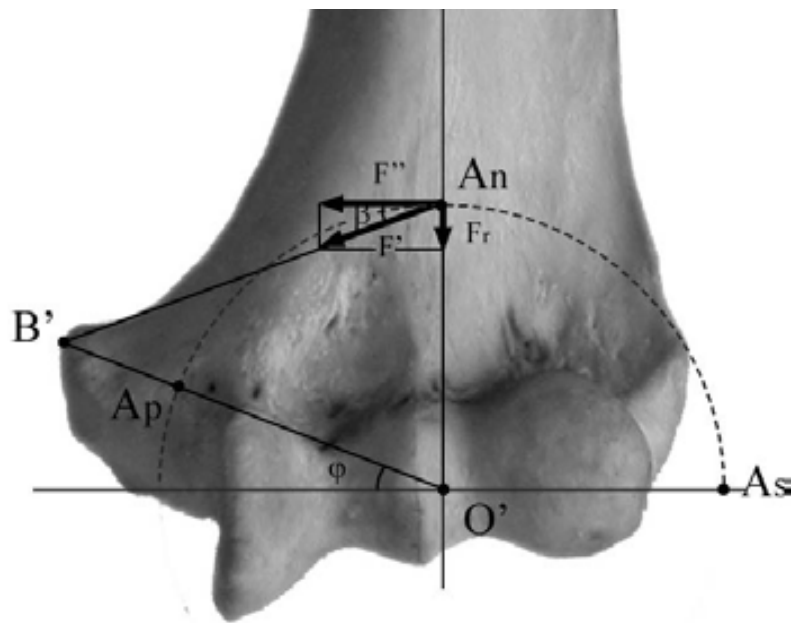
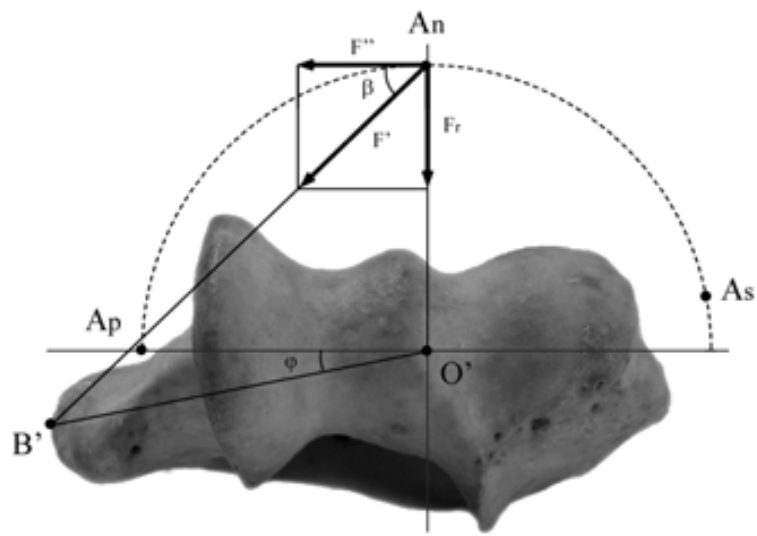


Figura 34. *Pan troglodytes* Superposició dels plans P_1 i P_3 i anàlisi geomètrica de l'acció del pronador rodó resultant en posició de 180° de colze (superior) i 90° (inferior). Els paràmetres geomètrics resultans es mostren en la Taula 21.

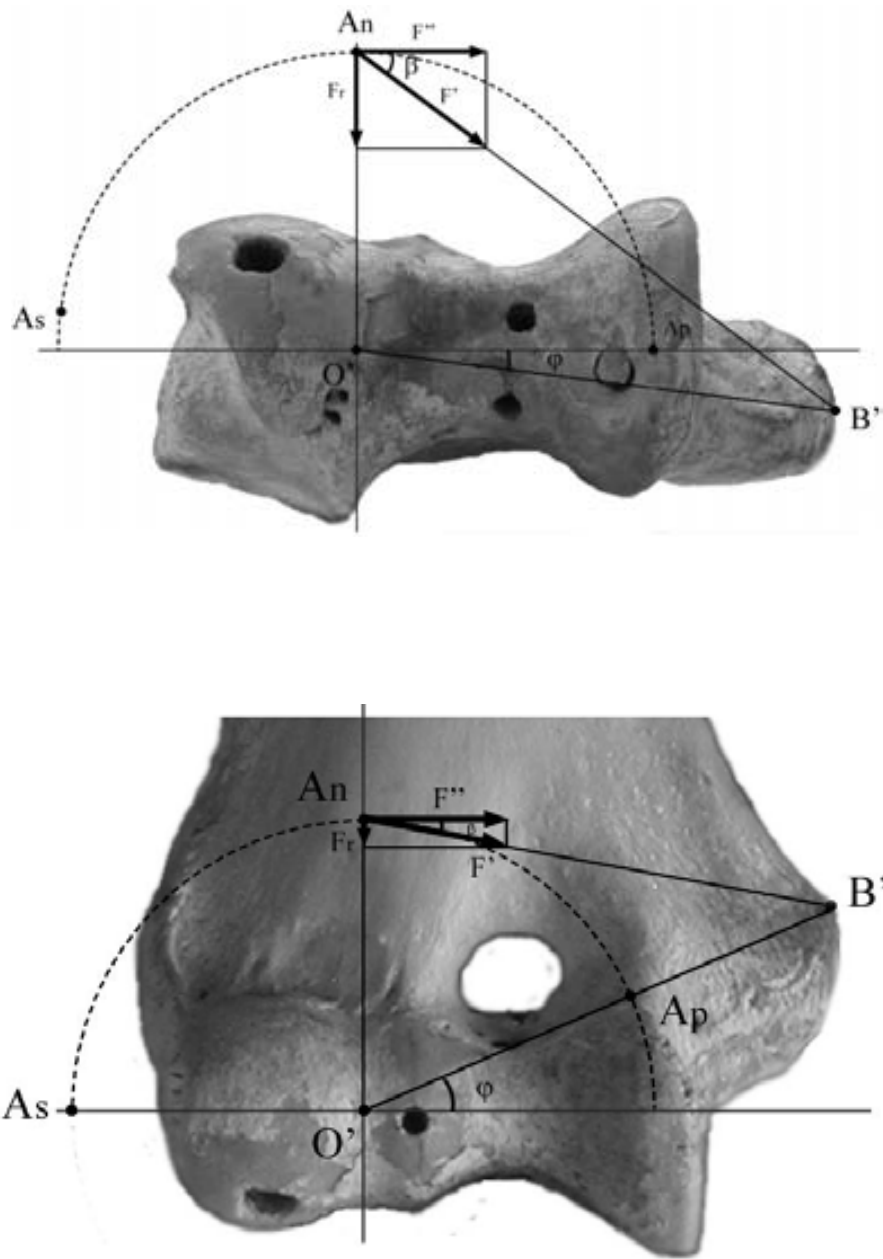


Figura 35. *Pongo pygmaeus* Superposició dels plans P_1 i P_3 i anàlisi geomètrica de l'acció del pronador rodó resultant en posició de 180° de colze (superior) i 90° (inferior). Els paràmetres geomètrics resultants es mostren en la Taula 21.

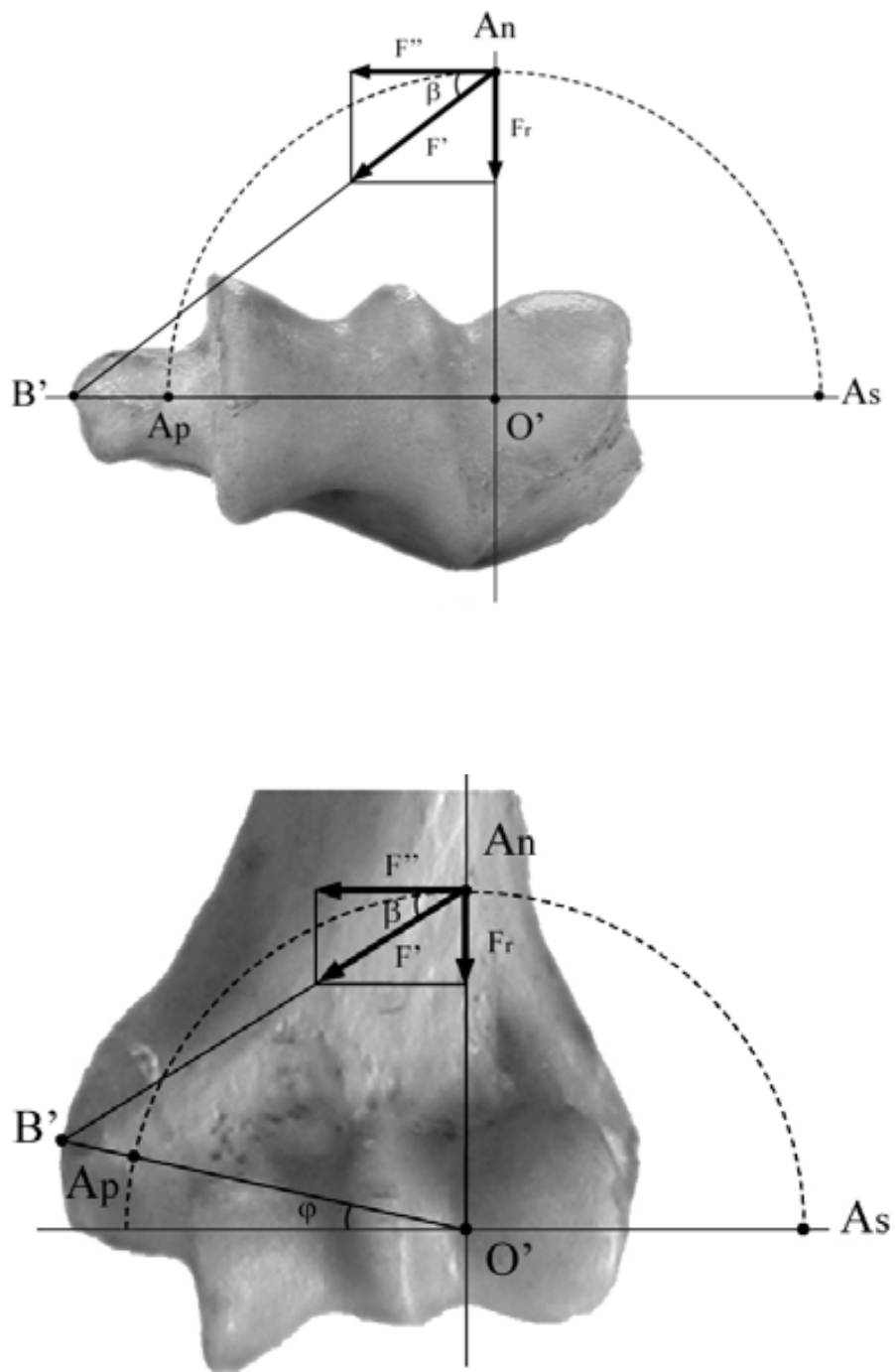


Figura 36. *Symphalangus syndactylus* Superposició dels plans P_1 i P_3 i anàlisi geomètrica de l'acció del pronador rodó resultant en posició de 180° de colze (superior) i 90° (inferior). Els paràmetres geomètrics resultants es mostren en la Taula 21.

TAULA 21. Paràmetres geomètrics dels quatre espècimens d'hominoïdeus utilitzats pel càlcul de l'eficiència del pronador rodó

	<i>Gorilla gorilla</i>						<i>Pan troglodytes</i>						<i>Pongo pygmaeus</i>						<i>Symphalangus syndactylus</i>					
	Colze 180°			Colze 90°			Colze 180°			Colze 90°			Colze 180°			Colze 90°			Colze 180°			Colze 90°		
	S	N	P	S	N	P	S	N	P	S	N	P	S	N	P	S	N	P	S	N	P	S	N	P
RM	70°	0°	90°	90°	0°	70°	79°	0°	90°	90°	0°	70°	83°	0°	90°	90°	0°	67°	90°	0°	90°	90°	0°	78°
l_1	15,2	15,2	15,2	15,2	15,2	15,2	14,6	14,6	14,6	13,0	13,0	13,0	17,2	17,2	17,2	15,0	15,0	15,0	11,5	11,5	11,5	10,5	10,5	10,5
Angle φ	-20°	-20°	-20°	+20°	+20°	+20°	-11°	-11°	-11°	+20°	+20°	+20°	-7°	-7°	-7°	+23°	+23°	+23°	0°	0°	0°	+12°	+12°	+12°
$\overline{AO'}$	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	3,3	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
$\overline{AB'}$	8,5	7,0	2,2	8,6	5,3	2,2	7,6	6,0	1,4	7,7	4,6	1,3	8,7	6,7	2,3	8,8	5,3	2,4	4,5	3,3	0,6	4,4	2,8	0,5
$\overline{O'B'}$	5,2	5,2	5,2	5,4	5,4	5,4	4,4	4,4	4,4	4,6	4,6	4,6	5,5	5,5	5,5	5,7	5,7	5,7	2,6	2,6	2,6	2,4	2,4	2,4

(S) supinació màxima. (N) neutra. (P) pronació màxima. RM (Rang de moviment): graus de rotació del radi al voltant del centre de rotació. Aquests graus s'han mesurat a partir de la posició neutra (0°). (l_1)distància entre els plans P_1 i P_3 . Segons el punt B' es situï per sobre o per sota de l'horitzontal (veure Figures 33-36) l'angle φ s'ha definit amb un símbol + o -.

$\overline{AO'}$ equival al radi de rotació. Paràmetres obtinguts mitjançant el programa CANVAS 9.0.4 Les distàncies s'expressen en centímetres.

Com s'observa en la Taula 21, on es presenten els resultats conjunts pels quatre primats analitzats, el rang de rotació del siamang és el que presenta una major amplitud tant amb el colze a 90° , com amb extensió màxima. En aquesta posició, el segueix en ordre descendent l'orangutan, el ximpanzé, i el goril·la. Pel cas del colze en semiflexió (90°), s'observa que el ximpanzé i el goril·la tenen la mateixa amplitud de rotació, quedant l'orangutan en última posició. Els resultats obtinguts són concordants amb la literatura especialitzada; en aquest sentit i pel cas dels hominoïdeus, l'amplitud total de pronosupinació es situa entre els 150° i 180° (Darcus i Salter, 1953; Lewis, 1969; O'Conner i Rarey, 1979). Diversos autors han destacat la preponderant amplitud de rotació d'avantbraç dels hilobàtids entre els hominoïdeus, condició que ha estat relacionada amb el seu característic tipus de locomoció (O'Conner i Rarey, 1979; Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993).

Com s'ha comentat en l'Apartat III.3, el rang de rotació de l'avantbraç està condicionat per la posició del punt d'origen muscular (Figures 33-36, punt B'), es a dir per l'orientació de l'epicòndil medial de l'húmer (angle φ). Els valors obtinguts d'angle φ estan d'acord amb les dades existents referides a hilobàtids i grans antropomorfs (Fleagle i Simons, 1978, 1982; Harrison, 1989; Rossie i MacLatchy, 2006). En el cas del goril·la s'observa una important retroflexió de l'epicòndil medial (valorat a partir de la norma distal d'húmer). Aquesta característica s'ha relacionat amb la seva condició de quadrúpeda terrestre (Fleagle, 1988). Per contra, l'orangutan i sobretot el siamang, l'epicòndil es projecta més medialment, característica que s'ha relacionat amb una locomoció arborícola (Fleagle, 1988).

Com s'observa en les Figures 33-36, com a conseqüència de l'orientació de l'epicòndil medial de l'húmer, quan el colze passa a 90° de flexió, el punt B' es desplaça cap amunt i en sentit medial, i el valor de $\overline{O'B'}$ augmenta en flexió. Mentre aquesta condició es compleix en el ximpanzé, l'orangutan, i el goril·la,

on la projecció del punt B' (Taula 21, angle φ) en 90° és similar, en el cas del siamang el punt B' passa d'estar situat en l'horitzontal (angle $\varphi = 0$), a desplaçar-se en cap amunt i lateral (Figura 36), i el valor de $\overline{O'B'}$ disminueix.

Un altre paràmetre que varia en passar d'extensió a flexió és la longitud l_1 (Taula 21). Es produeix una disminució del seu valor en tots els casos excepte en el goril·la, com a conseqüència de l'elevat grau de retroflexió del seu epicòndil medial (Taula 21, angle $\varphi = 20^\circ$). D'acord amb el model d'eficiència, disminucions en el valor de l_1 impliquen disminucions de l'angle α i augments de l'eficiència.

Segons Swartz (1990), els primats braquiadors exhibeixen un major grau de curvatura radial per augmentar l'eficiència de la musculatura rotadora de l'avantbraç. Tot i que aquesta autora defineix la curvatura de manera diferent a la considerada en el nostre estudi, els nostres resultats no confirmen aquesta relació doncs el siamang és qui presenta el valor més baix de radi de rotació, comparativament amb la resta de primats estudiats (Taula 21). Cal tenir present que aquest paràmetre és funció de la curvatura del radi. En aquest sentit, el resultat obtingut està d'acord amb altres autors segons els quals, aquests primats tindrien un menor desenvolupament de la curvatura, com adaptació funcional a les càrregues mecàniques derivades de la braquiació (Knussman, 1965; Kummer, 1970; Simons 1972; Schultz 1973; Andrews i Groves, 1976).

Fins ara s'ha presentat la variabilitat en els paràmetres dels que depèn l'eficiència rotacional del pronador rodó. En les Figures 37 a 40 es mostra l'eficiència en funció de l'angle de rotació de l'avantbraç.

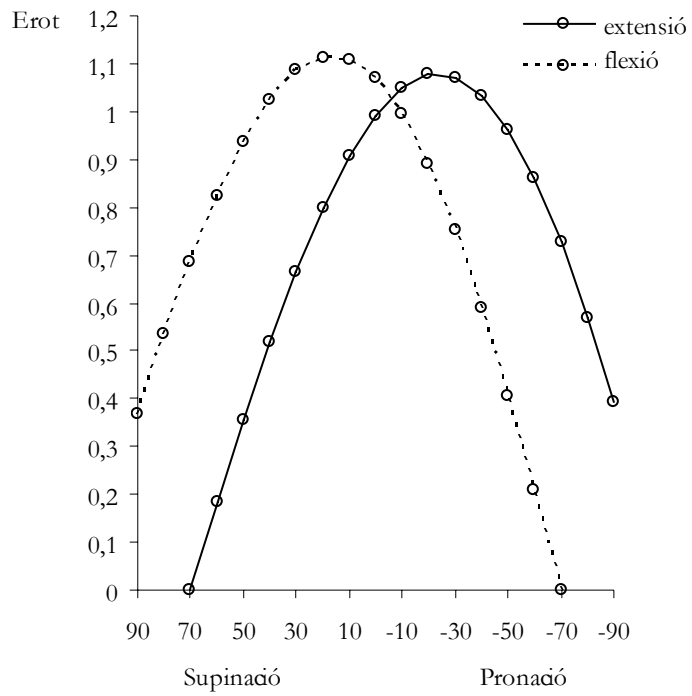


Figura 37. Gràfica de l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó en *Gorilla gorilla*

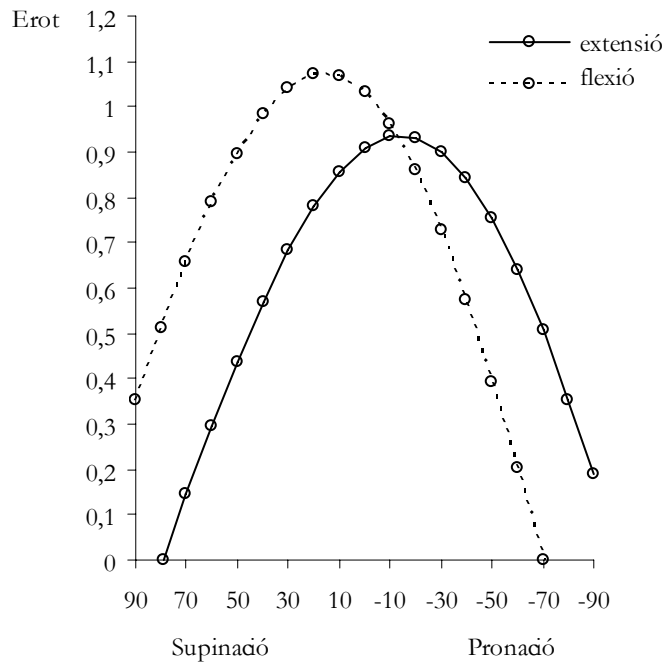


Figura 38. Gràfica de l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó en *Pan troglodytes*

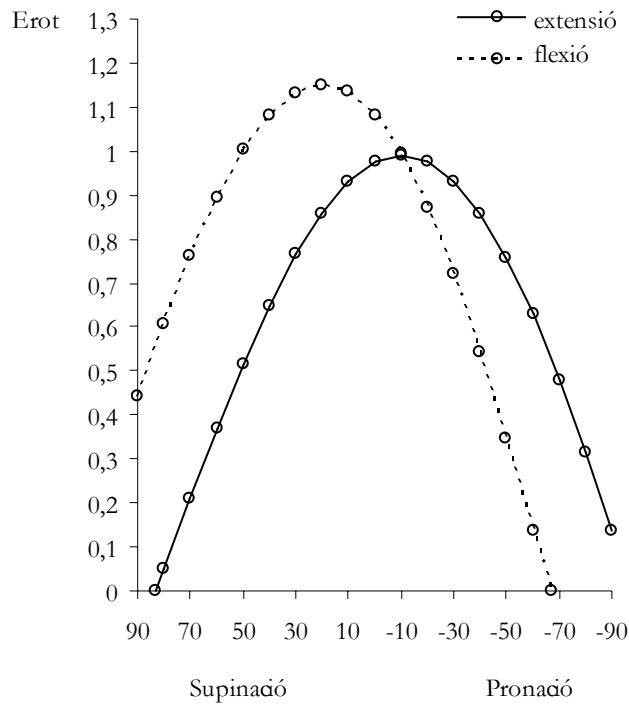


Figura 39. Gràfica de l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó en *Pongo pygmaeus*

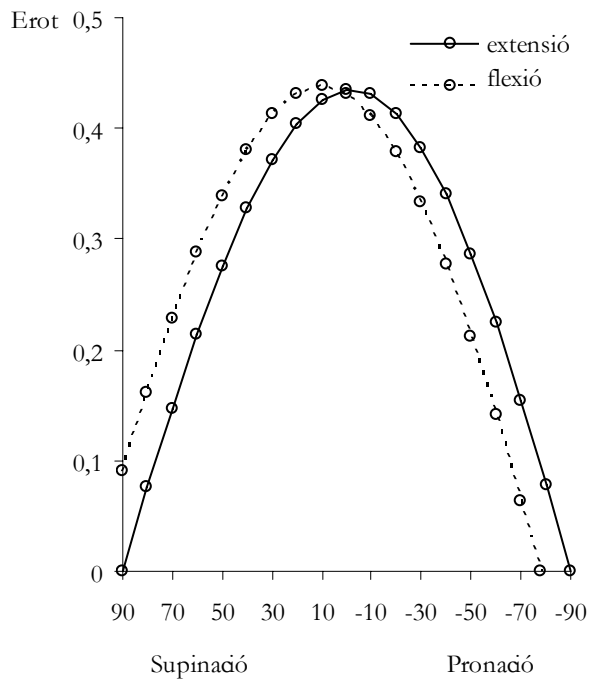


Figura 40. Gràfica de l'eficiència rotacional del pronador rodó en *Symphalangus syndactylus*

TAULA 22. Valors màxims d'eficiència rotacional del pronador rodó

	Eficiència rotacional màxima (cm)		Posició del màxim	
	Colze 180°	Colze 90°	Colze 180°	Colze 90°
<i>Gorilla gorilla</i>	1,08	1,11	-20°	+20°
<i>Pan troglodytes</i>	0,93	1,07	-10°	+20°
<i>Pongo pygmaeus</i>	0,99	1,15	-10°	+20°
<i>Symphalangus syndactylus</i>	0,44	0,44	0°	+10°

El símbol positiu i negatiu en el valor de l'angle representa, respectivament, el rang de supinació i pronació

L'anàlisi de l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó mostra, en tots els casos estudiats, que aquest paràmetre varia en funció del grau de rotació de l'avantbraç. De la seva representació a lo llarg de tot el rang angular de pronosupinació en resulta una gràfica acampanada, amb un màxim que en general es situa en posicions rotacionals intermèdies, i disminucions progressives del seu valor a mesura que ens acostem a posicions extremes de supinació i pronació.

Com ja s'havia observat al analitzar el cas humà, l'eficiència rotacional del pronador rodó també depèn del grau de flexió en que es troba el colze. En general, els resultats mostren que amb el colze a 180° (extensió completa) el màxim d'eficiència es situa al voltant de la posició neutra o de semipronació. D'altra banda, quan el colze es flexiona fins a situar-se a 90°, s'observa una tendència a que la gràfica d'eficiència es desplaci cap el rang de la supinació. Concretant en cadascun dels casos analitzats, s'observa que la diferencia entre els màxims d'eficiència en extensió i en flexió és més evident en el cas del goril·la, desplaçant-se dels 20° de pronació en posició de màxima extensió de colze, a 20° de supinació quan el colze es troba a 90°. Aquest desplaçament està relacionat amb el valor de l'angle φ ($\varphi: \pm 20^\circ$). Per contra, el siamang és el que presenta menys diferencia entre els màxims d'eficiència, situant-se a 0° en màxima extensió, i a 10° de supinació amb el colze a 90° ($\varphi: 0^\circ, +12^\circ$). Ximpanzé i orangutan mostren el mateix interval: 10° de pronació en extensió i 20° de supinació en flexió. També en aquests dos gèneres, s'observa que el valor màxim d'eficiència augmenta amb la flexió del colze. Per contra, en el cas del goril·la i sobretot en el cas del siamang, presenten valors molt semblants d'eficiència rotacional del pronador rodó en 180° i 90° de colze. En el cas del goril·la, s'explicaria pel fet que l_1 es constant independentment de la posició del colze (Taula 21). En el cas del siamang, es relacionaria amb el valor de $\overline{O'B'}$ en extensió i flexió.

Com s'observa en la Taula 22, el goril·la és el que presenta una major eficiència rotacional amb l'extremitat completament en extensió. Tanmateix, el seu valor és molt proper a l'observat en l'orangutan i el ximpanzé. La posició d'aquest màxim el fa destacar respecte a la resta de primats estudiats, d'aquesta manera i com s'ha dit abans, el valor s'assoleix quan l'avantbraç està en posició semipronada-pronada. Aquest fet, cal relacionar-lo amb l'important grau de retroflexió del seu epicòndil medial (angle ϕ). D'altra banda, en el cas del goril·la, quan el colze es flexiona a 90° , s'observa que l'eficiència pràcticament no augmenta, però si experimenta un important desplaçament cap a una posició de "semisupinació". No passa el mateix en el cas del ximpanzé i l'orangutan, on el valor de l'eficiència és més sensible als canvis posicionals del colze. En aquest sentit, quan ximpanzé i orangutan tenen col·locat el colze a 90° , l'eficiència del pronador rodó és major que en extensió, d'altra banda i al igual que passava en el goril·la, amb el colze semiflexionat, els seus màxims també recauen en posició de semisupinació. A la Taula 22 s'observa que, per 90° de colze, tot i que l'orangutan és el que presenta el valor d'eficiència superior, aquest juntament amb goril·la i ximpanzé tenen valors molt ajustats.

En el cas del siamang, aquest primat mostra valors inferiors d'eficiència tant en 180° com en 90° de colze. En situació de màxima extensió de colze, el màxim es situa just en la posició neutra d'avantbraç. En posició de flexió, l'eficiència rotacional del pronador pràcticament no experimenta cap canvi: no augmenta respecte a l'extensió, i el màxim es desplaça poc cap a la supinació, però continua situat al voltant de la posició neutra d'avantbraç,

Les implicacions funcionals de l'eficiència rotacional del pronador rodó en cadascun d'aquests primats, es discutirà més endavant en el Capítol IV.

III.5.2.2 Eficiència del bíceps braquial com a flexor i rotador

La Taula 23 mostra els paràmetres utilitzats pel càlcul de les eficiències de flexió i rotació del bíceps braquial en goril·la, ximpanzé, orangutan, i siamang. Aquests paràmetres han estat obtinguts a través de l'anàlisi osteomètric directa, i mitjançant l'estudi tomogràfic del material esquelètic (Figura 41).

En la Figura 42 es mostra el resultat de l'anàlisi de l'eficiència del bíceps braquial durant el moviment de flexió del colze en goril·la, ximpanzé, orangutan i siamang. L'eficiència s'ha representat en funció del mateix rang angular de flexió considerat en l'humà. En aquest sentit, s'ha tingut en compte la similitud de rang de flexo-extensió de colze existent en el grup dels hominoïdeus (Rose, 1993).

En general, es pot observar que en posició de màxima extensió de colze (teòrics 180°) el bíceps no actua com a flexor del colze. Tot i que, els valors extrems de les gràfiques s'han d'interpretar amb certa reserva doncs impliquen situacions teòriques que no necessàriament han de correspondre amb les condicions que tenen lloc en l'individu viu, aquests resultats són coincidents amb les observacions experimentals realitzades per diversos autors (Sullivan et al., 1950; Basmajian i DeLuca, 1985). En tots els casos, s'assoleixen valors màxims relativament estables entre 100° i 70° de flexió. Igualment, s'observa que l'eficiència flexora del bíceps braquial disminueix al final del rang de moviment. En la Taula 24, es mostren els valors concrets de màxim d'eficiència i el valor angular en que s'obté.

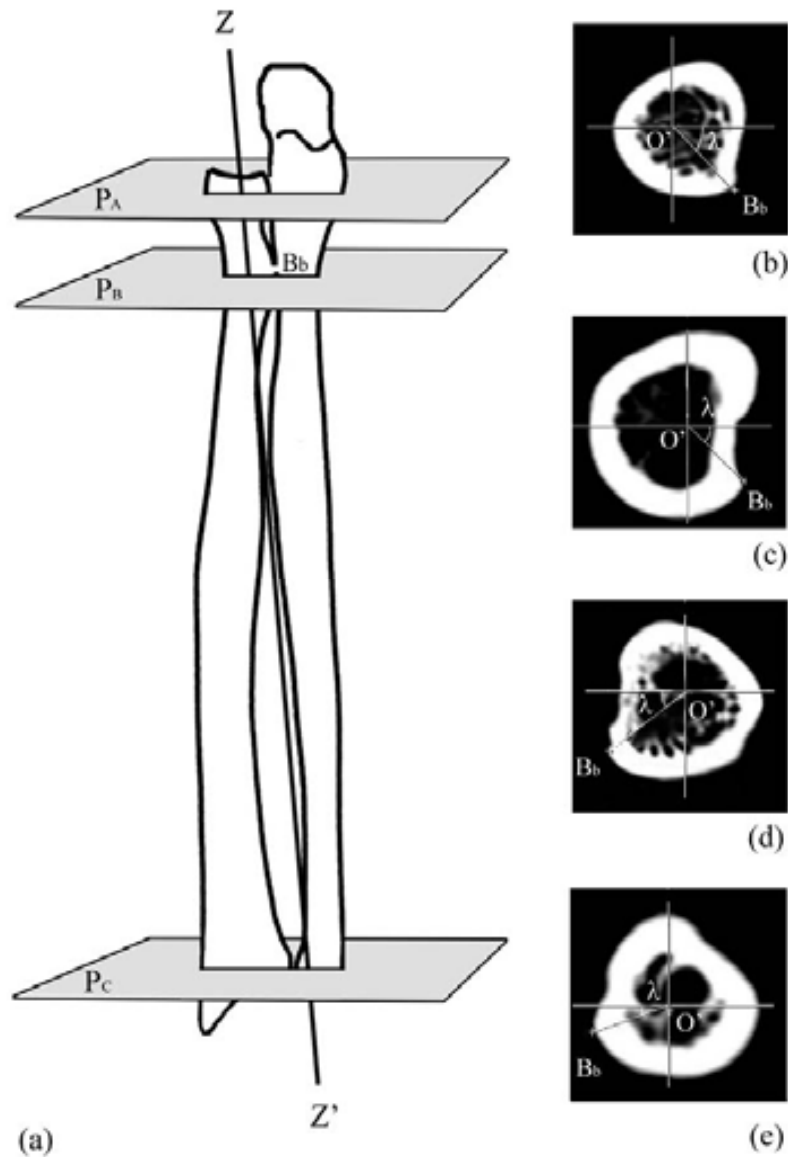


Figura 41. (a) Norma anterior de l'esquelet d'avantbraç dret en posició de màxima supinació. (ZZ') eix de rotació de l'avantbraç. (B_b) posició de la inserció distal del bíceps braquial a nivell de la tuberositat del radi. L'estudi tomogràfic es centra en els plans P_A , P_B , i P_C . (b-e) Imatges tomogràfiques del radi corresponents al pla P_B (b: goril·la, c: orangutan, d: ximpanzé, e: siamang): el punt O' (centre de rotació) representa el punt d'intersecció de l'eix ZZ' i el pla P_B . El radi de rotació del bíceps braquial (r_{rot}) està definit per $\overline{O'B_b}$. L'angle λ permet conèixer la posició del punt d'inserció bicipital (B_b) respecte al pla coronal que conté l'eix de rotació. Nota: la imatge tomogràfica corresponent al ximpanzé (d) i siamang (e), corresponen a un radi esquerre, per tant no s'ajusten al model d'avantbraç representat en el diagrama (a).

TAULA 23. Paràmetres osteomètrics i geomètrics utilitzats pel càlcul de l'eficiència del múscul bíceps braquial

Paràmetre	<i>Gorilla gorilla</i>	<i>Pan troglodytes</i>	<i>Pongo pygmaeus</i>	<i>Symphalangus syndactylus</i>
l_h	36,0	34,0	40,8	30,0
d_h	1,1	1,2	1,5	0,7
d_i	4,6	4,7	5,0	4,0
r_{rot}	1,0	1,0	0,8	0,5
Angle λ	-45°	-40°	-45°	-20°

(l_h) longitud fisiològica húmer. (d_h) distància entre el pla coronal de l'húmer i el punt més anterior del còndil humeral. (d_i) distància entre el cap del radi i el punt mig del llavi medial de la tuberositat radial. (r_{rot}) radi de rotació. (Angle λ) angle que forma l'eix de les abscisses (eix coronal) amb $\overline{O'Bb}$. L'angle es pren com a negatiu doncs està per sota d'aquest eix. Els valors es presenten en centímetres. Veure Apartat III.4 per una descripció més detallada d'aquests paràmetres.

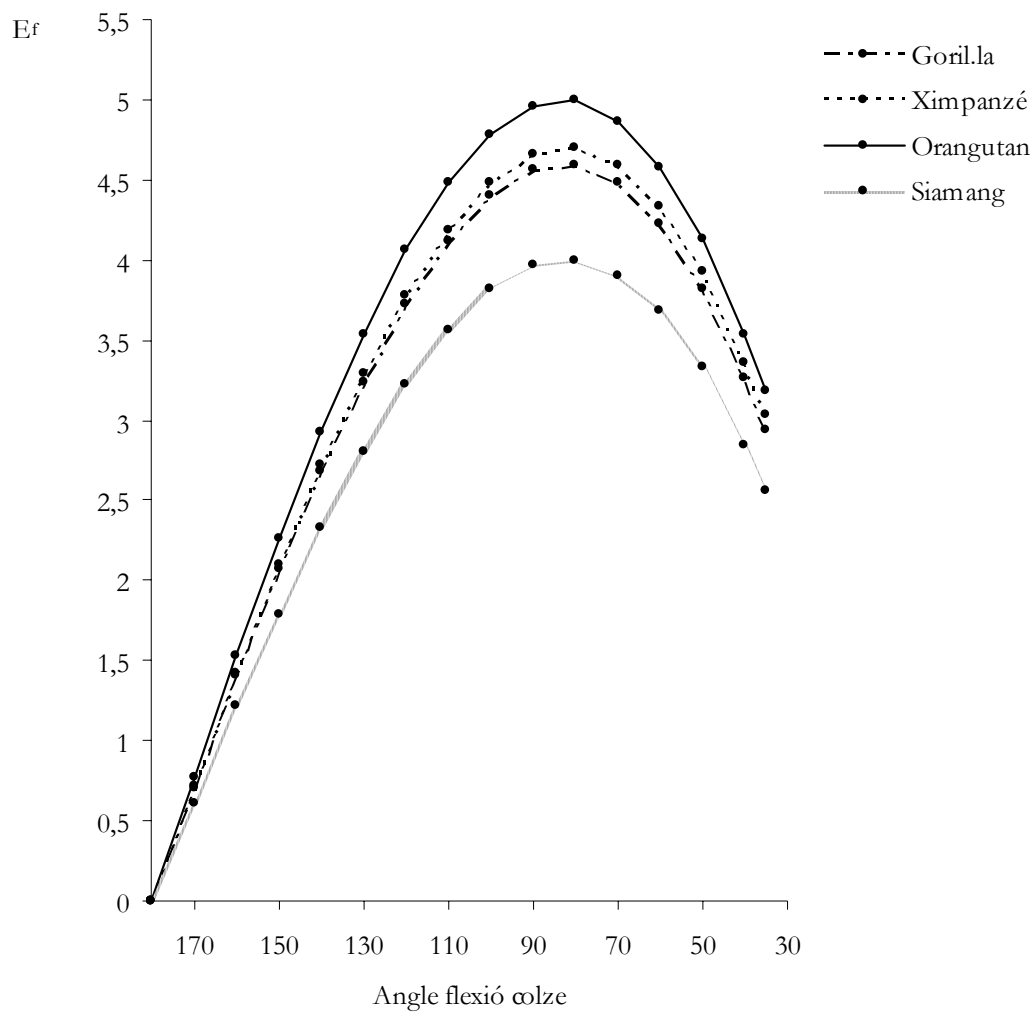


Figura 42. Gràfica de l'eficiència de flexió del múscul bíceps braquial

Com s'ha explicat en l'Apartat III.4 al desenvolupar el model d'anàlisi d'eficiència del bíceps braquial, la distància d_i (paràmetre que ens permet estimar quantitativament la posició proximo-distal de la inserció bicipital en el radi) és un factor determinant en l'eficiència flexora del bíceps. Això ho es pot comprovar a l'observar concordança entre aquesta distància (Taula 23) i l'eficiència rotacional calculada en cadascun dels quatre espècimens: els individus que presenten valors alts de d_i són els que tenen major eficiència de flexió (Taula 24).

En la Taula 25, es presenten els resultats de l'anàlisi de l'eficiència rotacional del bíceps braquial en els quatre primats en funció d'una amplitud de pronosupinació de 180° ($+90^\circ$ a -90°) (Rose, 1993). En tots els casos, el valor de l'eficiència de rotació es mostra mínima en dues posicions de colze extremes, 179° (màxima extensió) i 35° (màxima flexió), i màxima al voltant de la posició de 80° de flexió (posició de màxima eficiència flexora, Taula 24).

Donat que en els hominoïdeus no humans, a diferència de l'humà (Taula 16, angle λ), la tuberositat bicipital presenta una orientació posterior en màxima supinació (Taula 23, angle λ), per una determinada posició del colze, el valor de l'eficiència rotacional del bíceps es manté constant durant tot el rang de pronosupinació (veure Apartat III.4).

En la Figura 43 es mostra, exemplificat pel cas del ximpanzé, la variació de l'eficiència rotacional del múscul bíceps braquial en funció de l'angle de flexió del colze. Al igual en l'humà, els resultats obtinguts confirmen que el bíceps braquial únicament actua com a rotador de l'avantbraç a partir de la flexió parcial del colze (Basmajian i DeLuca, 1985). D'altra banda, s'observa que quan el bíceps braquial té la màxima eficiència flexora, també té la màxima eficiència rotacional de l'avantbraç (Taula 24 i 25).

TAULA 24. Valors màxims d'eficiència flexora del bíceps braquial

	Eficiència flexora màxima (cm)	Posició del màxim
<i>Gorilla gorilla</i>	4,60	80°
<i>Pan troglodytes</i>	4,70	80°
<i>Pongo pygmaeus</i>	4,99	80°
<i>Symphalangus syndactylus</i>	4,0	80°

La posició del màxim s'expressa indicant l'angle que forma el braç amb l'avantbraç

TAULA 25. Valors d'eficiència rotacional del bíceps en la mostra d'hominoïdeus no humans

	179°	90°	80°	70°	35°
<i>Gorilla gorilla</i>	0,02	0,99	1,0	0,98	0,64
<i>Pan troglodytes</i>	0,02	0,99	1,0	0,98	0,64
<i>Pongo pygmaeus</i>	0,01	0,79	0,80	0,78	0,51
<i>Symphalangus syndactylus</i>	0,01	0,50	0,50	0,49	0,32

El rang angular expressa l'angle que forma el braç amb l'avantbraç. Per una determinada posició del colze, el valor d'eficiència es manté constant durant tot el rang de pronosupinació (+90° a -90°).

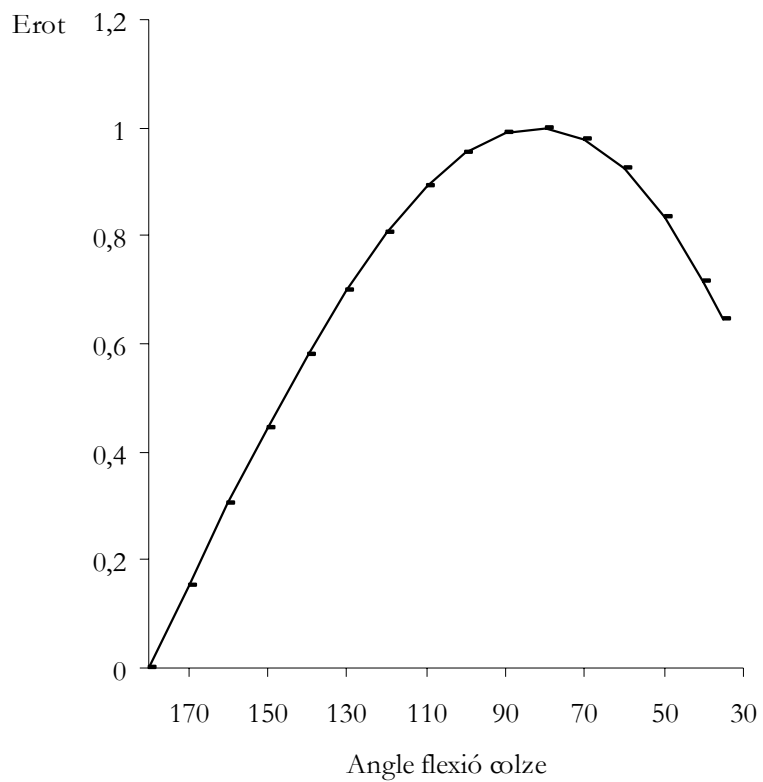


Figura 43. Gràfica de l'eficiència rotacional del múscul bíceps braquial del ximpanzé en funció de l'angle de flexió del colze i per una posició neutra d'avantbraç (0°).

En la literatura antropològica es troben referències al fet que la posició posteromedial de la tuberositat bicipital del radi present en hilobàtids i grans antropomorfs, en comparació als humans, millora l'acció del múscul bíceps braquial en el sentit de conferir a l'avantbraç una potència constant durant tot el seu moviment de rotació (Trinkaus i Churchill, 1988; Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993). Aquest model biomecànic permet demostrar aquesta afirmació des d'un punt de vista teòric, i d'altra banda permet analitzar l'eficiència de rotació d'un disseny o configuració anatòmica determinada, es a dir, avaluar la variabilitat òssia en termes quantitativs.

D'altra banda, en els quatre primats estudiats, s'observa que valors alts de radi de rotació (Taula 23, r_{rot}) es corresponen amb valors alts d'eficiència rotacional de bíceps braquial (Taula 25). Es comprova doncs que el radi de rotació del múscul bíceps braquial juga un paper preponderant com a factor determinant de la seva eficiència (Apartat III.4).

Capítol IV

Discussió general

IV.1 Estímuls mecànics i morfogènesi del radi

Els trets osteològics de la superfície del radi i la seva forma, estan determinats per factors genètics i ambientals, tals com la dieta o les càrregues mecàniques (Lanyon, 1990). La capacitat dels estímuls mecànics per regular els la remodelació del teixit esquelètic ha estat àmpliament documentada, i el seu estudi ha estat propugnat per diversos autors durant els darrers anys per tal d'aprofundir en el coneixement del binomi disseny ossi i funció muscular (Benjamin i Hillen, 2003). Part d'aquesta tesi es centra en analitzar la influència que tenen aquests estímuls en la variabilitat de l'arquitectura radial, entesa tant a nivell de forma com de robustesa òssia. L'estudi s'ha efectuat a partir de material esquelètic, i s'ha basat en la relació existent entre el grau d'hipertròfia muscular i el grau de robustesa de les entesis (Hawkey i Merbs, 1995). Cal subratllar que aquesta relació ha estat àmpliament utilitzada en els últims anys en el camp de l'Antropologia física per analitzar hipòtesis sobre el desenvolupament social, cultural, i laboral de poblacions prehistòriques i històriques (Ruff, 2000).

IV.1.1 Transformacions en la superfície del radi

En el present estudi, els canvis en la superfície del radi han estat estudiats principalment a nivell de les entesis, doncs aquestes representen les zones que més directament estan relacionades amb la càrrega muscular (Benjamin et al., 2006). L'anàlisi morfològica d'aquestes estructures, posa de manifest que la seva aparença osteològica és variable, presentant una sèrie de transformacions caracteritzables i categoritzables en funció del grau d'expressió o robustesa. Tanmateix, d'acord amb els resultats obtinguts, el patró de transformació és previsible, doncs està condicionat tant pel tipus morfològic-histològic d'inserció, com per la relació funcional que mantenen el múscul i l'os. Aquests resultats confirmen la necessitat, ja apuntada per altres autors, d'interpretar l'aparença osteològica de les entesis des d'una perspectiva multifactorial, que integri l'anatomia, la histologia, i la morfologia funcional (Benjamin et al., 1992; Benjamin i Ralphs, 1998; Benjamin et al., 2000; Benjamin et al., 2002).

L'anàlisi efectuada de la superfície del radi ha permès comprovar que les entesis de tipus tendinoses o lligamentoses van associades a l'aparició de respostes osteogèniques. De fet, els processos de remodelació i neoformació òssia a nivell de l'entesi han estat relacionats directament amb el patró d'estimulació mecànica que implica l'activitat muscular, especialment la tracció a que està sotmesa la unió osteotendinosa. S'ha comprovat que aquest estímul és capaç de promoure un increment de la vascularització i que això acaba comportant una estimulació dels osteoblasts i en darrer lloc la neoformació òssia, macroscòpicament diferenciable en forma de robustesa (Benjamin et al., 2000).

De totes les insercions tendinoses analitzades, l'expressió patològica osteofítica o exostòtica, tant sols s'ha observat en el cas de les insercions dels músculs supinador curt, bíceps braquial, i pronador rodó. Tots tres tenen en comú el fet de que la seva inserció distal – radial – és, des del punt de vista

biomecànic, el “punt mòbil” durant la contracció muscular. D'altra banda, també són considerats dels músculs més potents de l'avantbraç, sent la seva acció important durant la realització de tasques quotidianes, sobretot que impliquin treballs contra resistència externa (Rouvière i Delmas, 1988). Durant la contracció muscular, la màxima tracció s'efectua sobre el punt mòbil d'inserció, principalment quan l'acció muscular té lloc a fi de vèncer una resistència (MacConaill i Basmajian, 1969; Kennedy, 1989). Tenint en compte que existeix una relació entre el patró d'estimulació mecànica que rep l'entesi i el desenvolupament de canvis patològics (Benjamin i Ralphs, 1998), s'entén que les insercions radials del supinador, bíceps, i pronador rodó puguin ser considerades com a punts vulnerables, susceptibles de patir fenòmens degeneratius.

Cal destacar l'absència d'expressió entesopàtica exostòsica a nivell de les insercions tendinoses dels músculs braquiorradial i flexor comú superficial dels dits. El primer és un múscul fusiforme que acaba desplegant una àmplia inserció, en forma de ventall, sobre l'apòfisi estiloides radial, fins i tot arriba a confondre's amb el propi retinacle fibrós del canell formant una unitat indefinida (Rouvière i Delmas, 1988). Aquest fet, juntament amb la seva consideració de múscul accessori de la flexió del colze i de la rotació de l'avantbraç, podria explicar una disminució de l'estrès aplicat sobre la seva entesi radial i explicaria l'absència de patologia insercional. D'igual manera, la inserció del múscul flexor comú superficial dels dits té un origen accessori en el radi, representat per una fina banda fibrosa que suggeriria una exposició a estímuls de tracció comparativament menors. D'altra banda, la seva entesi radial no es comporta com a punt mòbil si no fixa, doncs la seva acció promou principalment l'acció flexora dels dits (Testut and Latarjet, 1990). Si bé l'expressió patològica de tipus exostòsic pot està relacionada amb fenòmens traumàtics, inflamatoris, metabòlics, o degeneratius atribuïbles al procés d'envelliment (Resnick i Niwayana, 1981; Józsa i Józsa, 1997), se l'ha considerat recentment com la conseqüència final del desenvolupament normal

de l'entesi, quan un determinat punt d'ossificació avança més ràpidament que la resta (Benjamin et al., 2000). De fet, l'exostosi augmenta la superfície de contacte entre tendó i os, per tant els mateixos autors han suggerit que podria ser un mecanisme "adaptatiu" per tal d'assegurar la integritat de la unió osteotendinosa en resposta a un augment de la càrrega mecànica aplicada. A partir de la informació aportada pels models biomecànics del moviment de rotació de l'avantbraç dels músculs pronador rodó i bíceps braquial, es suggereix que el procés de neoformació òssia descrit a nivell de les seves entesis (Galtés et al., 2006a; Galtés i Malgosa, 2007), podria comportar un augment de l'eficiència rotacional d'aquests dos músculs.

En el cas del múscul pronador rodó, segons el model d'eficiència rotacional, l'augment de robustesa i sobretot la presència d'una exostosi a nivell de l'entesi radial, comporta un desplaçament del punt d'inserció i per tant un augment del radi de rotació. Tot i que aquest augment sigui petit implica un augment de l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó, tal i com s'ha comprovat en les simulacions presentades en l'Apartat III.3. El mateix tindrà lloc a nivell de l'entesi d'origen d'aquest múscul (epicòndil medial de l'húmer). La robustesa i exostosi epicondílea ha estat documentada per altres autors, i relacionada amb una hiperactivitat del pronador rodó (Larsen, 1997; Capasso et al., 1999). En aquest cas, com a conseqüència d'aquests fenòmens de remodelació, en resultarà un augment de la distància mediolateral de l'epicòndil, i per tant un augment d'eficiència rotacional.

