



UNIVERSITATEA
DIN
CRAIOVA

FACULTATEA DE MECANICA

BIOMECANICA APARATULUI LOCOMOTOR UMAN

-Suport curs-

Titular curs:

Conf. dr. ing. COPILUȘI Cristian

CRAIOVA
2019

Cuprins

I. Anatomie Funcțională.....	1
II. Elemente de Biomecanică.....	32
III. Biomecanica Membrului Inferior.....	75
IV. Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse.....	126
V. Biomecanica membrului superior. Mișcări complexe dezvoltate la nivelul articulațiilor.....	153
VI. Determinarea Experimentală a unor Parametrii Cinematici din Structura Aparatului Locomotor Uman.....	175
VII. Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman.....	203
VIII. Algoritm de Utilizare a Echipamentului Vicon și Soft-ul Vicon Nexus 2.1.....	236
Bibliografie.....	178

I. Anatomie funcțională

1.1. Noțiuni introductive

Biomecanica – reprezintă o ramură interdisciplinară ce se ocupă cu studiul mecanicii aplicate în cadrul sistemelor biologice, cu studiul principiilor anatomice ale mișcării organismelor superioare, această știință fiind larg aplicată în sport, gimnastică și medicină. Biomecanica implică:

- *studiul aparatului locomotor;*
- *studiul sistemului nervos;*
- *sisteme și aparate ale organismului implicate în acțiuni motorii.*

Medicina – reprezintă o ramură fundamentală a științelor biologice care are ca scop pe de o parte studiul corpului omenesc și al funcționării lui, pe de altă parte – pe baza acestor cunoștințe – conservarea și restabilirea sănătății.

Sistem mecanic – reprezintă un ansamblu de corpuri fizice, cel puțin în parte solide, utilizat în tehnică la transmiterea și/sau transformarea mișcării, la transformarea unei forme de energie în energie mecanică sau la realizarea lucrului mecanic.

Pe baza celor trei definiții se poate remarca interdependența acestora, astfel că, în medicină, pentru restabilirea sănătății corpului uman este necesar în primul rând cunoașterea părților și a organelor acestuia respectiv principiile anatomice de funcționare ale acestora – biomecanica lor, și în al doilea rând contribuția unor parametri externi ce intervin asupra corpului uman, cum ar fi: intervențiile chirurgicale, tehnici și metode de recuperare, tratamentul din perioada de reabilitare a acestuia, etc.

Parametrul extern esențial în reabilitarea corpului uman îl constituie medicul/chirurgul, care prin tehnicile de diagnosticare dobândite, instrumentarul și aparatura utilizată, sistemele de reabilitare, constituie un rol decisiv în recuperarea corpului uman.

De-a lungul timpului toate aceste argumente au evoluat enorm de mult, astfel că, în prezent, medicul/chirurgul a reușit să-și extindă capacitățile de realizare a unor proceduri chirurgicale cu un grad ridicat de complexitate, să dezvolte sisteme de recuperare/reabilitare din ce în ce mai performante, să creeze și să îmbunătățească tehnici de diagnosticare, etc.; toate aceste aspecte nefiind posibile fără colaborările interdisciplinare existente între domenii cum ar fi: mecanica, fizica, biologia, chimia, electrică și electronică, mecatronică, informatică, matematică, automatică, etc.

Planurile anatomice secționează imaginar corpul omenesc, având o anumită incidență.

Sisteme de referință anatomice

Planurile frontale sunt dispuse paralel cu fruntea și împart corpul într-o parte posterioară și una anterioară.

Planurile sagitale sunt dispuse vertical și antero-posterior, împărțind corpul într-o parte stângă și o parte dreaptă.

Planurile transversale sunt dispuse orizontal și împart corpul într-o parte superioară și una inferioară.