En el cas del múscul bíceps braquial, el desenvolupament de la seva entesi a nivell del llavi medial de la tuberositat del radi implica una conseqüència mecànica anàloga a la descrita pel cas del pronador rodó, és a dir, un augment del radi de rotació, i per tant un augment de l'eficiència de rotació. Com s'ha comentat en l'Apartat III.4 al parlar dels paràmetres osteomètrics dels que depèn l'eficiència rotacional del bíceps braquial, el radi

de rotació d'aquest múscul juga un paper preponderant com a factor determinant de la seva eficiència.

A banda de l'expressió exostòtica, a nivell de la inserció del múscul bíceps braquial també s'ha observat la presència de lesions corticals de tipus lític o necròtic. De fet, aquesta ha estat la única inserció radial on s'ha trobat aquesta tipologia entesopàtica. En alguns casos, la seva presència s'ha associat a la formació d'entesofits a nivell del marge intern de la tuberositat radial. L'etiologia d'aquesta lesió és poc coneguda, tanmateix, se l'ha considerat específica de l'acció muscular repetitiva (Hawkey i Merbs, 1995). D'aquesta manera, segons aquests autors la microtracció repetitiva imposada pel múscul originaria disrupcions vasculars que conduirien a l'aparició d'àrees de necrosis. El fet de que només s'hagi trobat en el múscul bíceps braquial, està d'acord amb l'elevada potència que presenta aquest múscul, amb l'elevat estrès a que està sotmesa la seva entesi radial, i amb el fet que aquesta sigui una inserció "vulnerable" des del punt de vista de la vascularització i irrigació (Koch and Tillmann, 1995; Benjamin i Ralphs, 1998). Diversos autors han correlacionat l'elevat estrès d'aquesta inserció, amb el fet que la unió osteotendinosa bicipital presenti una gran densitat de teixit fibrocartilaginós, estructura que forma part dels mecanismes d'adaptació de les entesis per fer front a les càrregues de compressió i tracció (Benjamin et al., 1992; Benjamin i Ralphs, 1998).

Pel que fa a les insercions carneses o directes, aquestes s'han trobat associades a canvis arquitectònics de la superfície del radi, fonamentalment caracteritzats per la formació d'aixafaments i excavacions també categoritzables en graus de desenvolupament. En el cas del radi humà, no hi ha informació relativa a aquest tipus de marques. En general, s'ha suggerit que l'aixafament cortical associat a les entesis està directament relacionat amb l'activitat muscular (Lanyon, 1980). D'acord amb els resultats obtinguts, de

L'abductor llarg, els extensors llarg i curt, i el flexor llarg del polze, així com del pronador quadrat, la superfície d'inserció directa muscular pot mostrar des d'un aspecte arrodonit, fins una clara excavació contornejada per una cresta en la que, segons s'ha comprovat en les disseccions realitzades, s'insereix part de l'aponeurosi del múscul en qüestió. Malgrat que algunes insercions d'aquest tipus poden desenvolupar fenòmens patològics caracteritzats per reaccions periostítiques (per exemple, el Síndrome Medial de la Tíbia en el múscul tibial anterior) (Benjamin et al., 2002), en les insercions radials no s'ha trobat cap manifestació patològica associada.

L'estudi efectuat ha permès constatar que l'edat influeix en l'aparició i desenvolupament de l'aparença osteològica de les entesis. Aquest fet ja ha estat subratllat per altres autors, fonamentalment alhora d'aplicar l'estudi d'aquests marcadors a una mostra esquelètica determinada (Hawkey i Merbs, 1995; Robb, 1998; Weiss, 2003). No obstant, els resultats obtinguts mostren que aquesta influència és, en general, baixa i depenent del tipus d'inserció. D'aquesta manera, de totes les estructures que han estat analitzades, únicament, s'ha observat relació amb aquesta variable en el cas de les insercions representades per un únic tendó (braquiorradial, pronador rodó, i bíceps braquial), i la inserció de la membrana interòssia. S'ha comprovat que les insercions de tipus muscular directa o carneses en general no estan influenciades per l'edat, o si ho estan, aquesta dependència és molt baixa (cas de l'extensor curt del polze, i del pronador quadrat).

Pel que fa als grups d'edat que tenen més relació amb aquests canvis osteològics, s'ha observat que són els grups d'edat extrems (subadults i senils). Aquest resultat podria estar relacionat amb el fet de que en aquests individus, el desenvolupament i l'aparició dels canvis depèn en certa manera dels mateixos processos biològics relacionats amb el creixement, maduració, i degeneració del teixit esquelètic. En aquest sentit, en subadults, l'aparença

osteològica de les entesis està condicionada per la immaduresa de la unió osteotendinosa, i la maduració d'aquesta unió està promoguda pels estímuls mecànics que rep de la pròpia activitat muscular (Hawkey and Merbs, 1998). Pel que fa als individus vells, aquests tenen graus de robustesa superiors als individus joves. Aquest fet s'ha relacionat principalment amb el propi efecte *acumulatiu* que implica l'edat (Robb, 1998; Weiss, 2003). Tanmateix, cal tenir en compte que el procés d'envelliment també comporta canvis degeneratius sobre les entesis, els quals estan definits per l'aparició fenòmens de metaplàsia fibrocartilaginosa, metaplàsia òssia, així com calcificació de les unions osteotendinoses (Ippolito, 1986). Respecte als grups d'edat mitja (adults i madurs), les anàlisis de regressió efectuades mostren que la influència de l'edat és menys marcada que en els grups extrems comentats. Aquest resultat està d'acord amb l'afirmació de que en individus adults aquestes marques depenen majoritàriament del grau d'activitat realitzada (Hawkey i Merbs, 1995).

De l'estudi de la morfogènesis mecànica del radi, se'n deriva la possibilitat de disposar de noves eines per a la interpretació i reconstrucció de les pautes de comportament i ocupació tant pel cas particular d'un individu, com de poblacions antigues (Galtés et al., 2006a; Galtés et al., 2007). Aquest fet, comporta que els resultats aquí obtinguts tinguin significat en dues àrees de l'Antropologia física: en el camp de l'anàlisi poblacional, doncs tota metodologia de marcadors d'activitat permet aportar informació sobre el desenvolupament social, cultural, i laboral d'una població (Kennedy, 1989); i en el camp forense, doncs les evidències obtingudes a partir de marques esquelètiques d'activitat permeten hipotetitzar sobre determinats antecedents de la vida d'un individu, informació que en el procés de necroidentificació serà contrastada amb les dades "antemortem" (Ubelaker, 2003).

D'altra banda, com es desprèn de les consideracions efectuades sobre el significat biomecànic de les expressions osteològiques a nivell de les insercions

dels músculs pronador rodó i bíceps braquial, els resultats obtinguts també tenen significació en l'àmbit de la fisiologia i la medicina de l'esport. En aquest sentit, obren la possibilitat de caracteritzar i avaluar les implicacions funcionals de les respostes arquitectòniques de l'os enfront de l'entrenament continuat, fet que ha estat impulsat per diversos autors a fi d'aprofundir en el coneixement sobre la resposta de la unió osteotendinosa a l'estimulació mecànica continuada (Ippolito, 1986; Józsa i Józsa, 1997; Hems i Tillmann, 2000; Benjamin et al., 2006). Fins el present estudi, no es troben referències sobre la significació funcional de les marques musculesquelètiques d'activitat, un aspecte que ha estat subratllat per alguns autors dins de l'àmbit de l'Antropologia física per tal de complementar la comprensió que actualment es té sobre aquests marcadors (Ruff, 2000).

IV.1.2 Transformacions en la forma del radi

Com s'ha comentat en l'apartat introductori de la tesi, el radi és un os que té forma de manovella, amb dos extrems i dues curvatures de convexitat oposada. Tanmateix, en aquest estudi la curvatura diafisària del radi ha estat considerada com al principal tret definidor de la seva forma. En aquesta elecció s'ha tingut en compte, en primer lloc, la consideració efectuada per Deane et al. (2005) en el sentit de que l'anàlisi de la curvatura diafisària d'un os llarg resulta la millor aproximació a la forma "real" d'aquest os, i en segon lloc, que en el cas particular del radi, la seva curvatura lateral representa el tret més distintiu i destacat de la seva forma (Rouvière i Delmas, 1988; Swartz, 1990; Testut i Latarjet, 1990).

Swartz (1990) suggereix una possible relació entre l'activitat dels músculs rotadors de l'avantbraç i el desenvolupament de la curvatura diafisària del radi. Segons aquesta autora, la curvatura està íntimament relacionada amb el desenvolupament del múscul supinador curt. En les investigacions realitzades

en aquesta tesi, s'ha analitzat la condició més acceptada i que relaciona, des del punt de vista anatòmic i funcional, la curvatura diafisària del radi amb el múscul pronador rodó (Oxnard, 1963; Rouvière i Delmas, 1988; Aiello i Dean, 1990; Testut i Latarjet, 1990; Kapandji, 2002).

El model biomecànic del moviment de rotació de l'avantbraç desenvolupat en l'Apartat III.3 d'aquesta tesi, posa de manifest que entre la posició neutra i la posició de màxima pronació, un dels components de la força que exerceix el múscul pronador rodó (\vec{F}), és una força de tracció cap enfora (\vec{F}_r). Aquest estímul mecànic estaria implicat en el desenvolupament de la curvatura diafisària del radi. D'altra banda, i igualment com a estímul implicat en la morfogènesi de la curvatura radial, també cal considerar un altre component de la força del pronador rodó (\vec{F}), la component perpendicular \vec{F}_p . Aquesta component és paral·lela a l'eix longitudinal de l'avantbraç i origina una càrrega mecànica de compressió que explicaria que es produís una flexió lateral de la diàfisi radial, és a dir, un augment de la curvatura diafisària.

Respecte a la força de tracció \vec{F}_r (\vec{F}_r negativa), el seu patró d'estimulació està relacionat amb la relació existent entre la curvatura del radi i la conformació de l'epicòndil medial de l'húmer (Figura 25). Aquesta relació és interessant des de la perspectiva de la ontogènia. En aquest sentit, les epífisis dels ossos llargs són, comparativament amb les diàfisis, poc sensibles als estímuls mecànics a que estan sotmesos doncs la seva expressió morfològica (fonamentalment en forma i grandària) té una influència genètica molt important, fet que contrasta amb la important plasticitat que presenten les diàfisis dels ossos llargs durant el creixement i desenvolupament (Ruff, 2000; Rhodes i Knüsel, 2005). En conseqüència, és esperable una certa "predeterminació" del punt d'origen del pronador rodó que depèn de la morfologia de l'epicòndil medial de l'húmer, en relació a la posició de la inserció radial que depèn de la morfologia de la diàfisi. Dit d'altra manera i

segons els resultats obtinguts, en un determinat individu, el “potencial de curvatura” del seu radi estarà relacionat amb les característiques morfològiques de l'epicòndil humeral. La intensitat de l'estímul de tracció \vec{F}_r (\vec{F}_r negativa) i el rang de rotació de l'avantbraç en el qual apareix, està en funció del grau de curvatura que tingui la diàfisi radial (Figura 24). Donat que el radi immadur és un os pràcticament recta (Fazekas i Kósa, 1978), això condicionarà que la distància entre el punt d'inserció radial del pronador rodó i l'eix de rotació (radi de rotació) sigui molt inferior respecte a la distància entre el punt d'origen humeral i aquest eix. D'acord amb el model biomecànic del pronador rodó, aquesta configuració (radi poc corbat) implicarà que l'estímul de tracció causat pel pronador serà precoç en aparició, el mòdul augmentarà ràpidament en augmentar el rang de pronació, i en posicions d'elevada eficiència rotacional (Figures 22-24), per tant, les condicions seran molt favorables al desenvolupament de la curvatura, especialment si el moviment de pronació s'efectua amb el colze en semiflexió. Per contra, a mesura que augmenta el grau de curvatura, l'estímul del pronador rodó apareix en posicions més extremes de pronació, i de més baixa eficiència (Figures 22-24). Dit d'altra manera, l'augment de curvatura tindrà un límit a la seva progressió. No obstant això, com s'ha pogut comprovar a partir de les simulacions realitzades (Figura 25), assolit el màxim de curvatura radial, si augmenta la longitud mediolateral de l'epicòndil medial de l'húmer – per exemple, a conseqüència de la formació d'una exostosi en aquest procés – l'estímul mecànic de tracció torna a ser més efectiu, donant oportunitat al radi a corbar-se més.

En l'Apartat III.2 s'ha realitzat una aproximació a l'estudi de la relació entre la curvatura del radi i l'activitat muscular. Concretament, la metodologia de caracterització i graduació de les marques musculesquelètiques d'activitat del radi ha estat utilitzada per analitzar l'associació entre hipertrofia muscular i desenvolupament d'aquest canvi arquitectònic. El fet d'utilitzar les marques musculesquelètiques del radi com mètode indirecte per avaluar el nivell

d'activitat al que ha estat sotmès aquest os, representa una aplicació innovadora respecte a la utilització clàssica que se'n està fent com a metodologia pròpia de l'anàlisi poblacional (Hawkey i Merbs, 1995; Robb, 1998; Stirland, 1998). Aquesta aplicació es basa fonamentalment en l'evidència de que l'anàlisi del patró de correlació entre el grau d'expressió morfològica dels diferents marcadors pot reflectir l'acció muscular coordinada en cadenes musculars (Galtés et al., 2006a). Tot i que aquesta aplicació té l'avantatge de que permet utilitzar mostres esquelètiques, presenta una limitació relacionada amb l'edat i el procés de desenvolupament d'aquestes marques, el qual no és totalment concurrent als canvis de la forma òssia. En aquest sentit, segons Rhodes i Knüsel (2005), durant el desenvolupament ontogènic, els canvis de la forma de les diàfisis s'inicien amb anterioritat als canvis de robustesa. Aquest fet, pot explicar que tot i que s'hagi trobat una correlació positiva i significativa entre el grau d'hipertròfia de la musculatura pronadora i el grau de curvatura radial, el valor d'aquesta correlació sigui baix.

Tot i aquesta limitació ontogènica, la validesa de l'anàlisi de la relació entre la curvatura del radi i les marques musculesquelètiques de la seva superfície, està reforçada pel fet de que les càrregues mecàniques encara poden canviar significativament la configuració estructural de l'os després del període juvenil. D'aquesta manera, s'ha comprovat que la sensibilitat del teixit ossi als estímuls mecànics no acaba amb l'adolescència, si no que, tot i seguint un procés més lent, continua i s'acumula durant l'edat adulta, especialment en el període entre 20 i 30 anys, cas de que l'os es mantingui sota la mateixa càrrega mecànica. D'igual manera, el manteniment d'aquest estímul garanteix la preservació dels canvis adquirits durant l'edat preadulta (Ruff et al., 2006). El fet de que s'hagi utilitzat una mostra esquelètica provinent de poblacions històriques i de comunitats rurals, on l'activitat ocupacional suposada va relacionada amb treballs manuals, garanteix aquesta condició de mantenir l'estímul mecànic. En aquest sentit i segons Pearson and Liebermann (2004),

en aquestes societats les activitats desenvolupades durant el període adult ja eren iniciades durant l'adolescència, sinó abans, per tant és possible assumir el manteniment de l'estímul modelador i remodelador del teixit ossi.

El fet d'haver trobat una correlació positiva i significativa entre el grau d'hipertròfia de la musculatura pronadora i el grau de curvatura radial, juntament amb l'existència de la força \bar{F}_r negativa, indicaria que l'activitat del múscul pronador rodó és un dels estímuls responsables d'aquest tret estructural. Tanmateix, també cal tenir en compte la possibilitat no provada de que la curvatura del radi també s'esdevingui com a resposta a la càrrega de compressió derivada de l'acció d'altres músculs de l'avantbraç, principalment dels que recorren des del colze fins la mà (Bertram i Biewener, 1988; Swartz et al., 1989).

La constatació de la correlació entre una característica estructural àmpliament vinculada al patró de càrrega mecànica a que està sotmès l'os (Swartz, 1990; Trinkaus et al., 1994; Stern et al., 1995; Bruns et al., 2002; Yamanaka et al., 2005; Deane et al., 2005), i l'expressió morfològica dels llocs d'inserció (marques musculesquelètiques), permet reforçar la interpretació d'aquestes marques com a respostes estructurals òssies amb una clara significació mecànica (Ruff, 2000). D'altra banda, si bé és necessari portar a terme una validació experimental dels resultats obtinguts, les dades presentades en aquesta tesi poden ser la base d'investigacions futures i permetran aprofundir en la morfogènesi mecànica del radi, i específicament de la seva curvatura diafisària.

IV.2 Funció i adaptació de l'extremitat superior

La capacitat de rotació de l'avantbraç humà ha estat considerada com una adaptació heretada de l'ancestre comú dels hominoïdeus, i és un component essencial del pla corporal ortògrad característic d'aquest grup. D'aquesta manera, la rotació longitudinal de l'avantbraç (pronosupinació), juntament amb altres característiques anatòmiques i funcionals de l'extremitat superior, confereix als membres d'aquest grup una locomoció segura i eficaç en el món tridimensional que representa la coberta forestal i els diferents substrats que configuren el seu habitat quotidià. En humans, tot i que el sistema musculoesquelètic de l'extremitat superior s'ha coaptat per tal d'acomplir una funció fonamentalment relacionada amb la manipulació, el seu disseny encara reté les estructures i capacitats bàsiques comuns a tots els hominoïdeus (O'Connor i Rarey, 1979; Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993; Stern i Larson, 2001).

IV.2.1 Importància i aplicació del concepte d'eficiència en l'àmbit de l'Anatomia Funcional i Evolutiva

En l'àmbit de l'Antropologia Evolutiva, és habitual que determinades característiques esquelètiques del colze i avantbraç s'utilitzin a fi de reconstruir el patró de comportament d'espècies actuals i fòssils (Moyà-Solà i Köhler, 1996). Alguns autors, utilitzen el terme *eficiència* per referir-se d'una manera descriptiva a les implicacions funcionals d'aquests trets anatòmics (Swartz, 1990; Hunt, 1992; Jablonski et al., 2002; Rhodes i Knüsel, 2005). En aquest sentit, no hi ha en la literatura anàlisis quantitatives d'aquest paràmetre. En particular, no hi ha investigacions que desenvolupin models biomecànics que quantifiquin la variabilitat en el disseny esquelètic i l'eficiència muscular.

En aquesta tesi, el paràmetre *eficiència* es relaciona amb el moment de la força desenvolupada per un determinat múscul per portar a terme una determinada acció motora. Segons els models biomecànics presentats, per una determinada força, l'eficiència només depèn de variables morfològiques de l'esquelet. Aquestes variables són avaluable ja sigui a partir de proves radiològiques o mitjançant la mesura directa si es tracta de restes òssies. A partir del paràmetre eficiència es pot inferir el significat funcional d'una determinada configuració anatòmica més que d'una característica anatòmica concreta. En aquestes configuracions, entren en joc estructures àmpliament considerades en els estudis d'Antropologia Evolutiva. És el cas de la curvatura diafisària del radi (Fischer, 1906; Oxnard, 1963; Trinkaus i Churchill, 1988; Swartz, 1990; Tuttle et al., 1992; Moyà-Solà i Köhler, 1996, entre altres), de l'epicòndil medial de l'húmer (Fleagle i Simons, 1978, 1982; Jablonski et al., 2002; McCrossin, 2004; entre altres), i de la tuberositat bicipital del radi (Fleagle, 1988; Trinkaus i Churchill, 1988; Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993; entre altres). La manca de models biomecànics que permetin analitzar el significat funcional d'algunes d'aquestes estructures, ha comportat que en algunes ocasions s'hagin establert relacions equivoques, com per exemple. en el cas de l'epicòndil medial de l'húmer, concretament pel que fa a la variabilitat en la seva orientació i la funcionalitat del pronador rodó (Fleagle i Simons, 1982; Fleagle, 1988; Jablonski et al., 2002; McCrossin, 2004).

Com s'ha comentat en l'Apartat III.3, els resultats presentats en aquesta tesi permeten relacionar el concepte d'eficiència amb el concepte de *posició funcional* definit per Kapandji (2002) com “un equilibri natural entre els diferents grups musculars, per tant, un estat en el que la despesa energètica muscular és la mínima possible”. El fet de que aquesta posició vagi associada a aquesta particular activitat muscular, ha portat a anomenar la posició funcional com una posició de *repòs muscular*. Aquesta posició, es relaciona amb la denominada posició articular de “*close-packed*”, definida com una situació de

màxima congruència articular i màxima tensió lligamentosa (MacConaill i Basmajian, 1969). Segons aquests autors, “els mecanismes de *close-packed* comportarien una especial relació entre el conjunt d’elements osteolligamentosos, de forma que aquestes estructures, independentment de l’acció muscular, serien suficients per garantir la integritat de l’articulació en front de les càrregues mecàniques externes”. El paper d’aquestes estructures osteolligamentoses en l’estabilitat articular en posicions de *close-packed*, s’ha suggerit com a explicació al fet paradoxal de que l’activitat electromiogràfica d’alguns grups musculars sigui inexistent o baixa durant el manteniment de determinades posicions i moviments, en els quals seria esperable que aquesta activitat fos més intensa (Basmajian i Bazant, 1959; Basmajian, 1967; MacConaill i Basmajian, 1969). No obstant això, també s’ha comprovat que la existència d’activitat muscular associada a una situació de “*close-packed*” articular, augmenta la estabilitat d’aquesta posició (Tuttle i Basmajian, 1974). El fet de que aquestes posicions es relacionin amb configuracions anatòmiques a la vegada relacionades amb una elevada eficiència muscular, explica que hi hagi una tendència favorable per la seva consecució i manteniment. D’altra banda, també s’explica l’obtenció d’un registre electromiogràfic paradoxalment baix, doncs únicament és necessari un mínim de força per mantenir el sistema en aquesta posició.

L’estudi d’aquests patrons paradoxals electromiogràfics, ha centrat l’atenció de nombroses investigacions antropològiques. Segons han destacat Tuttle i col·laboradors, l’ús d’aquestes proves ha de permetre identificar les característiques anatòmiques relacionades amb “mecanismes de *close-packed*”. Aquest fet és especialment interessant des de la perspectiva de l’Antropologia Evolutiva, doncs aquests trets han de reflectir especialitzacions i adaptacions a determinats tipus de locomoció i comportaments, per tant, aportaran informació molt útil quan es tracta d’inferir patrons d’activitat a partir de restes fòssils (Tuttle et al., 1972; Tuttle i Basmajian, 1974; Tuttle et al., 1992).

IV.2.2 Disseny i funció de l'extremitat superior dels hominoïdeus moderns

En aquesta tesi s'ha analitzat l'eficiència de rotació de dos dels principals músculs rotadors de l'avantbraç: pronador rodó i bíceps braquial, així com l'eficiència de flexió del colze d'aquest últim. Els resultats obtinguts permeten aprofundir en el coneixement d'aquesta adaptació funcional del membre superior tant de l'home com del seu llinatge.

IV.2.2.1 Implicacions funcionals del múscul pronador rodó

Segons els resultats obtinguts, l'eficiència rotacional del múscul pronador rodó augmenta com a conseqüència de: (i) un augment en la longitud mediolateral de l'epicòndil medial, (ii) una disminució de la distància entre el punt d'origen i el punt d'inserció del múscul pronador rodó, i sobretot (iii) un augment de la curvatura del radi. Igualment, s'ha observat que l'eficiència varia al llarg del rang habitual de rotació de l'avantbraç. La posició de màxima eficiència i el valor d'aquest màxim venen determinats per la posició del colze. En aquest sentit, tot i que el màxim d'eficiència oscil·la entre el rang de la supinació i la pronació en funció de la posició del colze, en general s'observa una tendència a que l'eficiència es mantingui alta al voltant del rang central de rotació de l'avantbraç.

La posició rotacional neutra o intermèdia d'avantbraç es correspon a la posició de *close-packed* radiocubital de MacConaill. Quan aquesta posició va associada a una màxima extensió del colze (posició de *close-packed* de l'articulació humerocubital), l'extremitat superior es situa en la posició més òptima en quan resistència a la tracció longitudinal (MacConaill i Basmajian, 1969; Kapandji, 2002). Diversos autors, han considerat aquesta posició del

membre superior i les especialitzacions musculoesquelètics a ella associada com a adaptacions al comportament de suspensió (Tuttle i Basmajian, 1974; Tuttle et al., 1983).

De la mostra de primats utilitzada, el siamang és el que adopta més sovint aquest comportament, en particular durant la braquiació (Jungers, 1985; Fleagle, 1988; Larson, 1988). Els resultats mostren que aquesta espècie és la que presenta una major coincidència entre el màxim d'eficiència rotacional del pronador rodó i la posició de *close-packed* d'avantbraç, independentment de la posició del seu colze (Figura 40).

La posició rotacional neutra o intermèdia d'avantbraç juga un paper important durant el comportament suspensori. Durant aquest tipus de locomoció, l'extremitat roman principalment en màxima extensió, tot i que experimenta lleugeres flexions de colze sobretot a l'inici de la fase de suport (Jungers i Stern, 1980; 1981; Larson 1988; Bertram, 2004). L'adopció de la posició intermèdia d'avantbraç coincideix amb els moments en els quals la càrrega de tracció aplicada sobre el radi és més gran: a l'inici de la fase de suport i principalment a la meitat d'aquesta fase, moment en el que tot l'individu adopta una posició "neutra" anàloga a l'adoptada durant la suspensió quiescent unimanual (Larson 1988; Swartz et al., 1989). Diverses anàlisis electromiogràfiques realitzades en gibons, posen de manifest que l'activitat del pronador rodó és insignificant o baixa durant aquestes posicions (Tuttle et al. 1992; Stern i Larson, 2001). Per contra, com observen Stern i Larson (2001), el pronador rodó és més actiu conforme inicia un moviment de rotació del cos (en sentit pronació) des d'aquesta posició quiescent. El resultat d'aquest patró d'activitat pot ser explicat a partir de la corba d'eficiència. D'aquesta manera, es pot interpretar que la baixa activitat muscular estaria d'acord amb el fet de que la configuració esquelètica associada a aquestes posicions (neutres) fos la més òptima, en termes d'eficiència muscular. Per

contra, el múscul pronador rodó es veuria obligat a augmentar la força per moure el sistema i desplaçar-se cap una situació de menor eficiència. El fet de que el siamang sigui el que presenta una major coincidència entre la situació de màxima eficiència rotacional del pronador rodó i la posició de rotació intermèdia d'avantbraç, independentment del grau de flexo-extensió del seu colze (Figura 40), fa que en tot moment – ja sigui en extensió o en flexió – tingui unes condicions molt favorables al manteniment d'aquesta posició. Més endavant, es discutiran aquestes condicions en termes energètics.

La poca variabilitat en l'eficiència rotacional del siamang independentment de la posició del colze, i aquest “afavoriment” que sembla existir per desplaçar-se pel rang de rotació intermedi porta a pensar que, comparativament amb la resta d'hominoïdeus, el requeriment rotacional del seu avantbraç podria ser menor. Aquest suggeriment contrasta amb el que clàssicament s'ha dit respecte a la important sol·licitud rotacional d'aquesta part de l'extremitat superior dels gibons (Swartz, 1990; Rosse 1993). No obstant això, cal subratllar que aquesta proposta del menor requeriment rotacional ja ha estat plantejada per altres autors. En aquest sentit, Tuttle (1972) observa en experiments realitzats en gibons una restricció de l'amplitud rotacional del seu avantbraç, i suggereix que la rotació del tronc del gibó durant el comportament suspensori depèn, fonamentalment, de l'elevada capacitat motora de la seva cintura escapular. Segons Tuttle i Basmajian (1974), aquesta limitació rotacional garantiria una major estabilització de la seva extremitat durant el comportament suspensori, doncs evitaria la tendència a l'oscil·lació descontrolada del cos durant la braquiació o la suspensió unimanual.

Pel que fa al ximpanzé i l'orangutan, la coincidència entre la posició de màxima eficiència del pronador rodó i la posició de *close-packed* d'avantbraç (rotació neutra o intermèdia – 0°–), és més evident en posició d'extensió que de flexió de colze. Tanmateix, en aquestes espècies i a diferència del siamang,

estant amb el colze en total extensió s'observa un lleuger desplaçament del màxim d'eficiència del pronador rodó en sentit pronació (Figures 38 i 39).

Les dades recollides per Larson (1988) sobre el comportament suspensori de ximpanzés indiquen l'adopció d'una posició neutra o intermèdia en les mateixes fases en que ocorren en siamang. Les anàlisis electromiogràfiques del múscul pronador rodó de ximpanzé durant aquest comportament, mostren patrons de molt baixa activitat durant la primera fase de suport i en la fase mitja de la suspensió, moment a partir del que s'enregistra un pic d'activitat que relacionen amb el seu paper flexor del colze (Stern i Larson, 2001). Durant les posicions de quiescència en suspensió en general també s'observa una relativa inactivitat del pronador rodó (Tuttle et al. 1992; Stern i Larson, 2001). És interessant destacar que en diversos experiments realitzats per Tuttle et al. (1992), s'observa que per una mateixa acció, estant el colze en extensió i la mà en semipronació, l'activitat és inferior a quan la mà està en pronació, d'acord amb els resultats de les simulacions d'eficiència rotacional presentats.

A banda del comportament suspensori, en el ximpanzé i l'orangutan també s'han descrit diversos modes de comportament pronògrada (Hunt, 1992; Thorpe i Crompton, 2006). En general, en aquest comportament, el fet de posicionar l'avantbraç en pronació resulta mecànicament avantatjós sobretot quan s'associa a una extensió del colze, doncs s'aconsegueix una perfecte alineació entre braç i avantbraç que augmenta la resistència a la compressió axial – com es veurà aquesta posició és fonamental en el cas del goril·la – (Rose, 1988; Aiello i Dean, 1990; Rose, 1993; Kapandji, 2002). Cal destacar que, a banda dels comportaments pronògrades, aquesta avantatge també estaria relacionada amb tots aquells comportaments ortògrads associats a una compressió axial, freqüents en ximpanzé i orangutan durant la pràctica de diversos tipus de grimpada en l'hàbitat arborícola (Hunt, 1992; Thorpe i Crompton, 2006).

Com s'ha dit abans, les gràfiques d'eficiència rotacional del pronador rodó del ximpanzé i orangutan, indiquen que en posició d'extensió de colze el màxim d'eficiència del pronador rodó es desplaça en sentit pronació, però comparativament amb goril·la aquest desplaçament és menor (Figures 37- 39). Aquest fet pot ser interpretat com un “compromís funcional” entre les necessitats requerides per la suspensió i per tots aquells comportaments que vagin associats a una compressió axial de l'extremitat superior. En aquest sentit, i en relació a la locomoció quadrúpeda de ximpanzé i orangutan, segons Tuttle et al. (1992), és habitual que ambdós, i principalment en *Pan*, mostrin un menor grau de pronació de la mà, comparativament amb el que s'observa en el goril·la.

Les anàlisis electromiogràfiques del comportament quadrúpeda en ximpanzés (Tuttle et al. 1992; Stern i Larson, 2001). permeten de nou contrastar “in vivo” el significat funcional de l'eficiència del pronador rodó amb el colze en extensió. Tuttle i col·laboradors. obtenen un patró de relativa inactivitat del pronador rodó quan el ximpanzé resta quiet amb posició quadrúpeda i mà semipronada. Per contra, si la mà es troba en màxima pronació, observen un augment significatiu en el “potencial d'acció” del pronador rodó, és a dir, que en màxima eficiència hi ha mínima activitat, i que aquesta augmenta en posicions en el que el pronador és menys eficient.

Pel que fa als resultats d'eficiència rotacional del pronador rodó obtinguts en el goril·la en posició d'extensió completa de colze, i comparativament amb el que passa amb la resta d'hominoïdeus, s'observa que la gràfica d'eficiència experimenta un marcat desplaçament en sentit pronació (Figura 37). Tot i que des del punt de vista del seu balanç energètic global, l'extensió no representa una avantatge respecte a la flexió, l'augment d'eficiència en extensió respecte a la flexió en el rang de pronació, si indica una avantatge. Això està d'acord amb el fet de que el quadrupedisme juga un paper preponderant en el repertori habitual de comportament d'aquests hominoïdeus (Tuttle, 1977; Jungers, 1985;

Fleagle, 1988). Anteriorment, ja s'han comentat les avantatges mecàniques que implica el mantenir una posició pronada de l'avantbraç durant aquest tipus de locomoció. La major robustesa dels elements osteolligamentosos de subjecció entre radi i cúbit en goril·la, i una ampliació significativa de les seves superfícies articulars radiocubitals distals, condueix a una major estabilitat i congruència en especial d'aquesta articulació que podria explicar que les condicions de *close-packed* es mantinguessin durant un major rang de moviment (Rosse, 1993). D'acord amb Tuttle et al. (1992) no registren activitat del múscul pronador rodó en diversos comportaments (*knuckle-walking*, posicions de quiescència, i diverses accions de manipulació) que impliquen extensió total del colze i posició de la mà en pronació.

Com s'ha dit, l'eficiència del pronador rodó varia en funció de la posició del colze. En aquest sentit, també s'ha comentat que el cas del siamang el pas d'extensió a flexió, pràcticament no altera la posició de màxima eficiència rotacional del pronador rodó. Aquest fet no s'ha observat en la resta d'hominoïdeus analitzats. D'aquesta manera, en la resta, amb el colze flexionat tot i que l'eficiència continua sent elevada al voltant de la posició neutra, s'observa un desplaçament en sentit supinació. Aquest desplaçament podria estar relacionat amb l'acció del bíceps braquial, i amb la necessitat de mantenir la mà amb cert grau de supinació, fet que, com es veurà més endavant quan s'analitzi la simultaneïtat en l'acció del pronador i bíceps, és important durant les tasques de manipulació i l'acció de grimpar.

D'altra banda, mentre el màxim d'eficiència rotacional del pronador augmenta durant la flexió del colze en ximpanzé i orangutan, no ho fa en el goril·la ni en el siamang on es manté pràcticament constant (Figures 37-40). Des del punt de vista del global d'energia, en el cas del ximpanzé i orangutan, les gràfiques d'eficiència del pronador rodó (Figures 37 i 38), és favorable a la flexió: el balanç energètic global, representa una avantatge de la flexió respecte

a l'extensió, i l'augment d'eficiència en el rang de supinació en flexió respecte a extensió és superior a la diferència en pronació entre l'extensió i la flexió. Aquest fet podria estar relacionat amb el comportament de manipulació i grimpador, activitats per les quals la flexió i la supinació de l'extremitat és fonamental, i que formen part important del repertori habitual d'aquests individus (Sarmiento 1988; Hunt 1991; 1992; Rose, 1993; Thorpe i Crompton, 2006). En el cas del goril·la, ja s'ha comentat que les diferències energètiques en extensió són molt favorables en pronació, però també ho són per la supinació en flexió, aquests resultats es poden relacionar tant amb el seu característic quadrupedisme terrestre, com també amb el comportament de manipulació i grimpador (Tuttle i Watts, 1985; Fleagle, 1988). En el cas del siamang (Figura 40), globalment la diferència d'energia entre les dues posicions del colze estudiades és pràcticament nul·la, i el pas del colze d'extensió a flexió no representa una millora substancial de l'eficiència en el rang de la supinació ni una disminució important en el rang de la pronació. Aquests resultats estan d'acord amb el fet de que el seu comportament predominant és la braquiació, i que aquesta s'efectua en màxima extensió de l'extremitat superior (Fleagle, 1988; Larson, 1988; Sarmiento, 1988; Gebo, 1996) Cal dir que el suggeriment de que l'eficiència rotacional del pronador en el goril·la, i especialment en el siamang, reflecteix una important especialització per la posició d'extensió de colze, està d'acord amb l'existència de nombroses característiques anatòmiques en les articulacions radio-cubito-humeral d'ambdós primats dirigides a augmentar l'estabilitat en màxima extensió (Tuttle i Basmajian, 1974; Rose, 1988; 1993).

IV.2.2.2 Implicacions funcionals del múscul bíceps braquial

En aquesta tesi, també s'ha analitzat tant l'eficiència del múscul bíceps braquial en la flexió del colze com en la rotació de l'avantbraç.

Eficiència de flexió

Segons els resultats obtinguts, l'eficiència de flexió del bíceps braquial, depèn fonamentalment de la distància que hi ha entre el cap del radi i la inserció a nivell de la tuberositat radial: quan més distal sigui la inserció, més gran serà l'eficiència. D'altra banda, en totes les espècies d'hominoïdeus analitzades, s'ha comprovat que l'eficiència augmenta a mesura que avança la flexió del colze: des d'una posició de nul·la o mínima eficiència quan el colze es troba en màxima extensió, fins assolir valors màxims relativament estables entre 100° i 70° de flexió (Figures 30 i 42).

Els estudis electromiogràfics que analitzen l'activitat flexora del múscul bíceps braquial en hominoïdeus no humans (Tuttle i Basmajian, 1974; Tuttle et al., 1983) no mostren en general grans diferències en el patró d'activitat, la qual cosa concorda amb els resultats d'eficiència flexora obtinguts.

En tots els casos analitzats, l'eficiència de flexió del bíceps és molt baixa quan el colze es troba en posició de màxima extensió. De fet, s'ha comprovat que l'eficiència és zero quan el colze està en extensió completa (180°). Segons Knussmann (1967), la sobreextensió de colze és habitual en gorilles, fonamentalment durant la fase d'estança i *knuckle-walking*. Així doncs, s'explica la pràctica inactivitat del bíceps en aquests individus durant aquests comportaments (Tuttle i Basmajian, 1974), així com en gorilla, ximpanzé i orangutan mentre aquests resten suspesos amb l'extremitat superior en total extensió (Tuttle i Basmajian, 1974; Tuttle et al., 1983).

Per últim, tenint en compte que segons els resultats l'eficiència de flexió augmenta en posicions de colze flexionat, és a dir, això implicaria menys força bicipital per mantenir o realitzar activitats al voltant d'aquesta posició, seria esperable trobar una baixa activitat del bíceps mentre l'extremitat es manté en aquesta posició. Aquesta hipòtesi es confirma a partir dels resultats obtinguts per Tuttle i col·laboradors, principalment pel que fa a la manipulació d'artefactes en front de la cara, i durant l'execució de comportaments de suspensió que impliquen una elevació corporal amb ajut de la flexió del cos; en aquest sentit el potencial d'acció bicipital disminueix a l'assolir o mantenir posicions que impliquen una important flexió del colze (Tuttle i Basmajian, 1974; Tuttle et al., 1983). El cas de l'orangutan mostra un valor relativament alt d'eficiència flexora en comparació amb la resta d'hominoïdeus com a conseqüència d'una posició de l'entesi radial més distal en el radi (Taula 23); aquest fet podria explicar el particular resultat destacat per Tuttle et al. (1983) quan a què en el comportament de grimpació efectuat per l'orangutan s'observa una menor activitat del seu bíceps braquial comparativament amb la del bíceps braquial del ximpanzé i el goril·la.

Eficiència rotacional

L'eficiència rotacional del múscul bíceps braquial augmenta en augmentar el radi de rotació, de manera anàloga al que passava amb el pronador rodó. Aquest paràmetre depèn del grau de curvatura proximal del radi i del grau de prominència de la tuberositat. També s'ha demostrat que l'eficiència de rotació varia en funció de la posició del colze. D'aquesta manera, l'eficiència és zero quan el colze es troba a 180° d'extensió i augmenta en augmentar la flexió (Figures 31 i 43), d'acord amb dades obtingudes mitjançant la realització de proves electromiogràfiques (Basmajian i DeLuca, 1985). Davant d'aquesta evidència, no sorprenen els resultats electromiogràfics obtinguts per Stern i Larson (2001) en gibons i ximpanzés, en el sentit de que l'activitat del múscul

supinador curt és més important respecte a la del bíceps braquial durant els moviments de rotació de l'avantbraç que tenen lloc associats una activitat suspensoria, doncs si bé aquest comportament implica un important requeriment de la musculatura pronosupinadora aquesta rotació sol efectuar-se amb posició de màxima extensió de colze (Fleagle, 1988; Swartz, 1990; Rose, 1993).

Els resultats obtinguts per Tuttle et al. (1992) mitjançant l'anàlisi electromiogràfica del bíceps braquial en ximpanzés, mostren que si el individu efectua un moviment de rotació del cos mitjançant la supinació del membre superior quan aquest es troba suspès per una mà, en algunes ocasions s'enregistra una activitat moderada, inclús marcada del bíceps braquial. Tanmateix, els propis autors atribueixen aquesta activitat al fet de que en aquells moments el colze estigues amb un lleuger grau de flexió. En el registre portat a terme per Stern i Larson (2001) es confirma la inactivitat del bíceps braquial en la supinació de l'extremitat efectuada en condicions de total extensió de colze.

D'altra banda, el model d'eficiència rotacional del bíceps braquial permet provar que l'orientació més posterior de la tuberositat radial present en el siamang i en els grans antropomorfs, en comparació a l'humà (Taules 16 i 23), fa que l'eficiència rotacional del seu bíceps es mantingui constant durant tot el rang de rotació de l'avantbraç (Taula 25). Aquesta capacitat és important durant activitats de manipulació en que es tracti d'efectuar un moviment contra resistència externa, com per diferents comportaments de locomoció (Trinkaus i Churchill, 1988; Rose, 1993). D'acord amb el concepte ja definit d'eficiència, aquest fet justificaria que l'activitat electromiogràfica obtinguda per Tuttle et al. (1992) en grans antropomorfs fos baixa o molt inferior a la que caldria esperar durant la realització de tasques en supinació i flexió de colze. Aquestes consideracions referides a la particular orientació de la tuberositat del radi del siamang i dels grans antropomorfs, són traslladables al cas dels Neandertals, en els quals segons Trinkaus i Churchill (1988) també concorria aquest tret.

IV.2.2.3 Simultaneïtat pronador rodó i bíceps braquial

En l'home, ximpanzé, i orangutan quan l'eficiència del bíceps braquial és més elevada, també ho és la del múscul pronador rodó. Donat que aquesta condició té lloc quan el colze es troba flexionat, això porta a suggerir que la flexió d'aquesta articulació juga un paper important en aquests individus.

Dins de la literatura antropològica, són nombroses les investigacions que han constatat que en l'extremitat superior dels hominoïdeus existeix una predomini dels mecanismes musculoesquelètics relacionats amb la seva flexió (Ashton i Oxnard, 1963; Oxnard, 1967; Tuttle i Basmajian, 1975; 1976; 1978; Jungers i Stern, 1980; Larson i Stern, 1986). Davant d'aquesta evidència, i donat que aquesta funció és un component bàsic del comportament grimpador, s'ha postulat que el membre superior dels hominoïdeus està especialment adaptat a aquest tipus de locomoció, fet que reflectiria una condició que hauria estat heretada de l'ancestre comú d'aquest grup (Fleagle, 1976; Cartmill i Milton, 1977; Stern et al., 1977; Prost, 1980; Fleagle et al., 1981; Preuschoft, 1990; Sarmiento 2002; Isler, 2005; Almécija et al., 2007).

Dins del comportament grimpador, hi trobem descrits un gran repertori de modalitats i sub-modalitats de desplaçament i posicions, les quals estan en funció principalment del tipus de suport i del nombre d'extremitats utilitzades per la seva execució (Fleagle et al., 1981; Hunt, 1992). De tots aquests modes, l'anomenada "grimpada vertical" (*vertical climbing*) definida com l'ascensió per substrats que presenten una angulació superior als 45° respecte a l'horitzontal (Hunt et al., 1996), representa una part significativa del repertori habitual de comportament locomotor dels grans primats arborícoles (Isler, 2005). La grimpada vertical, a través de l'anomenada "hipòtesi del *vertical climbing*", s'ha postulat com un comportament preadaptatiu per l'adquisició del bipedalisme en els primers hominoïdeus, i ha jugat un paper molt important en les teories sobre l'evolució de les especialitzacions locomotores dels hominoïdeus

(Yamazaki et al., 1979; Prost, 1980; Fleagle et al., 1981; Stern i Susman, 1981; Vangor i Wells, 1983; Isler, 2005).

Tots els hominoïdeus no humans analitzats poden realitzar activitats grimpadores, i en tots s'han descrit especialitzacions que justifiquen una adaptació a aquest comportament. Tanmateix, i en consonància amb la seva major assiduitat per la grimpada, destaca el nivell d'especialització del sistema musculoesquelètic mostrat pel ximpanzé i per l'orangutan (Susman, 1979; Fleagle et al., 1981; Rose, 1988; Sarmiento 1988; Hunt 1991; 1992; Rose, 1993; Thorpe i Crompton, 2006). Alhora d'analitzar la significació funcional dels models d'eficiència muscular estudiats, ens centrarem en la modalitat de "grimpada vertical", doncs tot i que aquesta tesi no té com a objectiu entrar a discutir l'evolució d'aquestes especialitzacions, no es pot deixar de banda les implicacions d'aquest tipus de comportament en el desenvolupament d'una determinada forma anatòmica característica dels hominoïdeus.

Clàssicament s'han diferenciat dos tipologies de "grimpada vertical" (Hunt, 1992; Hunt et al., 1996). Quan la grimpada s'efectua sobre suports de gran diàmetre (en general superior a 20 cm), s'observa l'anomenada grimpada vertical amb el colze amb extensió. Quan la grimpada té lloc sobre suports de diàmetre inferior, s'observa una grimpada amb el colze en flexió. Segons observa Hunt (1992), a diferència de la grimpada amb extensió de colze on la força propulsiva prové principalment de l'espatlla i de les extremitats inferiors, en el cas de la grimpada amb flexió, la força s'ha de realitzar principalment amb el colze i l'avantbraç. El fet de que ximpanzé i orangutan tinguin més assiduitat a efectuar la grimpada vertical sobre suports de petit diàmetre, és a dir, mitjançant la utilització de la flexió del colze (Cant, 1987; Hunt, 1992; Kano, 1992; Doran, 1993; Hunt, 1994), està d'acord amb els resultats obtinguts, doncs com s'ha assenyalat, és en aquesta situació quan disposaran de la màxima eficiència del múscul pronador rodó i del bíceps braquial.

En un recent estudi, Isler (2005) observa que l'amplitud de flexo-extensió del colze dels hominoïdeus no humans durant la grimpada vertical per suports de petit diàmetre és de 150°-50° (màxims observats d'extensió i flexió, respectivament). En el cas del siamang, l'extensió màxima és lleugerament superior a la resta, i en ximpanzé i goril·la l'amplitud total de moviment és inferior. Independentment d'aquestes diferències, s'observa que aquest rang està d'acord amb els valors d'eficiència flexora del bíceps obtinguts (Figura 42). D'altra banda, Isler observa que majoritàriament durant l'últim terç de la fase propulsiva, el colze es manté relativament fixat en una posició de semiflexió (100°-75°), finalitzant el moviment propulsiu amb la retropulsió de l'espatlla. El fet de que s'hagi demostrat que l'eficiència del bíceps es manté elevada durant aquest rang de flexió (Figura 42), indicaria que la semiflexió del colze es pot mantenir amb una despesa energètica mínima que permet afavorir l'acció propulsora de la musculatura de l'espatlla.

Dels resultats obtinguts en aquesta tesi, cal destacar el fet de que en ximpanzé, goril·la i orangutan (Figures 37-39) en posició de flexió de colze i supinació els valors d'eficiència són més grans que en extensió i supinació, per tant energèticament en flexió és favorable la supinació. Aquest fet semblaria indicar una major preponderància d'aquesta posició rotacional d'avantbraç durant el comportament grimpador. Aquest suggeriment està d'acord amb les observacions apuntades per Sarmiento (1987) i Stern i Larson (2001), en el sentit de que la mà en posició supina o en semisupinació és la posició preferent dels hominoïdeus alhora d'efectuar la grimpada vertical. De fet, diversos estudis han assenyalat l'existència d'especialitzacions anatòmiques a nivell de la mà i el canell de primats grimpadors, “a efectes d'afavorir aquesta posició i millorar la transmissió de la càrrega axial” (Cartmill i Milton 1977; Susman, 1979; Aiello i Dean, 1990; Hunt, 1991). D'altra banda i en relació a l'acció del bíceps braquial, diverses investigacions han provat la baixa o nul·la activitat d'aquest múscul quan la flexió d'avantbraç es porta a terme en posició

prona o semiprona (Sullivan et al., 1950; Basmajian i Latif, 1957; Naito, 2004), fet que està d'acord amb les observacions efectuades per Tuttle et al (1992), en el sentit de que la flexió de l'avantbraç en pronació és una conducta rarament observada en grans antropomorfs.

No obstant això, si bé el paper del bíceps braquial com a flexor del colze i com a abductor de l'espatlla és fonamental durant l'escalada, és necessari que la seva acció s'efectuï simultàniament amb l'acció antagonista d'altres músculs, doncs per si sol pot comportar una sèrie de situacions desfavorables per l'extremitat de suport (Koukoubis, 1995; Kapandji, 2002). D'aquesta manera, ja s'ha comentat el risc que comporta per la integritat de l'articulació humero-radial l'acció bicapital amb el colze flexionat (Kapandji, 2002). D'altra banda, i considerant que és l'acció pronadora de l'avantbraç la que és sinèrgica a l'acció dels músculs flexors dels dits en l'acció de premsió de la mà, l'acció del bíceps i especialment el component rotacional (supinació) que se'n deriva, podria comprometre la subjecció de la mà al suport (Rouvière i Delmas, 1988; Naito, 2004). Davant d'aquestes situacions, s'entén la necessitat de mecanismes que antagonitzin l'acció del bíceps i estabilitzin l'extremitat de suport. En aquest sentit, a partir dels resultats obtinguts es pot hipotetitzar que el fet de que amb el colze flexionat l'eficiència del múscul pronador rodó experimenti un augment important en el rang de la supinació, podria ser considerat com un mecanisme "estabilitzador" i energèticament favorable que explicaria un compromís funcional entre mantenir una posició de "*close-packed*" d'avantbraç (posició rotacional intermèdia) i una posició de supinació funcionalment favorable pel comportament grimpador.

El desplaçament de la corba d'eficiència del pronador rodó durant la flexió en sentit supinació està present en totes les espècies estudiades, però és menys marcat en el siamang (Figura 40). Aquest fet indicaria que la necessitat de supinació del siamang podria ser menor en relació a la resta d'hominoïdeus,

d'acord. Aquest suggeriment estaria d'acord amb les observacions de Stern i Larson (2001) efectuades comparant el moviment de grimpada efectuat per gibó i ximpanzé. Segons l'anàlisi cinètic efectuat per Isler (2005), els hilobàtids destaquen per tenir unes peculiaritats grimpadores que els diferencien de la resta d'hominoïdeus. En general, la seva locomoció està condicionada per la distintiva configuració del cap humeral, el qual presenta una menor torsió que determina que el colze i la resta d'extremitat s'orientin lateralment en comparació amb la resta d'espècies. Durant la grimpada vertical, això es pot relacionar amb una major necessitat d'extensió i abducció de l'extremitat superior, així com amb un menor requeriment de supinació de l'avantbraç (Larson 1988; Aiello i Dean, 1990; Stern i Larson, 2001; Isler, 2005). Cal destacar que el fet de que requereixi menys rotació d'avantbraç, no implica que la col·locació de la mà s'efectuï en condicions de marcada supinació, doncs cal tenir en compte la important rotació que aporten les articulacions radiocarpal, carpal i carpometacarpianes especialment en el gibó (O'Connor i Rarey, 1979; Jenkins, 1981).

IV.2.2.4 Comparació amb l'humà

L'extremitat superior dels humans està alliberada de la funció locomotriu, i participa principalment en activitats relacionades amb el transport, llançament d'objectes, i especialment amb la manipulació (Aiello i Dean, 1990; Rosse, 1993). Tanmateix, com indiquen els resultats obtinguts, tot i que en humans el sistema musculoesquelètic de l'extremitat superior s'ha coaptat per accomplir aquestes funcions, el seu disseny reté una configuració amb molts trets en comú a la que s'observa en la resta d'hominoïdeus. En aquest sentit, i considerant el que s'ha comentat respecte a l'augment d'eficiència del pronador i del bíceps en flexió del colze, i la seva significació en el comportament grimpador, els resultats obtinguts en el cas humà analitzat

estan d'acord amb l'afirmació de que l'extremitat superior humana, reflecteix una especialització per aquest tipus de locomoció (Kapandji, 2002).

En relació a la particular habilitat manipuladora dels humans, es freqüent que aquesta es relacioni amb les especialitzacions que presenta la seva mà (Napier, 1956; Christel, 1993; Marzke, 1997; Marzke i Marzke, 2000). No obstant això, no s'ha d'oblidar que la mà actua com a extremitat efectora del membre superior, i en aquest sentit tota l'extremitat de l'humà presentarà trets anatòmics i especialitzacions funcionals relacionades amb aquesta funció (Kapandji, 2002). D'aquesta manera i centrant-se amb l'avantbraç, el fet de que la seva longitud sigui menor, que la resta d'hominoïdeus, afavoreix la col·locació precisa de la mà enfront del cos (Keith, 1926). D'altra banda, el moviment de flexoextensió del colze, i especialment de rotació longitudinal de l'avantbraç, són essencials pel control de l'orientació de la mà en l'espai, i optimitzen la seva posició per agafar, subjectar, sostenir o manipular un objecte (Kapandji 1975; Burdin et al., 1994; Kapandji 2001; 2002).

Els resultats obtinguts mostren que en tots els hominoïdeus, l'eficiència de flexió del múscul bíceps braquial es manté en valors elevats quan el colze està flexionat, coincidint amb els màxims d'eficiència rotacional d'avantbraç. Aquest resultat està amb consonància amb la baixa activitat muscular del bíceps enregistrada per Tuttle i col·laboradors durant les tasques de manipulació d'objectes en front de la cara (Tuttle i Basmajian, 1974; Tuttle et al., 1983; Tuttle et al., 1992). El fet de que aquesta "posició eficient" es situï en el moment en el que la mà resta molt propera a la cara, suggereix una relació amb la funció de manipulació, doncs comportarà unes condicions favorables per la seva consecució, i avantatjoses quan es tracta de vèncer una resistència externa o d'imprimir moviments de rotació a un determinat objecte.

Particularment en el cas humà analitzat, els resultats obtinguts posen de manifest l'existència d'una sèrie de trets diferencials que estarien relacionats

amb seva particular habilitat manipuladora. Per exemple, donada la posició més proximal de la tuberositat bicipital del radi humà en comparació amb la resta d'hominoïdeus (Taules 16 i 23), s'afavoreix l'amplitud i la rapidesa de moviment del bíceps braquial a expenses de la potència. Segons Keith (1926), un guany en aquests dos paràmetres comporta una avantatge per la manipulació, en el sentit de que s'afavoreix la col·locació de la mà de forma precisa enfront del cos.

Entre els primats no humans, els grans antropomorfs i els cercopitècids destaquen per la seva capacitat per portar a terme diferents tipus de premsió fina o precisa, entre ells la clàssica “pinça de precisió”, és a dir la que implica el dit polze i un o més dits de la mà (Napier, 1956). Tanmateix, diversos estudis realitzats amb primats han demostrat que únicament els humans són capaços d'efectuar una pinça de precisió sòlida i estable, això gràcies a l'existència d'una potent musculatura flexora, principalment pel que fa al múscul flexor llarg del polze, i de mecanismes d'estabilització de les articulacions carpometacarpianes que garanteixen la resistència a les forces de compressió generades durant la ferma oposició del polze (McHenry, 1983; Christel, 1993; Marzke, 1997; Moyà-Solà et al., 1999).

De tots els tipus de pinces de precisió que poden resultar de la combinació del polze amb la resta de dits, la pinça tridigital efectuada amb el polze, l'índex i el dit mig – també anomenada “trípode dinàmic de premsió” – es caracteritza, segons Kapandji (2002), per la seva elevada fermesa i direccionalitat, qualitats que fan que sigui la més utilitzada durant les activitats de la vida quotidiana. El mateix autor també destaca que l'eix d'aquesta pinça tridigital s'acobla funcionalment amb l'eix de rotació de l'avantbraç quan aquest es situa al voltant de la posició de rotació neutra o intermèdia.

Com s'ha comentat, l'humà, juntament amb el ximpanzé, el goril·la, i l'orangutan tenen, des del punt de vista energètic, unes condicions que

afavoreixen la pronosupinació de l'avantbraç i mà en flexió del colze. En aquest sentit, la posició flexionada de l'extremitat superior és fonamental durant la manipulació, doncs garanteix una major proximitat de l'objecte als òrgans sensorials de la cara (Keith, 1926; Aiello i Dean, 1990). El fet de que l'humà sigui l'únic d'aquests primats que, amb independència de la posició del colze, els valors màxims d'eficiència rotacional es trobin propers a la posició neutra (en la resta d'homínids el màxim d'eficiència del pronador, sobretot en flexió, està més lluny de la posició neutra), i que en aquesta posició l'eix de rotació de l'avantbraç quedi alineat amb l'eix de la pinça digital de precisió, contribuiria a explicar la singular solidesa i estabilitat d'aquesta pinça.

Capítol V

Conclusions de la tesi

1. La variabilitat en l'aparença osteològica de les entesis del radi humà, està correlacionada amb el patró d'estimulació mecànica a que ha estat sotmesa l'entesi. S'ha comprovat que aquesta variabilitat reflecteix l'acció coordinada dels músculs en cadenes musculars.
2. S'han classificat les marques musculesquelètiques del radi en cinc graus de desenvolupament. Aquests graus s'han integrat en un sistema visual de referència, que constitueix una metodologia fiable i reproducible per l'avaluació de la variabilitat en l'aparença osteològica de les entesis.
3. La robustesa de les entesis musculars directes del radi humà, implica l'aparició gradual d'excavacions en la superfície cortical de l'os. D'altra banda, la hipertròfia de les entesis tendinoses del radi comporta la neoformació gradual d'os. L'expressió entesopàtica, únicament s'ha observat en les entesis corresponents als músculs bíceps braquial, pronador rodó i supinador curt.
4. S'ha confirmat la influència de l'edat en l'aparició i desenvolupament de les marques musculesquelètiques de la superfície del radi. Tanmateix, els resultats obtinguts demostren que la correlació amb aquesta variable és baixa, i afecta principalment a les entesis de tipus tendinós.

5. Els models biomecànics desenvolupats en aquesta tesi han permès valorar l'acció muscular en termes d'eficiència, definida com una mesura de la capacitat del múscul per realitzar una determinada acció. En la quantificació de l'eficiència s'empra només paràmetres morfomètrics.
6. L'anàlisi biomecànica del pronador rodó, mostra que l'activitat d'aquest múscul és un dels estímuls mecànics implicats en la curvatura de la diàfisi del radi. En aquest sentit, s'ha observat que el pronador rodó exerceix una força tant de compressió com de tracció sobre la diàfisi de l'os, i que existeix una correlació entre el grau de curvatura diafisaria del radi i el grau d'hipertrofia de la inserció radial del pronador rodó.
7. L'anàlisi biomecànica de l'acció del pronador rodó, demostra que l'eficiència rotacional de l'avantbraç i de la mà és màxima al voltant de la posició neutra, i mínima en els extrems de la rotació de l'avantbraç. Durant la flexió del colze, s'ha comprovat que el màxim d'eficiència rotacional augmenta i es desplaça cap el rang de la supinació.
8. L'eficiència rotacional del múscul pronador rodó augmenta en augmentar la longitud mediolateral de l'epicòndil medial, en disminuir la distància entre el colze i l'entesi radial del pronador rodó, i sobretot en augmentar la curvatura diafisaria del radi.
9. L'eficiència flexora del bíceps braquial augmenta durant la flexió del colze, sent màxima en semiflexió, i disminuint a partir d'aquesta posició. Per una determinada posició del colze, l'eficiència augmenta degut principalment a una posició més distal de la tuberositat radial.
10. L'anàlisi biomecànica del bíceps braquial confirma que la seva eficiència de rotació és nul·la en màxima extensió del colze, màxima en el rang angular de màxima eficiència flexora, i constant fins la segona meitat del rang

angular de supinació. Una posició més medial de la tuberositat radial provoca un augment de l'eficiència rotacional del bíceps.

11. A partir dels models biomecànics dels músculs pronador rodó i bíceps braquial, s'ha comprovat que el procés de remodelació òssia que experimenten les seves entesis radials com a conseqüència de l'activitat muscular repetitiva, augmenta les respectives eficiències rotacionals.
12. L'anàlisi biomecànica del pronador rodó efectuat en hominoïdeus no humans moderns, ha permès avaluar les implicacions funcionals de les diverses configuracions anatòmiques del colze i avantbraç: (i) valors alts d'eficiència amb el colze en extensió al voltant de la posició neutra d'avantbraç, s'interpreten com una adaptació al comportament suspensori; (ii) valors alts amb el colze en extensió desplaçats cap a rangs angulars extrems de pronació, s'interpreta com una adaptació al comportament pronògrad; i (iii) l'elevada eficiència amb el colze en flexió en rangs angulars de supinació, s'interpreta com una adaptació al comportament de grimpar.
13. L'eficiència rotacional del bíceps braquial és constant durant tot el rang de rotació excepte en l'home. En tots els hominoïdeus coincideix amb el seu màxim d'eficiència flexora. Aquest patró d'eficiència representa una avantatge en activitats de manipulació que impliquin efectuar una rotació contra resistència externa, i en comportaments de grimpada.
14. El fet de que en humans independentment de la posició del colze els valors màxims d'eficiència rotacional es trobin propers a la posició neutra, i que en aquesta posició l'eix de rotació de l'avantbraç quedi alineat amb l'eix de la pinça digital de precisió, contribuiria a explicar la singular solidesa i estabilitat d'aquesta pinça.
15. L'aplicació dels models d'eficiència a restes òssies de taxons moderns o fòssils, es postula com una eina que pot aportar més precisió en l'estudi de la relació entre disseny ossi i funció de l'extremitat superior.

Bibliografia

Adobe Photoshop 7.0.1. 2001. Software for Windows 2000/XP. Adobe Systems Incorporated.

Aiello L, and Dean C. 1990. *An Introduction to Human Evolutionary Anatomy*. London: Academic Press.

Almécija S, Alba DM, Moyà-Solà S, Köhler M. 2007. Orang-like manual adaptations in the fossil hominoid *Hispanopithecus laietanus*: first steps towards great ape suspensory behaviours. *Proc Biol Sci*. 274(1624):2375-2384.

Amis AA, Dowson D, Wright V. 1979. Muscle strengths and musculoskeletal geometry of the upper limb. *Engng Med* 8:41-48.

Andrews P, Groves CE. 1976. Gibbons and brachiation. *Gibbon Siamang* 4:167-218.

Andereson P, Henrickson J. 1977. Capillary supply of the quadriceps femoris muscle of man: adaptative response to exercise. *J Physiol* 270:677-690.

Ashizawa N, Nonaka K, Michikami S, Mizuki T, Amagai H, Tokuyama K, Suzuki M. 1999. Tomographical description of tennis-loaded radius: reciprocal relation between bone size and volumetric BMD. *J Appl Physiol* 86:1347-1351.

Ashton EH, Oxnard CE. 1963. The musculature of the primate shoulder. *Trans Zool Soc Lond* 29:553–650.

Basmajian JV, Latif A. 1957. Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow: a detailed electromyographic analysis. *J Bone Joint Surg Am* 39A:1106-1118.

Basmajian JV, Bazant FJ. 1959. Factors preventing downward dislocation of the adducted shoulder joint. An electromyographic and morphological study. *J Bone Joint Surg Am* 41A:1182-1186.

Basmajian JV. 1967. Electromyography: its structural and neural basis. *Int Rev Cytol* 21:129-140.

Basmajian JV, DeLuca CJ. 1985. *Muscles alive*, 5th Ed. Baltimore: Williams & Wilkins.

Benjamin M, Newell RL, Evans EJ, Ralphs JR, Pemberton DJ. 1992. The structure of the insertions of the tendons of biceps brachii, triceps and brachialis in elderly dissecting room cadavers. *J Anat* 180:327-332.

Benjamin M, Ralphs JR. 1998. Fibrocartilage in tendons and ligaments - an adaptation to compressive load. *J Anat* 193:481-494.

Benjamin M, Rufai A, Ralphs JR. 2000. The mechanism of formation of bony spurs (enthesophytes) in the Achilles tendon. *Arthritis Rheum* 43:576-583.

Benjamin M, McGonagle D. 2001. The anatomical basis for disease localisation in seronegative spondyloarthropathy at entheses and related sites. *J Anat* 199:503-526.

Benjamin M, Kumai T, Milz S, Boszyk BM, Boszyk AA, Ralphs JR. 2002. The skeletal attachment of tendons-tendon “entheses”. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133:931-945.

Benjamin M, Hillen B. 2003. Mechanical Influences on Cells, Tissues and Organs – “Mechanical Morphogenesis”. *Eur J Morphol* 41:3-7.

Benjamin M, Toumi H, Ralphs JR, Bydder G, Best TM, Milz S. 2006. Where tendons and ligaments meet bone: attachment sites ('entheses') in relation to exercise and/or mechanical load. *J Anat* 208(4):471-490.

Bertram JEA, Biewener AA. 1988. Bone curvature: sacrificing strength for load predictability?. *J Theor Biol* 131:75-92.

Biewener AA. 1983. Allometry of quadrupedal locomotion: the scaling of duty factor, bone curvature and limb orientation to body size. *J Exp Biol* 105:147-171.

Biewener AA, Fazzalari NL, Konieczynski DD, Baudinette RV. 1996. Adaptative changes in trabecular architecture in relation to functional strain patterns and disuse. *Bone* 19:1-8.

Bremer AK, Sennwald GR, Favre P, Jacob HA. 2006. Moment arms of forearm rotators. *Clin Biomech* 21(7):683-91.

Bruns W, Bruce M, Prescott G, and Maffulli N. 2002. Temporal Trends in Femoral Curvature and Length in Medieval and Modern Scotland. *Am J Phys Anthropol* 119:224-230.

Burdin V, Roux C, Stinde E, and Lefèvre C. 1994. Study of 3-D Human Movements: Influence of the Forearm Bone Morphology on the Magnitude of the Prosupination Motion. *Proceedings of the 1994 IEEE*.

Cant JGH. 1987. Positional behavior of female Bornean orangutans (*Pongo pygmaeus*). *Am J Primatol* 12:71–90.

CANVAS 9.0.4. 2004. Professional Edition for Windows 2000/XP. ACD Systems of America Inc.

Capasso L, Kennedy KAR, Wilzack CA. 1999. Atlas of Occupational Markers on Human Remains. *J. Paleopathology*. 3. Monographic Publication.

Cartmill M, Milton K. 1977. The lorisform wrist joint and the evolution of brachiating adaptations in the Hominoidea. *Am J Phys Anthropol* 47:249–272.

Coggan AR, Spina RJ, King DS, Rogers MA, Brown M, Nemeth PM, Holloszy JO. 1992. Skeletal muscle adaptations to endurance training in 60- to 70-yr-old men and women. *J Appl Physiol* 72(5):1780-1786.

Colton T. 1989. *Estadística en Medicina*. Barcelona: Salvat Editores. 217 p.

Cotran RS, Kumar V, Collins T. 2000. *Robbins Patología Estructural y Funcional*. 6 ed. Madrid: McGraw-Hill-Interamericana de España. 3 p.

Christel M. 1993. *Hands of Primates*, eds. Preuschoft, H. & Chivers, D. (Springer, Berlin), 91–108 p.

Darcus HD, Salter N. 1953. The amplitude of pronation and supination with the elbow flexed to a right angle. *J Anat* 87(2):169-184.

Deane AS, Kremer EP, Begun DR. 2005. New approach to quantifying anatomical curvatures using high-resolution polynomial curve fitting (HR-PCF). *Am J Phys Anthropol* 128:630-638.

Doran DM. 1993. The comparative locomotor behavior of chimpanzees and bonobos: the influence of morphology on locomotion. *Am J Phys Anthropol* 91:83–98.

Ducher G, Prouteau S, Courteix D, Benhamou CL. 2004. Cortical and trabecular bone at the forearm show different adaptation patterns in response to tennis playing. *J Clin Densitom* 7:399-405.

Ducher G, Courteix D, Mème S, Magni C, Viala JF, and Benhamou CL. 2005. Bone geometry in response to long-term tennis playing and its relationship with muscle volume: A quantitative magnetic resonance imaging study in tennis players. *Bone* 37:457-466.

eFilm Workstation 2.0. 2004. Merge Technologies Incorporated. Merge Healthcare. Milwaukee, WI, USA

Fazekas IG, Kósa F. 1978. *Forensic Foetal Osteology*. Akad. Kiado, Budapest: Hardcover.

Fischer E. 1906. Die Variationen amb Radius und Ulna des Menschen. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie*. 9: 147-247.

Fleagle JG. 1976. *Locomotion, posture and comparative anatomy of Malaysian forest primates*. Ph.D. dissertation, Harvard University.

Fleagle JG, Simons EL. 1978. Humeral morphology of the earliest apes. *Nature* 276:705-707.

Fleagle JG, Stern JT Jr, Jungers WL, Susman RL, Vangor AK, Wells J. 1981. Climbing a biomechanical link with brachiation and bipedalism. *Symp Zool Soc Lond* 48:359–373.

Fleagle JG, Simons EL. 1982. The humerus of *Aegyptopithecus zeuxis*: a primitive anthropoid. *Am J Phys Anthropol* 59:175-193.

Fleagle JG. 1988. *Primate Adaptation & Evolution*. San Diego, California: Academic Press, Inc.

Frost HM. 1964. *The laws of bone structure*. Springfield, IL: Charles C Thomas.

Frost HM. 1973. *Bone modelling and skeletal modelling errors*. Springfield, IL: Charles C Thomas.

Frost HM. 2004. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 74(1):3-15.

Galtés I, Rodríguez-Baeza A, Malgosa A. 2006a. Mechanical morphogenesis: a concept applied to the surface of the radius. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 288A:794-805.

Galtés JI, Jordana X, Manyosa J, Rodríguez-Baeza A, and Malgosa A. 2006b. Análisis morfofuncional del radio: aplicación a la metodología de los marcadores músculo-esqueléticos de actividad. In: Martínez-Almagro Andreo A, editor. *Diversidad biológica y salud humana*. Murcia: Universidad Católica San Antonio. p 513-519.

Galtés I, Malgosa A. 2007. Atlas metodológico para el estudio de marcadores musculoesqueléticos de actividad en el radio. *Revista elec Paleopatología*. World Wide Web: <http://www.ucm.es/info/aep/contenido.htm> restos óseos.

Galtés I, Jordana X, García C, Malgosa A. 2007. Marcadores de actividad en restos óseos. *Cuadernos de Medicina Forense* 48-49: 179-189.

Galtés I, Jordana X, Cos M, Malgosa A, Manyosa J. 2008. Biomechanical model of pronation efficiency: new insight into skeletal adaptation of the hominoid upper limb. *Am J Phys Anthropol* 135: 293-300.

Gans C, Gaunt AS. 1991. Muscle architecture in relation to function. *J Biomech* 24:53-65.

Gebo DL. 1996. Climbing, brachiation, and terrestrial quadrupedalism: historical precursors of hominid bipedalism. *Am J Phys Anthropol* 101:55–92.

Gran SM, Rohmann CG, Wagner B, Ascoli W. 1967. Continuing bone growth throughout life: a general phenomenon. *Am J Phys Anthropol* 26:213-318.

Guillen del Castillo M , Linares D. 2001. *Bases biológicas y fisiológicas del movimiento humano*. Madrid: Editorial Médica Panamericana

Guyton AC. 1992. Fisiología del deporte. En: Tratado de Fisiología Médica. Madrid: McGraw-Hill-Interamericana de España. 982-992 p.

Hamill OP, Martinac B. 2001. Molecular basis of mechanotransduction in living cells. *Physiol Rev* 81:685-740.

Harrison T. 1989. New postcranial remains of *Victoriapithecus* from the middle miocene of Kenya. *J Hum Evol* 18:3-54.

Haugstvedt JR, Berger RA, and Berglund LJ. 2001. A mechanical study of the moment-forces of the supinators and pronators of the forearm. *Acta Orthop Scand* 72:629-634.

Hawkey DE, Merbs ChF. 1995. Activity-induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos. *Int J Osteoarchaeol* 5:324-338.

Hems T, Tillmann B. 2000. Tendon entheses of the human masticatory muscles. *Anat Embryol* 202:201-208

Hunt KD. 1991. Positional behavior in the Hominoidea. *Int J Primatol* 12:95-118.

Hunt KD. 1992. Positional behavior of *Pan troglodytes* in the Mahale Mountains and Gombe Stream National Parks, Tanzania. *Am J Phys Anthropol* 87:83-105.

Hunt KD. 1994. The evolution of human bipedality: ecology and functional morphology. *J Hum Evol* 26: 183-202.

Hunt KD, Cant JGH, Gebo DL, Rose MD, Walker SE, Youlatos D. 1996. Standardised descriptions of primate locomotor and postural modes. *Primates* 37:363-387.

Ippolito E. 1986. Insertional tendinopathies, stenosing tenosynovitis, exudative hypertrophic tenosynovitis, peritendinitis, and tendinosis and metaplasia. A: Perugia L, Postacchini F, Ippolito E (ed). *The tendons*. Milano: Editrice Curtis. p 113-213.

- Isler K. 2005. 3D-Kinematics of Vertical Climbing in Hominoids. *Am J Phys Anthropol* 126:66–81.
- Jablonski NG, Leakey MG, Kiarie C, Antón M. 2002. A new skeleton of *Theropithecus brumpti* (Primates: Cercopithecidae) from Lomekwi, West Turkana, Kenya. *J Hum Evol* 43:887-923.
- Jenkins FA. 1981. Wrist rotation in primates: a critical adaptation for brachiations. A: MH Day (ed): *Vertebrate Locomotion. Symp Zool Soc Lond N 48*. New York: Academic Press: 429-451 p.
- Józsa L, Józsa PK. 1997. *Human Tendons: Anatomy, Physiology, and Pathology*. Champaign: Human Kinetics. 243 p.
- Jungers WL, Stern JT Jr. 1980. Telemetered electromyography of forelimb muscle chains in gibbons (*Hylobates lar*). *Science* 208: 617–619.
- Jungers WL. 1985. Body size and scaling of limb proportions in primates. A: WL Jungers (ed): *Size and Scaling in Primate Biology*. New York: Plenum Press.
- Kano T. 1992. *The last ape: pygmy chimpanzee behavior and ecology*. Stanford, CA: Stanford University Press.
- Kapandji AI. 2001. Biomechanics of pronation and supination of the forearm. *Hand Clin* 17:111-122.
- Kapandji AI. 2002. Pronosupinación. En: *Fisiología articular, miembro superior*. Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Kaufmann RA, Kozin SH, Barnes A, Kalluri P. 2002. Changes in strain distribution along the radius and ulna with loading and interosseous membrane section. *J Hand Surg [Am]* 27(1):93-97.

- Keith A. 1926. *The Engines of the Human Body*. Philadelphia: J. B. Lippincott.
- Kennedy KAR. 1989. Skeletal markers of occupational stress. En: Iscan MY, Kennedy KAR (ed). *Reconstruction of life from the skeleton*. NY: Alan Liss, Inc. 129-160 p.
- King GJ, McMurtry RY, Rubenstein JD, and Gertzbein SD. 1986. Kinematics of the radioulnar joint. *J Hand Surg* 11A:798-804.
- Knussman R. 1965. Die Aussagen des Armskeletts zur Frage eines brachiatorischen Stadiums in der Stammesgeschichte des Menschen. *Verh Deutsch Ges Anthropol* 133-139.
- Knussmann R. 1967. *Humerus, Ulna und Radius der Simiae*. Bibliotheca Primatologica. Vol 5. Basel: S. Krager.
- Koukoubis TD, Cooper LW, Glisson RR, Seaber AV, Feagin JA. 1995. An electromyographic study of arm muscles during climbing. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 3(2): 121-124.
- Kummer B. 1970. Die Beanspruchung des Armskeletts beim Hangelen. Ein Beitrag zum Brachiatorienproblem. *Anthropol Anz* 32:74-82.
- Lanyon LE, Baggot DG. 1976. Mechanical function as an influence on the structure and form of bone. *J Bone Joint Surg* 58B:436-443.
- Lanyon LE, Bourne S. 1979. The influence of mechanical function on the development of remodeling of the tibia. *J Bone Joint Surg* 61A:263-273.
- Lanyon LE. 1980. The influence of function on the development of bone curvature. An experimental study on the rat tibia. *J Zool* 192:457-466.
- Lanyon LE. 1990. The relationship between functional loading and bone architecture. *Primate Life History and Evolution*. New York: Wiley-Liss. 269-284 p.

- Larsen CS. 1997. *Bioarcheology. Interpreting behavior from the human skeleton*. Cambridge University Press.
- Larson SG, Stern JT Jr. 1986. EMG of scapulohumeral muscles in the chimpanzee during reaching and “arboreal” locomotion. *Am J Anat* 176:171–190.
- Larson SG. 1988. Subscapularis function in gibbons and chimpanzees: implications for interpretation of humeral head torsion in hominoids. *Am J Phys Anthropol* 76:449–462.
- Lewis OJ. 1969. The hominoid wrist joint. *Am J Phys Anthropol* 30: 251-267.
- Lieberman DE, Polk JD, and Demes B. 2004. Predicting Long Bone Loading From Cross-Sectional Geometry. *Am J Phys Anthropol* 123:156-171.
- MacConaill MA, Basmajian JV. 1969. *Muscles and Movements: A Basis for Human Kinesiology*. Huntington, New York: Krieger.
- McCown TD, Keith A. 1939. *The Stone Age of Mount Carmel II: The Fossil Human Remains from Levallois-Mousterain*. Oxford:Clarendon Press.
- Markolf KL, Dunbar AM, Hannani K. 2000. Mechanisms of load transfer in the cadaver forearm: role of the interosseous membrane. *J Hand Surg* 25:674-682.
- Marzke MW. 1997. Precision grips, hand morphology, and tools. *Am J Phys Anthropol* 102: 91–110.
- Marzke MW, Marzke RF. 2000. Evolution of the human hand: approaches to acquiring, analysing and interpreting the anatomical evidence. *J Anat* 197:121-140.
- McCrossin ML. 2004. Locomotor diversity among Miocene catarrhines: Another look at retroflexion of the medial epicondyle of the humerus [abstract]. *Am J Phys Anthropol Suppl* 38: 144-145.

McHenry HM. 1983. The capitate of *Australopithecus afarensis* and *A. africanus*. *Am J Phys Anthropol* 62: 187–198.

Mino DE, Palmer AK, and Levinsohn EM. 1983. The role of radiography and computerised tomography in the diagnosis of subluxation and dislocation of the radioulnar joint. *J Hand Surg [Am]* 8:23-31.

Mino DE, Palmer AK, and Levinsohn EM. 1985. Radiography and computerised tomography in the diagnosis of incongruity of the distal radioulnar joint. *J Bone Joint Surg [Am]* 67:247-252.

Moyà-Solà S, Köhler M. 1996. A *Dryopithecus* skeleton and the origins of great-ape locomotion. *Nature* 379: 156-159.

Moyà-Solà S, Köhler M, Rook L. 1999. Evidence of hominid-like precision grip capability in the hand of the Miocene ape *Oreopithecus*. *Proc Natl Acad Sci USA* 96: 313-317.

Mullender MG, Huiskes R. Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. *J Orthop Res* 13(4):503-512.

Murray WM, Delp SL, Buchanan TS. 1995. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech* 28(5):513-525.

Naito A, Sun YJ, Yajima M, Fukamachi H, Ushikoshi K. 1998. Electromyographic study of the elbow flexors and extensors in a motion of forearm pronation/supination while maintaining elbow flexion in humans. *Tohoku J Exp Med* 186(4):267-277.

Naito A. 2004. Electrophysiological studies of muscles in the human upper limb: the biceps brachii. *Anat Sci Int* 79:11-20.

Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y, and Yamazaki N. 1999. In vivo motion analysis of the forearm rotation utilizing magnetic resonance imaging. *Clin Biomech* 14:315-320.

Napier JR. 1956. The prehensile movements of the human hand. *J Bone Joint Surg Br* 38-B(4):902-13.

O'Conner BL i Rarey KE. 1979. Normal amplitudes of radioulnar pronation and supination in several genera of anthropoid primate. *Am J Phys Anthropol* 51:39-44.

Olivier G. 1960. *Pratique anthropologique*. Paris: Vigot frères.

Oxnard CE. 1963. Locomotor adaptations in the primate forelimb. *Symposia of the Zoological Society of London*. 10:165-182.

Panjabi MM, White AA. 2001. *Biomechanics in the musculoskeletal system*. Philadelphia: Churchill Livingstone.

Patel BA. 2005. Form and function of the oblique cord (*chorda obliqua*) in anthropoid primates. *Primates* 46:47-57.

Paturet G. 1951. *Traité d'Anatomie Humaine, Tome II*. Paris: Masson.

Pauly JE, Rushing JL, Scheving LE. An electromyographic study of some muscles crossing the elbow joint. *Anat Rec* 159(1):47-53.

Pauwels F. 1980. *Biomechanics of the locomotor apparatus: Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus*. Berlin: Springer-Verlag.

Pearson O M, Lieberman DE. 2004. The aging of Wolff's law: Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone *Am J Phys Anthropol* 125: 63-99.

Piekarski K. 1981. Mechanical enhanced perfusion of bone. A: SW Cowin (ed): *Mechanical Properties of Bone*. ASME publication, Vol 45, 185-191p.

Preuschoft H. 1990. Gravity in primates and its relation to body shape and locomotion. A: Jouffroy FK, Stack MH, Niemitz C (ed). *Gravity, posture and locomotion in primates*. Florence: Editrice Il Sedicesimo.109–127 p.

- Prost JH. 1980. Origin of bipedalism. *Am J Phys Anthropol* 52: 175–189.
- Raux P, Townsend PR, Miegel R, Rose RM, Radin EL. 1975. Trabecular architecture of the human patella. *J Biomech* 8:1-4.
- Resnick D, Niwayana G. 1981. *Diagnosis of bone and joint disorders*. Philadelphia: Saunders. p 1297-1300.
- Rhodes JA, Knüsel Ch J. 2005. Activity-related skeletal change in medieval humeri: Cross-sectional and architectural alterations. *Am J Phys Anthropol* 128: 536-546.
- Robb J. 1998. The interpretation of skeletal muscle sites: a statistical approach. *Int J Osteoarchaeol* 8:363-377.
- Rose MD. 1988. Another look at the anthropoid elbow. *J Hum Evol* 17:193-224.
- Rose MD. 1993. Functional anatomy of the elbow and forearm in primates. A: Gebo DL, editor. *Postcranial Adaptation in Nonhuman Primates*. DeKalb: Northern Illinois University Press. p 70-95.
- Rossie JB, MacLatchy L. 2006. A new pliopithecoid genus from the early Miocene of Uganda. *J Hum Evol* 50:568-586.
- Rouvière H, Delmas A. 1988. *Anatomía Humana: descriptiva, topográfica y funcional*, Tomo III. 9th ed. Barcelona: Masson.
- Rubin CT, Lanyon LE. 1982. Limb mechanics as a function of speed and gait: A study of functional strains in the radius and tibia of horse and dog. *J Exp Biol* 100:187-212.
- Ruff CB i Hayes. 1982. Subperiosteal expansion and cortical remodeling of the human femur and tibia with aging. *Science* 217: 945-948.

- Ruff CB. 2000. Biomechanical analyses of archeological human skeletons. A: Katzenberg MA, Saunders SR (ed). *Biological Anthropology of the human skeleton*. New York: Wiley-Liss. 71-102p.
- Ruff CB. 2002. Long Bone Articular and Diaphyseal Structure in Old World Monkeys and Apes. I: Locomotor Effects. *Am J Phys Anthropol* 119:305–342.
- Ruff C, Holt B, Trinkaus E. 2006. Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 129(4):484-498
- Sarmiento EE. 1987. The phylogentic position of *Oreopithecus* and its significance in the origin of the Hominoidea. *Am Mus Novitates* 2881:1–44.
- Sarmiento EE. 1988. Anatomy of the hominoid wrist joints, its evolutionary and functional implications. *Int. J Primatol* 9:281–345.
- Sarmiento E. 2002. Forearm rotation and the origin of the hominoid lifestyle: A reply to Stern and Larson (2001). *Am J Phys Anthropol* 119: 92-94.
- Schultz AH. 1973. The skeleton of the Hylobatidae and other observations on their morphology. *Gibbon Siamang* 2:1-54.
- Simons EL. 1972. *Primate evolution: an introduction to man's place in nature*. New York: Macmillan
- Simth RW i Walker RR. 1964. Femoral expansion in aging women: implications for the osteoporosis and fractures. *Science* 145: 156-157
- SPSS. 2002. *SPSS for Windows. Version 12.0.1*. Chicago: SPSS, Inc.
- Stern JT Jr, Wells JP, Vangor AK, Fleagle JG. 1977. Electromyography of some muscles of the upper limb in *Ateles* and *Lagothrix*. *Yrbk Phys Anthropol* 20:498–507.

Stern JT Jr, Susman RL. 1981. Electromyography of gluteal muscles in *Hylobates*, *Pongo*, and *Pan*: implications for the evolution of hominid bipedality. *Am J Phys Anthropol* 55:153–166.

Stern JT Jr, Susman RL. 1983. Locomotor anatomy of *Australopithecus afarensis*. *Am J Phys Anthropol* 60:279-317.

Stern JT, Jungers WL, Susman RL. 1995. Quantifying Phalangeal Curvature: An Empirical Comparison of Alternative Methods. *Am J Phys Anthropol* 97:1-10.

Stern JT, and Larson SG. 2001. Telemetered Electromyography of the Supinators and Pronators of the Forearm in Gibbons and Chimpanzees: Implications for the Fundamental Positional Adaptation of Hominoids. *Am J Phys Anthropol* 115:253-268.

Stirland AJ. 1998. Musculoskeletal evidence for activity: problems of evaluation. *Int J Osteoarchaeol* 8:354-362.

Strother K. 1981. *Física Aplicada a las Ciencias de la Salud*. Madrid: McGraw-Hill.

Sullivan WE, Mortensen OA, Miles M, Greene LS. 1950. Electromyographic studies of *m. biceps brachii* during normal voluntary movement at the elbow. *Anat Rec* 107(3):243-251.

Susman RL. 1979. Comparative and functional morphology of hominoid fingers. *Am J Phys Anthropol* 50: 215-236.

Swartz SM, Bertram JEA, Biewener AA. 1989. Telemetered in vivo strain analysis of locomotor mechanics of brachiating gibbons. *Nature* 342 (6247):270-272.

Swartz SM. 1990. Curvature of the Forelimb Bones of Anthropoid Primates: Overall Allometric Patterns and Specializations in Suspensory Species. *Am J Phys Anthropol* 83:477-498.

- Testut L, Latarjet A. 1990. *Tratado de Anatomía Humana*, Vol I. Barcelona: Salvat Ed.
- Thorpe SK, Crompton RH. 2006 Orangutan positional behavior and the nature of arboreal locomotion in Hominoidea. *Am J Phys Anthropol* 131:384-401.
- Travill A, Basmajian JV. 1961. Electromyography of the supinators of the forearm. *Anat Rec* 139:557-560.
- Trinkaus E, and Churchill SE. 1988. Neandertal Radial Tuberosity Orientation. *Am J Phys Anthropol* 75:15-21.
- Trinkaus E, Churchill SE, Ruff CB. 1994. Postcranial robusticity in Homo. II: Humeral bilateral asymmetry and bone plasticity. *Am J Phys Anthropol* 93:1-34.
- Tuttle R, Basmajian JV, Regenos E, Shine G. 1972. Electromyography of knuckle-walking: Results of four experiments on the forearm of Pan gorilla. *Am J Phys Anthropol* 37: 255-265.
- Tuttle RH, Basmajian JV. 1974. Electromyography of brachial muscles in Pan gorilla and hominoid evolution. *Am J Phys Anthropol* 41: 71-90.
- Tuttle RH, Basmajian JV. 1975. Electromyography of brachial muscles in Pan gorilla and hominoid evolution. *Am J Phys Anthropol* 41:71–90.
- Tuttle RH, Basmajian JV. 1976. Electromyography of pongid shoulder muscles and hominoid evolution. I: retractors of the humerus and rotators of the scapula. *Yrbk Phys Anthropol* 20:491–497.
- Tuttle RH, Basmajian JV. 1978. Electromyography of pongid shoulder muscles and hominoid evolution. II: deltoid, rhomboid, and “rotator cuff.” *Am J Phys Anthropol* 49:47–56.
- Tuttle RH, Velte MJ, Basmajian JV. 1983. Electromyography of brachial muscles in Pan troglodytes and Pongo pygmaeus. *Am J Phys Anthropol* 61: 75-83.

Tuttle RH, Watts DP. 1985. The positional behavior and adaptive complexes of Pan gorilla. In: Kondo S, editor. Primate morphophysiology, locomotor analyses and human bipedalism. Tokyo: University of Tokyo Press.

Tuttle RH, Hollowed JR, and Basmajian JV. 1992. Electromyography of Pronators and Supinators in Great Apes. *Am J Phys Anthropol* 87:215-226.

Ubelaker DH. 2003. Contributions of skeletal abnormality interpretation to forensic investigation. *Cuadernos de Medicina Forense* 33:35-42.

Vangor AK, Wells JP. 1983. Muscle recruitment and the evolution of bipedality: evidence from telemetered electromyography of spider, woolly and patas monkeys. *Ann Sci Nat Zool Biol Anim* 5:125–135.

Van Heest AE, Sathy M, Schutte L. 1999. Cadaveric modeling of the pronator teres rerouting tendon transfer. *J Hand Surg* 24(3):614-618.

Van Zuylen EJ, Van Velzen A, Denier van der Gön JJ. 1988. A biomechanical model for flexion torques of human muscle. *J Physiol* 110:249-280.

Veeger HE, Kreulen M, Smeulders MJ. 2004. Mechanical evaluation of the Pronator Teres rerouting tendon transfer. *J Hand Surg* 29(3):259-264.

Weiss E. 2003. Understanding muscle markers: aggregation and construct validity. *Am J Phys Anthropol* 121:230-240.

White TD. 1991. *Human Osteology*. London: Academic Press.

Yamanaka A, Gunji H, Ishida H. 2005. Curvature, Length, and Cross-Sectional Geometry of the Femur and Humerus in Anthropoid Primates. *Am J Phys Anthropol* 127:46-57.

Yamazaki N, Ishida H, Kimura T, Okada M. 1979. Biomechanical analysis of primate bipedal walking by computer simulation. *J Hum Evol* 8:337–349.

Annex

Publicacions

Part dels resultats presentats en aquesta tesi, han quedat recollits en les següents publicacions científiques:

Galtés I, Rodríguez-Baeza A, Malgosa A. 2006. Mechanical morphogenesis: a concept applied to the surface of the radius. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 288A:794-805.

Galtés JI, Jordana X, Manyosa J, Rodríguez-Baeza A, and Malgosa A. 2006. Análisis morfofuncional del radio: aplicación a la metodología de los marcadores músculo-esqueléticos de actividad. In: Martínez-Almagro Andreo A, editor. *Diversidad biológica y salud humana*. Murcia: Universidad Católica San Antonio. p 513-519.

Galtés I, Malgosa A. 2007. Atlas metodológico para el estudio de marcadores musculoesqueléticos de actividad en el radio. Revista electrónica Paleopatología. WWW: <http://www.ucm.es/info/aep/contenido.htm> restos óseos.

Galtés I, Jordana X, García C, Malgosa A. 2007. Marcadores de actividad en restos óseos. Cuadernos de Medicina Forense 48-49: 179-189.

Galtés I, Jordana X, Cos M, Malgosa A, Manyosa J. 2008. Biomechanical model of pronation efficiency: new insight into skeletal adaptation of the hominoid upper limb. *Am J Phys Anthropol* 135: 293-300.

Galtés I, Jordana X, Manyosa J, Malgosa A. 2008. Functional implications of radial diaphyseal curvature. *Am J Phys Anthropol* (article submitted).

Mechanical Morphogenesis: A Concept Applied to the Surface of the Radius

IGNASI GALTÉS,¹ ALFONSO RODRÍGUEZ-BAEZA,² AND
ASSUMPCIÓ MALGOSA^{1,*}

¹Unitat d'Antropologia Biològica, Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, Facultat de Ciències, Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, Spain

²Àrea d'Anatomia i Embriologia Humana, Departament de Ciències Morfològiques, Facultat de Medicina, Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, Spain

ABSTRACT

The purpose of this study is to perform a detailed morphological analysis of the changes that occur at the attachment sites of muscles, tendons, and ligaments on the radius. We consider the osteological, anatomical, and pathological aspects in detail, devising a visual standard for ranking the development of osseous expression at each attachment. We also discuss the etiology, particularly through focus on the relationship with the activity and age variables. In a sample of 148 radii from archeological and contemporary samples, 11 osteological sites were analyzed in each specimen. The osteological sites included nine muscular attachments, the attachment of the interosseous membrane, and the groove of the extensor pollicis longus tendon. The results show that mechanical loading is the main cause of different types of markings appearing and developing on the bone surface. Furthermore, there is a relationship between the osteological appearance of entheses and its morphological type. It is possible to grade osteological appearance with a visual reference method that establishes an identifiable threshold for each grade and eliminates relying completely on observer experience. This methodology is applicable to the field of physical anthropology and to its forensic subfield, identifying individuals by attributing to them specific work or given activities through the use of skeletal remains. *Anat Rec Part A*, 288A:794–805, 2006.

© 2006 Wiley-Liss, Inc.

Key words: muscular attachment; entheses; enthesopathy; activity markers; mechanical loading; musculoskeletal markings

Cells of the tissues are confined to a limited range of function and structure by genetic, metabolic, differentiation, and specialization programs (Cotran et al., 2000). However, cells are able to respond to environmental mechanical loading, promoting adaptations and alterations in the tissue structure, reaching a new physiological and morphological state with the objective of carrying out this mechanical demand. Mechanical stimuli regulate fundamental processes such as cell division and differentiation, and they also determine tissue form (Hamill and Martiniac, 2001). This important relationship between mechanical stimuli and morphology has been described by some authors using the expression “mechanical morphogenesis” (Benjamin and Hillen, 2003).

Mechanical loading is fundamental to the development, functioning, and repair of all the elements of the musculoskeletal system. All of its elements can adapt to changes in biomechanical conditions. The relationship between

structure, function, and mechanical demands has been researched mainly in bone and striated muscle (Gans and Gaunt, 1991; Benjamin and Hillen, 2003).

Grant sponsor: Ministerio de Educación y Ciencia (MEC) Spanish Project; Grant number: BOS2002-00719.

*Correspondence to: Assumpció Malgosa, Unitat d'Antropologia Biològica, Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, Facultat de Ciències, Edifici C, Universitat Autònoma de Barcelona, 08193 Bellaterra, Barcelona, Spain. Fax: 0034-93-581-13-21.
E-mail: assumpcio.malgosa@uab.es

Received 7 June 2005; Accepted 28 March 2006

DOI 10.1002/ar.a.20337

Published online 15 June 2006 in Wiley InterScience (www.interscience.wiley.com).

TABLE 1. Summary of population and sample sizes

Series	Localization	Chronology	N radii	Subadults (17–19 years)	Adults (20–39 years)	Mature (40–59 years)	Senile (> 59 years)
Can Reines Collection	Majorca	Medieval	86	8	62	16	0
	UAB	Contemporary	62	0	4	9	49
Total			148	8	66	25	49

Physical anthropology usually works with bones, from which certain human behaviors can be interpreted (Larsen, 1997). In this sense, anthropological literature talks about stress or activity markers, which can be defined as observable changes in the internal and external bone architecture and which develop under conditions of prolonged and continued stress imposed by habitual or occupational activity (Kennedy, 1989; Dutour, 1992). The most well-known indicators of activity-induced change are musculoskeletal markings.

Striated muscle fibers hypertrophy with continuous training programs (Guyton, 1992). Likewise, robust muscle attachment is the direct result of this training, and continually stressing a muscle in daily repetitive tasks creates a well-preserved skeletal record of an individual's habitual activity patterns. Using musculoskeletal markings to make a habitual activity analysis works under the understanding that the degree and type of marker are related directly to the intensity, pattern, and duration of habitual stress placed on a specific muscle (Hawkey and Merbs, 1995; Robb, 1998; Stirland, 1998). This line of investigation has two fundamental applications. The first is population analysis, which contributes to understanding social, cultural, labor, and technological developments of ancient populations (Kelley and Angel, 1987; Steen and Lane, 1998; Eshed et al., 2004). The second is forensic anthropology, in which the anthropologist uses activity markers to make identifications (Ubelaker, 2003).

In spite of the large amount of literature on musculoskeletal markers, there are few studies that have focused their attention on one particular bone in depth and no investigations have been carried out on the radius in spite of its biomechanical implications (Kapandji, 2002); this makes it an excellent candidate for a study of musculoskeletal markers. The main aim of the present study is to perform a detailed morphological analysis of the changes that occur at the attachment sites of muscles, tendons, and ligaments on the radius, providing further details of the osteological, anatomical, and pathological aspects, as well as devising a visual standard for ranking the development of osseous expression at each attachment.

According to Weiss (2003), age, sex, size, and bone robusticity are correlated with musculoskeletal markings. However, she found that age is the best overall correlated factor and highlights that it should be taken into consideration when examining these markings. For this reason, in the current study, only the relationship between age and the appearance and development of musculoskeletal markings will be considered by analyzing the influence of growth and aging in each landmark. Nevertheless, the effects of age, sex, body size, and population should be controlled when examining hypotheses of activity patterns on musculoskeletal markings in order to reconstruct past lifestyles (Weiss, 2003). The present study also analyzes the effect of muscular activity on the appearance and

development of these markings by analyzing the relationship between the musculoskeletal markings themselves in order to ascertain whether any explainable biomechanical patterns exist.

MATERIALS AND METHODS

Sample

The human skeletal material used in this research came from two different populations: 49 well-preserved skeletons from the Can Reines archeological site (Alcudia, Majorca) from the 5th–7th centuries AD and 33 skeletons from an osteological collection of known age and sex, which are housed at the Unitat d'Antropologia Biologica, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB). Individuals exhibiting pathological conditions that might affect insertion sites were eliminated. The entire sample consisted of 148 radii. All specimens were complete and nonpathological, included right and left radii, and there was a similar percentage of both sexes. The age distribution is shown in Table 1.

To locate precisely the attachment sites of muscles, tendons, or ligaments on the radius bone, five forearms from fixed cadavers from the Unitat d'Anatomia i Embriologia Humana (UAB) were anatomically dissected.

In order to analyze the reproducibility of the results, inter- and intraobserver error has been tested using a different sample to those used to describe morphological musculoskeletal markings. On this basis, 30 complete and nonpathological radii were used. This sample came from the S'Illot des Porros archeological site (Alcudia bay, Majorca) from the 6th–2nd centuries BC (Malgosa, 1992).

Methods

We have studied the morphological changes in the muscular attachment sites on dry bone surfaces. According to Testut and Latarjet (1990), muscles attach to the bone by means of tendons and there are muscles that attach to relatively large areas of the bones by fleshy fibers. Both were considered in the current study and were located according to classic descriptions (Paturet, 1951; Rouvière and Delmas, 1988; Testut and Latarjet, 1990; Williams et al., 1998) and to dissection studies (Table 2). In addition, the radial attachment of the interosseus membrane was considered as it is involved in forearm biomechanics and in the load-transfer mechanisms (Markolf et al., 2000). In addition, the mark of the extensor pollicis longus tendon was studied because, although it is not attached to the radius bone, it is closely related to the distal extremity.