Având ca reper centrul de greutate al corpului sau al unui segment din structura acestuia, este posibilă identificarea orientării și poziționării organelor cu ajutorul următorilor termeni:

1. *medial* – spre centrul segmentului;
2. *lateral* – în afară față de centrul segmentului;
3. *proximal* – în sus față de centrul segmentului;
4. *distal* – în jos față de centrul segmentului;
5. *flexie* – mișcare de rotație, având axul în planul frontal și perpendicular pe planul sagital, prin care două segmente se apropie între ele;
6. *extensie* – mișcare de sens contrar flexiei;
7. *adducție* – mișcare de rotație, având axul în planul sagital și perpendicular pe planul frontal, prin care un segment se apropie de acest plan;
8. *abducție* – mișcare de sens contrar celei de adducție;
9. *rotație internă* – mișcare de rotație;
10. *rotație externă* – mișcarea a cărei sens este inversă față de cea internă.
11. *pronație* – mișcarea prin care palma membrului superior este orientată dinspre interior spre exterior.
12. *supinație* – mișcarea de sens contrar celei de pronație;
13. *circumducție* – mișcare complexă, formată din următoarea succesiune de mișcări elementare: *flexie, abducție, extensie, adducție*.

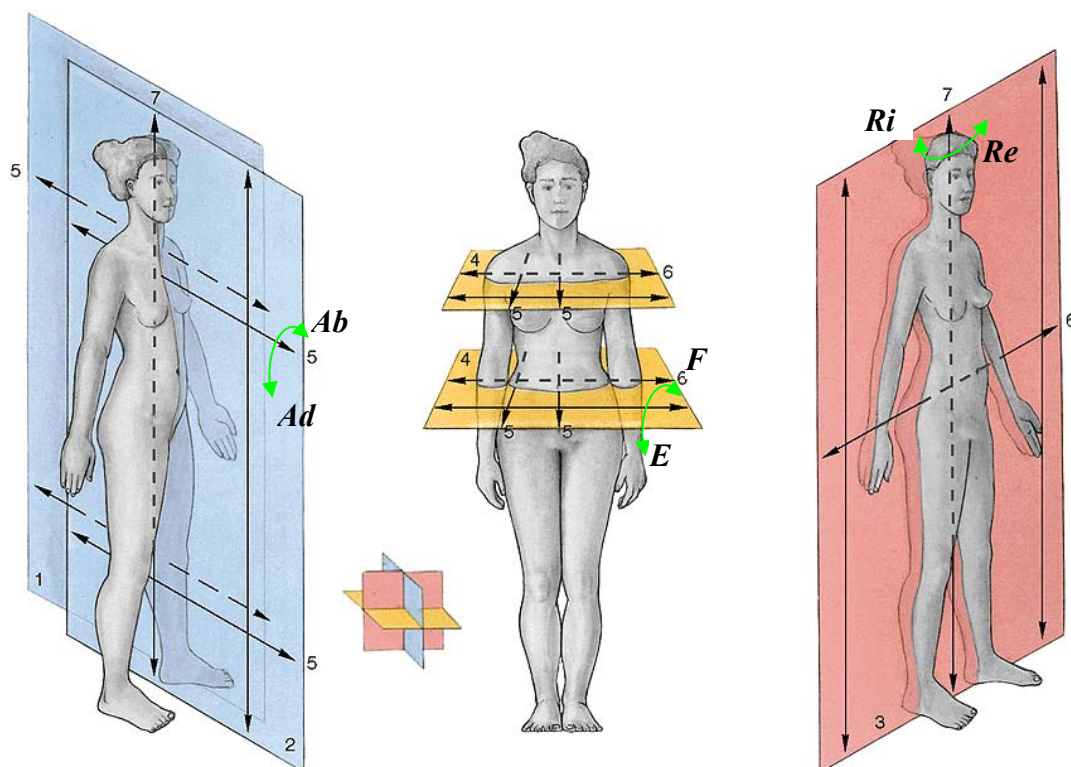


Figura 1.1. Poziția anatomică și sistemele de referință atașate corpului uman. 1- plan sagital; 2 – planul median sagital ; 3 – plan frontal; 4 – plan transversal; 5 – axa sagitală; 6 – axa transversală; 7 – axa longitudinală (verticală)

Locomoția reprezintă acea funcție a aparatului locomotor de a asigura mișcarea corpului uman în scopul îndeplinirii unor activități specifice.

Aparatul locomotor uman este format dintr-un ansamblu de sisteme anatomice ce contribuie la realizarea loomoției. Sistemele anatomice sunt: sistemul osseo – articular, sistemul muscular, sistemul nervos; iar acestea sunt reprezentate de membrele inferioare.

Membrele inferioare umane sunt astfel structurate încât asigură îndeplinirea funcției de loomoție cât și a celei de suținere a întregului organism.

Poziția umană prin care se asigură loomoția, este poziția bipedă, care aceasta, generează o anumită conformație a sistemului osseo – artro – muscular.