Morphological changes were graded from least to most heavily marked according to surface texture, rugosity, deformation, and the extent of the area (Table 3). The range of development was divided into two main categories: robusticity expression and pathological expression. Robusticity expression ranges from faint through moder-

TABLE 2. Muscle/ligament attachment sites and analyzed sample

<i>Muscle/ligament sites used in this analysis</i>	<i>Abbreviation</i>	<i>n</i>	<i>Attachment description</i>
Biceps brachii	BB	138	IAT radial tuberosity
Abductor pollicis longus	APL	133	OAF posterior surface of the radius
Extensor pollicis brevis	EPB	109	OAF posterior surface of the radius
Extensor pollicis longus	EPL	106	Contact with the distal extremity of the radius
Flexor pollicis longus	FPL	131	OAF anterior surface of the radius
Flexor digitorum superficialis	FDS	131	OAT anterior oblique line of the radius
Interosseous membrane	IM	134	Attachment to the interosseus border
Brachioradialis	B	99	IAT styloid process
Pronator teres	PT	135	IAT midshaft
Supinator	S	139	IAT* proximal extremity of the radius
Pronator quadratus	PQ	103	IAF anterior surface of the distal extremity

A "T" has been added to the abbreviations "OA" (origin attachment) and "IA" (insertion attachment), which refers to muscles that attach by means of tendons and an "F" has been added to refer to the muscles that attach by fleshy fibers. (*) In spite of the fact that the supinator muscular fibers directly envelop the bone. In the dissections that have been carried out, it has been demonstrated that it is attached by means of small tendinous fibers, which project towards the surface of the bone

TABLE 3. Grades of the morphological changes

<i>No robusticity expression</i>	<i>Grade 0 (G0)</i>
<i>Robusticity expression: faint</i>	<i>Grade 1 (G1)</i>
<i>Robusticity expression: moderate</i>	<i>Grade 2 (G2)</i>
<i>Robusticity expression: strong</i>	<i>Grade 3 (G3)</i>
<i>Pathological expression</i>	<i>Grade 4 (G4)</i>
<i>(enthesopathy)</i>	<i>Type A/Type B</i>

ate to strong (grades 1 to 3, respectively). The pathological expression or enthesopathy (grade 4) was defined by Hawkey and Merbs (1995) according to the presence of ossification exostosis and/or a lytic cortical lesion that is defined as a pitting or furrow in the cortex. In the present work, the terms "enthesopathy type A" and "type B," respectively, were chosen to refer to these two expressions.

For each landmark, a different number of radii was studied due to the preservation state of the radii (Table 2). In order to rank the sample, each bone was visually studied a minimum of six times.

So that the observations were reproducible, the morphological changes were described for each of the 11 landmarks in a handbook. The designs and photographs of the differentiating grades for each morphological characteristic were included in this handbook. Furthermore, plaster replicas were made of the main representative models for each grade.

Statistical Analysis

As previously mentioned, inter- and intraobserver error was tested using a second sample composed of 30 complete and nonpathological radii by observing 11 landmarks in each of these (330 total observations). Each radius was independently assessed by three observers: the main researcher (A) and two external observers (B and C). Although these latter observers had never used the proposed methodology, they did have experience in the anthropological field. Observers B and C carried out two assessments of the 30 radii sample in order to test the interobserver error. The first assessment was made using the handbook, without previous training being provided for its application. The second assessment was carried out 1 week later, after having received training in applying the methodology to known samples not included in the study. Interobserver error was analyzed by comparing the results

obtained by each of the external observers with those obtained by observer A, using the Wilcoxon nonparametric test for two related samples. In the same way, the Friedman nonparametric test for k-related samples was used to compare the results obtained by the three observers (Table 5).

Intraobserver error was tested 1 month later through a third assessment by observers B and C and a second assessment for observer A. In this case, only a randomized 10% of the total observations were obtained for each observer. Observer A's results were compared with his previous observations. Similarly, results from B and C were compared with their second observations. The Wilcoxon nonparametric test for two related samples was used for this analysis.

The relationship between age and the development of these changes was also analyzed as well as the relationship between the musculoskeletal markings themselves. The effect of age was analyzed by a factorial analysis of variance using the general linear model (GLM) multivariate analysis procedure, considering the musculoskeletal markings as dependent variables and age as a covariable. Additionally, in those landmarks having significant relationship with age, different regression models (lineal, logarithmic, inverse, quadratic, and cubic) were also run to determine the best adjustment to the distribution of the data. Although in this study an osteological collection of known age and sex was used, the bulk of the sample consisted of archeological materials whose age and sex were determined through skeletal morphology (Krogman and Iscan, 1986). For statistical purposes, in this sample, the average respective age interval was used.

In order to identify whether any explainable biomechanical patterns exist, partial correlations between musculoskeletal markings controlling for age were tested. Additionally, a principal component analysis was run to acquire further knowledge of the characteristics of these patterns. All statistical analyses were carried out using SPSS version 12 for Windows (SPSS, Chicago, IL) and Statistica version 6.0 (StatSoft, Tulsa, OK).

RESULTS

In the 11 musculoskeletal landmarks studied in the present research work, morphological changes were found that can be graded from least to most heavily marked. Three types of bone response were found: osteogenic (OG),

TABLE 4. Radius distribution is expressed in percentages

	n	G 0	G 1	G 2	G 3	G 4(A)	G 4 (B)	G4 (A-B)	TR
BB	138	5.8	16.7	39.9	18.8	12.3	5.1	1.4	OG/OL
APL	133	9.8	33.8	39.8	16.5	0	0	0	AC
EPB	109	19.3	55.0	24.8	0.9	0	0	0	AC
EPL	106	42.5	25.5	22.6	9.4	0	0	0	AC
FPL	131	6.1	23.7	23.7	46.6	0	0	0	AC
FDS	131	6.9	38.9	35.1	19.1	0	0	0	OG
IM	134	6.0	53.0	28.4	12.7	0	0	0	OG
B	99	10.1	31.3	54.5	4.0	0	0	0	OG
PT	135	8.9	41.5	33.3	15.6	0.7	0	0	OG
S	139	6.5	48.9	26.6	14.4	3.6	0	0	OG
PQ	103	8.7	55.3	35.0	1.0	0	0	0	AC

Type of predominant tissular response (TR) is described according to each structure.

TABLE 5. Inter-observer comparison test

	A ₁ -B ₁	A ₁ -B ₂	A ₁ -C ₁	A ₁ -C ₂	A ₁ -B ₁ -C ₁	A ₁ -B ₂ -C ₂
BB	-2.972*	-1.414	-1.000	-1.414	12.118*	6.000
APL	-0.447	0.000	-2.496*	-1.414	9.125*	4.000
EPB	-0.915	-1.342	-3.162*	-1.000	6.300*	2.000
EPL	-0.047	-0.577	-1.508	-0.577	1.087	0.333
FPL	-2.846*	-1.732	-2.696*	-1.000	9.556*	3.500
FDS	-0.500	-1.732	-0.707	0.000	0.400	3.600
IM	-1.643	-1.633	-1.890	0.000	2.462	5.333
B	-1.342	-1.000	-0.632	-1.000	3.355	3.000
PT	-1.414	-1.000	-2.333*	-0.577	12.182*	2.000
S	-2.828*	0.000	-1.667	-1.000	7.385*	0.667
PQ	-3.666*	-1.000	-0.447	-1.000	28.444*	3.000

Results of the Inter-observer error test. Z-values of Wilcoxon test in two related samples and χ^2 -values of Friedman test in k related samples. (*) significant difference ($p < 0.05$). (A) main researcher, (B and C) external observers. Subscript indicates the order of the assessments.

osteolytic (OL), and architectonic changes (AC) in the bone surface (Table 4).

Osteogenic response is classified by a smooth surface (grade 0), roughened area (grade 1), mound-shaped elevated area (grade 2), development of a crest or ridges (grade 3), and finally the presence of osteophytes (grade 4, enthesopathy; Fig. 1). The new bone deposit is characterized by color changes that become more intense in contrast to the surrounding bone. Osteolytic response is always associated with a grade of osteogenic response. This is one of the pathological expressions found in the attachment of the biceps brachii.

Architectonic changes in bone surface are defined as different grades of flattening on the cortical bone: round or convex surface (grade 0), flattened surface (grade 1), development of incipient concavity in bone surface (grade 2), and finally clearly defined concavity, which is outlined by a sharp ridge (grade 3; Fig. 2).

To exemplify this morphological evidence, the case of the pronator teres muscle and the abductor pollicis longus muscle are shown. The first is an example of an osteogenic response and the second of an architectonic change.

Grades for Pronator Teres Attachment (Figs. 5 and 6)

The pronator teres ends in a flat tendon that is inserted in an area about midway along the lateral surface of the body of the radius (Figs. 3 and 4).

Grade 0, no robusticity expression: the insertion area shows a smooth impression without new bone deposits.

Grade 1, faint robusticity: insertion area has a visible incipient bone deposit such as granular concretions, fine striations, or a flat and well-defined compact deposit. The rough area is apparent to the touch.

Grade 2, moderate robusticity: bone deposit becomes more evident, thick, compacted, elevated, flat-topped, and resembles a crust with an appearance similar to a feather or the branch of a fir tree.

Grade 3, strong robusticity: the defined crust or plaque is uneven; the roughness of its posterior half becomes thicker and raised in relief. No crests have formed.

Grade 4, pathological expression or enthesopathy: the roughness of its posterior half has developed distinct exostosis (enthesopathy type A).

Grades for Abductor Pollicis Longus Attachment (Figs. 8 and 9)

Muscle fibers of the abductor pollicis longus are attached directly to the bone surface at the level of the middle third of the posterior surface of the radius body as well as through a fibrous wall onto the posterior border. From its origin, the muscle passing obliquely downward and laterally is closely related to the posterior surface of the bone (Figs. 3 and 7).

Grade 0, no robusticity expression: the attachment area shows a round or convex surface.

Grade 1, faint robusticity: the attachment area shows a flattened surface.

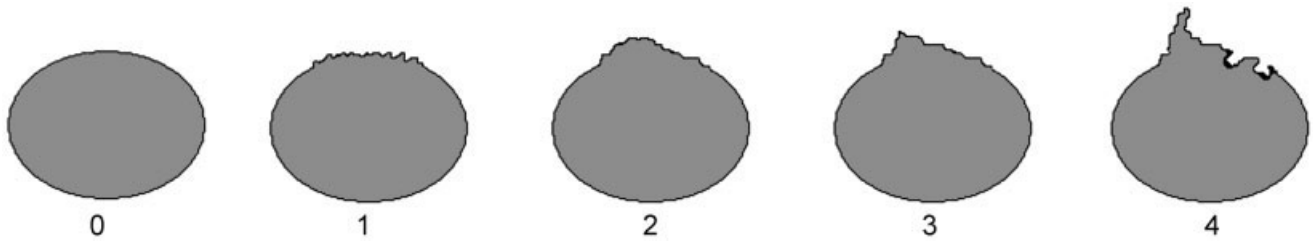


Fig. 1. Osteogenic-osteolytic response. View of transversal section of the radius shaft at the level of the tendinous attachment. Scoring for the bone response. The scores go from left to right, 0–4. Note that grade 4 mixes two responses: osteophytes (enthesopathy type A) and pitting or furrow into the cortex (enthesopathy type B).

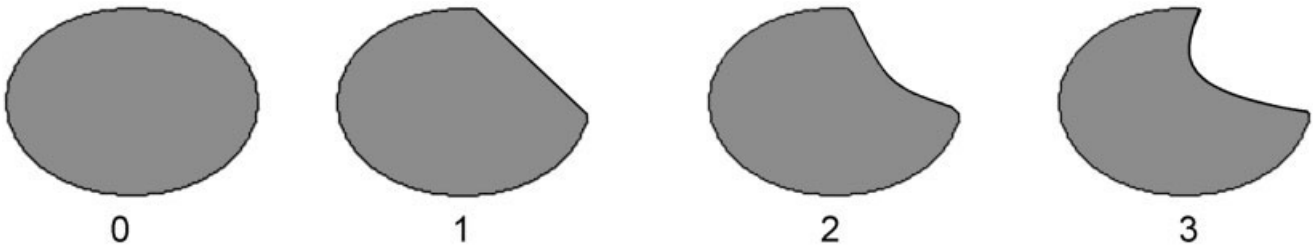


Fig. 2. Architectonic changes in bone surface. View of transversal section of the radius shaft at the fleshy fibers attachment level. Scoring for the concavity development. The scores go from left to right, 0–3.



Fig. 3. Posterior aspect of the left forearm. Deep muscles related with the radius: pronator teres (PT), supinator (S), abductor pollicis longus (APL), extensor pollicis brevis (EPB). Muscular belly of the abductor pollicis longus and the extensor pollicis brevis have been reclined to show their attachments to the radius.

Grade 2, moderate robusticity: development of incipient concavity in the bone surface, which is outlined by a round ridge (posterior border).

Grade 3, strong robusticity: the attachment area shows a clearly defined concavity, which is outlined by a sharp ridge (posterior border).

Grade 4, pathological expression or enthesopathy: this was not found in this attachment.

Taking into account the fact that these grades are inherently subjective, the reproducibility of the scoring method

should be tested. The interobserver comparison test (Table 5) shows significant differences between A's first assessment and those of B and C. However, significant differences are not found with the second assessment of the external observers. It is relevant to highlight that the second assessment by B and C was carried out after a training period.

With respect to the intraobserver comparison test, identical results were obtained in the second and the third assessments of observers B and C. Similarly, observer A was able to repeat identical results in his assessments.



Fig. 4. Lateral surface of the body of the right radius. The pronator teres attachment site is marked.

The results of GLM multivariate analysis show that only the brachioradialis ($F = 35.61$; $P = 0.000$), pronator teres ($F = 30.23$; $P = 0.000$), biceps brachii ($F = 23.44$; $P = 0.000$), interosseous membrane ($F = 23.40$; $P = 0.000$), extensor pollicis brevis ($F = 9.63$; $P = 0.003$), and pronator quadratus ($F = 8.95$; $P = 0.004$) are related to age. Different regression models (lineal, logarithmic, inverse, quadratic, and cubic) were tested to determine the best adjustment to data distribution in these markers. Results show that cubic regression model is the best adjustment in brachioradialis ($Rsq = 0.50$; $P = 0.000$), pronator teres ($Rsq = 0.42$; $P = 0.000$), interosseous membrane ($Rsq = 0.36$; $P = 0.000$), biceps brachii ($Rsq = 0.28$; $P = 0.000$), extensor pollicis brevis ($Rsq = 0.23$; $P = 0.000$), and pronator quadratus ($Rsq = 0.23$; $P = 0.000$). This model shows that grades for these musculoskeletal markings tend to increase slightly with age. This phenomena is more evident in extreme groups (subadults and senile). In general, older individuals have greater musculoskeletal markings than do younger individuals and more data dispersion is shown in middle-age groups (adults and mature; Fig. 10).

Table 6 presents the results of partial correlations between musculoskeletal markings when controlling for age. As can be observed, correlation coefficients are, in general, positive and significant but moderate ($r = 0.25$ – 0.49) (Colton, 1989). Good correlations ($r = 0.50$ – 0.74) (Colton, 1989) are found between biceps brachii and brachioradia-

lis ($r = 0.509$), biceps brachii and pronator teres ($r = 0.506$), interosseous membrane and pronator teres ($r = 0.575$), brachioradialis and pronator teres ($r = 0.517$), and brachioradialis and supinator ($r = 0.553$). Only the correlation between the flexor pollicis longus and flexor digitorum superficialis muscles is excellent ($r = 0.838$).

To acquire further knowledge of the patterns of these musculoskeletal-marking correlations, a descriptive analysis (principal component analysis) was carried out. The first two principal components, which account for 57.24% of the total variation (45.49% in the first component and 11.75% in the second component), were considered for graphic representation (Fig. 11). The first component does not show great differences between variables, which are placed on the negative side. The second component places pronator quadratus, supinator, biceps brachii, interosseous membrane, brachioradialis, and pronator teres on the negative side, and flexor digitorum superficialis, flexor pollicis longus, abductor pollicis longus, extensor pollicis brevis, and extensor pollicis longus on the positive side. On this positive side, two groups can be distinguished: one is formed by the flexor digitorum superficialis, flexor pollicis longus, and abductor pollicis longus. In the other group, the extensor pollicis brevis is close to the extensor pollicis longus; both are visibly separated from the rest.

DISCUSSION

The results clearly demonstrate that there is a relationship between the macroscopic bone response (osteological appearance of enthesis) and the morphological type of enthesis. In this sense, osteogenic-osteolytic responses have been found in muscles that attach to bone by means of tendons. Furthermore, the radial attachment of the interosseous membrane also develops an osteogenic response. Architectonic changes in bone surface have been found where muscles attach to bone by fleshy fibers. In addition to this, morphological expression of the muscle extensor pollicis longus in the distal extremity of the radius also shows this response due to its close relationship (Table 4).

All of these changes can be graded from least to most heavily marked using a visual reference system that establishes an identifiable threshold for each grade. Interobserver and intraobserver error have been proven negligible when the observations were carried out after basic training. This need for training is an indication that insertion sites are morphologically complex and difficult to observe. In order to lessen subjectivity and to enhance observer experience, a basic apprenticeship is necessary. This observation coincides with that of other authors (Hawkey and Merbs, 1995; Robb, 1998).

It is well known that muscular activity increases traction at the osteotendinous junction. Development of enthesis ossification and subsequent robusticity marking occur in response to increased levels of traction on this area. Under this condition, blood flow is increased as a result of vascular invasion at the enthesis, which stimulates bone-forming cells, resulting in ossification (Hawkey and Merbs, 1995; Weiss, 2003).

In the current study, development of enthesis ossification could be identified in different grades of macroscopic bone deposit that form rugged markings at the tendon and ligament attachment site. The maximum expression is the presence of a bony spur. Although bony spurs or enthesophytes can be a feature of traumatic, inflammatory, met-

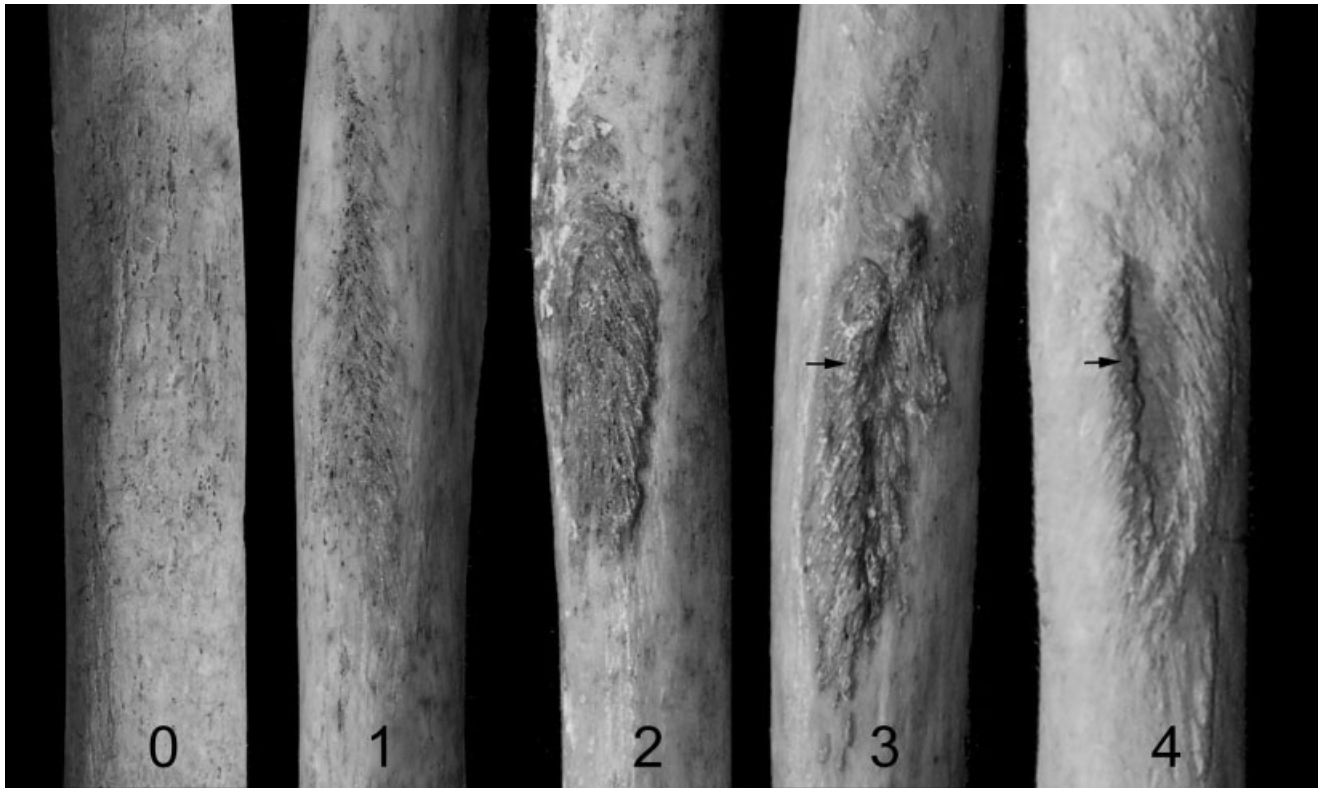


Fig. 5. Grades of marking at the pronator teres attachment. Grades 0–4 shown from left to right. Arrows mark the posterior half of the area.

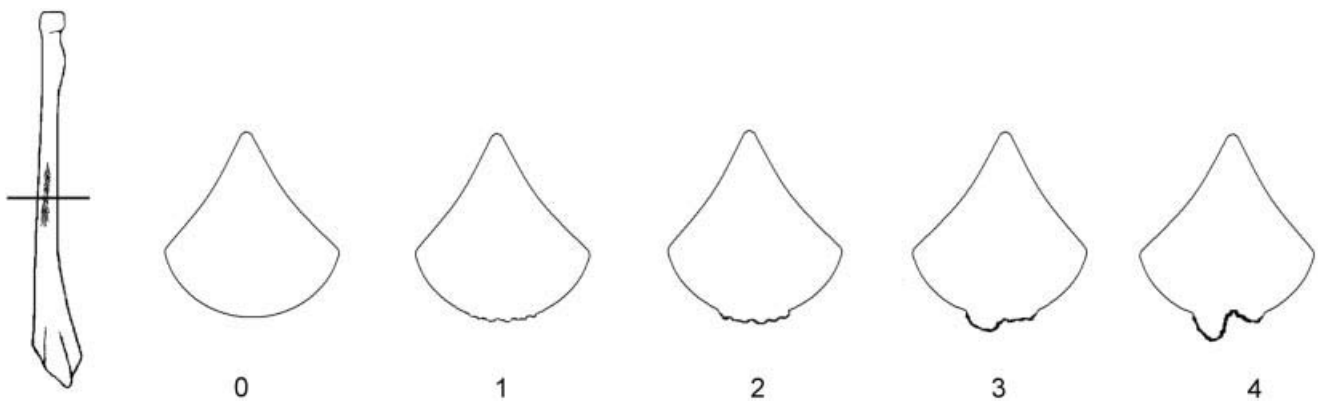


Fig. 6. View of transversal section of the radius shaft at the level of the pronator teres attachment. Grades 0–4 shown from left to right.

abolic, or degenerative processes as well as a phenomenon of aging (Resnick and Niwayana, 1981; Józsa and Józsa, 1997), they can form as an extension of normal entheses development when there is more ossification at one point on the entheses than at the points on either side (Benjamin et al., 2000). Then the increase in the surface area at the tendon-bone junction may be an adaptive mechanism to ensure the integrity of the bone-muscle interface in response to increased mechanical loads.

Of all the muscles that have a tendinous attachment to the radius, pathological expression type A (enthesophytes)

was only found in the biceps brachii, the pronator teres, and the supinator. These three muscles have common characteristics. First, their distal ends insert into the radius bone and this attachment behaves biomechanically as the movable point. Second, they become powerful and have a main role in forearm biomechanics, in particular as flexors, pronators, and supinators. In addition, these movements are common in daily repetitive tasks, in which they usually overcome obstacle resistance. All these features suggest there is a major mechanical stimulus for their attachments. It is known that muscle contraction

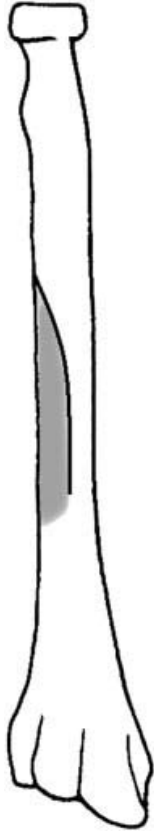


Fig. 7. Posterior surface of the right radius. Abductor pollicis longus attachment site is marked.

generally produces the maximum amount of pull at insertion sites and mechanical loading is major on the movable point when strength training is carried out (Kennedy, 1989; Marieb, 1992). Taking into account that there is a relationship between the mechanical stimulus and the development of pathological changes (Benjamin and Ralphs, 1998), it is therefore understood that the radial attachment of the biceps brachii, the pronator teres, and the supinator can be considered as vulnerable sites.

Enthesopathic expression was not found in the attachment sites of the brachioradialis and the flexor digitorum superficialis. The brachioradialis muscle fibers end in a flat tendon, which opens like a fan, expanding and inserting into the lateral side of the styloid process of the radius and mixing with the wrist retinaculum fibers, forming an undifferentiated unit. This attachment spreads the force transmitted by the tendon over a broad area. Moreover, from a biomechanical point of view, this muscle is considered to be a functional accessory in the actions it carries out (Rouvière and Delmas, 1988). All of these features suggest a low biomechanical stress on its tendinous attachment. In the same sense, the flexor digitorum superficialis muscle has its origin in the radius by means of a fibrous flattened band whose biomechanical behavior also implicates less stress. The reason for this is that its radius attachment behaves biomechanically as a fixed point and it also has a compound origin that implicates the ulna and the humerus, therefore distributing the tension more evenly (Testut and Latarjet, 1990).

Pathological expression type B (lytic cortical lesion) was only found in the attachment site of the distal tendon of the biceps brachii. In some cases, it was associated with enthesophytes at the external margin of the radial tuberosity. Its etiology is poorly understood, although its presence has been interpreted as a specific activity-induced marker, which appears as a result of continual daily microtrauma at the attachment site, which can cause small tears at the osteotendinous junction, disrupting the blood supply, necrotic focuses, and resorption areas (Hawkey and Merbs, 1995).

The fact that pathological expression type B has been found only at the biceps brachii distal attachment site and that this muscle also has the highest frequency of enthesopathic lesions (Table 4) is related to a distinctive structural pattern, fundamentally histological structure and blood supply (Koch and Tillmann, 1995). These elements make it more likely to suffer the harmful effects of mechanical overuse when compared with the rest of the tendinous attachments that have been studied. The cross-section area of its muscle belly is bigger than the area of the other muscles that have been included in the present study and it is well known that the power of a muscle basically depends on its cross-sectional area (Guyton, 1992). Therefore, it is possible to affirm that the biceps brachii develops high tension on its radial enthesis. The fact that the biceps brachii lever works under a disadvantageous biomechanical condition (Marieb, 1992) adds extra risk to the effect of overloading. This large mechanical requirement was proven by a greater quantity of fibrocartilage at its radial tuberosity insertion being found (Benjamin et al., 1992). For Benjamin and Ralphs (1998), there is a relationship between the presence of fibrocartilage within an enthesis and its adaptation to compressive stress.

Architectonic changes in the bone surface are the predominant response in the group of muscles that attach to relatively large areas of the radius by fleshy fibers and also in the case of extensor pollicis longus. Anatomical dissection of forearms shows that in these attachments, muscle fibers still do not anchor directly to bone but rather there is fibrous connective tissue associated with the muscle that promotes the attachment as well as fibrous flattened bands that link one region of the muscle to the bone surface. These fibrous attachments may become a little ossified, which then appear as rough areas that are associated with the architectonic changes typical of fleshy fiber attachments.

Several authors have argued that shaft flattening is directly related to muscular forces (Trouette, 1955). Markings on attachments caused by fleshy fibers are defined by different grades of flattening on the cortical surface, which end in a clearly defined concavity. In these attachments, pathological expressions were not found. Their broad insertional area distributes the stress and minimizes the risk of stretching. However, overuse injuries at these attachment sites have been documented (Benjamin et al., 2002). They can occur even in the absence of discrete tendons such as traction periostitis; one example would be the tibial medial stress syndrome, which is represented by a periostitis in this location of the leg. The fleshy attachment of the tibialis anterior muscle is involved in this syndrome (Mubarak et al., 1982).

Can this bone expression be influenced by age? The results of the current study certainly confirm previous research



Fig. 8. Grades of marking at the abductor pollicis longus attachment. Grades 0–3 shown from left to right.

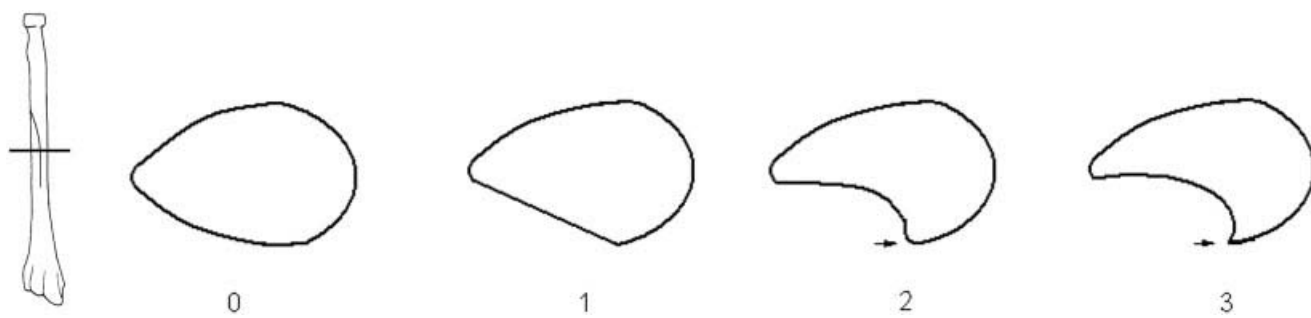


Fig. 9. View of transversal section of the radius shaft at the level of the abductor pollicis longus attachment. Grades 0–3 shown from left to right. Posterior border (arrow) development is shown in grades 2 and 3.

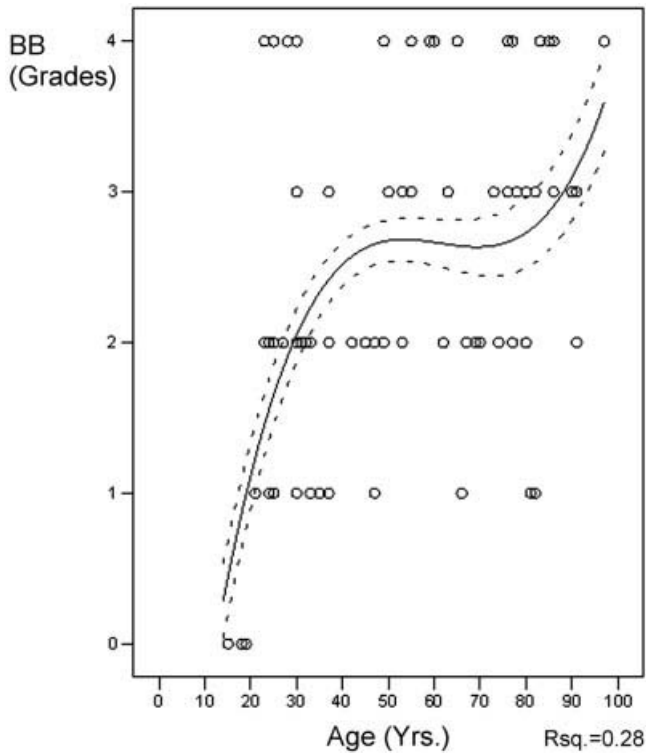


Fig. 10. Graph of a cubic regression model. Example of the biceps brachii muscle. The osteological appearance of its enthesis is influenced by age, even though it is weak. This phenomenon is more evident in extreme groups of age.

(Weiss, 2003), suggesting the influence of age on the appearance and development of musculoskeletal markings, even though this has been shown to be weak. The results also show that from all the musculoskeletal structures analyzed, only the muscles that attach to the bone by means of a single tendon (brachioradialis, pronator teres, and biceps brachii), and the fibrous attachment of the interosseous membrane, are influenced by age. However, muscles that attach to bone by fleshy fibers are not influenced by age or else this influence is very low (in the case of the extensor pollicis brevis and pronator quadratus).

The regression models show that grades for these musculoskeletal markings tend to increase with age and also suggest that age is more influential in extreme groups (subadults and senile). This is expected because the appearance and development of morphological changes depend on the same biological processes that are involved in bone growth and maturation. In subadults, morphological expression is conditioned by the immaturity of the bone (Hawkey and Merbs, 1998) and bone maturation is promoted by mechanical stimulus as the muscular activity (Wheater et al., 1987). Older individuals have greater musculoskeletal markings than do younger individuals, which is related to pattern stress that accumulates over time (Robb, 1998; Wilczak, 1998; Weiss, 2003). However, in older individuals, morphological changes at tendon and ligament attachment sites can also be related to aging processes that have been associated with degenerative phenomena, as with the fibrocartilaginous metaplasia, bony metaplasia, and tendon calcification (Ippolito, 1986).

Moreover, regression results suggest that in the middle two age groups (adults and mature), there is less relationship between age and musculoskeletal markings. This is in agreement with proposals made by previous studies that directly related musculoskeletal markings in adults and mature individuals to muscular activity (Hawkey and Merbs, 1995). We hypothesize that the major dispersion of the data in these groups may be due to activities not being homogeneous but depending instead on each individual.

Different activities and movements are performed by the combined action of several muscles. Therefore, a relationship between musculoskeletal markings should exist. Our analysis shows that, in general, there is some correlation between the analyzed structures (Table 6). The first component in the principal component analysis also emphasizes this general correlation. This result suggests an expected biomechanical relationship between whole forearm muscles. However, the second component in the principal component analysis separates the musculoskeletal markings into two groups that are functionally different. One group is formed by structures involved in forearm motion: the pronator quadratus, supinator, biceps brachii, interosseous membrane, brachioradialis, and pronator teres. The fact that the interosseous membrane are placed in this group is in agreement with its consideration as a structure involved in forearm biomechanics and in load-transfer mechanisms (Markolf et al., 2000). Partial-correlation results also suggest these biomechanical relationships. In this sense, we find good correlations between muscles involved in the same muscular chain, for example, that between the brachioradialis with the biceps brachii, the supinator, and the pronator teres.

The second group is formed by five muscles involved in wrist and finger motion: the flexor digitorum superficialis and the four extrinsic muscles of the thumb (the flexor pollicis longus, abductor pollicis longus, extensor pollicis brevis, and extensor pollicis longus). All of these play an important role in the palm clutch (Kapandji, 2002). The extensor pollicis brevis and extensor pollicis longus muscles, whose markings are closed in the principal component analysis, have a common action in the thumb-extension movement. Moreover, they are involved in palm release, together with the abductor pollicis longus (Kapandji, 2002). However, in this analysis, the abductor pollicis longus is closed to the group formed by the flexor digitorum superficialis and flexor pollicis longus. Bearing in mind that these three muscles have a common action as wrist flexors (Rouvière and Delmas, 1988; Williams et al., 1998), this result may suggest that they are grouped as a consequence of belonging to this muscular chain.

Excellent correlation between the flexor digitorum superficialis and flexor pollicis longus corroborates their functional, structural, and topographical relationship. From the functional point of view, they are functionally related as both intervene in the palm clutch as finger flexors. Structurally, they are linked by means of connective fibers, especially between the muscular belly of the flexor pollicis longus and the fibrous flattened band of the flexor digitorum superficialis. Lastly, they are topographically related as both attachments are related by the anterior border of the radius.

The radial surface shows osteological traits that are comprised in its constitutional design. Even so, experimental evidence suggests that environmental mechanical loading plays a significant role in determining the devel-

TABLE 6. Matrix of partial correlations between musculoskeletal markings controlling for age

	APL	EPB	EPL	FPL	FDS	IM	B	PT	S	PQ
BB	.276*	.361*	.310*	.433*	.377*	.343*	.509*	.506*	.321*	.399*
APL		.243*	.114	.494*	.390*	.220*	.273*	.164	.230*	.434*
EPB			.115	.389*	.307*	.284*	.092	.081	.370*	.061
EPL				.239*	.253*	.160	.112	.215*	.049	.095
FPL					.838*	.417*	.406*	.350*	.374*	.392*
FDS						.439*	.353*	.267*	.331*	.433*
IM							.443*	.575*	.495*	.424*
B								.517*	.553*	.442*
PT									.290*	.484*
S										.386*

(*)significant difference ($p < 0.05$). Bad-low correlation: $r = 0-0.24$; moderate correlation: $r = 0.25-0.49$; good correlation: $r = 0.50-0.74$; excellent correlation; $r > 0.74$ (Colton, 1989).

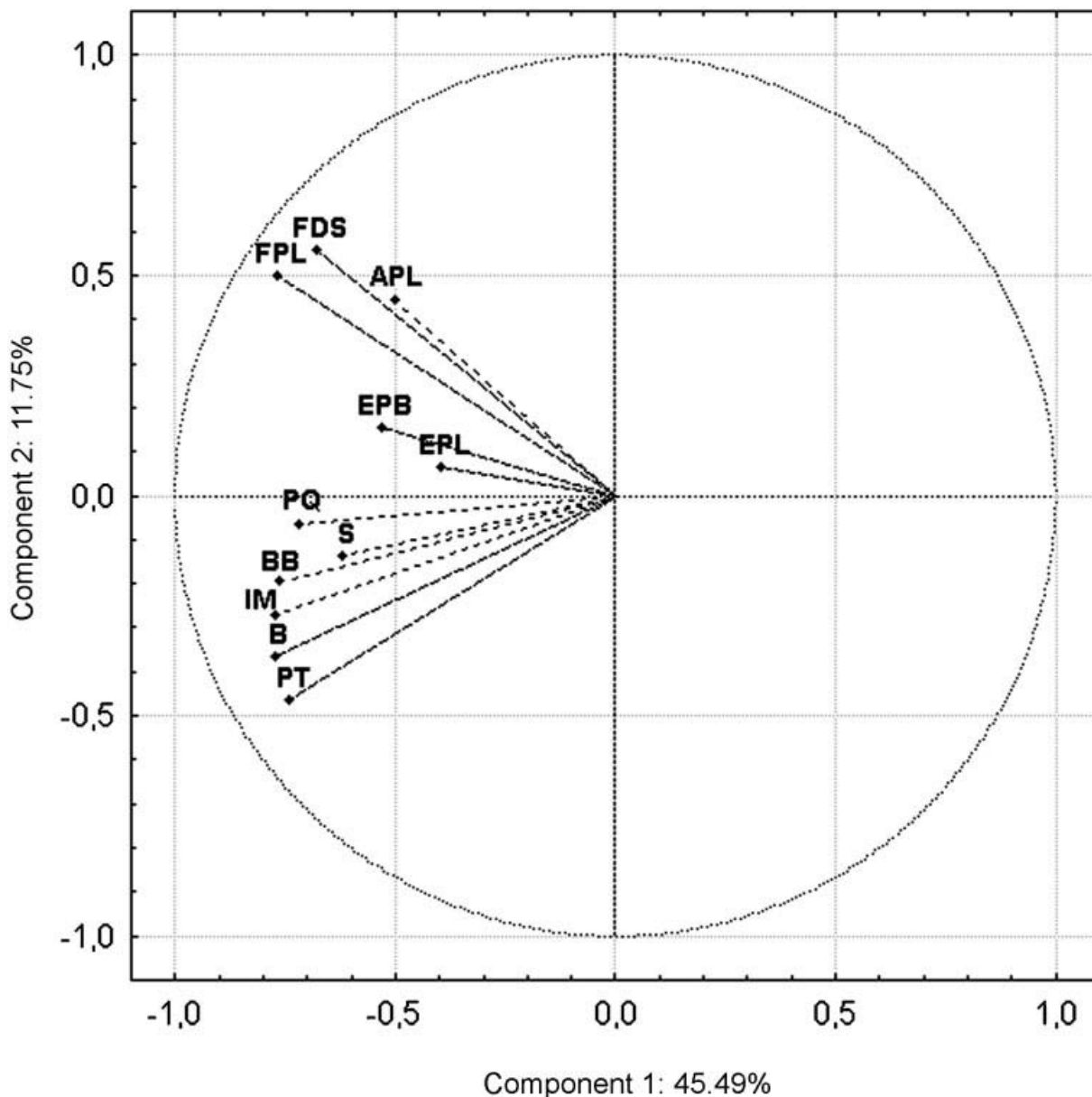


Fig. 11. Projection of the variables on the component plane. Components 1 and 2 comprise 57.24% of the total variance.

opment of musculoskeletal markings on the bone surface. This morphological evidence can vary in expression showing different types of roughness, undulation, ridges, crests, and concavities on the cortical bone. All of these changes are susceptible to being graded from least to most heavily marked in a visual reference system that establishes an identifiable threshold for each grade and also eliminates relying totally on observer experience.

The results clearly demonstrate that there is a relationship between macroscopic bone response (osteological appearance of entheses) and the morphological type of entheses. Therefore, increased mechanical loading in tension induces a bone growth response in the tendinous attachments whose development does not always end in a pathological expression or enthesopathy. The enthesopathy not only depends on biomechanical requirements but also on the anatomical structural traits of the attachment. Moreover, mechanical loading at sites where muscles attach to bone by fleshy fibers induces cortical molding, and pathological expression is not found.

This study confirms previous research suggesting the influence of age on the appearance and development of musculoskeletal markings. However, this influence has been proven to be weak, although it should be taken into account, principally when examining the entheses presented by a single tendon. The results of this study also show that there are relationship patterns between musculoskeletal markings involved in the same muscular chain. This finding suggests that muscular activity plays an important role in the development of these markings.

The study of stress markers on bone could contribute to different sciences and perspectives by identifying individuals through the work attribution, by ascertaining the main activities of ancient populations, and by determining the effects of mechanical loading on muscular attachments. This latter is important information for sports medicine research, taking into account that there is still very little information about the effects of training on the osteotendinous junction.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank X. Jordana, C. Santos, and the anonymous reviewers for their comments and suggestions.

LITERATURE CITED

- Benjamin M, Newell RL, Evans EJ, Ralphs JR, Pemberton DJ. 1992. The structure of the insertions of the tendons of biceps brachii, triceps and brachialis in elderly dissecting room cadavers. *J Anat* 180:327–332.
- Benjamin M, Ralphs JR. 1998. Fibrocartilage in tendons and ligaments: an adaptation to compressive load. *J Anat* 193:481–494.
- Benjamin M, Rufai A, Ralphs JR. 2000. The mechanism of formation of bony spurs (enthesophytes) in the Achilles tendon. *Arthritis Rheum* 43:576–583.
- Benjamin M, Kumai T, Milz S, Boszyk BM, Boszyk AA, Ralphs JR. 2002. The skeletal attachment of tendons-tendon “entheses.” *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol* 133:931–945.
- Benjamin M, Hillen B. 2003. Mechanical influences on cells, tissues and organs: “mechanical morphogenesis.” *Eur J Morphol* 41:3–7.
- Colton T. 1989. *Estadística en medicina*. Barcelona: Salvat Editores.
- Cotran RS, Kumar V, Collins T. 2000. *Robbins patología estructural y funcional*, 6th ed. Madrid: McGraw-Hill-Interamericana de España.
- Doutour O. 1992. Activités physiques et squelette humain: le difficile passage de l'actuel au fossile. *Bull Mém Société Anthropol Paris* 4:233–241.
- Eshed V, Gopher A, Galili E, Hershkovitz I. 2004. Musculoskeletal stress markers in Natufian hunter-gatherers and Neolithic farmers in the Levant: the upper limb. *Am J Phys Anthropol* 123:303–315.
- Gans C, Gaunt AS. 1991. Muscle architecture in relation to function. *J Biomech* 24:53–65.
- Guyton AC. 1992. *Fisiología del deporte*. In: Guyton AC, editor. *Tratado de fisiología médica*. Madrid: McGraw-Hill-Interamericana de España. p 982–992.
- Hamill OP, Martinac B. 2001. Molecular basis of mechanotransduction in living cells. *Physiol Rev* 81:685–740.
- Hawkey DE, Merbs CF. 1995. Activity-induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos. *Int J Osteoarchaeol* 5:324–338.
- Ippolito E. 1986. Insertional tendinopathies, stenosing tenosynovitis, exudative hypertrophic tenosynovitis, peritendinitis, and tendinosis and metaplasia. In: Perugia L, Postacchini F, Ippolito E, editors. *The tendons*. Milano: Editrice Curtis. p 113–213.
- Józsa L, Józsa PK. 1997. Human tendons: anatomy, physiology, and pathology. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kapandji AI. 2002. *Pronosupinación*. In: *Fisiología articular, miembro superior*. Madrid: Editorial Médica Panamericana. p 108–138.
- Kelley JO, Angel JL. 1987. Life stresses of slavery. *Am J Phys Anthropol* 74:199–211.
- Kennedy KAR. 1989. Skeletal markers of occupational stress. In: Iscan MY, Kennedy KAR, editors. *Reconstruction of life from the skeleton*. New York: Alan R. Liss. p 129–160.
- Koch S, Tillmann B. 1995. The distal tendon of the biceps brachii: structure and clinical correlations. *Anat Anz* 177:467–474.
- Krogman WM, Iscan YM. 1986. *The human skeleton in forensic medicine*. Springfield, IL: C.C. Thomas.
- Larsen CS. 1997. *Bioarcheology: interpreting behaviour from the human skeleton*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Malgosa A. 1992. *La població talaiòtica de mallorca: les restes humanes de l'illot des Porros (S. VI-IIaC)*. Barcelona: Institut d'Estudis Catalans.
- Marieb EN. 1992. *Human anatomy and physiology*, 2nd ed. Menlo Park, CA: Benjamin/Cummings.
- Markolf KL, Dunbar AM, Hannani K. 2000. Mechanisms of load transfer in the cadaver forearm: role of the interosseous membrane. *J Hand Surg* 25:674–682.
- Mubarak SJ, Gould RN, Lee YF, Schmidt DA, Hargens AR. 1982. The medial tibial stress syndrome: a cause of shin splints. *Am J Sports Med* 10:201–205.
- Paturet G. 1951. *Traité d'anatomie humaine*, vol. 2. Paris: Masson.
- Resnick D, Niwayana G. 1981. *Diagnosis of bone and joint disorders*. Philadelphia: Saunders. p 1297–1300.
- Robb J. 1998. The interpretation of skeletal muscle sites: a statistical approach. *Int J Osteoarchaeol* 8:363–377.
- Rouvière H, Delmas A. 1988. *Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional*, vol. 3. 9th ed. Barcelona: Masson.
- Steen SL, Lane RW. 1998. Evaluation of habitual activities among two Alaskan Eskimo populations based on musculoskeletal stress markers. *Int J Osteoarchaeol* 8:341–353.
- Stirland AJ. 1998. Musculoskeletal evidence for activity: problems of evaluation. *Int J Osteoarchaeol* 8:354–362.
- Testut L, Latarjet A. 1990. *Tratado de anatomía humana*, vol. 1. Barcelona: Salvat Editores.
- Trouette L. 1955. La platolémie: nature, signification et variations—étude de morphologie osseuse. *Bull Mém Société Anthropol Paris* 47:499–532.
- Ubelaker DH. 2003. Contributions of skeletal abnormality interpretation to forensic investigation. *Cuadernos Med Forense* 33:35–42.
- Weiss E. 2003. Understanding muscle markers: aggregation and construct validity. *Am J Phys Anthropol* 121:230–240.
- Wheater PR, Burkitt HG, Daniels VG. 1987. *Histología funcional*, 2nd ed. Barcelona: Editorial Jims.
- Wilczak CA. 1998. Consideration of sexual dimorphism, age, and asymmetry in quantitative measurements of muscle insertion sites. *Int J Osteoarchaeol* 8:311–325.
- Williams PL, Gray H, Bannister LH. 1998. *Anatomía de gray: bases anatómicas de la medicina y la cirugía*, vol. 1, 38th ed. Madrid: Harcourt Brace de España.

Análisis morfofuncional del radio: aplicación a la metodología de los marcadores músculo-esqueléticos de actividad

Morphofunctional analysis of the radius: application to the methodology of the musculoskeletal activity markers

Galtés Vicente, JI¹; Jordana Comín, X¹; Manyosa Ribatallada, J²;
Rodríguez Baeza, A²; Malgosa Morera, A¹

1. Unitat d'Antropologia Biològica, Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, Facultat de Ciències, Universitat Autònoma de Barcelona. Barcelona

2. Àrea de Biofísica. Departament de Bioquímica i Biologia Molecular. Facultat de Medicina. Universitat Autònoma de Barcelona. Barcelona

3. Àrea d'Anatomia i Embriologia Humana, Departament de Ciències Morfològiques, Facultat de Medicina, Universitat Autònoma de Barcelona. Barcelona

Resumen

El objetivo de este trabajo ha sido analizar los cambios que se producen en la morfología del radio humano cuando es sometido al requerimiento funcional que implica el ejercicio repetitivo del movimiento de pronación del antebrazo. También se ha pretendido analizar la consecuencia de estos cambios en términos de eficacia biomecánica. Para este propósito se ha utilizado una muestra procedente de diferentes poblaciones arqueológicas y de una colección esquelética contemporánea de edad y sexo conocido de la Unitat d'Antropologia Biològica de la Universitat Autònoma de Barcelona. A partir del estudio de 148 radios de la muestra se ha elaborado una metodología que permite graduar la robustez de la inserción radial del músculo pronador redondo. Así mismo, se ha construido un modelo teórico simplificado que valora la eficacia del movimiento de pronación a partir del diseño del radio. La metodología de graduación de la robustez de la inserción del pronador redondo y el modelo teórico de eficacia han sido aplicados a una nueva serie de 106 radios. Los resultados muestran que existe una relación entre el diseño del radio humano y el nivel de requerimiento funcional a que ha sido sometido, pudiéndose adaptar al movimiento concreto de la pronación a partir de variaciones en su diseño que a su vez aumenta su eficacia biomecánica para este movimiento.

Palabras clave: morfogénesis mecánica, radio, pronación, marcadores de actividad, índice de actividad.

Abstract

The aim of this paper is to analyze the changes that occur in the morphology of the human radius when it is submitted to functional requirement which imply continuous pronation movement of the forearm in daily occupational tasks, and the consequence of these changes in terms of bio-

mechanical efficacy. For this purpose a sample of radii from different archeological populations and an osteological collection of known age and sex which are housed at the Unitat d'Antropologia Biològica, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB) were analyzed. From a sample of 148 radii, a visual method for graduate the robusticity of the pronator teres radial enthesis was devised. Furthermore, a theoretic model from the radius morphological design is developed to determine the efficacy of pronation movement. Both methods have been tested in a second sample of 106 radii. The results show a relationship between the design of human radius and the level of pronation forearm requirements. Moreover, these changes in radius design are related to an increase of biomechanical efficacy of the movement.

Key words: mechanical morphogenesis, radius, pronation, activity markers, activity index.

Introducción

El trabajo que presentamos parte de dos premisas. La primera es la consideración de los estímulos mecánicos como principales reguladores de la morfología y estructura tisular. Esta concepción ha sido formulada por algunos autores y su relación definida como "morfogénesis mecánica" (Hamill and Martinac, 2001; Benjamin and Hillen, 2003). Dentro del sistema musculoesquelético, el hueso y el músculo son especialmente sensibles a los estímulos mecánicos, condicionando su expresión morfológica a las cargas mecánicas que actúan sobre ellos (Gans, 1991; Benjamin and Hillen, 2003). Cada uno de los huesos que integran el sistema esquelético tiene un margen de función estructural y mecánico determinado por su diseño. Sin embargo, el tejido óseo es "sensible" a las variaciones de carga y tensión y tiene la capacidad de adaptar la masa ósea y su distribución en función de las fuerzas mecánicas a las que está sometido. Esta plasticidad fue postulada en el año 1892 por Julius Wolf y actualmente conocemos los mecanismos biológicos reguladores, descritos por Frost en el año 1987 a partir de la idea de mecanostrato (Frost, 1994; 2004).

La segunda premisa de la que parte este trabajo es el diseño del radio humano especialmente

adaptado al movimiento de pronosupinación. De los siete grados de libertad que comporta la cadena articular del miembro superior, la pronosupinación es uno de los más importantes ya que es indispensable para el control de la actitud de la mano, por otra parte considerada como la extremidad efectora del miembro superior. El hecho de que este hueso tenga un diseño análogo al de una "manivela", con un ángulo o codo a nivel de la tuberosidad radial (codo supinador) y otro a nivel medio de la diáfisis radial (codo pronador), localizados ambos a un lado y otro del eje del radio, garantiza unas palancas musculares efectivas para la realización de este movimiento, ya sea "desenrollando" un músculo tractor enrollado a uno de los extremos del hueso, bien tirando del vértice de uno de los codos (Kapandji, 2002).

A partir de la idea de "morfogénesis mecánica" aplicada al diseño del radio humano, elaboramos la hipótesis de que la ejercitación repetitiva del movimiento de pronosupinación del antebrazo implicará, a largo plazo, una adaptación funcional del radio modificando el diseño "en manivela", con el fin de aumentar la eficacia biomecánica para el movimiento repetitivamente solicitado. Para comprobar esta hipótesis y a fin de simplificar el aná-

lisis, se proponen dos objetivos centrados en el movimiento de pronación:

Analizar los cambios que se producen en la morfología del radio humano cuando es sometido al requerimiento funcional que implica el ejercicio repetitivo del movimiento de pronación.

Analizar la consecuencia de estos cambios en términos de eficacia biomecánica.

Material y métodos

Se ha utilizado una muestra de radios procedente de diferentes poblaciones arqueológicas (Tabla 1) y de una colección esquelética contemporánea de edad y sexo conocido de la Unitat d'Antropologia Biològica de la Universitat Autònoma de Barcelona. Para la selección de los especímenes se ha atendido a criterios de conservación, ausencia de patología y preservación del radio.

A partir del estudio de 148 radios de la muestra (Tabla 2) se ha elaborado una metodología de observación para graduar la robustez de 10 entesis radiales: 9 inserciones musculares (biceps braquial, supinador corto, pronador redondo, braquiorradial, abductor largo del pulgar, extensor corto del pulgar, flexor largo del pulgar, flexor superficial de los dedos y pronador cuadrado) y la inserción radial de la membrana interósea. El método permite clasificar la entesis en una de las cinco categorías que describen el desarrollo gradual de la robustez basándose en aspectos macroscópicos como la rugosidad, la presencia de exostosis óseas, fenómenos osteolíticos o el desarrollo de depresiones y concavidades en el área de inserción. Las cinco categorías contempladas son: ausencia robustez (Grado 0), robustez

incipiente (Grado 1), robustez moderada (Grado 2), robustez importante (Grado 3) y, entesopatía (Grado 4) (Galtés, 2004). Diversos autores (Hawkey y Merbs, 1995; Stirland, 1998; Robb, 1998), consideran que hay una relación entre la robustez osteológica de las entesis y el grado de actividad física-muscular realizado, por ello se utilizará esta relación para inferir el "grado" de requerimiento funcional al que se ha sometido al radio.

Por otra parte, se ha construido un modelo teórico simplificado que valora la eficacia del movimiento de pronación a partir del diseño del radio. La elaboración de este modelo parte del hecho de que las curvaturas del radio pueden ser analizadas a partir de un modelo bidimensional en posición anatómica del antebrazo (Roux et al., 1993) y de la consideración del músculo pronador redondo como principal músculo pronador (Rouvière y Delmas, 1988). Como puede verse en la Figura 1, en él se utilizan vectores coplanares para representar la situación inicial del movimiento de pronación ejecutado por el músculo pronador redondo. La in-

Población	Cronología
Iglesias de Sant Pere de Terrassa (Barcelona)	Medieval S. V-XIII dC
Santa Maria de Matadars (Barcelona)	Medieval S. IX-X dC
Poligon l'Alba (Tarragona)	Moderno S. XIX
Can Reinés (Mallorca)	Alto Medieval S. VII dC
Illot des Porros (Mallorca)	Talaiótico S. III-II aC
Plaça de l'Església (Granollers)	Medieval S. IX-XII dC
Castell Termens	Moderno S. XIX
Colección UAB	Contemporáneo

Tabla 1. Poblaciones origen de la muestra de radios.

N radios	Derechos	Izquierdos	Masculinos	Femeninos	Subadultos	Adultos	Maduros	Seniles
148	73	75	95	53	8	66	25	49

Tabla 2. Distribución de la muestra de radios utilizados para la elaboración de la metodología de graduación de las entesis del radio.

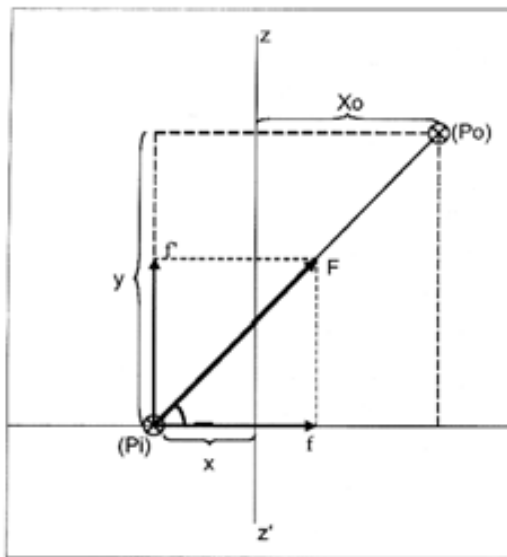


Figura 1. Representación del modelo teórico del movimiento de pronación ejecutado por el músculo pronador redondo. El vector de fuerza (F) es la resultante de los vectores (f) y (f'). La eficacia en el movimiento de pronación vendrá determinada por la relación (f/f').

serción radial de este músculo se localiza en la parte media de la cara externa del radio, a nivel del ángulo medio o pronador. La eficacia en el movimiento de pronación (E) se ha calculado a partir de las variables que resultan del análisis del vector de fuerza (F) originado por la contracción del músculo pronador redondo, considerando como punto fijo su origen a nivel de la epitróclea humeral (Po: punto de origen) y, como punto móvil, su inserción distal en el radio (Pi: punto de inserción). Pi lo hemos definido por el punto situado dentro del área de inserción del pronador redondo y más alejado del eje teórico considerado (z-z'). En una visión anterior del hueso, este eje pasa por el margen inter-

no de la cabeza del radio y por la cavidad sigmoidea. Si bien este eje (z-z') no es coincidente con el eje teórico de pronosupinación, nos da una referencia fácil y reproducible a la hora de colocar el radio y medir los parámetros de eficacia. La eficacia (E) vendrá determinada por la relación entre la componente (f) y la fuerza de contracción (F) y va a depender de la distancia (y) entre la plataforma superior de la cabeza del radio y el punto de inserción; de la distancia (Xo) entre el margen interno de la cabeza del radio y el punto de origen; y de la distancia perpendicular (x) entre el punto de inserción y el eje (z-z').

Tal y como se representa en la figura 1 y 2, la variable (x) definirá el codo o curvatura media del radio.

La metodología de graduación de la robustez de las entesis y el modelo teórico de eficacia han sido aplicados a una serie de 106 radios de la muestra (Tabla 3). En todos los especímenes se han medido los parámetros de eficacia referidos al hueso del radio (x, y), así como la longitud fisiológica del radio (L) y su diámetro transversal mínimo (*D_{min}*; por debajo de la tuberosidad radial) como parámetros antropométricos clásicos. Las medidas se han realizado a partir de fotografía digital tomada al hueso colocado sobre una base de papel milimetrado, en posición anterior y sobre una guía fija que reproducía el eje (z-z'). Para medir las distancias se ha utilizado el programa de imagen CANVAS 9.0.4. El análisis estadístico se ha realizado a partir del programa estadístico SPSS v12 para Windows.

N radios	Derechos	Izquierdos	Masculinos	Femeninos	Adultos	Maduros
106	52	54	89	17	65	41

Tabla 3. Distribución de la muestra de radios utilizados para la aplicación de la metodología de graduación de la robustez de las entesis y el modelo teórico de eficacia.

	x	y	L	Dmin
x	1	0,296**	0,462**	0,549**
y	0,296**	1	0,443**	0,190
L	0,462**	0,443**	1	0,440**
Dmin	0,549**	0,190	0,440**	1
Pronador redondo	0,446**	0,065	0,061	0,085
Pronador cuadrado	0,360**	-0,136	0,087	0,031
Flexor largo pulgar	0,303**	0,104	0,189	0,049
Membrana interósea	0,287**	0,133	0,069	-0,105
Braquiorradial	0,215*	0,106	0,076	-0,079
Flexor común sup.	0,205*	0,141	0,068	-0,044
Extensor corto pulgar	0,072	-0,053	-0,014	-0,261
Abductor largo pulgar	0,142	-0,067	0,183	-0,040
Biceps braquial	0,169	0,008	0,163	0,091
Supinador corto	0,175	-0,161	0,186	-0,058

* $p < 0,05$ ** $p < 0,01$

Tabla 4. Correlaciones bivariadas entre los grados de robustez y los parámetros antropométricos.

Resultados y discusión

El resultado de realizar correlaciones bivariadas entre los grados de robustez de las 10 entesis radiales estudiadas, los parámetros de eficacia referidos al radio (x , y), la longitud fisiológica del radio (L) y el diámetro transversal mínimo del radio ($Dmin$), ponen de manifiesto (Tabla 4) la existencia de correlaciones significativas entre la variable (x) y los marcadores pertenecientes a los músculos pronador redondo, pronador cuadrado, flexor largo del pulgar, membrana interósea, braquiorradial y flexor común superficial. No observamos correlaciones entre los marcadores musculares y la variable (y), la longitud fisiológica (L) y el diámetro transversal mínimo del radio ($Dmin$).

La variable (x) es un indicador de la curvatura diafisaria del radio. Las curvaturas diafisarias de los huesos largos se han considerado buenos indicadores de función (Deane et al., 2005). En este sentido, se comprende la relación encontrada entre la variable (x) y algunos marcadores de actividad. Sin embargo, la utilización de esta variable para el cálculo de la curvatura está limitada

por el efecto del tamaño del hueso, definido por su longitud y su diámetro. Como se observa en la Tabla 3, la (x) está muy correlacionada con estas dos variables. Con el propósito de anular el efecto del tamaño se han realizado correlaciones parciales controladas por la longitud fisiológica del radio y el diámetro mínimo. Los resultados (Tabla 5) muestran un aumento de la correlación entre (x) y los marcadores musculares, en especial los relacionados con la pronación (pronador redondo y cuadrado). Esta correlación, altamente significativa, sugiere que la actividad repetitiva de pronación está relacionada con un aumento en la curvatura diafisaria del radio en individuos adultos. Esta adaptación en el diseño implica un aumento proporcional en la eficacia del movimiento de pronación, pues de las variables referidas al radio y de las que depende la eficacia (x , y), únicamente la (x) varía en función de la actividad.

En la literatura especializada (Deane et al., 2005) se han propuesto diversos métodos para el cálculo de la curvatura de un hueso. En este trabajo se propone un índice que permite cuantificar la cur-

L, Dmin	x
Pronador redondo	0,494**
Pronador cuadrado	0,406**
Membrana interósea	0,398**
Flexor largo pulgar	0,293**
Braquiorradial	0,289**
Flexor común sup.	0,259**
Extensor corto pulgar	0,245*
Abductor largo pulgar	0,140
Biceps braquial	0,108
Supinador corto	0,191

*p < 0,05 **p < 0,01

Tabla 5. Correlaciones parciales entre (x) y los grados de robustez, controladas por la longitud fisiológica y el diámetro mínimo del radio.

vatura del radio de forma directa (figura 2) con independencia del tamaño del mismo, posibilitando la comparación entre especímenes:

$$\frac{X - D \text{ min}}{L} \times 100$$

Este índice está altamente correlacionado (0,991, p > 0,001) con la variable (x) controlada por la longitud fisiológica y el diámetro mínimo, y obtenida estadísticamente a partir de una muestra.

El análisis de la varianza (Tabla 6) de los valores de este índice en la muestra de radios, muestra que radios con grado 3 de pronador redondo tienen una media de curvatura significativamente mayor que radios con grados 1 y 2 de pronador redondo. A partir de estos resultados y por lo comentado anteriormente en relación con la eficacia biomecánica del movimiento de pronación, podemos apuntar que ésta seguirá una tendencia similar.

Como hemos visto, no tan sólo se observa una correlación entre el valor de este índice o curvatura y el músculo pronador redondo, sino que también se relaciona con otros músculos, todos ellos implicados en la cadena muscular relaciona-

		Subconj. α=0,05	
g PR	n	1	2
1	45	4,72	
2	29	5,04	
3	32		5,58
Sig		0,11	1,00

Tabla 6. ANOVA índice de actividad - grados de pronador redondo (g PR). HSD de Tukey.

da con el movimiento de pronación del antebrazo, asociado a una función de presa pentadigital y palmar de la mano, posición y movimiento común en tareas de manipulación y en el manejo de herramientas.

Por tanto, podemos referirnos a él como *índice de actividad del radio*, convirtiéndose en un buen marcador de actividad que, al ser independiente del tamaño, permite comparar entre distintos radios de una muestra. El índice de actividad del radio presenta una correlación altamente significativa (0,539; p > 0,01) con el valor promedio de los grados de inserción de todos estos músculos en cada uno de los 106 radios. Esta correlación es mayor que la encontrada con los valores de inserción del músculo pronador redondo (0,494 p > 0,01). Ello prueba que este índice nos está reflejando la actividad de todo este conjunto muscular.

Conclusiones

La actividad repetitiva de pronación del antebrazo es responsable de un aumento en la curvatura diafisaria del radio en individuos adultos. Esta adaptación en el diseño del radio implica un aumento en la eficacia del movimiento de pronación. La curvatura puede ser medida a través de un índice propuesto en este estudio. El valor de este índice se ha relacionado con los músculos que par-

ticipan en la cadena muscular implicada en el movimiento de pronación del antebrazo, asociado a una función de presa pentadigital y palmar de la mano, por tanto, podemos referirnos a él como *índice de actividad del radio*, convirtiéndose en un buen marcador de actividad que, al ser independiente del tamaño, permite comparar entre distintos radios de una muestra.

Referencias bibliográficas

- Benjamin M, Hillen B. Mechanical Influences on Cells, Tissues and Organs- "Mechanical Morphogenesis". *Eur J Morphol*. 2003;41(1):3-7.
- CANVAS for Windows XP-V 9.0.4. 2004.
- Deane AS, Kremer EP, Begun DR. A new morphometric approach to inferring diet from hominoid incisors and canines using analytical comparison of digitized curvatures (ACDC). *Am J Phys Anthropol*. 2003;36:85.
- Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthodontist*. 1994;64(3):175-188.
- Frost HM. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. *Angle Orthodontist*. 2004;74(1):3-15.
- Galtés JI, Malgosa A. Estudio de los marcadores musculoesqueléticos de actividad en el radio. [Trabajo de investigación]. Unitat d'Antropologia Biològica del Departament de Biologia Animal, de Biologia Vegetal i d'Ecologia de la Facultat de Biologia, Universitat Autònoma de Barcelona; 2004.
- Gans C, Gaunt AS. Muscle architecture in relation to function. *J Biomech*. 1991;24 (1):53-65.
- Hamill OP, Martinac B. Molecular basis of mechanotransduction in living cells. *Physiol Rev*. 2001;81:685-740.
- Hawkey DE, Merbs ChF. Activity-induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos. *Int J Osteoarchaeology*. 1995;5:324-338.
- Kapandji AI. *Fisiología Articular*. 5ª ed. Madrid: Ed Médica Panamericana; 2002; vol. 1.
- Robb J. The interpretation of skeletal muscle sites: a statistical approach. *Int J Osteoarchaeology*. 1998;8:363-377.
- Rouvière H, Delmas A. *Anatomía Humana: descriptiva, topográfica y funcional*. 9ª ed. Barcelona: Masson, S.A. 1988; vol.3.
- Roux C, Burdin V, Schutte-Felsche W, Lefevre C. 3D geometrical features of anatomic structures: the example of the ulna and radius bones. *Comput Med Imaging Graph*. 1993;17(4-5):381-386.
- SPSS Inc., 2002. *SPSS for Windows - Release v12* Chicago.
- Stirland AJ. Musculoskeletal evidence for activity: problems of evaluation. *Int J Osteoarchaeology*. 1998;8:354-362.

Atlas metodológico para el estudio de marcadores musculo-esqueléticos de actividad en el radio

Joan Ignasi Galtés Vicente y Assumpció Malgosa Morera

Unitat d'Antropologia Biològica

Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia

Universitat Autònoma de Barcelona

32144jgv@comb.es

Resumen: Este estudio realiza un análisis morfológico de la apariencia osteológica que presentan los lugares de inserción de músculos, tendones y ligamentos en el radio. El objetivo es elaborar un sistema visual de referencia que permita graduar el desarrollo de la expresión ósea en cada uno de ellos. El sistema de referencia establece un umbral identificable para cada grado que elimina toda subjetividad del observador. Los cambios morfológicos son graduados de menor a mayor intensidad, conforme a la textura, rugosidad o deformación de la superficie del hueso, así como el área en que se extienden estos cambios. El grado de desarrollo se clasifica en dos grandes categorías: expresión robusta y expresión patológica. La expresión robusta varía de leve a moderada o importante (grados 1 a 3, respectivamente). La expresión patológica o entesopatía (grado 4) se define de acuerdo a la presencia de exostosis óseas y/o lesiones líticas en la superficie cortical.

Teniendo en cuenta el papel principal que juega el radio en la biomecánica del antebrazo y de la mano, consideramos que esta metodología puede ser de gran utilidad, especialmente en aquellos estudios antropológicos que se proponen investigar la realización de determinadas actividades por parte de poblaciones históricas en las que está implicado el miembro superior.

Abstract: The purpose of this study is to perform a detailed morphological analysis of the osteological appearance of the attachment sites of muscles, tendons and ligaments on the radius, in order to devise a visual standard for ranking the development of osseous expression at each attachment. The reference system establishes an identifiable threshold for each grade that eliminates relying totally on observer experience. Morphological changes are graded from least to most heavily marked according to surface texture, rugosity, deformation and the extent of the area. The range of development is divided into two main categories: robusticity expression and pathological expression. Robusticity expression ranges from faint through moderate to strong (grades 1 to 3, respectively). The pathological expression or enthesopathy (grade 4) is defined according to the presence of ossification exostosis and/or a lytic cortical lesion.

Taking into account the main role of the radius in the forearm and hand biomechanics, we consider that this methodology could be useful especially in anthropological studies that exam hypotheses of upper limb activity patterns in order to reconstruct past lifestyles.

Palabras clave: radio, entesis, robustez, entesopatía, marcadores de actividad física, marcadores musculo-esqueléticos de estrés.

Keys words: radius, enthesitis, robusticity, enthesopathy, activity markers, musculoskeletal stress markers

Introducción

El sistema musculoesquelético es especialmente sensible a los estímulos mecánicos, condicionando su expresión morfológica a las cargas mecánicas que actúan sobre él (Benjamin and Hillen, 2003). Esta capacidad de adaptación y los consiguientes cambios morfológicos que experimenta el tejido óseo y dentario, son utilizados por la Antropología física para interpretar ciertos comportamientos humanos a través del estudio del esqueleto. En este sentido, se habla de marcadores de estrés o de actividad (Kennedy, 1989; Dutour, 1992) refiriéndose a aquellos cambios observables tanto en la arquitectura interna como externa del hueso y que se desarrollan bajo condiciones de estrés continuado y prolongado derivado de la realización de actividades habituales u ocupacionales. La información que aporta el estudio de estos marcadores es útil tanto a nivel individual como colectivo.

La perspectiva del individuo se ejemplariza en el ámbito de la Antropología forense. Su interés radica en la consideración de estos marcadores como un elemento más en el conjunto de datos para la identificación e individualización de unos restos. El estudio de los estigmas ocupacionales ha constituido un apartado principal en todos los capítulos dedicados a la identificación en los tratados clásicos de la medicina legal y forense desde mediados del siglo XIX tanto nacionales (Pedro Mata, 1846; Piga Pascual, 1928; Aznar y Maestre, 1945), como extranjeros (Hoffmann, 1891; Laccassagne, 1912; Vibert, 1919). Como primer compendio monográfico sobre signos y marcas ocupacionales destacamos la obra de Ronchese (1948, citado en Kennedy, 1989), *Occupational Marks and Other Physical Signs: A Guide to Personal Identification*. Una de las figuras pioneras y que más ha contribuido al desarrollo y estudio de los marcadores ocupacionales aplicados al estudio de restos esqueléticos es J. Lawrence Angel (1915-

1986). De este autor, destacan varios casos forenses en los que durante el proceso de necroidentificación se estudiaron y compararon, con éxito, marcadores de estrés ocupacional (Kennedy, 1989). Más recientemente, autores como DiMaio y Francis (2001), Ubelaker (2003) y Cunha (2005) han subrayado su utilización en el contexto forense.

Dentro del ámbito del análisis poblacional, el estudio de los marcadores de actividad juega cada vez más un papel más destacado, derivado de la vertiente ambiental del estímulo. Bajo esta perspectiva biocultural, se han realizado numerosos estudios que aportan información sobre el desarrollo cultural, social, laboral, y tecnológico de poblaciones antiguas. Como referentes destacamos las revisiones realizadas por Kennedy (1989), Borgognini y Masali (1993), el atlas de marcadores de estrés publicado por Capasso et al. (1999), y Malgosa (2003). Muchos de estos estudios incluyen como herramienta metodológica fundamental sistemas visuales de referencia que permiten graduar la expresión morfológica del marcador, aplicado mayoritariamente a entesis musculares.

La bibliografía existente respecto a estos marcadores y la metodología de estudio se centra en el esqueleto en general o bien en segmentos concretos del esqueleto apendicular, especialmente en el húmero y el fémur. Sin embargo, no existe un estudio dedicado exclusivamente al antebrazo y en concreto al radio. Debido a la participación del radio en la flexión del codo, el movimiento de pronosupinación del antebrazo y la función motriz de la mano, como extremidad efectora del miembro superior (Kapandji 2002) que le permite adoptar la posición más favorable para una acción determinada, este hueso se convierte en un elemento clave para la eficiencia biomecánica de la extremidad superior, y en un excelente candidato para el estudio de marcadores de actividad.

A pesar de ello, entre todas las metodologías publicadas para el estudio de los marcadores musculoesqueléticos de actividad no se encuentran precedentes que utilicen la totalidad de entesis radiales. El atlas metodológico que se presenta, pretende aportar una herramienta visual comparativa para la categorización y graduación del desarrollo tanto de cada una de las entesis radiales como del resto de zonas de la superficie ósea del radio que tienen una relación fisioanatómica directa con el músculo. Para lograr este objetivo, el atlas incorpora descripciones individuales del desarrollo morfológico de cada marcador, así como esquemas y fotografías de cada uno de los grados. Asimismo, como una herramienta comparativa más, para cada uno de los marcadores se han elaborado moldes de yeso representativos de cada grado de desarrollo.

La información relativa a la elaboración de esta metodología, su validación estadística mediante el estudio del error inter e intraobservador, así como su aplicación en el ámbito de la Antropología Física puede ser consultada en el artículo: Galtés I., Rodríguez-Baeza A. y Malgosa A. (2006) Mechanical morphogenesis: a concept applied to the surface of the radius. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*. 288A (7): 794 <http://www3.interscience.wiley.com/cgi-bin/fulltext/112655348/PDFSTART>

Aplicación

Se han estudiado once marcadores: nueve inserciones musculares, la inserción de la membrana interósea, y la corredera por la que transcurre el tendón del músculo extensor largo del pulgar. Se trata de Bíceps braquial, Abductor largo del pulgar, Extensor corto del pulgar, Extensor largo del pulgar, Flexor largo del pulgar, Flexor superficial de los dedos, Membrana interósea, Supinador largo, Pronador redondo, Supinador corto y Pronador cuadrado.

La expresión morfológica en cada marcador musculoesquelético se ha graduado de menos a más

evidente atendiendo tanto a criterios visuales como táctiles: textura, rugosidad, área y depresión de la superficie ósea (aplastamiento-concavidad). Se ha categorizado según la ausencia o presencia de esta expresión. Dentro de la categoría de presencia, se diferencia entre la expresión como signo de robustez, referida como *expresión robusta* (incipiente, moderada, importante), y la expresión patológica o entesopatía (tipo A u osteogénica y tipo B u osteolítica).

Descripción de los marcadores

Músculo bíceps braquial

Área de estudio: la inserción radial del músculo bíceps braquial se localiza en el contorno posterointerno de la tuberosidad del radio. Los caracteres morfológicos de este marcador se analizarán en esta zona (Fig. 1).



Figura 1: Inserción del músculo bíceps en el contorno posterointerno de la tuberosidad bicipital del radio izquierdo.

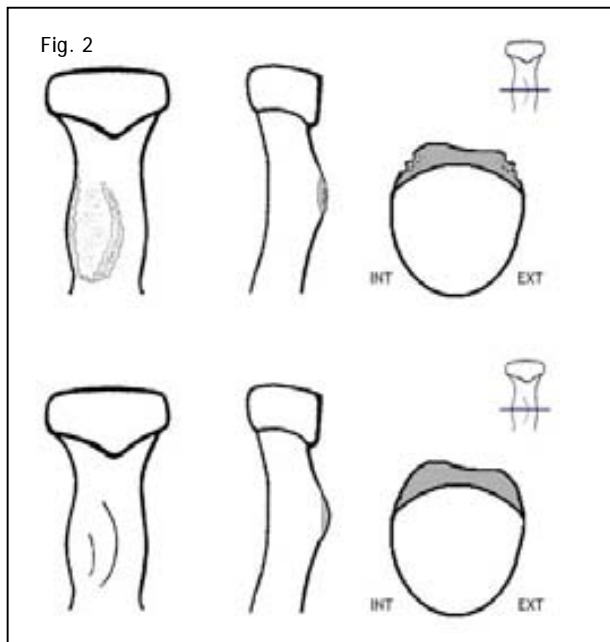


Figura 2: Grados de expresión

Grado 0: **Ausencia de expresión**. Área lisa. No diferenciamos depósito de hueso (neoformación ósea).

En el caso de individuos subadultos, la tuberosidad radial muestra numerosos orificios vasculares, y en ocasiones un surco superficial irregular que rodea toda o parte de la tuberosidad.

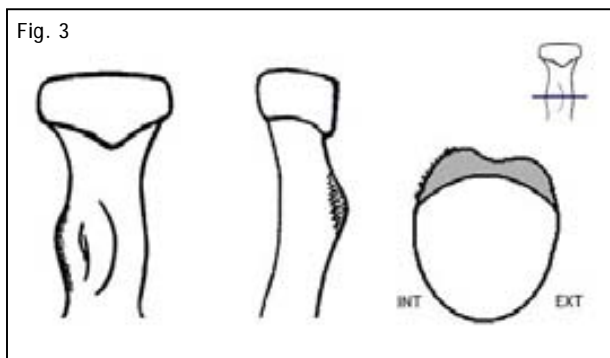


Figura 3: Grados de expresión

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente**. Área rugosa.)

Depósito de hueso a modo de concreciones más o menos compactas que rodean el contorno posterointerno de la tuberosidad. Se mantiene una morfología ovoide de la eminencia.

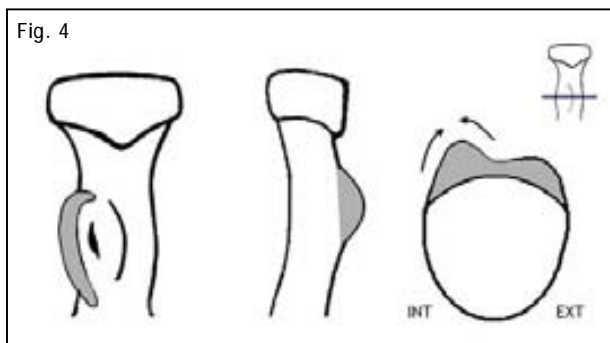


Figura 4: Grados de expresión

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. Formación de un labio.

El contorno interno desarrolla una morfología de labio ondulado suave que incrementa el relieve de la tuberosidad.

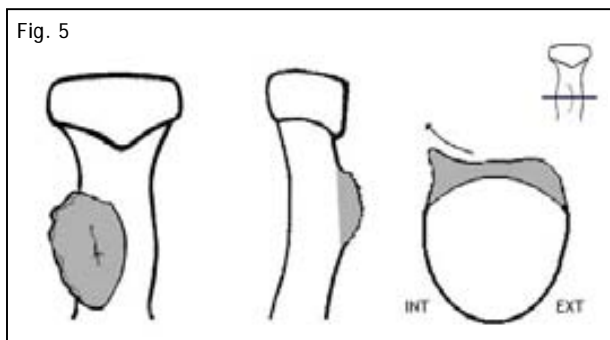


Figura 5: Grados de expresión

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. Formación de una cresta.

El contorno interno de la tuberosidad se vuelve más agudo, a la vez que la tuberosidad se aplanan en visión anterior, perdiendo la ondulación descrita en el grado anterior.

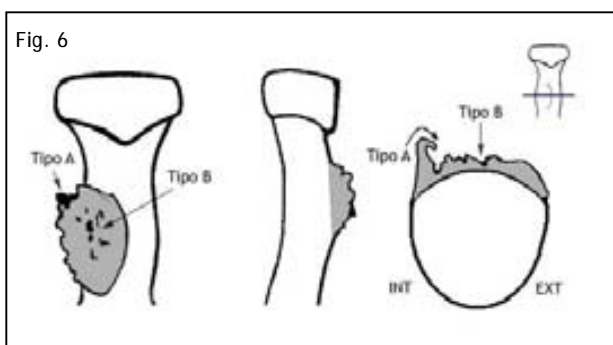


Figura 6: Grados de expresión

Grado 4: **Expresión patológica.**

Entesopatía exostósica (tipo A): osteofito a nivel del contorno interno de la tuberosidad.

Entesopatía osteolítica (tipo B): lesiones líticas en la superficie de la tuberosidad

Forma mixta (tipo AB): asociación de lesiones exostósicas y osteolíticas

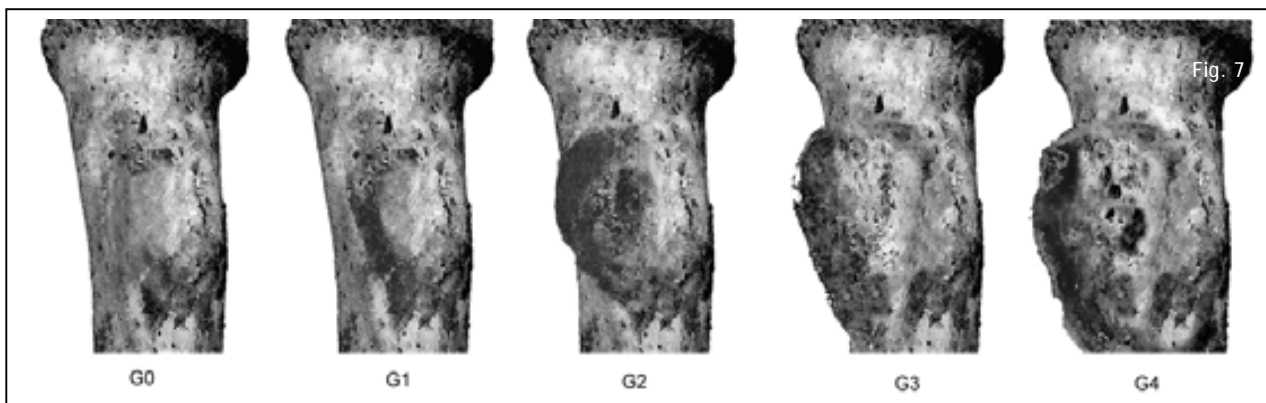


Figura 7: Ilustración de los grados. Norma anterior de la tuberosidad bicipital del radio izquierdo

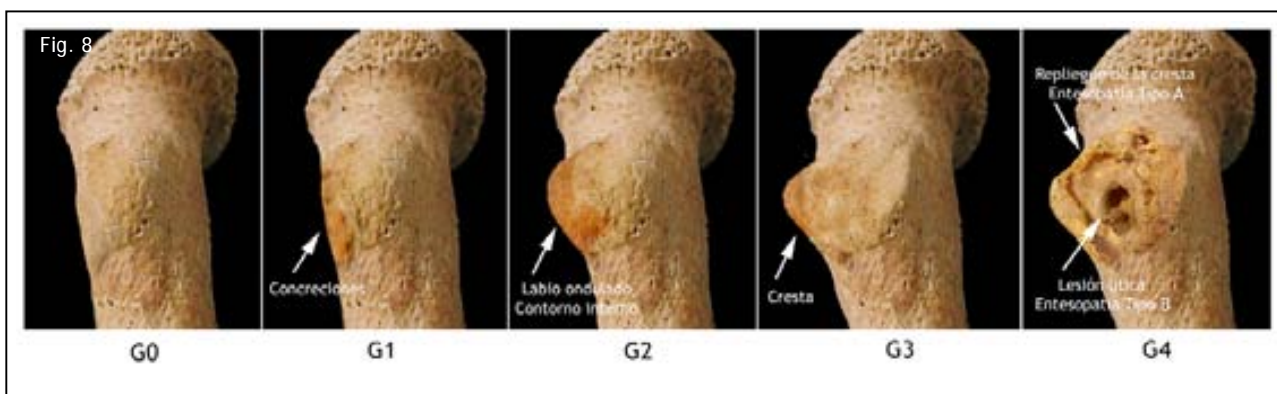


Figura 8: Fotografías de los diferentes grados. Norma anterior de la tuberosidad bicipital del radio izquierdo

Músculo abductor largo del pulgar

Área de estudio: el músculo abductor largo del pulgar se inserta directamente, a través de fibras carnosas, a nivel del segmento interno de la cara posterior del tercio medio de la diáfisis del radio. Desde aquí, el vientre muscular sigue un trayecto oblicuo descendente y hacia fuera, en contacto con la cara posterior de la diáfisis radial y uniéndose al segmento medio del borde posterior del radio mediante un tabique fibroso. El área de estudio se muestra en la Figura 9.

Los grados de expresión aparecen representados en las figuras 10 y 11.



Figura 9: Área de relación entre el músculo abductor largo del pulgar y la cara posterior del radio izquierdo. La zona de inserción (I) se sitúa en la parte superior de esta área y en el margen posterior (P) del radio. En el recuadro se sitúa el área de estudio. La flecha blanca señala el trayecto del vientre muscular.

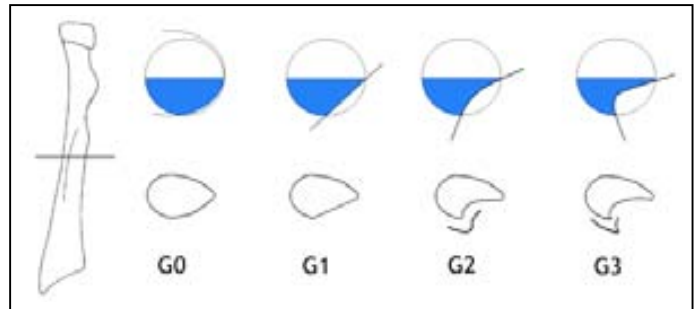


Figura 10: Cortes transversales de los distintos grados. Los cortes superiores representan la morfología de la superficie ósea en el área de estudio: - convexa (G0), aplanada (G1) y la concavidad (G2 y G3).

Los cortes inferiores representan la morfología del margen posterior del radio a medida que se desarrolla la excavación

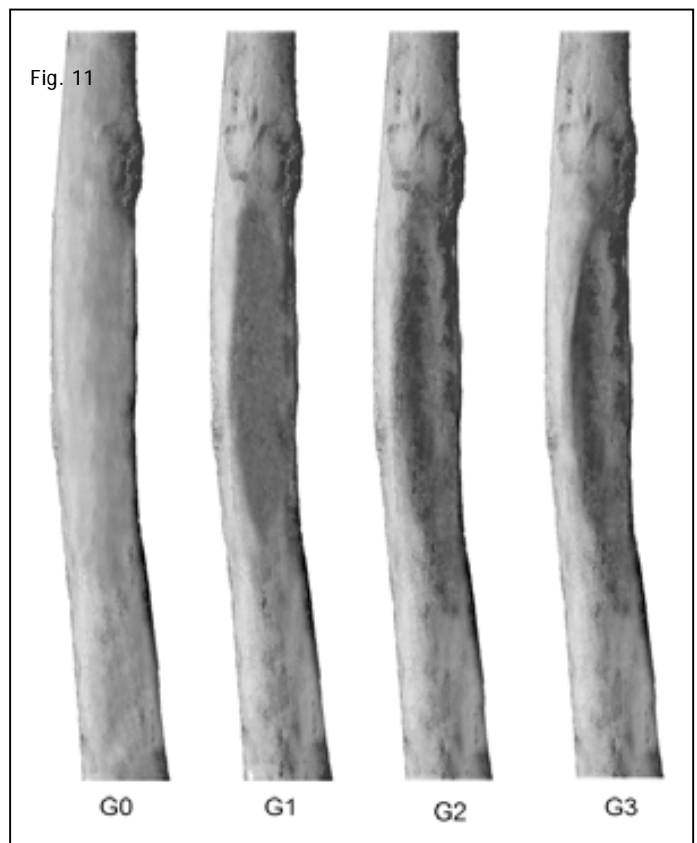


Figura 11: Ilustración de los grados. Visión posterior del radio izquierdo. Valoraremos el desarrollo de una excavación o concavidad sujetando el radio en posición horizontal, y colocando una luz que incida oblicuamente desde la cara externa del radio, de forma que la sombra que se perfila (representadas en el dibujo) nos ayudará a diferenciar la morfología de la superficie.



Figura 12: Grado 0: Ausencia de expresión. Área convexa. Morfología redondeada en la sección transversal.



Figura 14: Grado 2: Expresión robusta-moderada. El área de estudio muestra una superficie cóncava y está contorneada por un margen romo representado por el propio margen posterior.



Figura 13: Grado 1: Expresión robusta-incipiente. El área de estudio muestra una superficie plana. Morfología "en bisel" en la sección transversal).

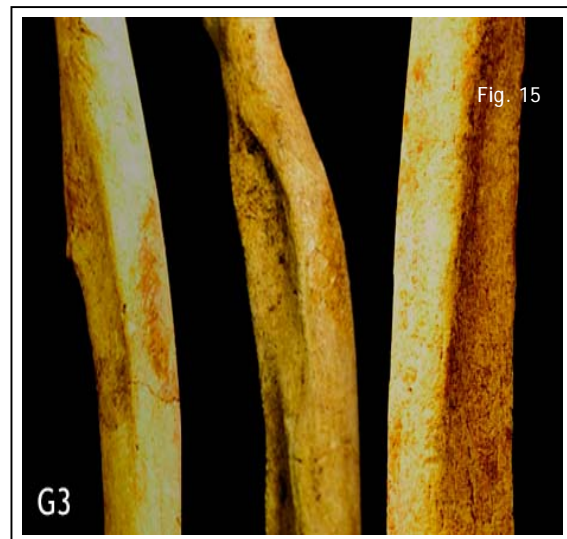


Figura 15: Grado 3: Expresión robusta-importante. Aumento de la concavidad. El margen que la contornea es más agudo y configura una cresta.

Grado 4: Expresión Patológica. No se ha encontrado en esta inserción.

Músculo extensor corto del primer dedo

Área de estudio: la inserción radial del músculo extensor corto del primer dedo es de tipo carnososo, y se localiza en el segmento interno de la cara posterior del tercio distal del cuerpo del radio. Desde este origen, el vientre muscular cruza la diáfisis radial en forma de banda siguiendo un trayecto oblicuo, hacia abajo y hacia fuera, entrando en contacto con la cara posterior del tercio distal de la diáfisis. A efectos descriptivos diferenciamos entre el área de inserción y el área de contacto (Fig. 16).



Figura 16: Inserción del músculo extensor corto del pulgar. Cara posterior de la mitad inferior del radio izquierdo. En la imagen de la izquierda se señalan las dos áreas de estudio. En la imagen de la derecha se representa el trayecto del vientre muscular, la parte más gruesa de la flecha se corresponde con la zona de entesis.

Grados de expresión:

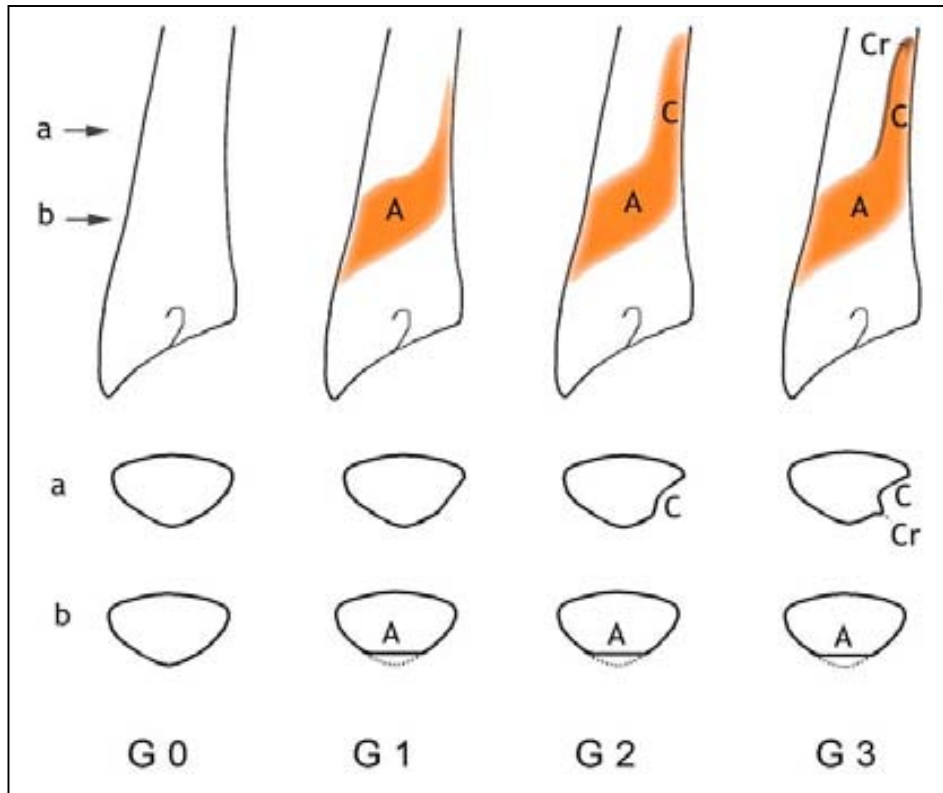


Figura 17: Esquema de los grados. En la parte superior se representa la cara posterior del tercio inferior del radio izquierdo. A: aplastamiento, C: concavidad, Cr: cresta. En la parte inferior se muestran las secciones transversales correspondientes, realizadas al nivel indicado por la flecha (a) y (b).



Figura 18: Ilustración de los distintos grados considerados



Figura 19: Fotografías de distintos grados

Grado 0: **Ausencia de expresión.** Área de inserción y de contacto son redondeadas, convexas, sin signos de aplastamiento.



Figura 20: Fotografías del grado G1

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente.**

Aplastamiento evidente en el área de contacto e incipiente en el área de inserción. Aunque esta morfología se diferencia visualmente, en ocasiones

nos puede ayudar el tacto al deslizar el dedo por la cara posterior del tercio distal de la diáfisis, notándose la presencia de una suave depresión.



Figura 21: Fotografía del grado G2

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. El área de inserción muestra una clara morfología cóncava.

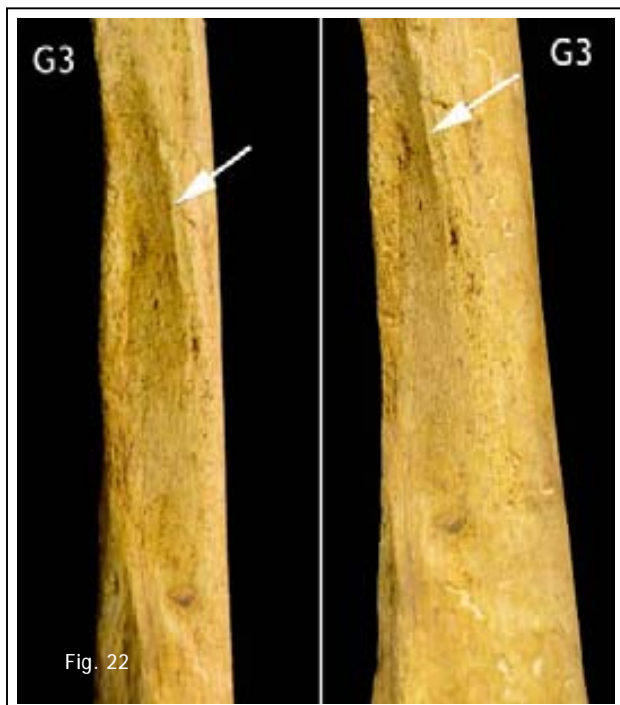


Figura 22: Fotografía del grado G3

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. Aumenta la concavidad con respecto al grado anterior. En este grado el área de inserción está contorneada por una cresta oblicua de trayecto descendente y hacia fuera.

Grado 4: **Expresión patológica**. No se ha encontrado en esta inserción.

Músculo extensor largo del pulgar

Área de estudio: el tendón del músculo extensor largo del pulgar cruza la cara posterior del extremo distal del radio siguiendo un trayecto oblicuo hacia abajo y hacia fuera. Durante el mismo, establece las siguientes relaciones: en la parte superior el tendón se relaciona con el borde interno del radio, desde esta zona desciende oblicuamente cruzando la cara posterior de la extremidad inferior hasta la parte interna del tubérculo dorsal del radio (Fig. 23). El área de estudio se corresponde con la superficie ósea de este trayecto.

Figura 23: El tendón del músculo extensor largo del pulgar cruza la cara posterior del extremo distal del radio siguiendo una trayectoria oblicua descendente y hacia fuera. En color rojo observamos el área donde el tendón contacta con el hueso y donde progresivamente se desarrollará un canal. La línea discontinua indica la zona donde se desarrollará el relieve lineal, ondulado, y finalmente la cresta que delimitará ese canal.

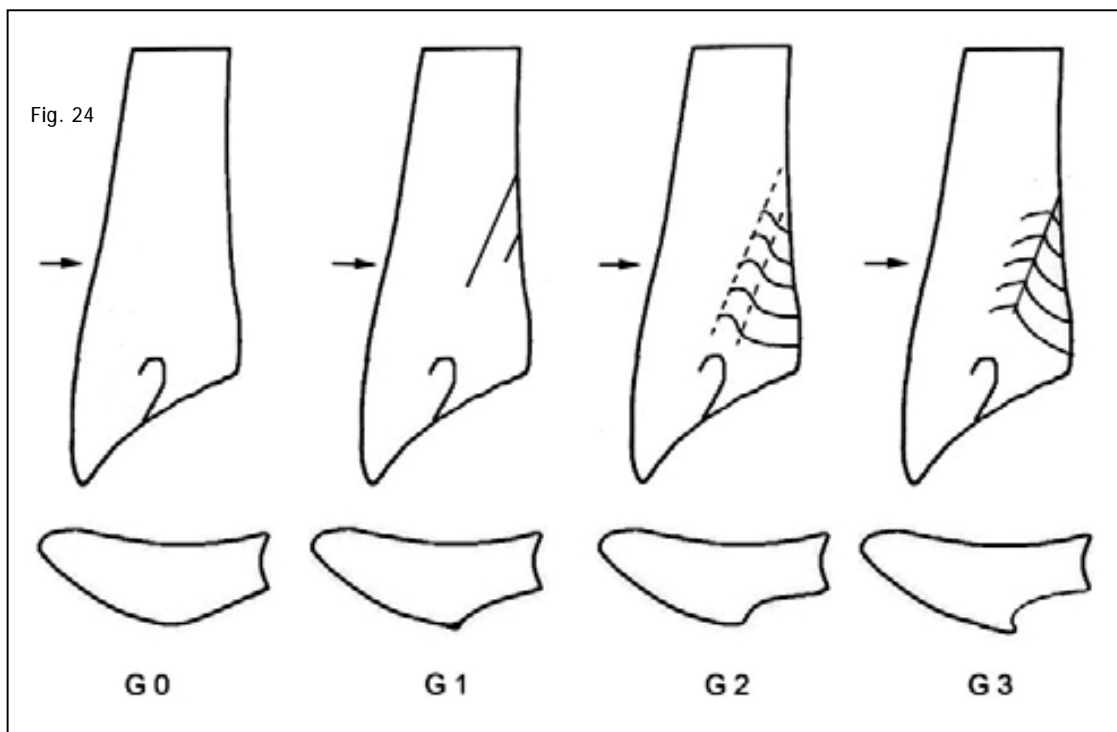


Figura 24: Esquema de los grados. En la parte superior se representa la cara posterior del tercio inferior del radio izquierdo. En la parte inferior se muestran las secciones transversales correspondientes, realizadas al nivel indicado por la flecha.



Figura 25: Ilustración de los grados. Se muestra la cara posterior del tercio inferior del radio izquierdo.