1.2. Sistemul osos

Oasele sunt structuri anatomice care îmbina în modul cel mai eficient posibil rezistența cu elasticitatea.

Oasele lungi cuprind toate oasele membrilor, cu excepția celor de la încheietura mâinii, gleznă și rotulă, care sunt mai mult lungi decât late. Fiecare constă din diafiză (ax) și, la fiecare capăt, o epifiză (extremitate sau terminație osoasă) care, de obicei, este mai extinsă decât axul. Acestea acționează ca pârghii și pun corpul în mișcare atunci când sunt împinse de mușchii în contracție și unele, mai ales oasele membrilor inferioare, au un rol important în menținerea greutății corpului uman.

Oasele scurte – carpenele (cele de la încheietura mâinii) și tarsienele (oasele gleznei) au o formă de cub. Acestea formează o „punte” de legătură în încheietură și la gleznă, unde sunt necesare în efectuarea de mișcări limitate, dar sunt esențiale în stabilitate.

Oasele plate – ce includ și sternul (coșul pieptului), coastele, scapulele (marginile umerilor) și oasele craniului, sunt subțiri, plate și ușor curbate. Unele, spre exemplu coastele și oasele craniului, alcătuiesc cutii protectoare, pe când fiecare scapulă reprezintă o semnificativă suprafață pentru fixarea mușchilor.

Oasele neregulate – ce includ oasele feței, vertebrele (oasele care alcătuiesc coloana vertebrală) și oasele pelviene sau coapsele, sunt oasele care nu se potrivesc descrierii nici uneia din categoriile enumerate mai sus.

PROCESELE BIOFIZICE ALE OSULUI

Osul este un organ în continuă remanieră datorată următoarelor procese:

Osificarea - procesul prin care se realizează fixarea sărurilor minerale fosfocalcice pe suportul anorganic al osului. Definiște și procesul de transformare a țesutului conjunctiv în țesut osos. Diferă de calcifiere, care este un fenomen de depozitare a sărurilor minerale la nivelul unui țesut, necrozat. Osificarea este legată de țesutul osos viu.

Rezorbția - reprezintă scăderea consistenței osului prin pierderea conținutului său mineral sau organic. Există:

-rezorbție minerală, care poartă numele de demineralizare și care duce la boala numită osteomalacie.

-rezorbție organică, care poartă numele de depolimerizare și care duce la boala numită osteoporoză.

Condensarea - reprezintă îngroșarea, densificarea sau hiperemia țesutului osos normal. Realizează o boala numită osteoscleroză.

SCHELETUL CORPULUI UMAN

Puternic și totuși flexibil, scheletul asigură cadrul ideal de susținere, mișcare și protecție. Acesta este format în medie din 206 oase, multe dintre ele putând fi întâlnite în perechi, reprezentând aproximativ 20% din masa corpului. Elementele osoase sunt identificate în figura 1.2.