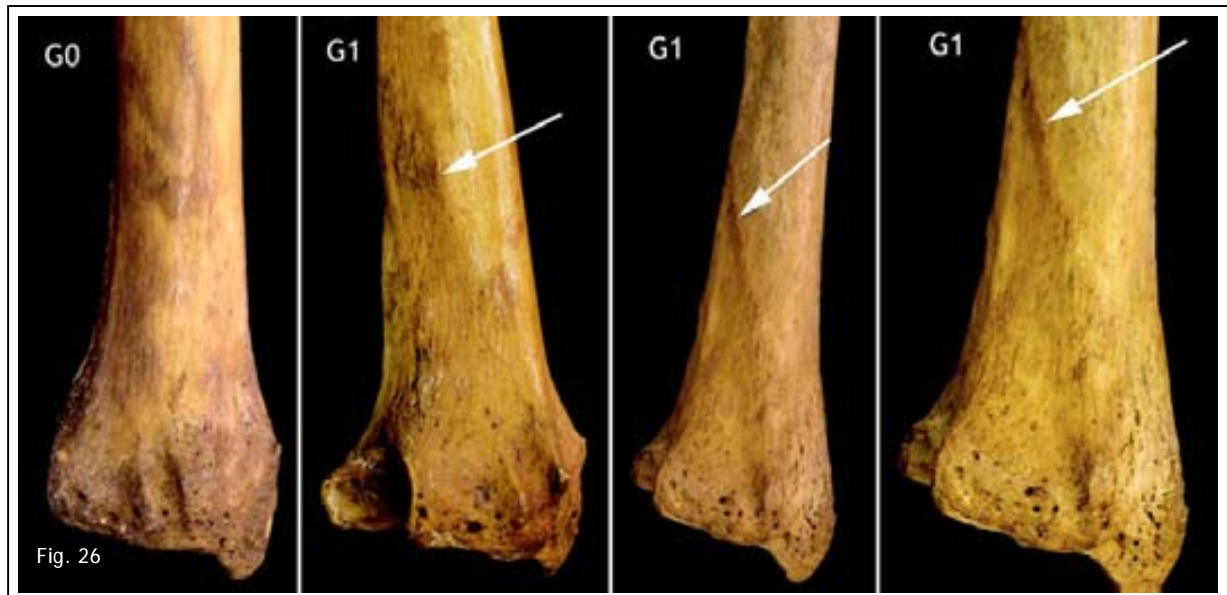


Figura 26: Fotografía del grado G0 y G1

Grado 0: **Ausencia de expresión**. Superficie convexa, redondeada. Sobre la superficie ósea no observamos *marca* del paso del tendón.

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente**. La zona por donde discurre el tendón empieza a delimitarse mostrando un ligero aplastamiento. En el tramo proximal, es frecuente encontrar un suave relieve lineal que delimita la zona externa de paso.



Figura 27: Fotografía del grado G2 y G3

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. La zona por donde discurre el tendón muestra una suave excavación y está delimitada externamente por un relieve longitudinal suave y ondulado, de trayecto oblicuo descendente y hacia fuera en dirección al tubérculo dorsal de la epífisis distal del radio. La sección transversal a este nivel es cóncava.

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. La concavidad es más exagerada y configura un verdadero canal longitudinal oblicuo. Externamente se delimita por una cresta pronunciada.

Grado 4: **Expresión Patológica**. No se ha encontrado en esta inserción.

Músculo flexor largo del pulgar

Área de estudio: el músculo flexor largo del pulgar se inserta, mediante fibras carnosas, sobre los dos tercios superiores de la cara anterior del radio (Fig. 28).



Figura 28: Inserción del músculo flexor largo del primer dedo. Cara anterior del radio izquierdo.

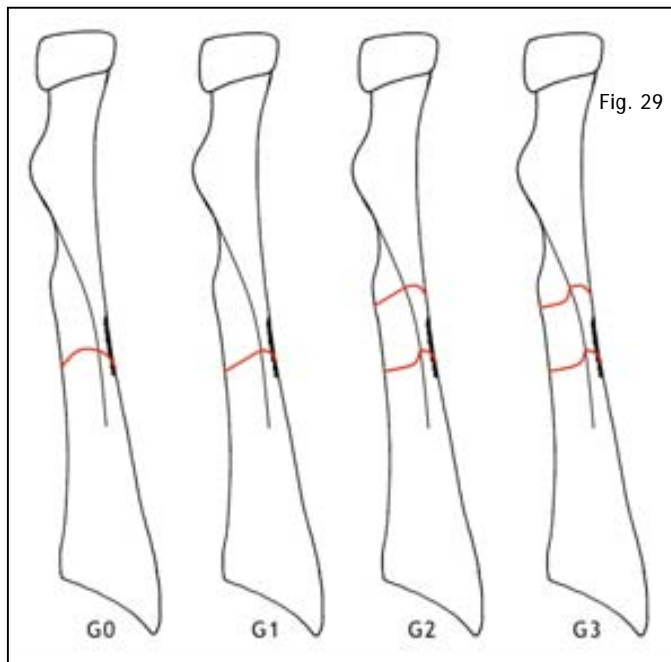


Figura 29: Esquema de los diferentes grados. Cara anterior del radio izquierdo. La línea roja representa la morfología de la sección transversa.

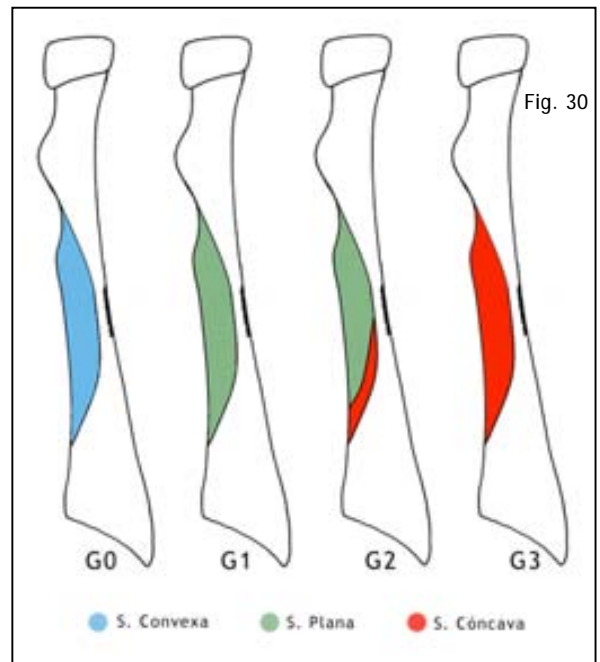


Figura 30: Esquema de los diferentes grados. Cara anterior del radio izquierdo. Se indica la forma de la superficie.

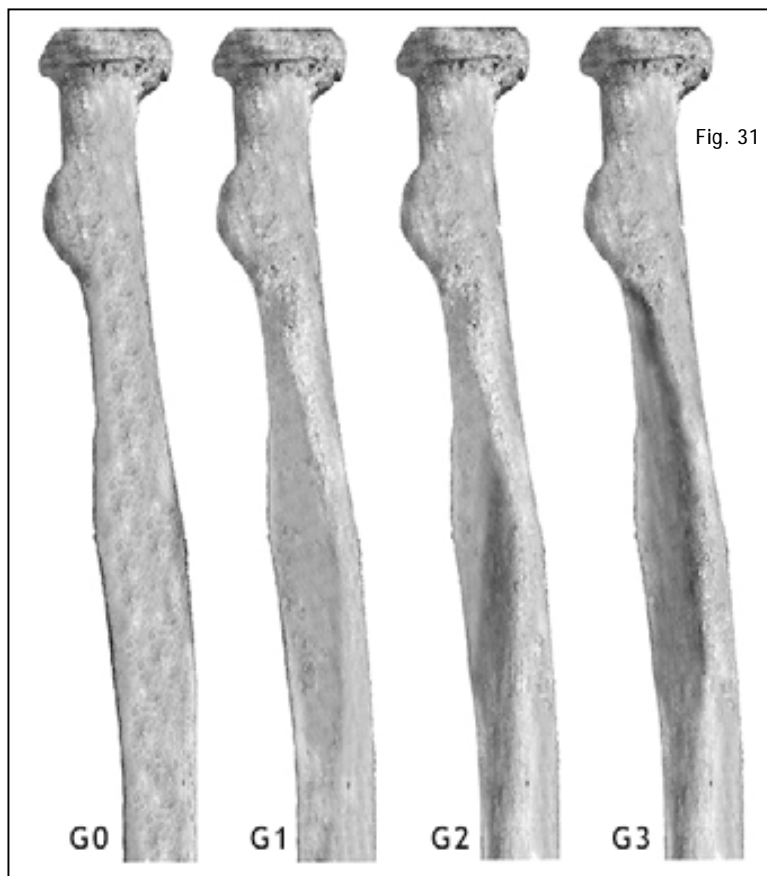


Figura 31: Ilustración de los grados.



Figura 32: Fotografía de distintos grados

Grado 0: **Ausencia de expresión**. El área de inserción muestra una superficie convexa, redondeada, no aplastada.

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente**. El área de inserción muestra una superficie aplastada-plana, en forma de bisel ya que se inclina desde el margen anterior del radio hasta el margen interóseo.

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. Inicio de la excavación. La parte distal del área de inserción muestra una superficie ligeramente cóncava. El resto del área situada por encima de la concavidad mantiene una morfología biselada, plana, tal como en el grado anterior.



Figura 33: Fotografía de distintos grados

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. Inicio de la excavación. La parte distal del área de inserción muestra una superficie ligeramente cóncava. El resto del área situada por encima de la concavidad mantiene una morfología biselada, plana, tal como en el grado anterior (Fig. 31, 32 y 33).

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. La concavidad afecta a toda el área de inserción. (Fig. 31 y 33).

Grado 4: **Expresión Patológica**. No se ha encontrado en esta inserción.

Músculo flexor superficial de los dedos

Área de estudio: la inserción radial del músculo flexor común superficial de los dedos se realiza sobre el segmento superior del margen anterior del hueso (Fig. 34). Este marcador se valora a partir de la morfología que tiene este margen.



Figura 34: Inserción del músculo flexor largo del primer dedo. Cara anterior del radio izquierdo.

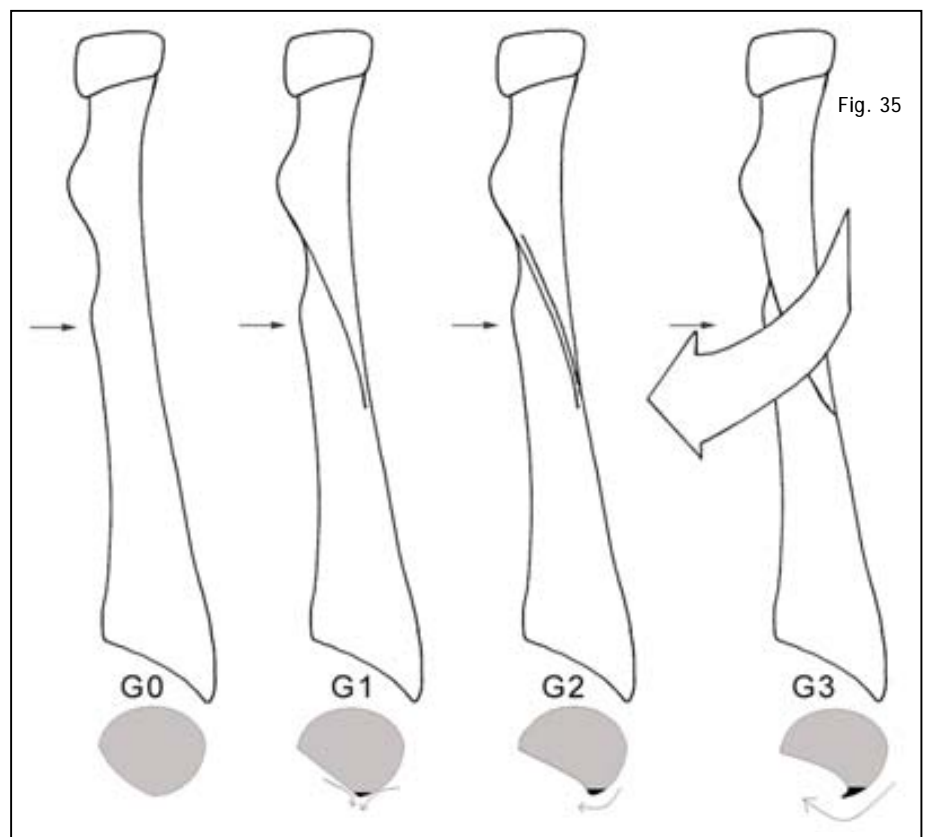


Figura 35: Esquema de los grados. En la parte superior se representa una visión anterior del radio izquierdo donde se observa la evolución de los distintos grados (G1: relieve lineal, G2: margen, G3: cresta).

En la parte inferior se muestran las secciones transversales correspondientes, realizadas al nivel indicado por la flecha.

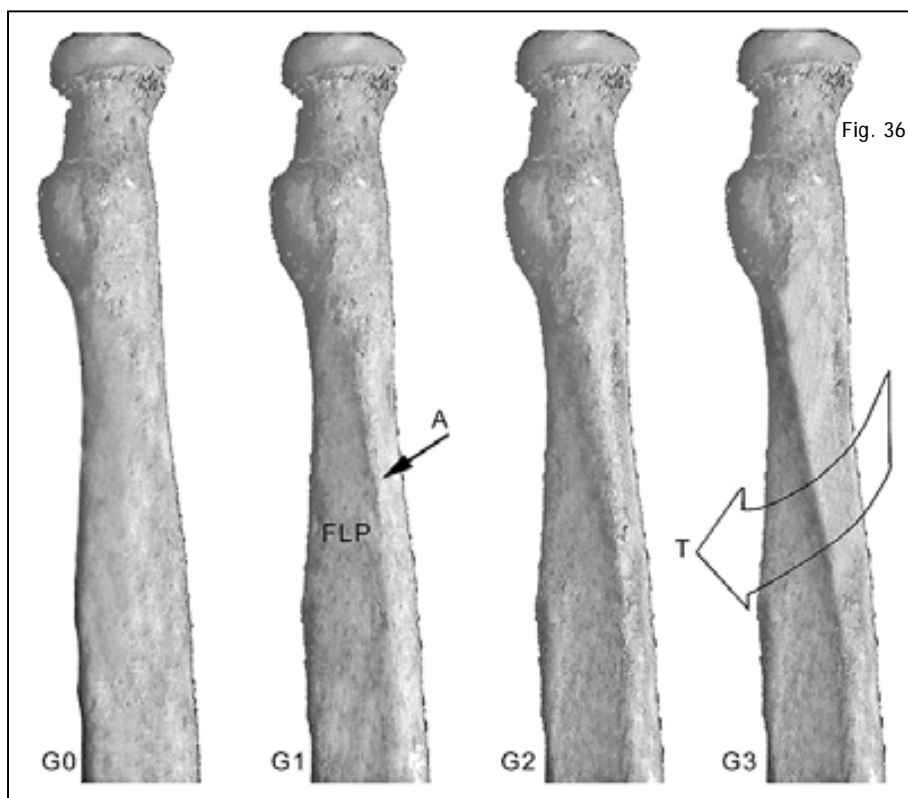


Figura 36: Ilustración de los grados. Visión anterior del radio izquierdo. (FLP) Área de inserción del músculo, (A) margen anterior del radio, (T) el margen anterior crece afilándose y proyectándose hacia adentro.



Figura 37: Fotografía de distintos grados

Grado 0: **Ausencia de expresión**. El margen anterior está desdibujado, siendo difícil distinguir su trayecto. (Fig. 36 y 37).

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente**. La zona por donde discurre el tendón empieza a delimitarse mostrando un ligero aplastamiento. En el tramo proximal, es frecuente encontrar un suave relieve lineal que delimita la zona externa de paso.



Figura 38: Fotografía de los grados G2 y G3

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. El margen anterior se perfila como un relieve en forma de "cordón" arqueado de dentro hacia fuera, contorneando externamente el área de inserción del músculo flexor largo del pulgar. (Fig. 36, 37 y 38).

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. El margen anterior "crece" afilándose y proyectándose hacia adentro, creando una morfología característica. (Fig. 36, 37 y 38).

Grado 4: **Expresión patológica**. No se ha encontrado en esta inserción.

En todos los grados, si la superficie del hueso no está muy erosionada, es frecuente distinguir un depósito de hueso en forma de granulación fina, cromáticamente más intensa, que prolonga la parte superior del margen anterior.

Membrana interósea

Área de estudio: la membrana interósea se inserta a lo largo del margen interno del radio. Las fibras correspondientes a los tres cuartos superiores son más gruesas y resistentes que las del cuarto inferior. La disposición de estas fibras es oblicua de fuera a dentro y de arriba abajo. El segmento superior de la inserción se efectúa tanto a nivel del borde libre del margen interno como sobre la parte más medial de la cara anterior de la



Figura 39: Inserción de la membrana interósea. Cara anterior del radio izquierdo.

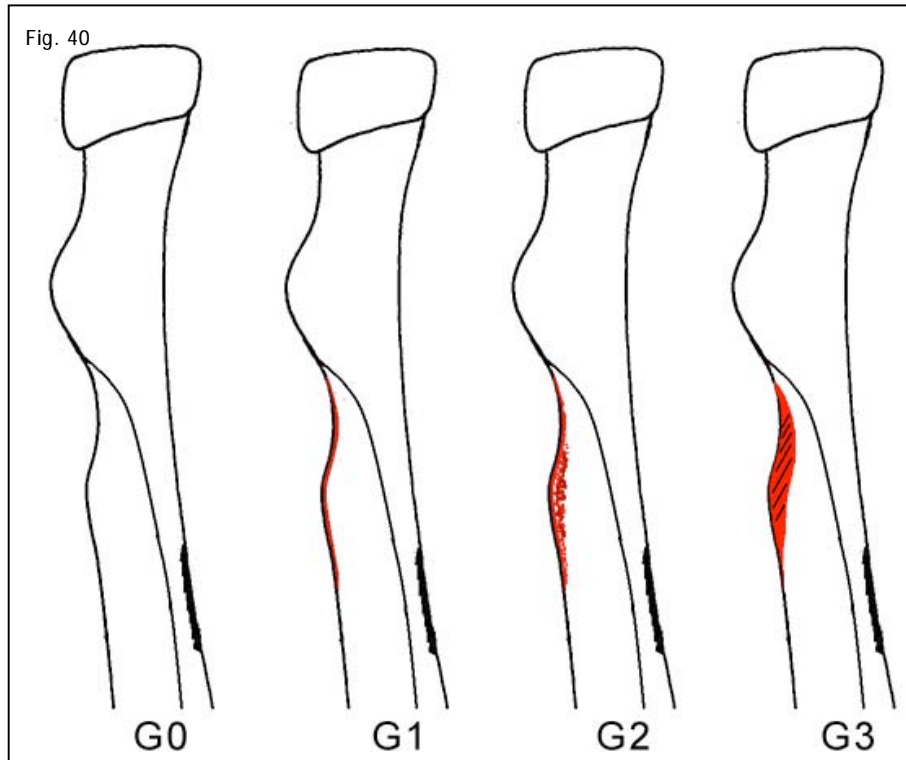


Figura 40: Ilustración de los grados. En rojo se representa el desarrollo morfológico del marcador analizado en el radio izquierdo.

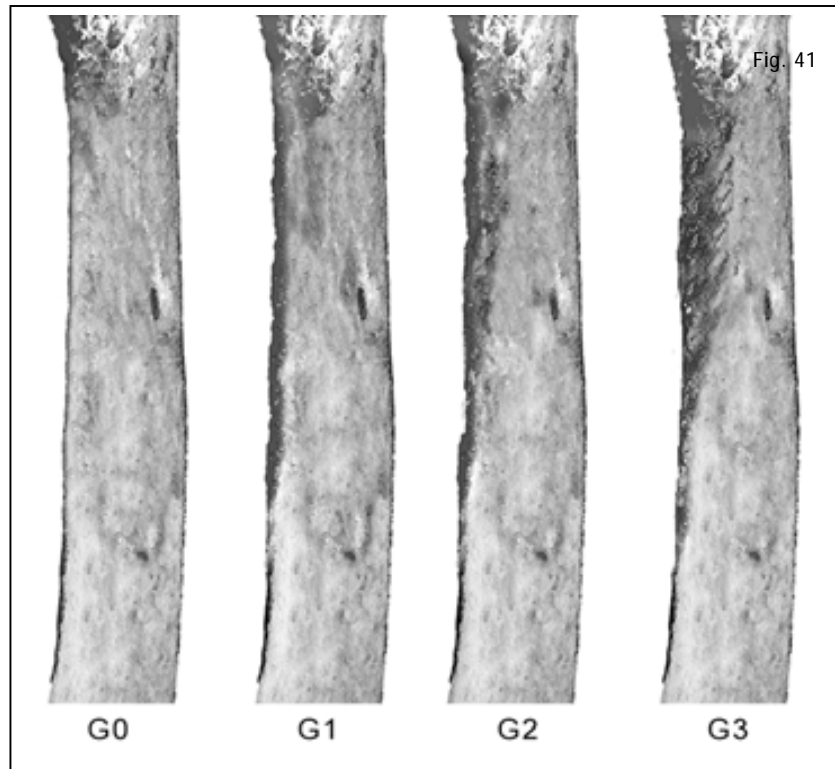


Figura 41: Ilustración de los grados. Se representa la cara anterior del radio izquierdo en la zona de entesis.



Figura 42: Fotografía de distintos grados de expresión

Grado 0: **Ausencia de expresión**. Area de inserción lisa. No se distinguen concreciones ni otro tipo de depósito óseo.

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente**. Area de inserción ligeramente rugosa. Se distingue un depósito de hueso fino que recorre el borde libre del margen interno del radio a modo de una fina granulación, concentrada principalmente a nivel de la tuberosidad interna.

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. El depósito de hueso es más grueso y evidente, principalmente a nivel de la tuberosidad interna. En este grado suele ser común encontrar que el depósito óseo va más allá del borde libre, y se extiende de forma más fina hacia la parte más medial de la cara anterior del radio.

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. Compactación del depósito óseo a nivel de la tuberosidad interna, configurando una placa robusta donde se distingue un sistema de crestas en forma de "peine", en dirección superior a inferior y de externo a interno.

Grado 4: **Expresión patológica**. No se ha encontrado en esta inserción.

Músculo supinador largo

Area de estudio: el músculo supinador largo se inserta a través de un tendón que expande sus fibras, a modo de abanico, sobre la cara externa de la apófisis estiloides del radio. En el recorrido descendente que realiza el tendón, se relaciona con la cara externa del radio a la que se adhiere, en su mitad inferior, mediante un delgado tabique fibroso (Fig. 43).



Figura 43: Visión externa del tercio inferior del radio izquierdo. Inserción del músculo supinador largo.



Figura 44: Visión externa del tercio inferior del radio izquierdo. Las flechas señalan las zonas donde podemos encontrar el depósito en "gota de cera".

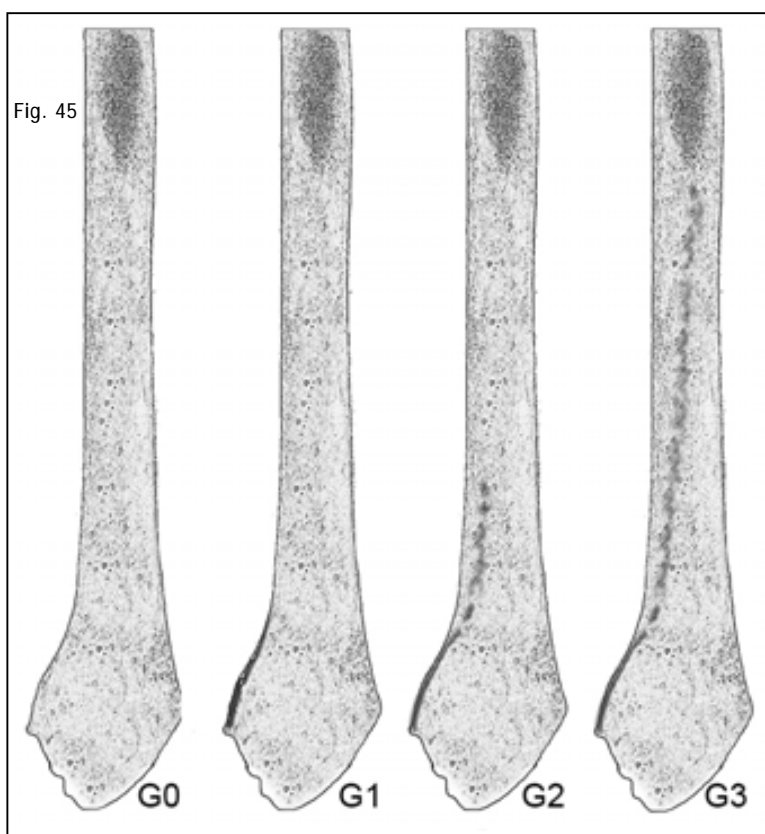


Figura 45: Esquema de los grados. Cara externa del radio izquierdo desde la altura de la inserción del pronador redondo hasta estiloides, diferenciamos las características del depósito de hueso.

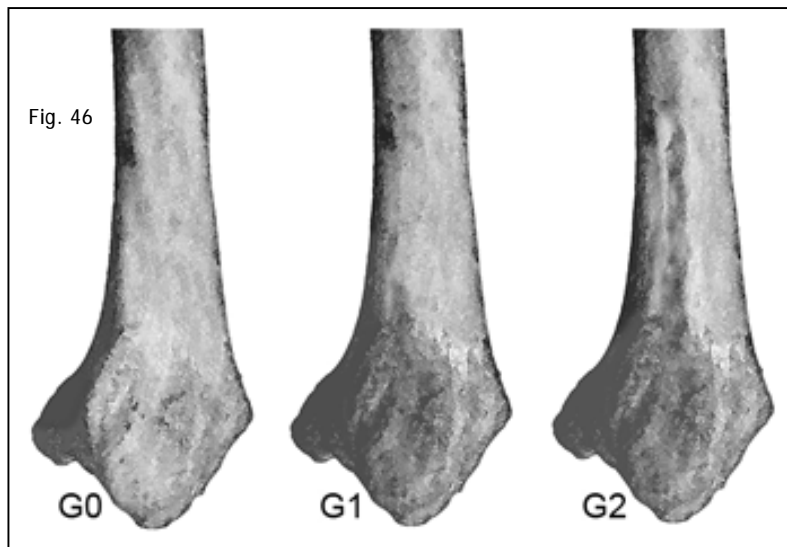


Figura 46: Ilustración de los grados. Cara externa del segmento inferior del radio izquierdo.



Figura 47: Fotografía de los grados G0 y G1

Grado 0: **Ausencia de expresión.** A nivel de la cara externa de la apófisis estiloides del radio no diferenciamos ningún depósito de hueso.

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente.** Depósito de hueso a nivel de la cara externa de la estiloides a modo de una capa de textura suave y que suele ser cromáticamente más intensa. Es importante la observación del margen anteroexterno de la estiloides y del relieve óseo que forma el margen externo de la corredera del abductor largo y extensor corto del pulgar (Fig. 44), en estos lugares el depósito muestra un aspecto en *gota de cera*.



Figura 48: Fotografías del grado G2

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. A las características del Grado 1, le añadimos la aparición de un depósito de hueso de disposición lineal, a nivel de los centímetros distales del margen externo de la diáfisis del radio.



Figura 49: Fotografías del grado G3

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. El depósito descrito en el grado 2, se extiende longitudinalmente hacia arriba hasta la altura de la inserción del pronador redondo, definiendo una línea rugosa más o menos continua.

Grado 4: **Expresión patológica**. No se ha encontrado en esta inserción.

Músculo pronador redondo

Area de estudio: el músculo pronador redondo se inserta a través de un tendón, a nivel del tercio medio de la cara externa de la diáfisis del radio (Fig. 50).



Figura 50: Inserción del músculo pronador en la cara externa del radio izquierdo.

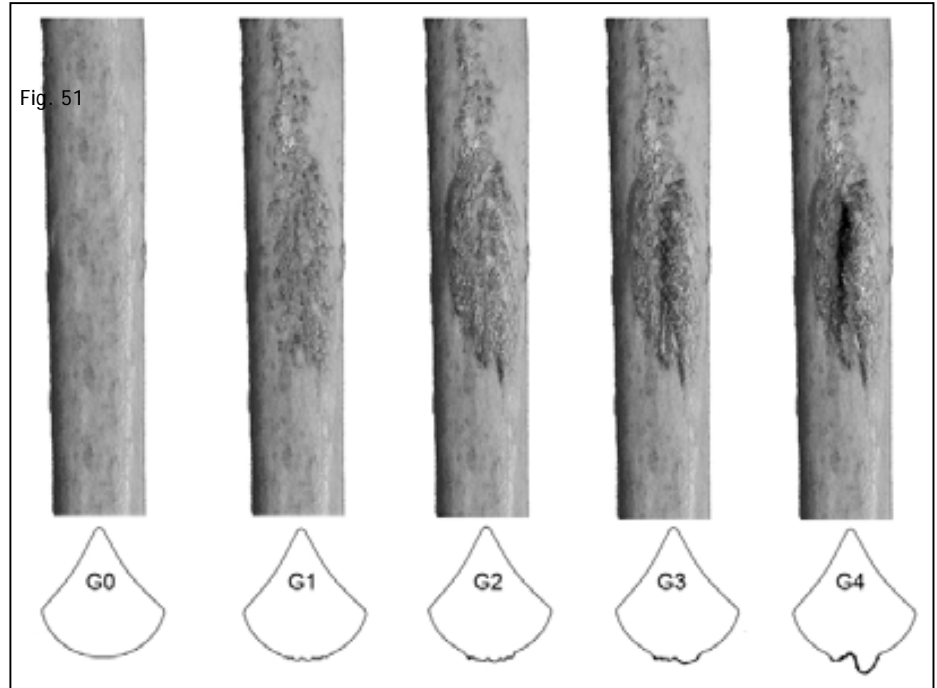


Figura 51: Ilustración y esquema de los grados. En la parte superior se representa la cara externa del radio izquierdo a nivel de la entesis muscular. En la parte inferior se muestran cortes transversales de los distintos grados.

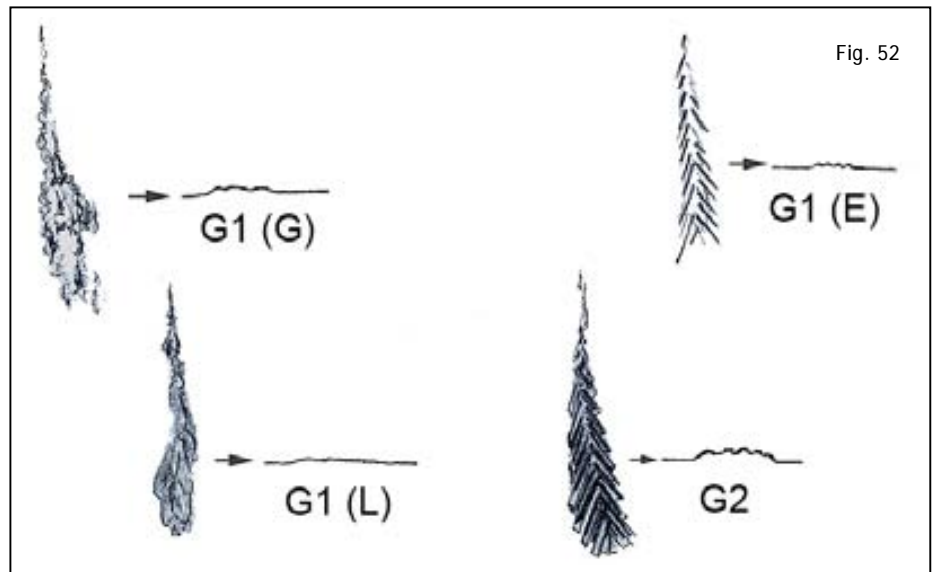


Figura 52: Depósito de hueso en los grados G1 y G2.

En el G1: concreciones granulares dispersas (G), área laminar plana (L) y espículas (E). También se representa la morfología de una sección transversal realizada en la zona media.



Figura 53: Fotografías de los grados G0 y G1

Grado 0: **Ausencia de expresión**. Área lisa. No diferenciamos depósito de hueso. En el caso de individuos subadultos, el área de inserción muestra estriaciones longitudinales finas y pequeños orificios vasculares en forma de porosidad.

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente**. Área rugosa. Diferenciamos un depósito de hueso a modo de concreciones granulares dispersas, o de concreciones espiculadas finas, o formando un depósito compacto laminar plano (Fig. 51 y 52).



Figura 54: Fotografías del grado G2

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. Formación de una placa con rugosidad gruesa y aspecto robusto. La morfología en placa implica la compactación y elevación del depósito de hueso en un área que se perfila en un plano superior al de la superficie ósea, adquiriendo un aspecto de "costra" adherida. La disposición del depósito recuerda al de una "pluma" o a una "hoja de abeto", (Fig. 51 y 52).



Figura 55: Fotografías de los grados G3 y G4

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. Ondulación de la placa. La mitad posterior de la placa descrita en el grado 2 se eleva y adquiere un aspecto de mayor robustez, con estriaciones óseas más evidentes.

Grado 4: **Expresión patológica**. Aparición de un osteofito; entesopatía exostósica (tipo A). La mitad posterior de la placa desarrolla una excrescencia en forma de cresta.

Músculo supinador corto

Area de estudio: El músculo supinador corto se extiende a modo de abanico formando un manguito muscular que abraza el tercio superior del radio (Fig. 56). El área de estudio se localiza a nivel de la zona intermedia, entre la cara externa y la cara posterior del tercio superior del radio



Figura 56: Inserción del músculo supinador corto. Se muestra el tercio superior del radio izquierdo en tres visiones: (P): cara posterior, (E): cara externa, (A): cara anterior.

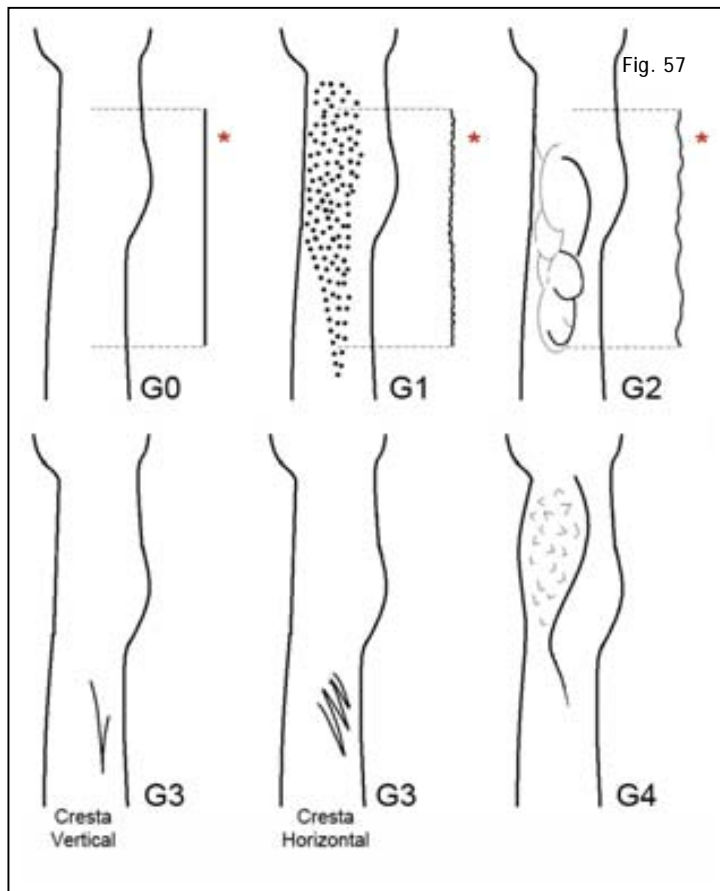


Figura 57: Esquema donde se muestran las principales características de los diferentes grados a nivel del área posteroexterna de la entesis. En el caso de los grados G0, G1 y G2 se representa la sensación táctil (*) de la superficie ósea.

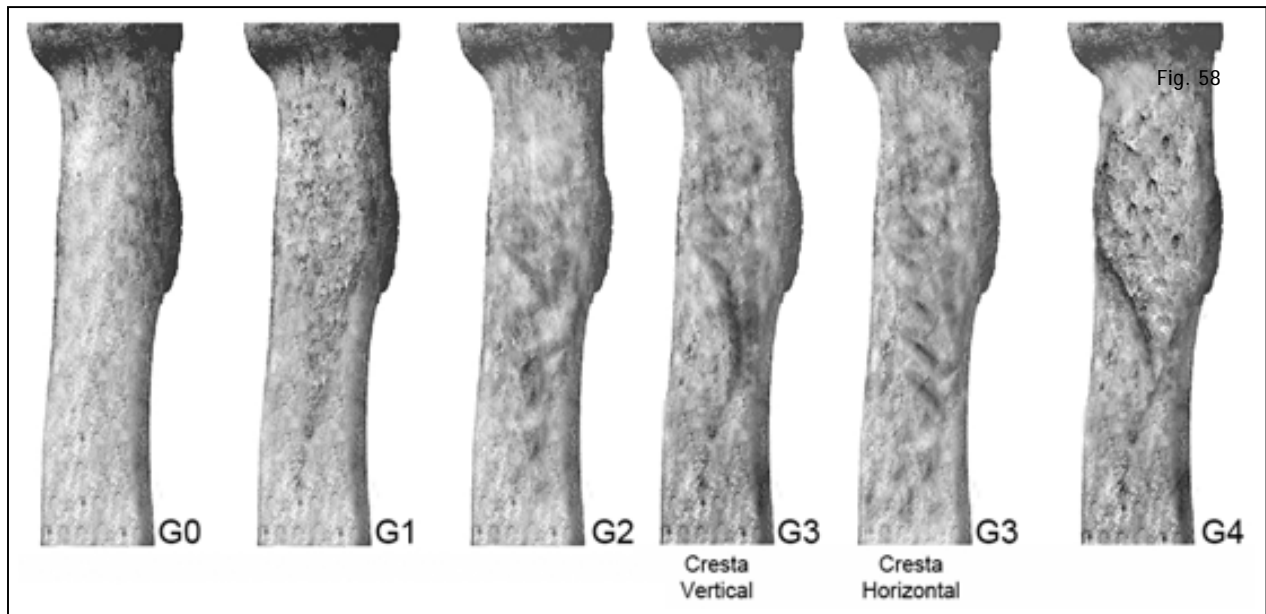


Figura 58: Ilustración de los grados



Figura 59: Fotografías de los grados G0 y G1

Grado 0: **Ausencia de expresión**. Superficie lisa, sin rugosidades, no diferenciamos depósito de hueso.

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente**. Depósito de hueso a modo de concreciones cromáticamente más intensas. Tacto rugoso.



Figura 60: Fotografías del grado G2

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. El área de inserción, principalmente en su zona posteroexterna, muestra ondulaciones y relieves suaves.



Figura 61: Fotografías del grado G3 y G4

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. Aparición de crestas de disposición vertical u horizontal. En el caso de que sean verticales, suele aparecer un único relieve lineal agudo que perfila, en la cara externa de la diáfisis, una depresión a modo de "huella". En el caso de ser horizontales, suelen presentarse como un sistema de crestas paralelas en forma de "pinta".

Grado 4: **Expresión patológica**. Elevación, relieve, del área de inserción situada por detrás de la tuberosidad bicipital, con desarrollo de pequeñas espículas "a modo de puntas" en superficie; entesopatía exostósica (Tipo A).

Músculo pronador cuadrado

Area de estudio: el músculo pronador cuadrado se inserta en un área cuadrangular a nivel de la cara anterior del cuarto distal del radio (Fig. 62).



Figura 62: Inserción del músculo pronador cuadrado. Se muestra la cara anterior del cuarto distal del radio izquierdo. En la fotografía de la derecha se señala la zona correspondiente a la epífisis distal del radio.

La característica principal de este marcador es la aparición de *arrugas* en el área de inserción. Para distinguirlas resulta útil la utilización de luz oblicua incidiendo desde la parte externa del cuarto inferior del radio.

Compararemos el aspecto que ofrece el área de estudio con el resto de zona que sabemos libre de inserción. En este sentido, es importante diferenciar la *arruga* de la *estriación* que puede aparecer normalmente en la superficie del hueso (Fig. 63). La *estria* es longitudinal, paralela a otras y de distribución regular. La *arruga* tiene un trayecto ondulado e irregular y configura una superficie con aspecto de *grabado*.

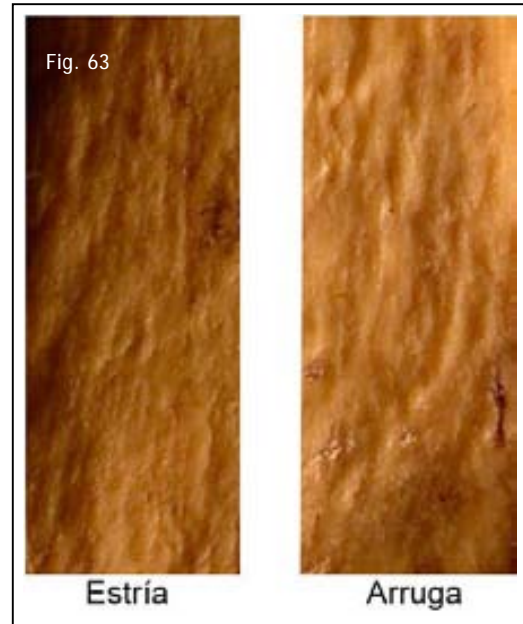


Figura 63: Diferencias entre estria y arruga.

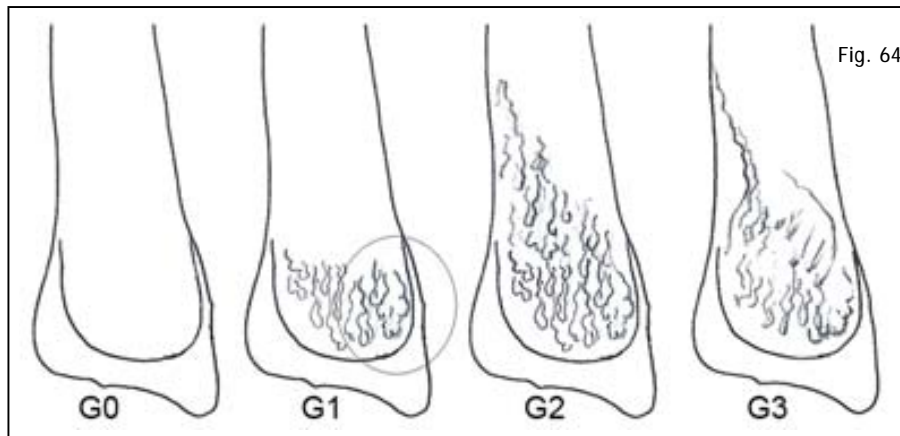


Figura 64: Esquema de las principales características de los grados: formación y desarrollo de las arrugas y deformación de la superficie.

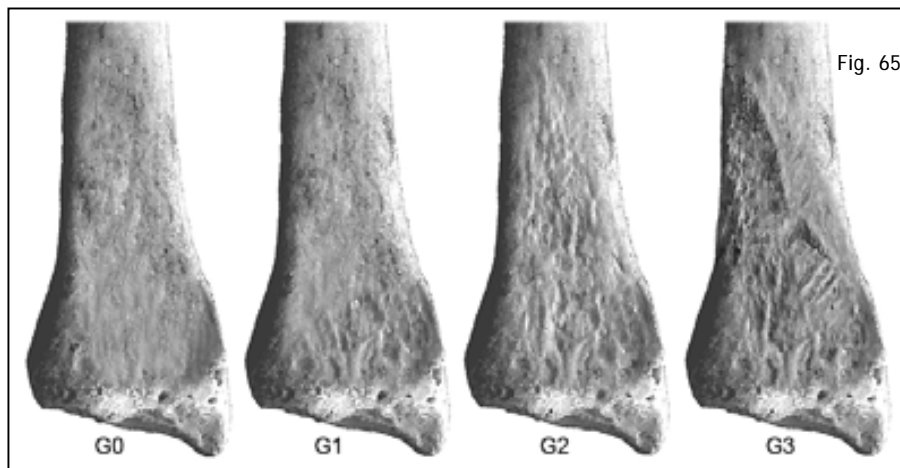


Figura 65: Ilustración de los grados.



Figura 66 y 67: Fotografías de los grados G0 y G1

Grado 0: **Ausencia de expresión**. Área de inserción libre de arrugas.

Grado 1: **Expresión robusta-incipiente**. Arrugas exclusivamente a nivel de la zona epifisaria (Fig. 64). Por dentro de la estiloides pueden aparecer unas depresiones circulares que convergen resultando una forma en *trébol*.



Figura 68: Fotografía del grado G2

Grado 2: **Expresión robusta-moderada**. Las arrugas son más aparentes y se extienden por toda la zona de inserción.



Figura 69: Fotografías del grado G3

Grado 3: **Expresión robusta-importante**. El área de inserción aparece deprimida, formando un *bajo relieve* que nos permite diferenciar los límites de la misma. Pueden aparecer ondulaciones y relieves lineales más marcados

Grado 4: **Expresión patológica**. No se ha encontrado en esta inserción.

Bibliografía

- AZNAR B. y MAESTRE T. (1945) Identificación de restos cadavéricos óseos. Investigación, 211: 79-81.
- BENJAMIN M. y HILLEN B. (2003) Mechanical Influences on cells, tissues and organs - "Mechanical Morphogenesis". J. Morphol. 41: 3-7.
- BORGOGNINI S.M. y MASALI M. (1993) Osteometria e morfoscopia dello scheletro. En: I resti umani nello scavo archeologico. Metodiche di recupero e studio. Bulzoni. Roma.
- CAPASSO L., KENNEDY K.A.R., WILCZAK C.A. (1999) Atlas of occupational markers on human remains. J. Paleopathology. Monographic Publication 3.
- CUNHA E. (2005) Une identification positive est-elle possible à partir de particularités squelettiques minimes?. XXVIIe Colloque du Groupement des Anthropologistes de Langue Française.
- DIMAIO V. y FRANCIS J. (2001) Heterotopic ossification in unidentified skeletal remains. Am. J. Forensic Med. and Pathol. 23(2): 160-164.
- DUTOUR O. (1992) Activités physiques et squelette humain: le difficile passage de l'actuel au fossile. Bull. et Mém. de la Société d'Anthropologie de Paris. 4: 233-241.
- HAMILL O.P. y MARTINAC B. (2001) Molecular basis of mechanotransduction in living cells. Physiol. Rev. 81: 685-740.
- HOFFMANN R.V. (1891) Elementos de medicina legal y toxicología. Biblioteca Económica de Medicina y Cirugía. Madrid.
- KAPANDJI A.I. (2002) Pronosupinación. En: Fisiología articular, miembro superior pp. 108-138. Editorial Médica Panamericana. Madrid.
- KENNEDY K.A.R. (1989) Skeletal markers of occupational stress. En: Reconstruction of life from the skeleton pp. 129-160. Alan R Liss, Inc. New York.
- KROGMAN W.M. y ISCAN Y.M. (1986) The human skeleton in forensic medicine pp. 401-407. Ch. C. Thomas. Springfield.
- LACASSAGNE A. (1912) Compendio de medicina legal. J. Gili. Barcelona.
- MALGOSA A. (2003) Marcadores de estrés ocupacional. En: Paleopatología, la enfermedad no escrita. pp. 221-235. Masson, S.A. Barcelona.
- MATA P. (1846) Tratado de medicina y cirugía legal. Joaquín Merás y Suárez. Madrid.
- PIGA PASCUAL A. (1928) Medicina legal de urgencia. Mercurio. Madrid.
- UBELAKER D.H. (2003) Contributions of skeletal abnormality interpretation to forensic investigation. Cuadernos de Medicina Forense. 33: 35-42.
- VIBERT, Ch. (1919) Manual de medicina legal y toxicología. Espasa-Calpe. Barcelona.

Marcadores de actividad en restos óseos.

Activity markers in skeletal remains.

I. Galtés¹, X. Jordana¹, C. García¹ y A. Malgosa¹

RESUMEN

Los marcadores de actividad se definen como cambios de la arquitectura interna y/o externa del hueso, que se desarrollan bajo condiciones de estrés continuado y prolongado derivado de la realización de actividades habituales u ocupacionales. Las evidencias obtenidas a partir de estas marcas esqueléticas constituyen una valiosa fuente de información que permite generar hipótesis sobre determinados antecedentes de la vida de un sujeto, útiles en la individualización de unos restos esqueléticos. Por tanto, el análisis de estos marcadores debe ser considerado como una fase más del proceso de necroidentificación forense.

Palabras clave: antropología forense, entesis, identificación, paleopatología.

Cuad Med Forense 2007; 13(48-49):179-189

ABSTRACT

Activity markers are defined as observable changes in the internal and/or external bone architecture which develop under conditions of prolonged and continued stress imposed by habitual or occupational activity. The evidences obtained from these markers are very important information which allows us to make hypothesis about certain aspects of the subject's life, useful when it comes to individualize skeletal remains. Therefore, the analysis of these markers should be considered as an additional step in the forensic necroidentification.

Key words: entesis, forensic anthropology, identification, paleopathology.

Fecha de recepción: 7.SEP.07

Fecha de aceptación: 17.SEP.07

Correspondencia: Ignasi Galtés. GROB (Grup de Recerca en Osteobiografia). Unitat d'Antropologia Biològica, Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, Universitat Autònoma de Barcelona, 08193 Bellaterra, Barcelona. Tel. 650 25 95 09. Fax. 93 789 21 65. E-mail: 32144jgv@comb.es .

¹ GROB (Grup de Recerca en Osteobiografia). Unitat d'Antropologia Biològica, Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, Universitat Autònoma de Barcelona.

INTRODUCCIÓN:

Los marcadores de actividad se definen como cambios de la arquitectura interna y/o externa del hueso, que se desarrollan bajo condiciones de estrés continuado y prolongado derivado de la realización de actividades habituales u ocupacionales [1,2]. La información que aporta el estudio de estos marcadores se proyecta tanto a nivel individual como colectivo.

La perspectiva del individuo se ejemplariza en el ámbito de la Antropología forense. Su interés radica en la consideración de estos marcadores como un elemento más en el conjunto de datos para la identificación e individualización de unos restos. El estudio de los estigmas ocupacionales ha constituido un apartado principal en todos los capítulos dedicados a la identificación en los tratados clásicos de medicina legal y forense desde mediados del siglo XIX tanto nacionales [3,4,5], como extranjeros [6,7,8]. Como primer compendio monográfico sobre signos y marcas ocupacionales destacamos la obra de Ronchese "Occupational Marks and Other Physical Signs: A Guide to Personal Identification. 1948". Una de las figuras pioneras y que más ha contribuido al desarrollo y estudio de los marcadores ocupacionales aplicados al estudio de restos esqueléticos es J. Lawrence Angel (1915-1986). De este autor, destacan varios casos forenses en los que durante el proceso de identificación se estudiaron y compararon con éxito marcadores de estrés ocupacional [1]. Más recientemente, autores como DiMaio y Francis [9], Ubelaker [10] y Cunha [11] han subrayado su utilización en el contexto forense.

En el ámbito del análisis poblacional, el estudio de marcadores de actividad tiene un papel cada vez más destacado por la vertiente ambiental del estímulo. Según Larsen [12], es posible interpretar ciertos comportamientos humanos a través del estudio del esqueleto. En esta línea, Edynak [13] subraya la utilización de los marcadores y las evidencias etnográficas para sugerir el posible estilo de vida de una población. Bajo esta perspectiva se han realizado numerosos estudios que aportan información sobre el desarrollo social, cultural, laboral y tecnológico de las poblaciones antiguas [14,15,16,17,18,19].

El objetivo de este trabajo es enfatizar la aplicación de los marcadores de actividad en los estudios de necroidentificación forense. Con este propósito, se presenta una sistematización y revisión de los mismos, así como una metodología específica para el análisis de los cambios morfológicos que experimentan las entesis como consecuencia de la actividad muscular repetitiva.

CLASIFICACIÓN DE LOS MARCADORES DE ACTIVIDAD:

Podemos clasificar los marcadores de actividad en siete categorías principales, que agruparían los hallazgos tanto a nivel del tejido óseo como dental:

1. Desgaste dental.
2. Cambios articulares degenerativos.
3. Cambios morfológicos de carácter funcional.
4. Fracturas por sobrecarga.
5. Cambios en la arquitectura del hueso.
6. Osificaciones y calcificaciones.
7. Cambios a nivel de las entesis.

I. Desgaste dental:

Si bien el desgaste dental es el "resultado natural" de la actividad masticatoria sobre las superficies dentales, ciertos patrones de desgaste pueden ser provocados por actividades extramasticatorias tales como deshacer materiales con ayuda de los dientes, o la utilización de la boca como una

tercera mano en la acción de sostener objetos para permitir su manipulación. A largo plazo, este uso parafuncional de la boca puede ocasionar cambios importantes en la forma y el volumen del diente.

El primer patrón a considerar es la pérdida o el desgaste excesivo localizado en piezas anteriores (Figura 1). Este hallazgo se ha documentado y relacionado con la acción de sostener objetos entre los dientes, sobretodo cuando se combina con acciones altamente abrasivas como por ejemplo durante el curtido de pieles [20]. El segundo patrón a considerar es el que compromete selectivamente a las zonas oclusales e incisales a modo de surcos y muescas bien definidas. Estas marcas se han relacionado con tareas de manufactura de cuerdas [21], o con la sujeción de objetos tales como agujas o clavos [22]. Por último, se ha descrito un patrón de desgaste "selectivo" y específico relacionado con determinadas actividades de ocio como es el fumar en pipa, o tocar instrumentos musicales [23].



Figura 1.- Desgaste de las caras linguales y oclusal de las piezas antero-posteriores. Presencia de un surco a nivel del tercio medio del grupo incisal y de la cara lingual del canino inferior izquierdo.

2. Cambios articulares degenerativos

La artrosis es uno de los hallazgos patológicos más frecuentes cuando se examinan restos óseos. Clásicamente se ha diferenciado entre la artrosis primaria o de causa desconocida, y la artrosis secundaria derivada de traumatismos, infecciones, enfermedades sistémicas, o condiciones en las que la articulación se ve sometida a una mayor sobrecarga, como ocurre en individuos que realizan determinadas actividades que implican posturas forzadas o la repetición de movimientos. Esta última condición es la que permite incluir la artrosis como un marcador de actividad; el microtraumatismo crónico sobre la superficie articular sometida a sobrecarga, conduce a la aparición de una serie de cambios observables en el análisis de los restos óseos: osteofitos en el margen articular, eburnación y aparición de fenómenos osteolíticos en la superficie de la articulación (Figura 2).

En ocasiones es difícil establecer una relación de causalidad con actividad; criterios como la existencia de afectaciones articulares severas localizadas en grupos funcionales relacionados con el trabajo que se sospecha, su presencia en edades no avanzadas, ausencia de evidencias traumáticas o de otras enfermedades que justifiquen su aparición, pueden ser de utilidad para establecer la relación causal [24]. La literatura paleopatológica recoge numerosas referencias en las que se vinculan

patrones de afectación y determinadas actividades y grupos de población, por ejemplo el caso de la población esquimal [20].



Figura 2.- Cambios artrósicos a nivel de la articulación escápulo-humeral derecha.

3. Cambios morfológicos de carácter funcional

En este apartado se incluyen un conjunto de entidades no patológicas que implican la readaptación funcional de una parte del hueso, por ejemplo las facetas articulares accesorias, y la remodelación de las epífisis femorales y tibiales secundarias al mantenimiento de una posición en cuclillas durante largas jornadas en el contexto ocupacional [25], (Figura 3). Si bien la tendencia actual es la de considerar estos cambios como secundarios a actividad, algunos autores siguen tratándolos como caracteres epigenéticos [26].

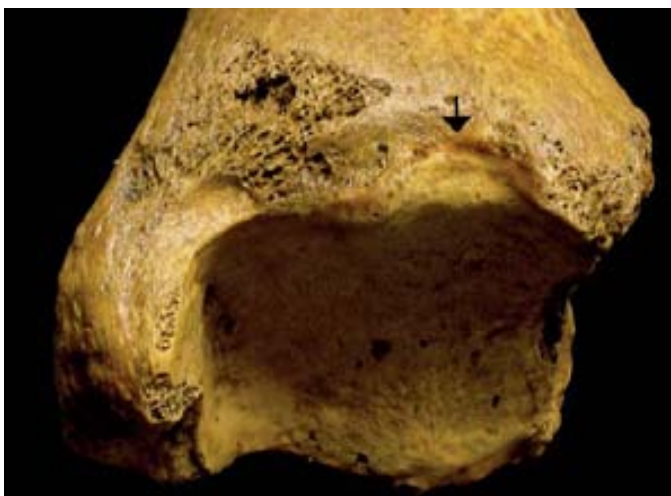


Figura 3.- Faceta articular accesorio lateral a nivel de la epífisis distal de tibia izquierda.

4. Fracturas por sobrecarga

Esta tipología de fractura es frecuente en determinadas localizaciones, y algunas de ellas se han relacionado con actividades específicas que implican una focalización de la carga mecánica en una zona concreta del hueso (Tabla I), (Figuras 4a y 4b).

TABLA I. LOCALIZACIÓN DE LAS FRACTURAS POR SOBRECARGA EN RELACIÓN CON DETERMINADAS ACTIVIDADES. MODIFICADO DE RESNICK Y NIWAYAMA [27].

Metatarsianos	marcha, ballet, militares, saltadores
Calcáneo	saltadores, paracaidistas, marcha
Tibia	corredores de largas distancias, marcha
Peroné	corredores de largas distancias, saltadores
Rótula	corredores y saltadores
Fémur	ballet, corredores de largas distancias, marcha, gimnasia rítmica
Pelvis	corredores, gimnasia
CV lumbar	ballet, levantamiento de pesos
CV cervical	cavadores
Costillas	golf, levantamiento de pesos
Húmero	lanzadores de peso
Cúbito	lanzadores de peso



Figura 4a.- Fractura del "cavador". La flecha señala la fractura de parte del proceso espinoso de la primera vértebra torácica [28].



Figura 4b.- Fractura del "cavador". Visión posterior del proceso espinoso y fragmento fracturado. Ambas superficies muestran signos de regeneración. (Marca: 1 cm).

La fractura por sobrecarga se inicia como una pequeña disrupción de la cortical. De persistir el estímulo causante, la fractura progresa y aumenta el área de afectación. El proceso fisiopatológico incluye una reacción osteogénica que se traduce en una reacción perióstica, que en ocasiones puede ser el único hallazgo en el estudio macroscópico del hueso. Es el caso de individuos que practican marcha o saltos de larga distancia, en los que se han descrito fracturas y reacciones periósticas a nivel de la mitad de la diáfisis tibial, en relación con la sobrecarga secundaria a la acción de la musculatura tibial posterior [29].

5. Cambios en la arquitectura del hueso

Robb [24] habla de "cambios en la arquitectura funcional de los huesos largos" y postula la Ley de Wolff como mecanismo responsable. Bajo esta categoría se agrupan las asimetrías por robustez ósea, como la que se describe en la diáfisis del húmero de personas que ejercitan de una manera continuada e intensa la extremidad superior [17]. Cameron [30], describe un marcado arqueamiento lateral de la diáfisis humeral en los antiguos honderos menorquines, producto del esfuerzo derivado del movimiento de circunducción repetitivo del brazo en abducción y flexión para lanzar el proyectil. Las variaciones del índice diafisario como la platimería o la platicnemia, si bien se han relacionado con déficits nutricionales o como variables discretas, hay autores que sugieren su origen en la compresión derivada de la hipertrofia de los grupos musculares implicados en la ejercitación repetitiva de actividades laborales concretas [30,31]; desde esta perspectiva también se agruparían dentro de esta categoría. (Figuras 5 y 6).



Figura 5 (izquierda).- Deformación medial de la diáfisis del peroné derecho. Descrito en sujetos que tienen el hábito de sentarse con las piernas cruzadas [21].

Figura 6 (derecha).- Asimetría humeral. Mayor robustez del húmero derecho.

6. Osificaciones y calcificaciones

Dentro de esta categoría nos referimos fundamentalmente a la miositis osificante (Figura 7). Esta patología representa la formación de hueso metaplásico en el tejido muscular [32]. Se ha relacionado con esfuerzos violentos o continuados, como los que se producen en la musculatura aductora del muslo en individuos que practican equitación [33].

Estímulos traumáticos repetidos aplicados sobre el periostio también pueden conducir a la aparición de lesiones que, en su transcurso evolutivo, llevan implícita la formación de osificaciones subperiósticas diagnosticables en el examen macroscópico de la superficie ósea [33] y visibles en el estudio radiológico, como engrosamientos definidos y localizados del periostio (Figura 8). Ejemplos de esta tipología han quedado documentados en la literatura paleopatológica, es el caso de su aparición en la cara interna de las diáfisis tibiales de jinetes [24] o en la cara interna del fémur de zapateros [34].



Figura 7.- Miositis osificante a nivel de la bifurcación de la línea áspera del fémur izquierdo.



Figura 8.- Imagen radiológica de una osificación subperióstica a nivel de la cara interna de la diáfisis femoral.

Los fenómenos de calcificación y osificación de tendones y ligamentos, fuera de las áreas de entesis, también formarían parte de esta categoría. Estos hallazgos implican con frecuencia antecedentes de microtraumatismo acumulado derivado de la ejercitación repetitiva de gestos y sobrecargas posturales.

7. Cambios a nivel de las entesis

De la misma manera que el músculo esquelético responde al entrenamiento continuado hipertrofiándose, la unión osteomuscular reflejará esta adaptación promoviendo cambios dirigidos a garantizar su resistencia frente a la tracción muscular. Definimos los marcadores musculoesqueléticos de actividad como aquellas evidencias morfológicas que aparecen en la superficie del hueso y a partir de las cuales, podemos conocer el estado muscular del individuo y por tanto, las características de la actividad física realizada en vida. Los cambios morfológicos

que experimentarán las entesis van a depender de si las mismas son de tipo tendinoso, o de tipo muscular directo o carnoso [35].

La neoformación ósea u osteogénesis caracteriza a las entesis tendinosas. Un ejemplo de este tipo sería la inserción del músculo bíceps braquial a nivel de la tuberosidad radial (Figura 9). En general diferenciamos entre la ausencia de depósito óseo (grado 0), un depósito incipiente que convierte a la entesis en un área rugosa (grado 1), el incremento de la neoformación transformará el área de inserción en sobreelevada (grado 2), la aparición de crestas o márgenes (grado 3) y por último el grado patológico o entesopático (grado 4), definido por la presencia de exostosis óseas y/o lesiones osteolíticas en el lugar de inserción. A pesar de que las exostosis a nivel de las entesis, se han relacionado con traumatismos, inflamaciones o como cambios degenerativos de tipo metaplásico propios del proceso de envejecimiento [36], Benjamin y colaboradores [37] sugieren que pueden originarse como una respuesta adaptativa a las cargas mecánicas derivadas de la tracción muscular sostenida, apareciendo cuando una zona de neoformación ósea aventaja a otras periféricas.



Figura 9.- Grados de robustez a nivel de una entesis de tipo tendinoso (inserción del bíceps braquial a nivel del radio). De grado 0 (G0) a grado 4 (G4) o entesopático, definido por la formación de exostosis y/o lesiones líticas [35].

La robustez a nivel de las entesis de tipo muscular directo o carnoso, se expresa morfológicamente por la aparición de cambios arquitectónicos en la superficie del hueso (Figura 10). Podemos encontrarnos con un área de inserción lisa y convexa (grado 0), un área aplastada o de sección transversal biselada (grado 1), una superficie ligeramente cóncava (grado 2) o, por último una superficie claramente cóncava y a menudo contorneada por un margen o cresta (grado 3).

DISCUSIÓN:

Los estudios de marcadores de actividad plantean una serie de problemas que a menudo se postulan como principales argumentos de crítica. En este sentido, Jurmain [38] señala que el hecho de que el hueso humano solo tenga dos posibilidades de respuesta frente a un estímulo determinado, la osteogénesis o la osteolisis, dificulta la atribución de una determinada lesión a una ocupación concreta. Sin embargo, esta consideración es común a toda investigación realizada sobre restos óseos. Con el fin de ajustarse al rigor científico exigible, podemos considerar los siguientes criterios:

1. Disponer de suficiente información antemortem.
2. Buena preservación esquelética.
3. Son especialmente importantes los patrones de marcadores localizados y asimétricos.
4. Partir siempre de la sospecha de una actividad, o en cualquier caso realizar una

- aproximación general a las características del estímulo causal. No inferir actividades concretas si no se dispone de información que permita sospechar su existencia.
5. Aplicar el criterio de exclusión para descartar otras causas etiológicas del marcador.



Figura 10.- Grados de robustez a nivel de una entesis muscular carnosa o directa (inserción del músculo abductor largo del pulgar a nivel del radio) De grado 0 (G0) a grado 3 (G3) se caracteriza por el desarrollo gradual de una concavidad [35].

Las evidencias obtenidas a partir de estas marcas esqueléticas constituyen una valiosa fuente de información que permite generar hipótesis sobre determinados antecedentes de la vida de un sujeto, útiles en la individualización de unos restos esqueléticos. Por tanto, el análisis de estos marcadores debe ser considerado como una fase más del proceso de necroidentificación forense. □

BIBLIOGRAFÍA:

1. Kennedy KAR. Skeletal markers of occupational stress. En: Reconstruction of life from the skeleton. Eds. Iscan MY y Kennedy KAR. Alan R. Liss, Inc. Nueva York, 1989. pp 129-160.
2. Dutour O. Activités physiques et squelette humain: le difficile passage de l'actuel au fossile. Bull. et Mém. de la Société d'Anthropologie de Paris 1992; 4: 233-241.
3. Mata P. Tratado de Medicina y Cirugía legal. Joaquín Merás y Suárez. Madrid, 1846.
4. Piga Pascual A. Medicina Legal de Urgencia. Mercurio. Madrid, 1928.
5. Aznar B. y Maestre T. Identificación de restos cadavéricos óseos. Investigación 1945; 211: 79-81.

6. Hoffmann R.V. Elementos de Medicina Legal y Toxicología . Biblioteca Económica de Medicina y Cirugía. Madrid, 1891.
7. Lacassagne A. Compendio de Medicina Legal. J. Gili. Barcelona, 1912.
8. Vibert, Ch. Manual de Medicina Legal y Toxicología. Espasa-Calpe. Barcelona, 1919.
9. DiMaio V y Francis J. Heterotopic Ossification in Unidentified Skeletal Remains. *Am J Forensic Med and Pathol* 2001; 23(2): 160-164.
10. Ubelaker DH. Contributions of skeletal abnormality interpretation to forensic investigation. *Cuadernos de Medicina Forense* 2003; 33:35-42.
11. Cunha E. Une identification positive est-elle possible à partir de particularités squelettiques minimes?. XXVIIe Colloque du Groupement des Anthropologistes de Langue Française, 2005.
12. Larsen CS. Bioarcheology. Interpreting behaviour from the human skeleton. Cambridge University Press. Cambridge, 1997. pp 199-461.
13. Edynak GJ. Life-Styles from skeletal material: a medieval Yugoslav example. En: The measures of man. Methodologies in biological anthropology. Eds. Giles E y Friedlander JS. Peabody Museum Press, Cambridge, 1976.
14. Hawkey DE y Merbs ChF. Activity-induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos. *Int J Osteoarchaeology* 1995; 5: 324-338.
15. Robb J. The interpretation of skeletal muscle sites: a statistical approach. *Int J Osteoarchaeology* 1998; 8: 363-377.
16. Steen SL y Lane RW. Evaluation of habitual activities among two Alaskan Eskimo populations based on musculoskeletal stress markers. *Int J Osteoarchaeology* 1998; 8:341-353.
17. Stirland AJ. Musculoskeletal evidence for activity: problems of evaluation. *Int J Osteoarchaeology* 1998; 8: 354-362.
18. Eshed V, Gopher A, Galili E, Hershkovitz I. Musculoskeletal stress markers in Natufian hunter-gatherers and Neolithic farmers in the Levant: The upper limb. *Am J Phys Anthropol* 2004; 123: 303-315.
19. Molnar P. Tracing prehistoric activities: Musculoskeletal stress marker analysis of a stone-age population on the Island of Gotland in the Baltic sea. *Am J Phys Anthropol* 2006; 129: 12-23.
20. Merbs CF. Patterns of activity-induced pathology in a Canadian Inuit population. National museum of man mercury series. Archaeological Survey of Canada 1983. pp 119.
21. Capasso L, Kennedy KAR y Wilzack CA. Atlas of Occupational Markers on Human Remains. J. Paleopathology. 3. Monographic Publication 1999.
22. Turner G y Anderson T. Marked Occupational Dental Abrasion from Medieval Kent. *Int J Osteoarchaeology* 2003; 13: 168-172.
23. Goyenechea A, Eguren E, Etxebarria F, Herrastil L y Ibañez A. Morfología del desgaste dentario en fumadores de pipas de arcilla. *Munibe (Antropología-Arkeología)* 2001; 53: 151-157.
24. Robb J. Skeletal signs of activity in the Italian metal ages: Methodological and interpretative notes. *Human Evolution* 1994; 9(3): 215-229.
25. Boulle E. Osteological features associated with ankle hyperdorsiflexion. *Int J Osteoarchaeology* 2001; 11: 345-349.
26. Hauser G y Destefano GF. Epigenetic Variants of the Human Skull. Schweizerbart, Stuttgart, 1989.
27. Resnick D y Niwayana G. Diagnosis of bone and joint disorders. Ed. Saunders. Philadelphia, 1981. pp 1297-1300.
28. X. Jordana, I. Galtés, F. Busquets, A. Isidro, A. Malgosa. Clay-shoveler's fracture: an uncommon diagnosis in palaeopathology. *Int J Osteoarchaeology* 2006; 16(4): 366-372.
29. Keats T. Radiology of musculoskeletal stress injury. Year Book Medical Publishers. Chicago, 1990.
30. Cameron J. The Skeleton of British Neolithic Man. Ed. Williams & Norgate. London, 1934.
31. Ruff CB. Sexual dimorphism in human lower limb bone structure: relationship to subsistence strategy and sexual division of labor. *J. Hum Evol* 1987; 16: 391-461.
32. Cotran RS, Kumar V, Collins T y Robbins. Patología Estructural y Funcional. 6ª. Ed. McGraw-Hill-Interamericana de España. Madrid, 2000. pp 1-31.
33. Campillo D. Introducción a la paleopatología. Ed. Bellaterra S.L. Barcelona, 2001.
34. Mann GE. Myositis Ossificans in Medieval London. *Int J Osteoarchaeology* 1993; 3: 223-226.
35. Galtés I., Rodríguez-Baeza A., Malgosa A. Mechanical morphogenesis: a concept applied to the surface of the radius. *Anat Rec Part A* 2006; 288A (7): 794-805.
36. Józsa L y Józsa PK. Human Tendons: Anatomy, Physiology, and Pathology. Ed. Human Kinetics. Champaign, 1997. pp 164-253.
37. Benjamin M, Rufai A y Ralphs JR. The mechanism of formation of bony spurs (enthesophytes) in the Achilles tendon. *Arthritis Rheum* 2000; 43: 576-583.
38. Jurmain RD. Paleoepidemiology of a central California prehistoric population from CA-ALA-329: II. Degenerative Disease. *Am J Phys Anthropol* 1990; 83:83-94.

Biomechanical Model of Pronation Efficiency: New Insight into Skeletal Adaptation of the Hominoid Upper Limb

Ignasi Galtés,¹ Xavier Jordana,¹ Mònica Cos,² Assumpció Malgosa,¹ and Joan Manyosa^{3*}

¹Unitat d'Antropologia Biològica, Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, Universitat Autònoma de Barcelona, 08193 Bellaterra, Barcelona, Spain

²Institut de Diagnòstic per la Imatge (IDI), Hospital Universitari de Bellvitge, 08907 L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona, Spain

³Unitat de Biofísica, Departament de Bioquímica i de Biologia Molecular, and Centre d'Estudis en Biofísica, Universitat Autònoma de Barcelona, 08193 Bellaterra, Barcelona, Spain

KEY WORDS pronator teres; bone curvature; forearm; radius

ABSTRACT Despite considerable literature on the functional anatomy of the hominoid upper limb, there are no quantitative approaches relating to bone design and the resulting muscular-activity enhancement. The purpose of this study is to quantitatively analyze the relationship between the rotational efficiency of the pronator teres muscle and the design of the skeletal structures on which it acts. Using conventional scan images of a human forearm for three rotational positions, this study develops an original biomechanical model that defines rotational efficiency as a mathematical function expressing a geometrical relationship between the origin and insertion muscular sites. The results show that this parameter varies throughout the entire pronation range, being maximal when the forearm lies around its func-

tional position. Moreover, the rotational-efficiency formula allows us to demonstrate, by several simulation conditions, that an improvement in pronation efficiency is derived from a large shaft radius curvature, a large humeral medial epicondyle, and a more proximal pronator teres radial attachment. The fact that forearm pronation efficiency can be inferred, even quantified, throughout the entire rotational range, by applying the biomechanical model developed here allows us to undertake anatomical approaches in the field of Evolutionary Anthropology, to interpret more precisely how skeletal design is related to upper-limb function in extant and fossil primate taxa. *Am J Phys Anthropol* 000:000–000, 2007. © 2007 Wiley-Liss, Inc.

Pronation–supination is the rotational motion of the forearm around its longitudinal axis (Kapandji, 2002). Its anatomical and functional implications have been widely studied in Physical Anthropology, mainly in the evolutionary field. In this sense, greater range, strength, and stability of this motion are distinctive aspects of the hominoids, and explain their adaptation to certain locomotor, positional, and manipulative behaviors in which great demand on forearm rotational motion is required (Tuttle et al., 1992; Stern and Larson, 2001). The rotatory ability of the hominoids' forearm is not only the consequence of the hominoid forearm's relatively massive rotatory muscles, but also of several features in the design of their upper-limb bones (Rose, 1988, 1993).

Despite considerable literature on the functional anatomy of the hominoid upper limb, there are few studies that have focused their attention on the relationship between bone design and the power enhancement of the rotator muscles. In addition, no research has been carried out on developing mathematical and physical models that allow us to quantify the way in which the bone design and the resulting muscular activity are related. The use of such a model would provide further insight into that relationship, and provide us with a quantitative tool that would improve morphofunctional assertions on comparisons between extant and fossil primate taxa.

The objective of the present work is to study the relationship between bone design and forearm rotational efficiency. Specifically, this study focuses on the radius

turning motion performed by the contraction of the pronator teres muscle. By means of a biomechanical model, we analyze the relationship between the efficiency in the rotational action of this muscle, and the design of the skeletal structures on which it acts. In this sense, because the pronator teres is attached proximally to the medial epicondyle, and distally to the point of maximum curvature of the radius, this allows us to quantitatively assess the functional implications of variation in these osteological features with regard to rotational efficiency.

MATERIALS AND METHODS

To develop a biomechanical model for the rotational motion of the forearm, a physical and mathematical

Grant sponsor: Spanish MCT project; Grant number: CGL2005-02567/BOS.

*Correspondence to: Joan Manyosa, Unitat de Biofísica, Departament de Bioquímica i de Biologia Molecular, and Centre d'Estudis en Biofísica, Universitat Autònoma de Barcelona, 08193 Bellaterra, Barcelona, Spain. E-mail: joan.manyosa@uab.cat

Received 5 February 2007; accepted 18 September 2007

DOI 10.1002/ajpa.20743

Published online in Wiley InterScience
(www.interscience.wiley.com).

analysis of the geometry of the two forearm bones during the rotational motion becomes essential. To analyze this motion, a computed tomography (CT) of a right forearm from a 33-year-old male volunteer was performed. The volunteer, who was aware of the protocol and freely gave his informed consent, had a normal range of pronation–supination movement (85° – 90° respectively) (Kapandji, 2002), and had no history of trauma or diseases in his upper limb that could alter its normal skeletal design. The forearm was fixed using an elastic band, the volunteer being prone with his right upper limb extended at the elbow, and elevated over the head. Additionally, the volunteer's shoulder and arm were firmly immobilized with a bandage to reduce motion artifact. Furthermore, an external visual reference system was used to determine this immobilization in each position. CT was performed for three rotational positions: maximum supination, neutral, and maximum pronation. The palmar position was used as a reference to ascertain the range of each movement (Kapandji, 2002). The CT was performed with 1.3-mm thick contiguous slices from the level of humeral epiphysis to the distal radioulnar joint using a Light Speed Pro 16 Multislice CT System (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI). The data were saved in digital imaging and communications in medicine (DICOM) and analyzed by software for medical imaging (eFilm Workstation 2.0, 2004); additionally, two commercially available image software packages (CANVAS 9.0.4, 2004; Adobe Photoshop 7.0.1, 2001) were used. By means of these data, accurate diagrams of the forearm rotational motion in any plane were obtained and geometrically analyzed.

To perform the geometrical analysis of the rotational motion of the forearm, axes of rotation and reference were placed and traced in CT images. Similarly, the attachments of the pronator teres' proximal and distal ends were defined and located.

According to Kapandji (2001, 2002), the rotational axis (Fig. 1, Z) is difficult to place because there is no single pronation–supination; instead, there are a series of pronations–supinations. Consequently, the axis of this rotational motion is variable, adaptable, and depends on the type and stage of pronation–supination performed. This author suggests that the usual movement of pronation–supination, which is centered on the dynamic tripod of prehension (the thumb, index, and middle fingers), is mechanically complex mainly because of the motion of the distal radioulnar joint: the radial epiphysis turns around the ulna, whereas the ulnar head traces a circular path, combining extension and lateral translation. The result is a mobile axis located somewhere in the radial epiphysis. In this study, we take the simplifying assumption that the ulna remains immobile and the rotational axis passes through the center of the radial and ulnar head, as other authors have assumed, in order to reduce the complexity of the calculations (King et al., 1986; Burdin et al., 1994; Nakamura et al., 1999; Fischer et al., 2001; Zimmerman, 2002; Oka et al., 2006). According to Burdin et al. (1994), under this condition the radius moves around an axis relative to the ulna in a segment of a cone, which is concave posteriorly, having its base at the wrist and its apex at the elbow. This implies that, on the one hand, at the level of the proximal radioulnar joint, the humerus is immobile during pronation–supination, as is the ulna which is fixed to the humerus, and only the radius is concerned with this rotational motion. It is therefore understood that the axis passes

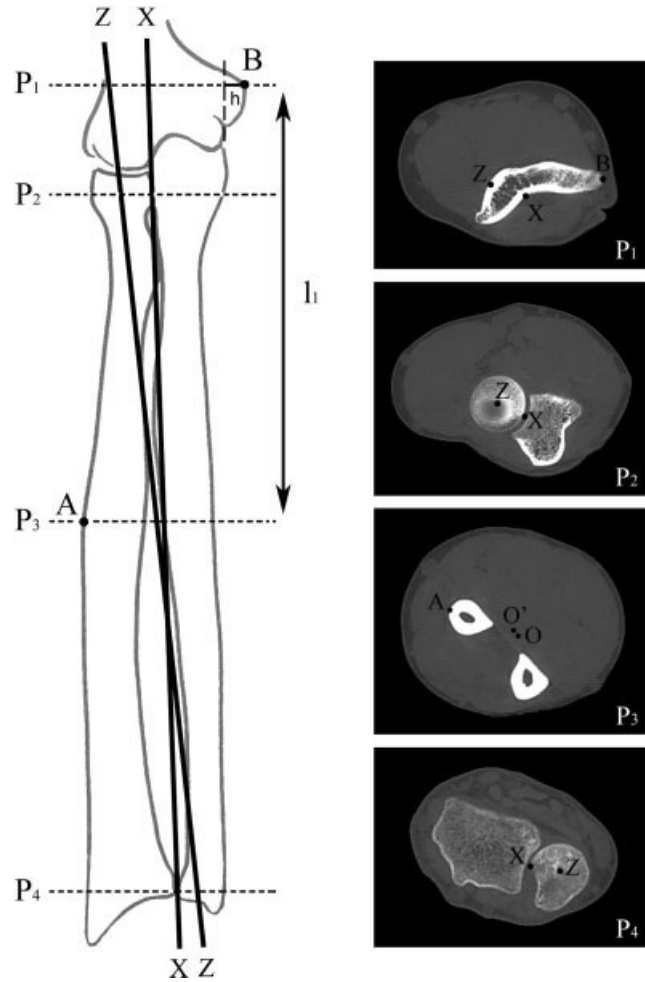


Fig. 1. Anterior view of the right distal arm and forearm bones in supination position (left). The position of the axis of rotation for pronation–supination (Z) and the reference axis (X) are represented. Points A and B indicate the considered distal and proximal muscular ends, respectively. h indicates the relative position of point B with respect to the medial epicondyle base; this corresponds with the height of the truncated cone. Planes P_1 , P_2 , P_3 , and P_4 were located in this view, and the resulting CT images are shown on the right of the image. l_1 is defined as the distance between plane P_1 and P_3 . The two axes have also been located on the CT images by means of software for medical imaging (eFilm Workstation 2.0, 2004). Note that in CT image P_3 , the intersection between the rotational axis and axial plane is defined as (O'). Similarly, intersection with the reference axis is defined as (O).

through its head. On the other hand, at the distal radioulnar joint, there is a rotation of the radial epiphysis around the fixed ulna; thus, it is supposed that the ulna head remains immobile.

The second axis is a reference axis (Fig. 1, X), which passes proximally through the most medial point of the head of the radius and distally through the middle point of an imaginary line that links the anterior and posterior processes of the ulnar notch in the radial epiphysis. The perpendicular distance between this axis and the apex of the lateral radial diaphyseal curvature can be used to evaluate the shaft radius curvature (Parsons, 1914; Bruns et al., 2002).

As regards muscular attachments, the pronator teres muscle has two heads of origin: humeral and ulnar (Rouvière and Delmas, 1988). Although the humeral head arises from the vertex and anterior surface of the medial epicondyle, the ulnar head arises from the medial side of the ulna's coronoid process. According to these authors, as the main muscular body is attached in the medial epicondyle, in order to work with a single and easily located bony landmark, the vertex of this process was assumed in this study as the muscular point of origin (Fig. 1, point B). From a geometrical point of view, the medial epicondyle can be considered a truncated cone, and point B will be placed at the center of its upper base. In addition, its lower base corresponds to a vertical plane, parallel to the medial margin of humeral troclea, which separates the medial epicondyle from the rest of the humeral distal epiphysis. In this work, the position of point B was analyzed in relation to that vertical plane (Fig. 1, h distance). Moreover, the distal attachment was considered at the middle shaft of the radius, just at the apex of its lateral bend (Aiello and Dean, 1990; Kapandji, 2002) (Fig. 1, Point A). The position of Point A was analyzed in relation to the Z and X axis.

For each rotational position (maximum supination, neutral, and maximum pronation), only four slices were considered for the analysis. In this study, these are referred to as plane P₁, P₂, P₃, and P₄ (see Fig. 1). Plane P₁ passes through point B. Planes P₂ and P₄ pass through the middle of the two radioulnar joints. Plane P₃ passes through point A. In this latter plane, it is possible to identify its intersection with the axis Z (Fig. 1, Plane P₃, Point O') and axis X (Fig. 1, Plane P₃, Point O).

Considering both muscular ends (A and B), the muscular force (\vec{F}) of pronator teres is originated from the "pronator bend" of the "radial crank," and goes to the aforementioned landmark at the humeral epiphysis, pulling on the apex of the bend and performing the pronation motion of the radius. The geometrical analysis of the rotational motion performed by this muscle is based on the projection of \vec{F} on an axial plane. To analyze the behavior of the rotational efficiency in the different stages of rotational motion, the CT images of plane P₁ in supination and P₃ for the three rotational positions were superimposed. Plane P₁ is used as a reference by considering the immobility of the humerus during the rotational movement. The contour of the ulna was used as a reference to "manually" superimpose the CT images of planes P₃, using conventional image software. This simulation method has already been used in previous *in vivo* studies using CT to focus analysis on the motion of the radius, although the motion of the ulna was ignored (Mino et al., 1983; Mino et al., 1985; King et al., 1986).

RESULTS

Biomechanical model of forearm rotational motion: Geometrical analysis

The muscular force that the pronator teres muscle exerts on the radius turning motion has been represented in Figure 2 as \vec{F} . In this diagram, point A represents the muscular radial attachment in a particular stage of rotational movement. The projection of \vec{F} on the axial plane P₃ is \vec{F}' , and the component of this latter

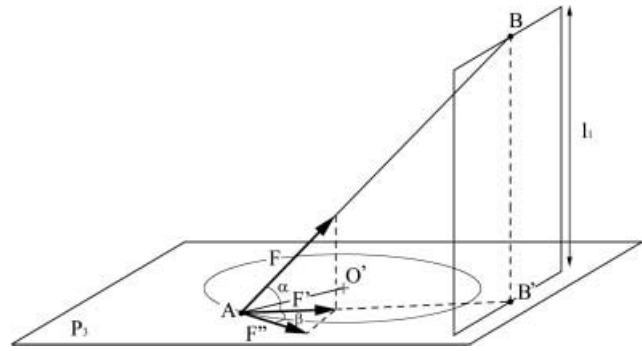


Fig. 2. Geometrical analysis of the rotational motion performed by pronator teres action. The analysis works on an axial plane (Plane P₃): (A) represents the pronator teres radial attachment. (B) represents the pronator teres humeral attachment. (B') represents the projection of B on the axial plane. l_1 is the distance between B and B'. (O') represents the rotational center. (\vec{F}) is the vector of the pronator teres muscle. (\vec{F}') is the projection of \vec{F} on the axial plane. (\vec{F}'') is the component of \vec{F}' tangential to the rotational movement.

vector tangential to the movement is \vec{F}'' . The torque of this component with respect to the rotational center (O') is a measure of the power of the pronator teres muscle to perform forearm and hand rotational movement. The torque value (see Fig. 2) is therefore given by:

$$\vec{T} = \vec{F}'' \cdot \overline{AO'} = \vec{F} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot \overline{AO'}$$

where α is the angle between \vec{F} and \vec{F}' can be calculated by means of the relation between l_1 (distance between the planes P₁ and P₃), and $\overline{AB'}$. That is:

$$t_g \alpha = \frac{l_1}{\overline{AB'}}$$

On the other hand, angle β is formed between \vec{F}' and \vec{F}'' , and it is also possible to calculate this by means of the geometrical analysis resulting from superimposing the CT image of plane P₁ and the three CT images of plane P₃ for each rotational stage.

The rotational radius of the bone (r_{rot}) around the Z axis is $\overline{AO'}$ in Plane P₃. It is perpendicular to \vec{F}'' (see Fig. 1). Moreover, shaft radius curvature (c) on X axis is \overline{AO} . As shown in Figure 1, points O and O' are very close. Using the data presented in Figure 1, and analyzing trigonometric relationships derived from the triangles formed by Z and X axes and corresponding distances between these in the P₁, P₂ and P₃ planes, it is possible to calculate the rotational radius as a function of curvature. In our case, $r_{rot} = 0.95 \cdot c$. Therefore, in calculations of rotational efficiency, it is possible to consider that the shaft radius curvature is equivalent to the rotational radius.

For a given muscular force value (\vec{F}), the torque depends only on the α and β angles and the rotational radius. Moreover, these three parameters depend on the relative position of point A with respect to point B. Therefore, the value of the torque in relation to the muscular force depends exclusively on the relative position between these two points and may be considered as a

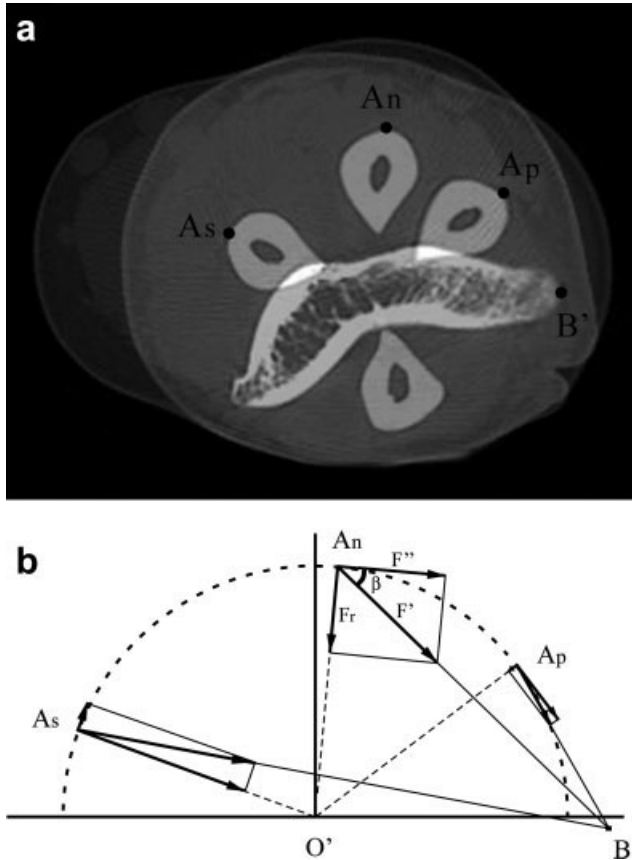


Fig. 3. (a) Superimposed planes P_1 and P_3 in the three rotational stages (s, maximum supination; n, neutral position; p, maximum pronation). Plane P_3 superimposition in each stage was made assuming the immovability condition of the ulna during rotational motion. Point A indicates the attachment site of the pronator teres muscle in the apex of shaft radius curvature. Point B' indicates the axial projection of the proximal muscular attachment in the medial epicondyle vertex. (b) Resulting geometrical analysis in the different rotational stages around the rotational center (O'). The β angle and vectors were identified only in neutral position. See Figure 2 for \vec{F}' and \vec{F}'' description. The third vectorial component was identified as the radial component (F_r). The resulting geometrical parameters are reported in Table 1.

measure of the rotational efficiency (E_{rot}) of the pronation movement. That is:

$$E_{rot} = \frac{\vec{T}}{\vec{F}} = \frac{\vec{F} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot \overline{AO'}}{\vec{F}} = \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot \overline{AO'} = \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot r_{rot}$$

Rotational efficiency analysis

Figure 3 shows the resulting superimposed CT images (Fig. 3a) and their geometrical representation (Fig. 3b). Although the ulna remains immobile, as it has been superimposed in each rotational stage, the radius performs a circular movement around a rotational center (Fig. 3b, point O') located on an axis that passes through the center of the radial head and distally through the center on the ulnar head (Fig. 1, Z). Considering the circular trajectory of the moving bone, this rotational

TABLE 1. Resulting osteometrical and geometrical parameters

Parameters	Supination	Neutral	Pronation
l_1	15.5	15.5	15.5
h	1.0	1.0	1.0
$r_{rot}(\overline{AO'})$	2.7	2.7	2.7
RM ^a	72°	3°	55°
$\overline{AB'}$	5.8	4.2	2.0
β angle	81°	40°	5°

Osteometrical parameters of the volunteer's forearm and distal arm (l_1 and h , see Figure 1), were obtained directly from the CT study. Geometrical parameters [r_{rot} , RM, $\overline{AB'}$, and β angle. (See Fig. 3b)] were calculated using the scientific imaging software (CANVAS 9.0.4).

^a RM (range of movement): degree of radius rotation around the rotational center (Fig. 3b, point O'). These degrees are measured in relation to the theoretical neutral position (0°). Distance values are in centimeters.

center was obtained by imaging software (CANVAS 9.0.4, 2004) that allows us to create a circle on three points set by the user, and to obtain its geometrical center. These points correspond to point A for each one of the three rotational stages: pronation, neutral, and supination. They were represented in a XY coordinate system centered on O' (Fig. 3b). We use the geometrical parameters of the triangles represented in Figure 3b in order to calculate the value of the rotational efficiency in each stage.

In diagram of Figure 3b, \vec{F}' is represented for each rotational stage. For a given value of pronator teres muscular force and rotational radius, which remains constant for all the stages, the module of this vector can be considered as a measure of rotational efficiency for each stage. The diagram shows that this module is maximum in neutral position and minimum in supination position. As can be observed in Table 1, the range of the pronation-supination movement is less than the normal range for these movements (85° – 90° , respectively) (Kapandji, 2002). Moreover, angle β and $\overline{AB'}$ are maximum at the onset of rotational motion and minimum at its termination, as with the maximum pronation position.

Figure 4 shows the efficiency values calculated as a function of the rotational angle. Rotational efficiency is minimal when the forearm is in maximum supination position. From this position, this parameter increases and reaches a maximum as neutral-semipronation forearm rotation is approached, exactly at -5° from neutral position (0°), and decreases as the forearm moves toward a pronation position. However, rotational efficiency in the maximum pronation position is slightly higher than rotational efficiency in the maximum supination.

For a particular rotational stage, the rotational efficiency formula allows us to perform several simulations in order to reproduce and analyze conditions in which rotational efficiency improves. With this aim, rotational efficiency was analyzed in function of the modifications in the anatomical parameters that determine the relative position of point A with respect to point B. According to the formula, an improvement in rotational efficiency is predictable in the following conditions: (i) a decrease in the l_1 distance as a consequence of change in the pronator teres attachment position. This change will cause the variation of $\overline{BB'}$, and therefore of angle α (ii) an increase in the h distance as a consequence of a more medial position of the pronator teres humeral attach-

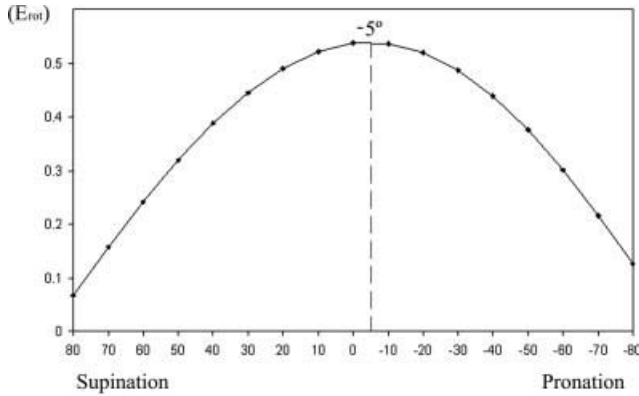


Fig. 4. Graph of efficiency as a function of rotational angle. The rotational efficiency was graphed between angular ranges of 80°. Neutral position was placed in its theoretical 0°. Positive and negative sizes represent respectively supination and pronation ranges. Maximum rotational efficiency is found when the forearm lies in -5°.

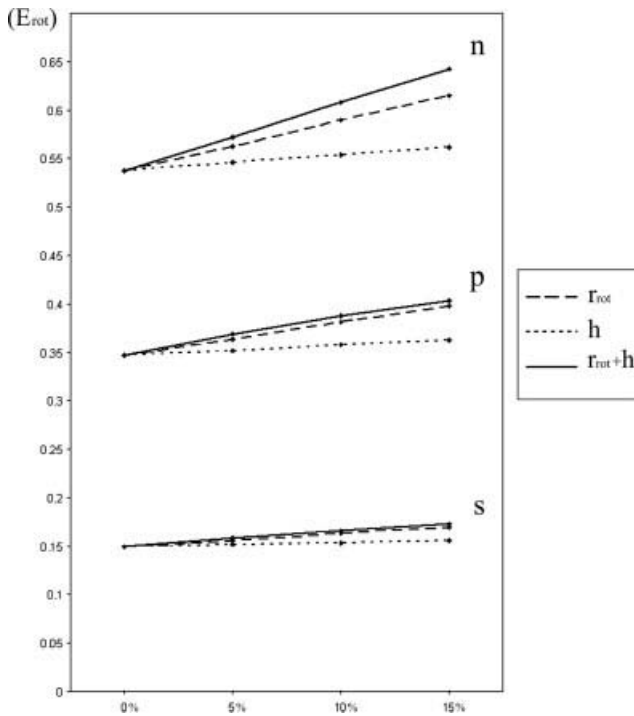


Fig. 5. Graph of the rotational efficiency as a function of an increase in the rotational radius/shaft radius curvature (r_{rot}), h distance (h), and both combined, for the three rotational stages represented in Figure 4: (s) maximum supination, (n) neutral position, (p) maximum pronation. The initial values of these parameters are shown in Table 1.

ment (Point B). This change causes variations of both the α and β angles; (iii) an increase of the rotational radius (r_{rot}) as a consequence of large shaft curvature. To exemplify the changes in rotational efficiency, percentage modifications of the initial volunteer anthropometrical values (Table 1) were used (Figs. 5 and 6).

Figure 5 shows that an increase in rotational radius/shaft radius curvature and h distance leads to a lineal rotational efficiency improvement in the three rotational

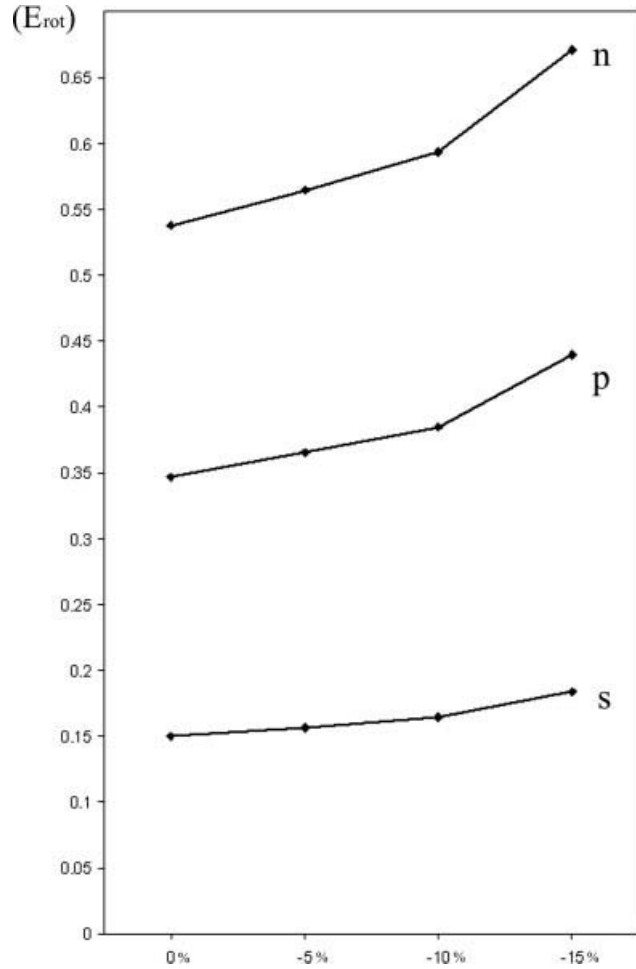


Fig. 6. Graph of the rotational efficiency as a function of a decrease in l_1 distance, for the three rotational stages represented in Figure 4: (s) maximum supination, (n) neutral position, (p) maximum pronation. The initial value of this parameter is shown in Table 1.

stages. While the first leads to an important improvement in rotational efficiency, mainly when the forearm lies in neutral position, the improvement caused by the second is very slight in all the stages. When increases in both parameters are combined, the highest rotational efficiency improvement is obtained. This result is also more important in the neutral position.

Figure 6 represents the graph of rotational efficiency as a function of decrease in the l_1 distance. The results show that there is a non-linear rotational efficiency increase when the distance between both pronator teres attachments (points A and B) decreases. This nonlinear increase is higher when the forearm lies in the neutral position.

DISCUSSION

Parameters on which pronator teres rotational efficiency depends

This work develops a new biomechanical model to quantify the rotational efficiency of the pronator teres muscle in performing the rotational movement of the

forearm and hand. The analysis of this parameter during the entire rotational motion shows that it varies throughout the rotation. Thus, while rotational efficiency is maximal when the forearm lies around the neutral position, it decreases at both ends of the motion, mainly in the maximum supination position. Our results are consistent with recent observations from an experimental study which determined the torque generated by muscles rotating the forearm using cadaveric specimens (Haugstvedt et al., 2001). This therefore allows us to confirm the suitability of our biomechanical model for the analysis of the rotational motion of the forearm. However, image analysis used to study this motion shows that there is a discrepancy between the range of movement in pronation–supination obtained by such image analysis and the normal range of these movements (85°–90°). Nakamura et al. (1999) have attributed these kinds of discrepancies to the looseness of the radiocarpal, midcarpal, and carpometacarpal joints when analysis is performed at the level of the mid forearm, since these joints produce an additional range with the rotational motion of the radius and ulna in the total pronation–supination movement.

Moreover, the results of our study show that there is concordance between the maximum rotational efficiency position and the functional position of the forearm. According to Kapandji (2002), this position is located between the neutral position and the semipronation position, and is defined by two important biomechanical characteristics. First, it implies a state of natural equilibrium between the antagonistic muscle groups so that expenditure of muscular energy is minimum. Second, it implies an optimum position of the hand for grasping, as the axis of the grip is in line with the axis of pronation–supination. According to our results, any pronation action that starts from this position, such as rotating an object firmly grasped with the hand in a counterclockwise manner, or compressing an object downwards, or leaning on it, would begin with a biomechanical advantage that is especially useful in overcoming resistance.

On the other hand, the results of this study also show that, for a given forearm rotational stage, the rotational efficiency of the pronator teres depends on the relative position of the pronator teres insertion site (Fig. 1, point A) with respect to the pronator teres origin site (Fig. 1, point B). This means that the anatomical features of humeral distal epiphysis and radial shaft determine rotational efficiency. Therefore, the analysis of these anatomical features could contribute to interpreting more precisely the skeletal adaptation of the hominoid upper-limb.