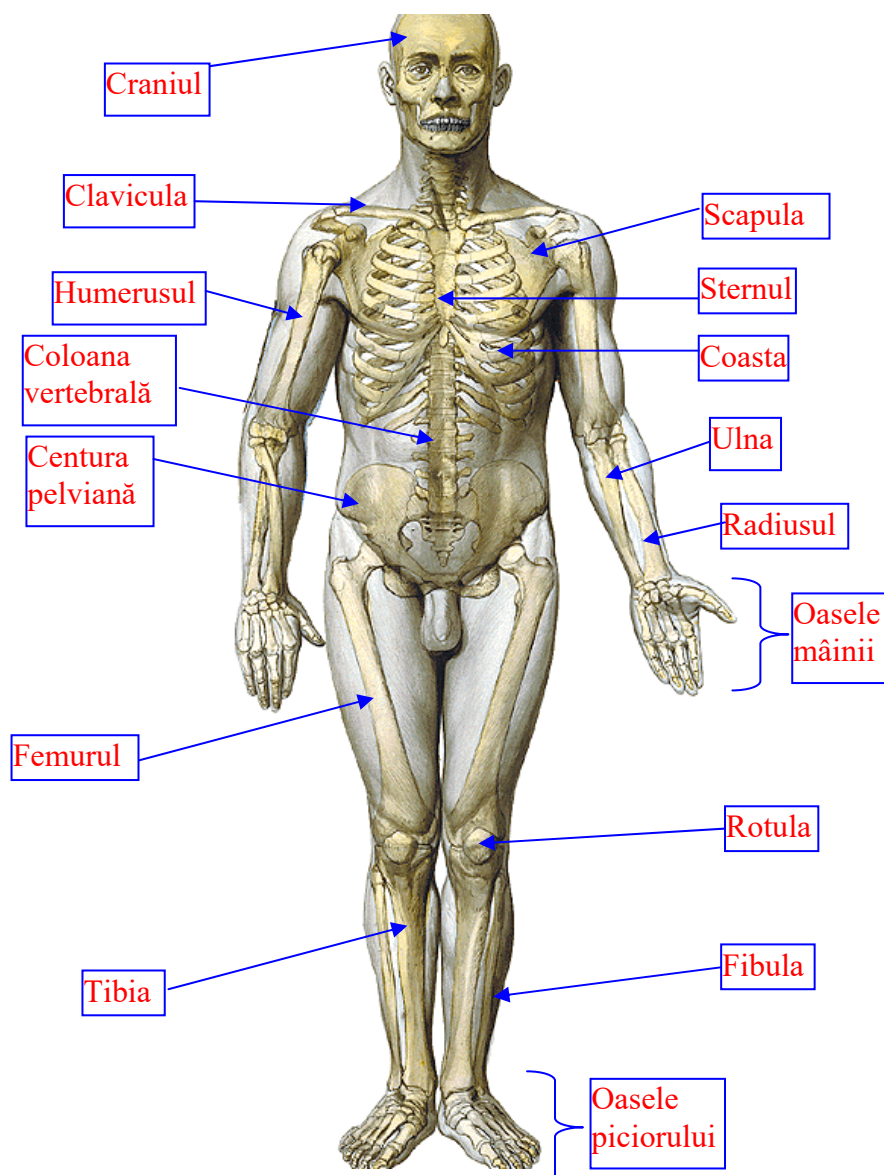


Figura 1.2. Sistemul osos uman – scheletul

EFECTELE FORTELOR MECANICE ASUPRA OSULUI

Osul are rol în susținere și locomoție. Ele determină la nivelul osului, prin greutate și jocul forțelor musculare, o “stare de tensiune” sau de eforturi unitare.

Din punct de vedere al rezistenței osul prezintă o structură capabilă să reziste la forțe maxime cu minimum de material. În urma calculelor efectuate s-a ajuns la concluzia că are caracteristici mecanice asemănătoare betonului. Efectele structurale ale forțelor mecanice pot fi urmărite la toate cele 4 ordine de structură.

Structurile de prim ordin. Dispoziția structurilor este conformă legilor rezistenței. La nivelul diafizei materialul compact este dispus la periferie sub forma unui tub. La nivelul epifizelor trabeculele osoase sunt dispuse, după direcția

traectoriilor de presiune și tracțiune la care este supus fiecare os. Există mai multe legi care se referă la faptul că, la nivelul epifizelor, o forță puternică și continuă de presiune determină condensarea și micșorarea volumului osului în zona respectivă și invers, o forță puternică și continuă de tracțiune determină o micșorare a consistenței osului și o mărire a volumului său. Acest fenomen este valabil și la nivelul diafizelor.

Structurile de al doilea și al treilea ordin. La nivelul lor influența factorilor mecanici este de asemenea evidentă. Astfel, sistemele haversiene sunt îndreptate după traiectoriile de tensiune dominante.

Structurile de ordin 4. Forțele de presiune determină următoarele modificări (Rainer - Riga): creșterea coeziunii intermoleculare, modificarea moleculelor imediat învecinate și orientarea fibrelor în direcția celei mai mari solicitări. Osul reacționează la tracțiune sau compresiune, adaptându-și deci structura în funcție de necesități. Această adaptare are la bază, un mecanism de feed-back în care curenții bioelectrici ce iau naștere în os par să fie elementul cheie. (Fukada-Yasuda 1957).

ROLUL OASELOR ÎN ORGANISM

Schematic, rolurile oaselor în organism sunt următoarele:

- 1) Rol de susținere - pentru greutatea diferitelor părți ale organismului.
- 2) Rol de protecție - alcătuiesc cavități în care organele sunt protejate (cutie craniană, cutie toracică, coloana vertebrală).
- 3) Rol în mișcările corpului - rol pasiv. Insertii și origini pentru mușchi.
- 4) Rol de depozit de calciu și acid fosforic.
- 5) Rol antitoxic-plumbul, arsenicul, radiul sunt reținute temporar.

PÂRGHIA OSOASĂ

Segmentele osoase asupra cărora acționează mușchii se comportă, la prima vedere, asemănător pârghiilor din fizică. În mecanică, o pârghie este o mașină simplă, destinată să echilibreze forțele sau să le deplaseze cu ajutorul altor forțe. Se recunosc la pârghiile mecanice trei puncte de aplicare a forțelor: punctul de sprijin (S), punctul rezistenței (R) și punctul de aplicare al forței motorii (F). Pârghia are deci două puncte în care se aplică forțele statice S și R și un punct în care se aplică forța motorie F.

Raportul dintre aceste puncte poate să varieze și în funcție de acest criteriu pârghiile se împart în pârghii de gradul I (R.S.F., cu sprijinul la mijloc), de gradul II (S.R.F., cu rezistența la mijloc) și de gradul III (S.F.R., cu forța la mijloc).

Funcția mecanică a pârghiilor se deduce din formula lor de echilibru:

$$F \times l = R \times r \text{ sau } \frac{F \cdot l}{R \cdot r}$$

în care F = forța, l = brațul forței, R = rezistența și r = brațul rezistenței (fig. 1.3).

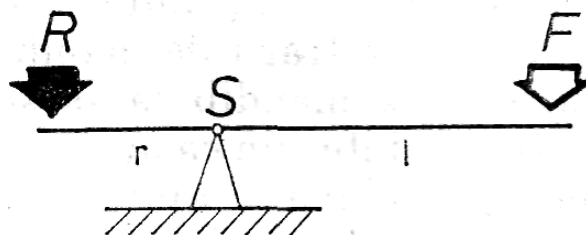


Fig. 1.3. Funcția mecanică a pârghiilor

Pârghiile de gradul I sunt pârghii de echilibru, cele de gradul al II-lea sunt pârghii de forță, iar cele de gradul al III-lea pârghii de viteză.

SEGMENTELE OSOASE CA PÂRGHII

La pârghia osoasă sprijinul (S) este reprezentat de axul biomecanic al mișcării, de punctul de sprijin pe sol sau de un aparat oarecare; rezistența (R) este reprezentată de greutatea corpului sau segmentului care se deplasează, la care se poate adăuga și greutatea unui material oarecare, iar forța (F) este reprezentată de inserția pe segmentul osos a mușchiului care realizează mișcarea. În acest sens se obișnuiește să se dea exemple clasice (fig. 1.4). Capul în echilibru pe coloana vertebrală reprezintă un exemplu de pârghie de gradul I (F.S.R., cu sprijinul la mijloc). Punctul de sprijin corespunde articulației condililor occipitali cu vertebra atlas, rezistența este reprezentată prin greutatea capului, care tinde să cadă înainte, iar puterea este reprezentată prin mușchii cefei, care opresc căderea capului înainte.

Un exemplu de pârghie de gradul al II-lea (S.R.F., cu rezistența la mijloc) se întâlnește atunci când individul se ridică pe vârful degetelor: sprijinul corespunde capetelor meta-tarsienelor, puterea este reprezentată prin forța tricepsului sural, care se aplică pe calcaneu, iar rezistența este reprezentată de proiecția centrului de greutate, care cade pe articulația gleznei, deci între sprijin și putere.