Application to studies on hominoid upper-limb skeletal adaptation

The results of the present study allow us to understand the functional role that the shaft radius curvature plays in the forearm rotational motion. Given that geometrical analysis shows this bone feature to be closely related to the rotational radius, it is possible to assume equivalence between both parameters. The simulation test shows that pronator teres rotational efficiency tends to increase lineally with greater values of rotational radius/shaft radius curvature (see Fig. 5). According to this test, it is possible to state that shaft radius curvature is a key factor in pronation-efficiency enhancement. It is interesting to note that shaft radius curvature is an

osteometrical parameter that can easily be measured in dry bones (Aiello and Dean, 1990), which means that the rotational efficiency can also be inferred from skeletal remains.

Previous researchers have suggested that the markedly bowed radius found in extant apes and in fossil hominoids, in comparison with modern humans, enhances the action of the pronator teres muscle and is probably related to the importance of powerful forearm rotation (Trinkaus and Churchill, 1988; Aiello and Dean, 1990; Rose, 1993). Our study allows us to demonstrate this proposal theoretically, on the basis of a mathematical and physical model, from which it is possible to quantify variability in the shaft radius curvature and the resulting forearm rotational efficiency. In addition, the results of this study also allow us to support previous experimental evidence (Tuttle et al., 1992), suggesting the role of the radial curvature in African apes on the electromyography activity enhancement of their pronator teres when compared with that exhibited by the pronator quadratus. This result leads the authors to consider that there is less asymmetry between the two pronators in African apes in comparison with humans.

The fact that there is a close relationship between the apex of shaft curvature and the pronator teres attachment, and the evidence that muscles and tendons play an important role in determining bone architectural adaptations by means of local mechanical stimulus (Raux et al., 1975; Biewener et al., 1996; Lieberman et al., 2004; Ducher et al., 2005), raises the question of whether the pattern of muscular loading exerted by this muscle on the radial shaft during frequent pronator activity may influence radial bowing. In this sense, geometrical analysis shows that when the forearm moves from neutral position to the pronation position, the value of the radial component F_r (Fig. 3b) decreases progressively to zero. In our case, and for the values indicated in Table 1, F_r is zero when the forearm lies at 32.5° with respect to the horizontal axis. From this position, this component becomes negative: it has a direction opposite to the rotational center. Additionally, its value increases as the forearm reaches its maximum pronation position. Nevertheless, it is important to highlight that the stage from which the F_r appears zero depends on the degree of shaft radius curvature: when it is small, this appears closer to the functional forearm position. In contrast, when curvature is large, this appears in the last pronational range. Given that negative F_r exerts a bending load on the shaft, we hypothesize that pronator teres action may be one of the mechanical stimuli involved in the bowing of the radius shaft. Our suggestion is in agreement with Lanyon's (1980) experimental results, which show that the ontogenetic development of normal bone curvature is dependent on the presence of normally functioning musculature.

This area clearly warrants further research and should consider the other forearm muscles that are attached to the radius. Preliminary results show that there is variability in the degree of radial bowing among humans, and that this variability is mainly correlated with degree of robustness at the pronator teres radial attachment (Galtés et al., 2006). Testing the hypothesis that differ between humans in radial bowing is related with specific muscular activity patterns in their forearm and hand would provide us with important information to apply to reconstructing past behavioral patterns of ancient human ancestors, as well as to more recent

prehistoric and historic populations (White, 1991; Larsen, 1997; Ruff, 2000).

The results of the present study also allow us to gain further insight into the functional significance of the humeral medial epicondyle in forearm rotational efficiency. This process, from which the pronator teres muscle and the flexors of the wrist and digits originate, is one of the morphological features of the primate elbow that has been widely used in reconstructing the locomotor habits of extant and fossil primate taxa (Fleagle, 1988). However, the literature is equivocal when it comes to defining the functional role of its size and orientation on the muscular activity enhanced. By means of our model, it is possible to clarify this area of concern, especially the role that size and orientation play in pronator teres rotational efficiency. It has been suggested that a large medial epicondyle is correlated with large and powerful muscles attaching to it (Jablonski et al., 2002). In addition, our simulation results shows that increase in the epicondyle's mediolateral length (Fig 1, h distance) increases the values of $\cos \alpha$ (AB' increase) and $\cos \beta$ ($O'B'$ increase). Therefore, rotational efficiency values increase, even though this improvement is slight when compared with that caused by large shaft radius curvature (see Fig. 5).

With respect to the medial epicondyle orientation, several studies consider that a greater retroflexed process enhances the actions of the pronator teres and flexor muscles (Fleagle and Simons, 1978, 1982; Jablonski et al., 2002; McCrossin, 2004). In the case presented in this present work, the epicondyle has a medial orientation and, in the simulations undertaken, we considered that the position of the pronator teres insertion point as regards the epicondyle (Fig. 3b, B') does not vary throughout the forearm's rotational movement. However, in those cases in which the epicondyle presents a dorsal orientation, the tendon of the pronator teres muscle remains partially wrapped around the anterior surface of the epicondyle, in such a way that the muscular force's point of application (B') will vary throughout the rotational movement. As the radius turns toward the position of greatest pronation, the tendon will gradually separate itself from the epicondyle and the force's application point will be progressively displaced posteriorly and medially, depending on the degree of retroflexion, thus modifying the value of parameter h . This will consequently bring on an increase in rotational efficiency from the neutral position to that of pronation. In this way, the retroflexion of the humeral medial epicondyle observed in pronograde quadruped primates (Fleagle, 1988) may be interpreted as a specialization of the forelimb's musculoskeletal system, reflecting its adaptation to a pronated position during locomotion.

Bearing in mind that suspensory primates have a large and medially oriented medial epicondyle of the humerus, as well as a large radial curvature (Fleagle, 1988; Swartz, 1990), a simulation test consisting of a combined assessment of rotational radius and h distance augments was performed (see Fig. 5). The results show an enhancement of the pronator teres rotational efficiency, which is greater than both individual augments. Although enhancement is observed in the three rotational stages (supination, neutral, and pronation), it is more significant when the forearm lies in the neutral position. As previously mentioned, around this rotational stage the hand is located in the optimum position for grasping. Therefore, the condition presented in suspen-

sory species, with both large medial epicondyle and large radial curvature, may represent adaptation to this behavior.

The rotational efficiency of the pronator teres muscle also depends on the l_1 distance (Figs. 1 and 2). The value of this parameter could be modified by a change in the position of the pronator teres attachments. Knowledge of this issue refers exclusively to interspecies variability and to the radial attachment. Nevertheless, little information is available on differences between primates in the relative proximodistal radial attachment site of the pronator teres. According to Aiello and Dean (1990), a more distal insertion into the radius in apes than humans is an additional morphological feature that explains the more powerful ape forearm versus that in humans. For these authors, the reason is that the more distal attachment site of the pronator teres muscle increases its lever advantage. However, the results of this study lead us to disagree with this suggestion. Our biomechanical model allows us to indicate that a more distal radial insertion would increase the α angle (see Fig. 2); would decrease the value of its cosine and in consequence, would decrease the rotational efficiency value. This relationship has been demonstrated by means of a simulation test (see Fig. 6). The results show that efficiency in pronation increases when plane P_3 (which contains radial attachment: point B in Fig. 1) is more proximal to plane P_1 (which contains humeral attachment: point A in Fig. 1). Therefore, it is possible to suggest that, if power of pronation is of paramount importance, the pronator teres radial attachment in apes should be relatively close to the elbow, which is not in coherence with the observations of Aiello and Dean. It is well-known that the anatomy of every species is an evolutionary compromise between sometimes different functional demands; in this sense, the fact that the pronator teres muscle plays an accessory role as a forearm flexor may be related to the radial insertion site in apes. However, our study focuses only on the rotational action of the pronator teres and this imposes limitations when in clarifying the existence of an evolutionary compromise between different functional demands. Certainly, this possibility deserves fuller research, and should consider both the role of the pronator teres as a forearm flexor as well as its anatomical and functional relationships with the other rotator muscles.

CONCLUSIONS

The biomechanical model allows us to demonstrate that the rotational efficiency of the pronator teres muscle varies throughout the entire pronation range: from maximum supination to maximum pronation, being maximal when the forearm lies around its functional position. Moreover, rotational efficiency depends directly on the relationship between three anatomical parameters that can be analyzed in a quantitative way by means of conventional scan images or even directly in skeletal remains: (a) bowing of the radius, (b) mediolateral length of the humeral medial epicondyle, and (c) location of pronator teres proximodistal radial entheses. By several simulation conditions, this study shows that increased bowing of the radius and increased mediolateral length in the medial epicondyle both enhance the rotational efficiency of the pronator teres, with the former being far more influential than the latter. Equally, a more proxi-

mal position of the pronator teres distal attachment site would also enhance its rotational efficiency.

The fact that forearm pronation efficiency can be inferred, even quantified, throughout the entire rotational range, by applying the biomechanical model developed here allows us to undertake anatomical approaches in the field of Evolutionary Anthropology, in order to interpret more precisely how skeletal design is related to the upper-limb function in extant and fossil primate taxa.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors are most grateful to the staff of the CT department (Institut de Diagnòstic per la Imatge. Hospital Universitari de Bellvitge) for their technical assistance. The authors also thank S. Moyà-Solà, and the anonymous reviewers for their comments and suggestions.

LITERATURE CITED

- Adobe Photoshop 7.0.1. 2001. Software for Windows 2000/XP. Adobe Systems Incorporated.
- Aiello L, Dean C. 1990. An introduction to human evolutionary anatomy. London: Academic Press.
- Biewener AA, Fazzalari NL, Konieczynski DD, Baudinette RV. 1996. Adaptive changes in trabecular architecture in relation to functional strain patterns and disuse. *Bone* 19:1–8.
- Bruns W, Bruce M, Prescott G, Maffulli N. 2002. Temporal trends in femoral curvature and length in medieval and modern Scotland. *Am J Phys Anthropol* 119:224–230.
- Burdin V, Roux C, Stinde E, Lefèvre C. 1994. Study of 3-D human movements: influence of the forearm bone morphology on the magnitude of the pronation motion. Proceedings of the 1994 IEEE Workshop on Motion of Non-Rigid and Articulated Objects, November 11–12, 1994, Austin, Texas.
- CANVAS 9.0.4. 2004. Professional Edition for Windows 2000/XP. ACD Systems of America Inc.
- Ducher G, Courteix D, Mème S, Magni C, Viala JF, Benhamou CL. 2005. Bone geometry in response to long-term tennis playing and its relationship with muscle volume: a quantitative magnetic resonance imaging study in tennis players. *Bone* 37:457–466.
- eFilm Workstation 2.0. 2004. Milwaukee, WI: Merge Technologies Incorporated, Merge Healthcare.
- Fischer KJ, Manson TT, Pfaeffle HJ, Tomaino MM, Woo SL. 2001. A method for measuring joint kinematics designed for accurate registration of kinematic data to models constructed from CT data. *J Biomech* 34:377–383.
- Fleagle JG, Simons EL. 1978. Humeral morphology of the earliest apes. *Nature* 276:705–707.
- Fleagle JG, Simons EL. 1982. The humerus of *Aegyptopithecus zeuxis*: a primitive anthropoid. *Am J Phys Anthropol* 59:175–193.
- Fleagle JG. 1988. Primate adaptation and evolution. San Diego, CA: Academic Press, Inc.
- Galtés JI, Jordana X, Manyosa J, Rodríguez-Baeza A, Malgosa A. 2006. Análisis morfofuncional del radio: aplicación a la metodología de los marcadores músculo-esqueléticos de actividad. In: Martínez-Almagro Andreo A, editor. Diversidad biológica y salud humana. Murcia: Universidad Católica San Antonio. p 513–519.
- Haugstvedt JR, Berger RA, Berglund LJ. 2001. A mechanical study of the moment-forces of the supinators and pronators of the forearm. *Acta Orthop Scand* 72:629–634.
- Jablonski NG, Leakey MG, Kiarie C, Antón M. 2002. A new skeleton of *Theropithecus brumpti* (Primates: Cercopithecidae) from Lomekwi, West Turkana, Kenya. *J Hum Evol* 43:887–923.
- Kapandji AI. 2001. Biomechanics of pronation and supination of the forearm. *Hand Clin* 17:111–122.
- Kapandji AI. 2002. Pronosupinación. In: Fisiología articular, miembro superior. Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- King GJ, McMurtry RY, Rubenstein JD, Gertzbein SD. 1986. Kinematics of the radioulnar joint. *J Hand Surg* 11A:798–804.
- Lanyon LE. 1980. The influence of function on the development of bone curvature. An experimental study on the rat tibia. *J Zool* 192:457–466.
- Larsen CS. 1997. Bioarcheology. Interpreting behavior from the human skeleton. Cambridge: Cambridge University Press.
- Lieberman DE, Polk JD, Demes B. 2004. Predicting long bone loading from cross-sectional geometry. *Am J Phys Anthropol* 123:156–171.
- McCrossin ML. 2004. Locomotor diversity among Miocene catarrhines: Another look at retroflexion of the medial epicondyle of the humerus [Abstract]. *Am J Phys Anthropol* 38 (Suppl):144–145.
- Mino DE, Palmer AK, Levinsohn EM. 1983. The role of radiography and computerised tomography in the diagnosis of subluxation and dislocation of the radioulnar joint. *J Hand Surg [Am]* 8:23–31.
- Mino DE, Palmer AK, Levinsohn EM. 1985. Radiography and computerised tomography in the diagnosis of incongruity of the distal radioulnar joint. *J Bone Joint Surg [Am]* 67:247–252.
- Nakamura T, Yabe Y, Horiuchi Y, Yamazaki N. 1999. In vivo motion analysis of the forearm rotation utilizing magnetic resonance imaging. *Clin Biomech* 14:315–320.
- Oka K, Doi K, Suzuki K, Murase T, Goto A, Yoshikawa H, Sugamoto K, Moritomo H. 2006. In vivo three-dimensional motion analysis of the forearm with radioulnar synostosis treated by the Kanaya procedure. *J Orthop Res* 24:1028–1035.
- Parsons FG. 1914. The characters of the English thigh-bone. *J Anat Physiol* 48:238–267.
- Raux P, Townsend PR, Meigel R, Rose RM, Radin EL. 1975. Trabecular architecture of the human patella. *J Biomech* 8:1–7.
- Rose MD. 1988. Another look at the anthropoid elbow. *J Hum Evol* 17:193–224.
- Rose MD. 1993. Functional anatomy of the elbow and forearm in primates. In: Gebo DL, editor. Postcranial adaptation in nonhuman primates. DeKalb: Northern Illinois University Press. p 70–95.
- Rouvière H, Delmas A. 1988. Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional. Barcelona: Masson.
- Ruff CB. 2000. Biomechanical analyses of archeological human skeletons. In: Katzenberg MA, Saunders SR, editors. Biological anthropology of the human skeleton. New York: Wiley-Liss. p 71–102.
- Stern JT, Larson SG. 2001. Telemetered electromyography of the supinators and pronators of the forearm in gibbons and chimpanzees: implications for the fundamental positional adaptation of hominoids. *Am J Phys Anthropol* 115:253–268.
- Swartz SM. 1990. Curvature of the forelimb bones of anthropoid primates: overall allometric patterns and specializations in suspensory species. *Am J Phys Anthropol* 83:477–498.
- Trinkaus E, Churchill SE. 1988. Neandertal radial tuberosity orientation. *Am J Phys Anthropol* 75:15–21.
- Tuttle RH, Hollowed JR, Basmajian JV. 1992. Electromyography of pronators and supinators in great Apes. *Am J Phys Anthropol* 87:215–226.
- White TD. 1991. Human osteology. London: Academic Press.
- Zimmerman NB. 2002. Clinical application of advances in elbow and forearm anatomy and biomechanics. *Hand Clin* 18:1–19.

FUNCTIONAL IMPLICATIONS OF RADIAL DIAPHYSEAL CURVATURE

Ignasi Galtés¹, Xavier Jordana^{1,3}, Joan Manyosa², and Assumpció Malgosa¹

(1) Unitat d'Antropologia Biològica, Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, Universitat Autònoma de Barcelona, 08193 Bellaterra, Barcelona, Spain

(2) Unitat de Biofísica, Departament de Bioquímica i de Biologia Molecular, i Centre d'Estudis en Biofísica, Universitat Autònoma de Barcelona, 08193 Bellaterra, Barcelona, Spain

(3) Centro de Investigação de Recursos Naturais (CIRN), Departamento de Biologia, Universidade dos Açores, 9501-801 Ponta Delgada, Azores, Portugal

Nº text pages + Bibliography:

Nº Text Figures: 5

Nº Tables: 6

Abbreviated title: radial diaphyseal curvature

Key-words: forearm, pronator teres, mechanical morphogenesis, muscular loading

Corresponding author: Assumpció Malgosa

Unitat d'Antropologia Biològica, Departament de Biologia Animal, Biologia Vegetal i Ecologia, Universitat Autònoma de Barcelona, 08193 Bellaterra, Barcelona, Spain

Tel. 0034 93 581 18 60

Fax 0034 93 581 13 21

E-mail: Assumpcio.Malgosa@uab.es

Grant Sponsorship: Spanish MCT project (CGL2005-02567/BOS). X. Jordana is a Postdoctoral Fellow of the Fundação para a Ciência e a Tecnologia (FCT), Portugal (SFRH/BPD/26683/2006)

ABSTRACT

A recent study (Galtés et al., 2008), demonstrates that during the turning of the radius that is involved in pronation, the pronator teres exerts a favorable force for radial lateral bending. Based on this finding, we hypothesized that the pattern of muscular loading exerted on the radius by this muscle, might play an important role as a mechanical stimulus involved in radial bowing. The current work aims to relate the hypertrophy of the forearm muscles, specifically pronator teres, to the degree of lateral curvature of the radial diaphysis in an attempt to get further knowledge about the development of this structural trait. The analysis is based on an original osteometrical index to estimate radial curvature, and applies a visual reference method to grade the osteological appearance of 10 entheses of 104 radii from archaeological and contemporary samples. Using these morphological data as an indirect method to measure the association between muscular hypertrophy and bone curvature, this study reveals that the pattern of muscular loading exerted on the apex of the radial shaft by the pronator teres muscle may play an important role as a mechanical stimulus involved in diaphyseal bowing. The preliminary data that we have reported in the present work might be of value in future experimental investigations on the mechanical morphogenesis of long bone, and especially radial diaphyseal curvature.

There has been a lot of discussion in anthropology regarding radial curvature, from the early work of Fischer and others in a more comparative human and primate framework to a variety of attempts to understand the variably pronounced radial curvature of some Pleistocene hominids, especially the Neandertals. Nevertheless, there are few studies that have focused their attention on radial curvature development in the first place (Fischer, 1906; McCown and Keith, 1939; Knussmann, 1967; Trinkaus, 1983).

Bone curvatures are the result of both genetic and environmental factors, such as nutrition and functional demands. Although it is difficult to identify which of these factors play the main role, the curvature of bone shafts is widely correlated with musculoskeletal loading patterns (Trinkaus et al., 1994; Stern et al., 1995; Bruns et al., 2002; Deane et al., 2005). The fact that there is a close relationship between the apex of shaft curvature and the pronator teres attachment, and the evidence that muscles and tendons play an important role in determining bone architectural adaptations by means of local mechanical stimulus (Raux et al., 1975; Biewener et al., 1996; Lieberman et al., 2004; Ducher et al., 2005), raises the question of whether the pattern of muscular loading exerted by this muscle on the radial shaft during frequent pronator activity may influence radial bowing. Similar relationship has already been proposed by Swartz (1990), who suggests that radial curvature may be the response of the radial shaft to pressure exerted on it during frequent supinator activity.

In a recent study (Galtés et al., 2008), geometrical analysis of the forearm rotational motion allows us to demonstrate that during the turning of the radius that is involved in pronation, the pronator teres exerts a favorable force for radial lateral bending. Based on this finding, we hypothesized that the pattern of muscular loading exerted on the radius by this muscle, might play an important role as a mechanical stimulus involved in radial bowing. Our suggestion is in agreement with Lanyon's (1980) experimental results, which show that the ontogenetic development of normal bone curvature is dependent on the presence of usual functioning musculature. Given that repetitive muscular activity stimulate enthesis hypertrophy (Galtés et al., 2006), the present study aims to relate the osseous expression of forearm muscle attachments, specifically pronator teres, to the degree of lateral curvature of the radial diaphysis in an

attempt to get further knowledge about the relationship between the radius shape and the forearm muscular activity.

Although both diaphyseal bowing and enthesis hypertrophy may be related with musculoskeletal loadings, their macroscopic expression is not concurrent during ontogenetic development. Thus, the former becomes early during the growth period when bone is most responsive, the latter is apparent from adult time and it is displayed together with shape adaptations as the mechanical loadings continue (Hawkey and Merbs, 1995; Rhodes and Knüsel, 2005). Nevertheless, according to Ruff et al., (2006), mechanical loading can still significantly change bone morphology after childhood and adolescent years. Thus, it has been proved that the sensibility to mechanical loading does not end with the end of the juvenile growth period, but relatively slow but cumulatively significant bone architectural responses are still developed in adults, especially younger adults, under conditions of altered loading. In addition, bone adaptations maintenance in adults is dependent on continuation of “normal” mechanical loadings established earlier in development (Ruff et al., 2006).

MATERIALS AND METHODS

Sample

Radii of adult skeletons housed at the Unitat d'Antropologia Biològica, Universitat Autònoma de Barcelona (UAB) were used in this research. Two different samples, both from small rural Catalanian (Spain) communities, were included in the study: 34 skeletons from a contemporary osteological collection of known age and sex (UAB Collection), and 70 well-preserved skeletons recovered from a number of archaeological sites from an historical period (Table 1). The fact that in most “traditional” and historical societies (mainly rural and manual laborers), behaviours characteristic of adults are actually initiated in adolescence, if not sooner, allow us to assume bone adaptations maintenance, as well as the continuation of the modeling/remodeling process (Pearson and Liebermann, 2004).

Archaeological specimens were included in the study in order to balance the age distribution of the total sample. The main criterion to include them was good skeletal

preservation in order to obtain an accurate estimation of age and sex. In this sense, these diagnoses were estimated by a multifactorial approach according to the criteria proposed by Buikstra and Ubelaker (1994). Sub-adult individuals were excluded from the study as the appearance and development of their entheses is conditioned by bone immaturity (Hawkey and Merbs, 1995). Furthermore, individuals exhibiting pathological conditions that might affect the forearm musculoskeletal system were eliminated. The entire sample consisted of 104 complete adult radii, including 74 male and 30 female specimens, with a similar percentage of both sides of bones. The age distribution is shown in Table 1.

Methods

In order to investigate the muscle-bone relationship, two main groups of variables were used: those related with muscular activity and those related with radius design.

Variables related with muscular activity

Several studies have used osteological appearance of the entheses (musculoskeletal markings) as evidence of the intensity, pattern and duration of habitual mechanical load placed on specific muscles (Hawkey and Merbs, 1995; Robb, 1998; Weiss, 2003). Thus, in this study the analysis of these markings was used as an indirect method to measure muscular activity.

In order to rank the osseous expression specifically at radial attachment sites, a visual-reference method devised by the authors was used (Galtés et al., 2006, 2007a, 2007b). We have proposed that there is a relationship between the osteological appearance of radial entheses and the morphological type of entheses: tendinous or ligament insertion and attachment by means of “fleshy” fibers, for instance biceps brachii and flexor pollicis longus respectively. Thus, tendinous and ligamentous attachments develop osteogenic-osteolytic responses which can be scored from least to most heavily marked, according to roughness, undulation, ridges, and crests on the cortical surface. Additionally, this range of development can end in a pathological expression or enthesopathy which is defined by the presence of ossification exostosis

(enthesophytes) and/or a pitting cortical lesion (see Figs. 1-2). Moreover, muscles that attach to relatively large areas of the radius by fleshy fibers induce cortical “molding,” defined as different grades of flattening and excavation on the bone surface, and pathological expression is not found (see Figs. 3-4). The methodology makes use of photographs and is supplemented by plaster replicas of the differentiating grades for each morphological characteristic, in order to establish an identifiable threshold for each grade and to maintain consistency and comparability between observers. In this sense, inter-observer and intra-observer error were proven negligible (Galtés et al., 2006).

This methodology was used to achieve the osseous expression of 10 radial entheses in each of the 104 radii. From these entheses, 6 are tendinous/ligamentous attachments (biceps brachii, flexor digitorum superficialis, interosseous membrane, brachioradialis, pronator teres, and supinator), and 4 are fleshy fibers attachments (abductor pollicis longus, extensor pollicis brevis, flexor pollicis longus, and pronator quadratus). Because enthesophytes can be a feature of traumatic, inflammatory, metabolic or degenerative processes, and not to continual muscle use (Józsa and Józsa, 1997), those radii that display ossification exostosis at the entheses were excluded from this study, and only the lytic cortical lesion was considered as the maximum expression (Grade 4, pathological expression or enthesopathy). A similar criterion has already been used in previous studies using musculoskeletal markers in order to eliminate false-positive cases (Hawkey and Merbs, 1995; Peterson, 1998).

According to Weiss (2003), age, sex, size, and bone robusticity are correlated with musculoskeletal markings. However, she found that age is the best overall correlated factor and highlights that it should be taken into consideration when examining these markings. The influence of age on the appearance and development of musculoskeletal markings on the surface of the radius has been proven in our previous study (Galtés et al., 2006). According to our results, the association is weak, but it should be taken into account, principally when examining the enthesis presented by a single tendon (brachioradialis, pronator teres and biceps brachii), and the fibrous attachment of the interosseous membrane. Therefore, in the current research, age was included as a variable in the analysis. For statistical purposes, in the archaeological sample the average respective age interval was used.

Variables related with radius design

A second group of variables related to the morphometry of the radius, especially radial diaphyseal curvature, was included. In Galtés et al. (2008), the distance between the apex of the radial curvature and a reference axis that passes through the most medial point of the radial head, proximally and through the ulnar notch, distally was considered in order to measure radial shaft curvature (Fig. 5, c distance). In the present study, this distance was measured by means of digital photographs and image software (CANVAS 9.0). In this way, we take into account the suggestion of Roux et al. (1993) that, since the radius has zero torsion, its curvatures can easily be studied using a bidimensional view as it fits the measured points best. Thus, the specimens were set in anterior aspect over a commercially available osteometric board and fixed along a reference axis traced between the internal area of the radial head, proximally and ulnar notch, distally. From this position, zenithal photography was obtained. Alternatively, from this bone arrangement radial curvature can also be directly assessed by means of a sliding caliper.

Although the aforementioned method is deemed to be the easiest and most common manner to evaluate curvature (Parsons, 1914; Bruns et al., 2002), for our proposal, the resulting dimension (c) might be confounded by the development of the pronator teres enthesis itself, since this enthesis is located just at the apex of the radial curvature (Aiello and Dean, 1990; Kapandji, 2002) (Fig. 5, point a). Therefore, to avoid this bias, the medial-lateral diameter at the point of maximum radial curvature (Fig. 5, d_c) was subtracted from the dimension “c” We consider that this method completely eliminates the effect of the pronator teres enthesis, although it might be biased by development of the interosseous ridge.

Moreover, the need to use a size-independent measurement of curvature is essential in order to compare specimens. In this sense, traditional measurement of bone length has been widely used as a size-standardization method (Susman, 1979; Biewener, 1983; Stern and Susman, 1983; Susman et al., 1984; Swartz, 1990; Bertram and Biewener, 1992; Stern et al., 1995). In this study, the physiological length of the radius (Fig. 5, l_f) - rather than total length - was used since the styloid process is rarely preserved in archaeological material. Therefore, in the present research, the radial shaft curvature (I_c) is quantitatively estimated by:

$$\text{Index of radial shaft curvature, } I_c = \frac{c - d_c}{l_f} \times 100$$

where c = distance between the apex of the radial curvature and a reference axis that passes proximally through the most medial point of the radial head and distally through the ulnar notch; d_c = medial-lateral diameter at point of maximum radial curvature; and l_f = physiological length of the radius.

Statistical analysis

In order to analyze the effect of musculoskeletal markings development on the medial-lateral diameter at the point of maximum radial curvature, partial correlations between size-standardized d_c (d_c/l_f) and the enthesis robustness grade of the pronator teres, interosseous membrane, flexor digitorum superficialis, flexor pollicis longus, and abductor pollicis longus muscles were tested while controlling for age. The observed significance level was adjusted by means of a Bonferroni multiple comparison correction.

Stepwise linear regression analysis using the index of radial shaft curvature (I_c) as a dependent variable, and 10 radial musculoskeletal markers and age as predictors, was implemented to test which factor best predict radial curvature. Using stepwise method only the independent variable that has the smallest probability of F is included in the model in each step. In the present analysis the probability of F used to entry and removal into the model was 0.05 and 0.10 respectively. The method terminates when no more variables are eligible for inclusion or removal. Stepwise regression method make it possible to control covariation among independent variables. All statistical analyses were carried out using SPSS v12 for Windows (SPSS, 2002).

RESULTS AND DISCUSSION

Descriptive statistics of both musculoskeletal markers and metric variables from the 104 radii used in this analysis are displayed in Tables 2 and 3, respectively.

As previously mentioned, the index does not include the medial-lateral shaft diameter to avoid the possible effect of the pronator teres enthesis development on this

measure. However, this method might be biased by the development of the radial interosseous ridge. This issue was tested by partial correlation analysis between size-standardized medial-lateral diameter at point of maximum radial curvature (d_c/l_f), and the robustness grade of midshaft radial entheses, controlling for age (Table 4). Taking into account a significance level of 0.01 the entheses development does not significantly correlate with midshaft diameter. In spite of this result, the midshaft diameter was subtracted from the dimension “c” considering the most conservative way to eliminate the effect of the bone robusticity. Additionally, given that there is not correlation between interosseous membrane and midshaft diameter, it is possible to assume that interosseous ridge development does not influence the radial curvature estimation.

The relationship between the forearm muscular activity and the radial osteometrical index was tested by stepwise regression analysis. The results show that the two main pronator muscles (pronator teres and pronator quadratus), and especially the pronator teres, are the best overall predictors of radial curvature (Table 5). Even if correlation does not necessarily imply causation, as previously mentioned, during the turning motion performed by the contraction of the pronator teres muscle, a bending force is exerted at the apex of the radial curvature (Galtés et al., 2008). Taking into account that the size and shape of skeletal elements are strongly influenced by muscle activity (Blimkie and Högler, 2003; Ducher et al., 2005), it is most likely that forearm pronation activity may induce a positive effect on radial curvature.

The fact that pronator quadratus muscle has also been proven to be significantly correlated with radial curvature improves that suggestion, since pronator teres and pronator quadratus have a close functional relationship. Thus, electrophysiological studies show that during the usual movement of pronation the action of both pronators is simultaneous (Basmajian and DeLuca, 1985). In spite of this, there is very little information about the effects of radial shaft curvature on the pronator quadratus action, although Aiello and Dean (1990) have suggested that large curvature would enhance the action of this muscle.

Moreover, the results show that the correlation between entheses hypertrophy of both pronator muscles and radial curvature is not high ($rsq=0.194$; $p<0.01$) (Table 5). A plausible explanation for this result might be attributed to the fact that, as previously

mentioned, changes in diaphyseal shape and macroscopic enthesis ossification are not concurrent processes during ontogenetic development (Hawkey and Merbs, 1995; Rhodes and Knüsel, 2005; Galtés et al., 2006). Another possible explanation might be that mechanical factors other than pronator teres activity may contribute to the radial curvature development, such as axial compression derived from other arm musculature (Bertram and Biewener, 1988; Swartz et al., 1989). Moreover, it has been suggested that radial curvature may be considered as an architectural response to the influence of adjacent forearm muscles that exert pressure on the bone surface (Lanyon, 1980; Swartz, 1990). However, because our results did not show significant correlations between radial curvature and the osseous markings of the flexor pollicis longus, flexor digitorum superficialis, abductor pollicis longus, and extensor pollicis brevis muscles, we suggest that this proposal appears unlikely (Table 6).

According to Swartz (1990), large radial curvature may also arise from the response of the radial shaft to pressure exerted on it during frequent supinator activity. Additionally, she suggests that this morphological feature might be related to an improvement in the mechanical efficiency of this muscle. Taking into account our initial hypothesis, an association between radial curvature and the supinator muscle might be predicted. However, the results of our study provide little support for Swartz's suggestion. In addition, no significant correlation has been found between radial bowing and the biceps brachii robustness grade, which acts as an agonist muscle of the supinator in forearm rotational motion. In spite of the absence of significance, we must note that the correlation between the markings of the supinator and the biceps brachii, together with the brachioradialis, is negative (Table 6). Our study imposes limitations when clarifying these negative associations. Nevertheless, a possible explanation might be related to the functional implications of proximal radial curvature. From functional point of view, it has been suggested that supinator muscles, and especially the biceps brachii, benefit from this curvature, since its origin at the radial tuberosity is pulled to start rotational movement (Kapandji, 2002; Bremer et al., 2006). Certainly, this possibility deserves additional research, and should be based on a biomechanical analysis that allows us to understand the way in which the bone design and the resulting supinator activity are related.

Finally, of all musculoskeletal structures that have been revealed to have no significant correlation with radial curvature (Table 6), we highlight the result displayed by the interosseous membrane since the study of its structure and functional implications has been proposed as a model for explaining variance in forearm skeletal design in extant primate taxa (Patel, 2005). The interosseous membrane attaches along the radial interosseous ridge and serves as a site of attachment for extrinsic hand muscles, some of which are included in this research (abductor pollicis longus, extensor pollicis brevis, and flexor pollicis longus). The absence of significant correlation between radial curvature and the interosseous membrane marking leads us to suggest that it is unlikely that this structure is involved in radial bending. This suggestion is in consonance with experimental data obtained by Kaufmann et al. (2002). These authors consider that the interosseous membrane is involved in reducing bending strain in the curved radius. It can be argued that, if its role in controlling radial bending is of paramount importance, the robustness of the interosseous membrane should be related to the amount of radial curvature. This is not in coherence with the present results. A similar hypothesis has been proposed by Patel (2005) who analyzed the functional implications of the oblique cord, which has been considered as a part of the interosseous membrane “complex” (Skahen et al., 1997). However, the results led him to reject this proposal since the size of the oblique cord radial entheses (length of the oblique cord rugosity/marking) did not increase at the same rate as curvature.

CONCLUSIONS

This study uses morphological data as an indirect method to measure the relationship between the forearm muscular activity, especially that from pronator teres, and radial shaft curvature.

Based on regression analyses, the pronator teres muscle was the best overall predictor of radial curvature. This result supports the hypothesis that the pattern of muscular loading exerted on the radius by this muscle may play an important role as a mechanical stimulus involved in radial bowing. Although experimental validation of these indirect morphological results is warranted, the preliminary data reported in the present study might be of value in future investigations on the mechanical morphogenesis of long bone, and especially radial diaphyseal curvature.

LITERATURE CITED

- Aiello L, and Dean C. 1990. *An Introduction to Human Evolutionary Anatomy*. London: Academic Press.
- Basmajian JV, DeLuca CJ. 1985. *Muscles alive*, 5th Ed. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bertram JEA, Biewener AA. 1988. Bone curvature: sacrificing strength for load predictability? *J Theor Biol* 131: 75-92.
- Bertram JEA, Biewener AA. 1992. Allometry and curvature in the long bones of quadrupedal mammals. *J Zool Lond* 226:455-467.
- Biewener AA. 1983. Allometry of quadrupedal locomotion: the scaling of duty factor, bone curvature and limb orientation to body size. *J Exp Biol* 105:147-171.
- Biewener AA, Fazzalari NL, Konieczynski DD, Baudinette RV. 1996. Adaptive changes in trabecular architecture in relation to functional strain patterns and disuse. *Bone* 19:1-8.
- Blimkie CJR, Högler W. 2003. Muscle-bone mutualism, mechanical loading and the mechanostat theory: a pediatric perspective. *Rev Port Cienc Desporto* 3: 22-25.
- Bremer AK, Sennwald GR, Favre P, Jacob HA. 2006. Moment arms of forearm rotators. *Clin Biomech* 21(7):683-91.
- Bruns W, Bruce M, Prescott G, Maffulli N. 2002. Temporal Trends in Femoral Curvature and Length in Medieval and Modern Scotland. *Am J Phys Anthropol* 119:224-230.
- Buikstra L, Ubelaker D. 1994. Standards for data collection from human skeletal remains: Arkansas Archaeological Survey Research Series, 44.
- CANVAS 9.0.4. 2004. Professional Edition for Windows 2000/XP. ACD Systems of America Inc.
- Deane AS, Kremer EP, Begun DR. 2005. New approach to quantifying anatomical curvatures using high-resolution polynomial curve fitting (HR-PCF). *Am J Phys Anthropol* 128:630-638.
- Ducher G, Courteix D, Mème S, Magni C, Viala JF, Benhamou CL. 2005. Bone geometry in response to long-term tennis playing and its relationship with muscle volume: A quantitative magnetic resonance imaging study in tennis players. *Bone* 37:457-466.
- Fischer E. 1906. Die Variationen am Radius und Ulna des Menschen. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie*. 9: 147-247.

- Galtés I, Rodríguez-Baeza A, Malgosa A. 2006. Mechanical morphogenesis: a concept applied to the surface of the radius. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 288A:794 - 805.
- Galtés I, Malgosa A. 2007a. Atlas metodológico para el estudio de marcadores musculoesqueléticos de actividad en el radio. *Paleopatología vol 3*. World Wide Web: <http://www.ucm.es/info/aep/contenido.htm>
- Galtés I, Jordana X, García C, Malgosa A. 2007b. Marcadores de actividad en restos óseos. *Cuad med forense* 48-49: 179-189
- Galtés I, Jordana X, Cos M, Malgosa A, Manyosa J. 2008. Biomechanical model of pronation efficiency: new insight into skeletal adaptation of the hominoid upper limb. *Am J Phys Anthropol* 135: 293-300
- Hawkey DE, Merbs ChF. 1995. Activity-induced musculoskeletal stress markers (MSM) and subsistence strategy changes among ancient Hudson Bay Eskimos. *Int J Osteoarchaeol* 5:324-338.
- Józsa L, Józsa PK. 1997. *Human Tendons: Anatomy, Physiology, and Pathology*. Champaign: Human Kinetics.
- Kapandji AI. 2002. Pronosupinación. In *Fisiología articular, miembro superior*. Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Kaufmann RA, Kozin SH, Barnes A, Kalluri P. 2002. Changes in strain distribution along the radius and ulna with loading and interosseous membrane section. *J Hand Surg [Am]* 27(1):93-97.
- Knussmann R. 1967. *Humerus, Ulna und Radius der Simiae*. Bibliotheca Primatologica. Vol 5. Basel: S. Krager.
- Lanyon LE. 1980. The influence of function on the development of bone curvature. An experimental study on the rat tibia. *J Zool* 192:457-466.
- Lieberman DE, Polk JD, Demes B. 2004. Predicting Long Bone Loading From Cross-Sectional Geometry. *Am J Phys Anthropol* 123:156-171.
- McCown TD, Keith A. 1939. *The Stone Age of Mount Carmel II: The Fossil Human Remains from Levallois-Mousterain*. Oxford:Clarendon Press.
- Parsons FG. 1914. The characters of the English thigh-bone. *J Anat Physiol* 48:238-267.
- Pearson O M, Lieberman DE. 2004. The aging of Wolff's law: Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone *Am J Phys Anthropol* 125: 63-99.

- Peterson J. 1998. The Natufian hunting conundrum: spears, atlatls, or bows? musculoskeletal and armature evidence. *Int J Osteoarchaeol* 5: 378 - 389.
- Patel BA. 2005. Form and function of the oblique cord (*chorda obliqua*) in anthropoid primates. *Primates* 46:47-57.
- Raux P, Townsend PR, Miegel R, Rose RM, Radin EL. 1975. Trabecular architecture of the human patella. *J Biomech* 8:1-4.
- Robb J. 1998. The interpretation of skeletal muscle sites: a statistical approach. *Int J Osteoarchaeol* 8:363-377.
- Rhodes JA, Knüsel Ch J. 2005. Activity-related skeletal change in medieval humeri: Cross-sectional and architectural alterations. *Am J Phys Anthropol* 128: 536-546.
- Roux C, Burdin V, Schutte-Felsche W, Lefevre C. 1993. 3D geometrical features of anatomic structures: the example of the ulna and radius bones. *Comput Med Imaging Graph* 17:381-386.
- Ruff CB. 2000. Biomechanical analyses of archaeological human skeletons. In: Katzenberg MA, Saunders SR, editors. *Biological Anthropology of the human skeleton*. New York: Wiley-Liss. p 71-102.
- Ruff C, Holt B, Trinkaus E. 2006. Who's afraid of the big bad Wolff?: "Wolff's law" and bone functional adaptation. *Am J Phys Anthropol* 129(4):484-498
- Skahen JR 3rd, Palmer AK, Werner FW, Fortino MD. 1997. The interosseous membrane of the forearm: anatomy and function. *J Hand Surg [Am]* 22(6):981-985.
- SPSS. 2002. *SPSS for Windows*. Version 12.0.1. Chicago: SPSS, Inc.
- Stern JT Jr, Susman RL. 1983. Locomotor anatomy of *Australopithecus afarensis*. *Am J Phys Anthropol* 60:279-317.
- Stern JT, Jungers WL, Susman RL. 1995. Quantifying Phalangeal Curvature: An Empirical Comparison of Alternative Methods. *Am J Phys Anthropol* 97:1-10.
- Susman RL. 1979. Comparative and functional morphology of hominoid fingers. *Am J Phys Anthropol* 50:215-236.
- Susman RL, Stern JT Jr, Jungers WL. 1984. Arboreality and bipedality in the Hadar hominids. *Folia Primatol (Basel)* 43:113-156.
- Swartz SM, Bertram JEA, Biewener AA. 1989. Telemetered in vivo strain analysis of locomotor mechanics of brachiating gibbons. *Nature* 342 (6247):270-272.
- Swartz SM. 1990. Curvature of the Forelimb Bones of Anthropoid Primates: Overall Allometric Patterns and Specializations in Suspensory Species. *Am J Phys Anthropol* 83:477-498.

Trinkaus E. 1983. The Shanidar Neanderthals. New York: Academic Press.

Trinkaus E, Churchill SE, Ruff CB. 1994. Postcranial robusticity in Homo. II: Humeral bilateral asymmetry and bone plasticity. *Am J Phys Anthropol* 93:1-34.

Weiss E. 2003. Understanding muscle markers: aggregation and construct validity. *Am J Phys Anthropol* 121:230-240.

TABLE 1. Summary of sample

Series	Chronology	N radii	Young adult	Mature adult	Old adult
Archeological	5 th -17 th AD	70	46	19	5
UAB Collection	19 th -20 th AD	34	3	4	27
Total		104	49	23	32

Young adult: 20-39 years. Mature adult: 40-59 years. Old adult: >59 years

TABLE 2. Radius distribution according to grades of musculoskeletal markings

	n	Grade 0 (%)	Grade 1 (%)	Grade 2 (%)	Grade 3 (%)	Grade 4 (%)
BB	104	0	38.5	36.5	19.2	5.8
APL	104	1.0	43.3	36.5	19.2	0
EPB	104	3.8	75.0	20.2	1.0	0
FPL	104	1.0	26.0	35.6	37.5	0
FDS	104	5.8	51.0	32.7	10.6	0
IM	104	0	36.5	42.3	21.2	0
B	104	0	41.3	56.7	1.9	0
PT	104	0	35.6	36.5	27.9	0
S	104	0	52.9	26.9	20.2	0
PQ	104	0	34.6	63.5	1.9	0

BB: biceps brachii. APL: abductor pollicis longus. EPB: extensor pollicis brevis. FPL: flexor pollicis longus. FDS: flexor digitorum superficialis. IM: interosseous membrane. B: brachioradialis. PT: pronator teres. S: supinator. PQ: pronator quadratus.

TABLE 3. Radius design variables. Descriptive statistics

Variable	Abbreviation	n	Min	Max	\bar{x}	Sd
c distance	c	104	19.0	31.0	24.2	2.5
Medial-lateral diameter at point of maximum radial curvature	d_c	104	12.0	21.0	15.5	1.7
Physiological length of the radius	l_f	104	170.0	273.0	229.9	19.4
Index of radial shaft curvature	I_c	104	2.2	5.3	3.8	0.7

Variables are represented in Figure 2. Maximum, minimum, and mean are expressed in millimeters

TABLE 4. Partial correlations between the midshaft musculoskeletal markers and size-standardized medial-lateral diameter controlling for age

	PT	FDS	FPL	APL	IM
d_c/l_f r	0.213	0.054	0.249	0.027	0.237
Sig.	0.030	0.590	0.011	0.784	0.016

d_c/l_f = size-standardized medial-lateral diameter. PT: pronator teres. FDS: flexor digitorum superficialis. FPL: flexor pollicis longus. APL: abductor pollicis longus. IM: interosseous membrane. $\alpha = 0.01$

TABLE 5. Summary of Stepwise Linear Regression model between the index of radial shaft curvature and the predictors

Model	Variables entered	R Square	F	Sig.
1	PT	0.161	19.597	<0.001
2	PT, PQ	0.194	12.187	<0.001

PT: pronator teres. PQ: pronator quadratus.

TABLE 6. Partial correlations of the excluded variables in the last step of the Stepwise Linear Regression model between the index of radial shaft curvature and the predictors

Model	Variables excluded	Partial correlation	Sig.
2	BB	-0.181	0.069
	APL	-0.123	0.219
	EPB	0.026	0.797
	FPL	-0.032	0.750
	FDS	0.063	0.530
	IM	-0.052	0.606
	B	-0.133	0.182
	S	-0.119	0.235
	Age	0.025	0.807

BB: biceps brachii. APL: abductor pollicis longus. EPB: extensor pollicis brevis. FPL: flexor pollicis longus. FDS: flexor digitorum superficialis. IM: interosseous membrane. B: brachioradialis. S: supinator.



Fig. 1. Osteogenic-osteolytic response. View of transverse sections of the radius shaft at the level of the tendinous or ligamentous attachment. Scoring for the bone response. Scores from left to right are: Grade 0 (no robustness expression): smooth surface; Grade 1 (faint robustness): roughened area; Grade 2 (moderate robustness): mound-shaped elevated area; Grade 3 (strong robustness): development of a crest or ridges; Grade 4 (pathological expression or enthesopathy): presence of osteophytes and/or a pitting cortical lesion.

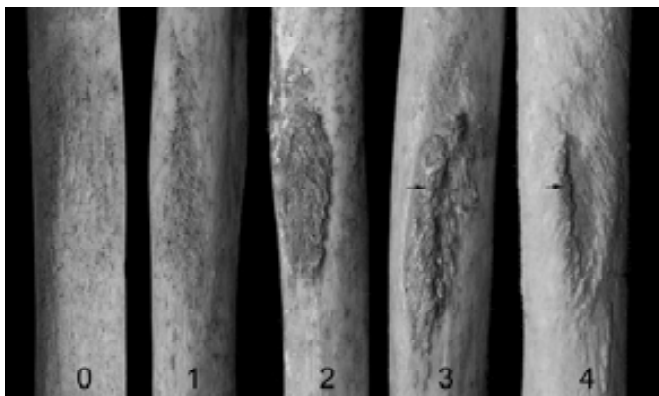


Fig. 2. Example of tendinous attachment: grades of marking at the pronator teres insertion site. Scores from left to right are: Grade 0. The insertion area shows a smooth impression with no new bone deposits. Grade 1. Insertion area has a visible incipient bone deposit such as granular concretions, fine striations or a flat and well-defined compact deposit. The rough area is apparent to the touch. Grade 2. Bone deposit becomes more evident, thick, compacted, elevated, flat-topped and resembles a crust with an appearance similar to a feather or the branch of a fir tree. Grade 3. The defined crust or plaque is uneven; the roughness of its posterior half (arrow) becomes thicker and raised in relief. No crests have formed. Grade 4. The roughness of its posterior half has developed a distinct exostosis, or a bony “spur”.

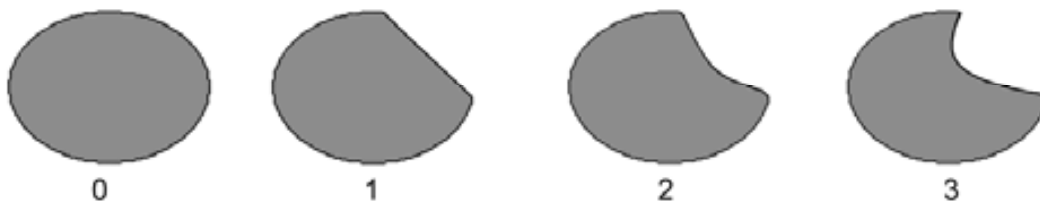


Fig. 3. Architectonic changes in bone surface. View of transverse section of the radius shaft at the fleshy fibers attachment level. Scoring for the concavity development. Scores from left to right are: Grade 0 (no robustness expression): round or convex surface; Grade 1 (faint robustness): flattened surface; Grade 2 (moderate robustness): incipient concavity in bone surface; Grade 3 (strong robustness): clearly defined concavity which is outlined by a sharp ridge.



Fig. 4. Example of fleshy fibers attachment sites: grades of marking at the abductor pollicis longus origin attachment site. Grades 0-3 shown from left to right. Radial posterior border development is shown in grades 2 and 3: round and sharp ridge, respectively.

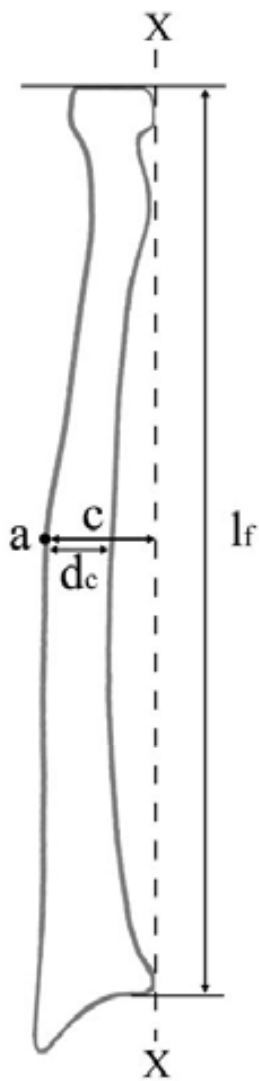


Fig. 5. Anterior view of the right radius. Point a represents the pronator teres radial attachment. X-axis is the reference axis used to calculate radial shaft curvature. Considered radial morphological variables: (d_c) medial-lateral diameter at point of maximum radial curvature; (c) distance between the apex of the radial curvature and the reference axis; (l_f) physiological length of the radius.