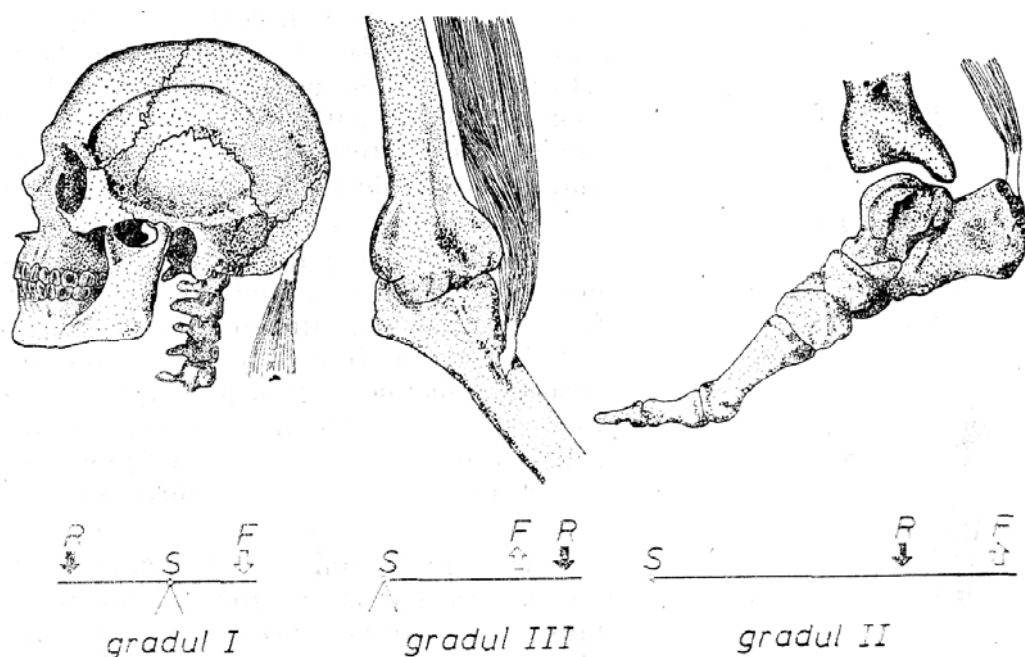


Fig. 1.4. Exemple de pârghii din corpul omenesc

Pârghiile de gradul al-III-lea (S.F.R., cu puterea la mijloc) sunt pârghii de viteză și permit ca printr-o forță redusă să se imprime brațului rezistenței deplasări foarte mari. Astfel, în mișcarea de flexie a antebrăului pe braț, punctul de sprijin corespunde articulației cotului.

Distanțele dintre punctele de aplicare ale rezistenței, forței și sprijinului au o deosebită importanță în mecanica pârghiilor de gradul al III-lea. Când forța F funcționează la mijlocul distanței dintre punctele de aplicare ale sprijinului S și rezistenței R , pârghia acționează cu o forță și o viteză medie (fig. 1.5 a). Dacă forța este mai apropiată de punctul de sprijin S (fig. 1.5 b), atunci pârghia va acționa cu

forță scăzută, dar cu viteză crescută. Pârghiile în care F este mai apropiată de S sunt deci pârghii de viteză. Dacă forța F este mai apropiată de punctul de rezistență R (fig. 1.5 c), atunci pârghia va acționa cu forță mărită, dar cu viteză scăzută. Pârghiile în care F este mai apropiată de R devin deci pârghii de forță.

Este de reținut însă faptul că în corpul omenesc, o aceeași pârghie poate să-și schimbe gradul în raport cu poziția în care acționează segmentele. De exemplu, dacă din poziția ortostatică se flectează antebrațul pe braț, se acționează conform unei pârghii de gradul al III-lea (S.F.R.), dar în poziția stând pe mâini, pârghia devine o pârghie de gradul I (F.S.R.), punctul de sprijin reprezentat de articulația cotului ajungând între forța reprezentată de inserția tricepsului brahial și rezistența reprezentată de greutatea corpului susținut pe membrele superioare (fig. 1.6).

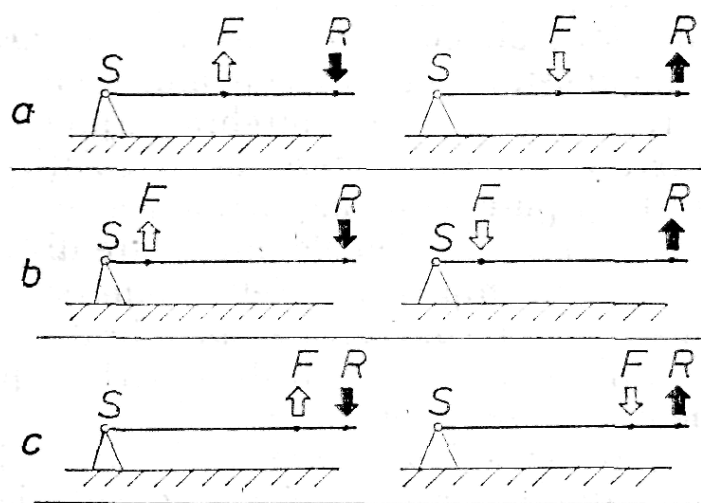


Fig. 1.5. Tipuri de pârghii de gradul al treilea.

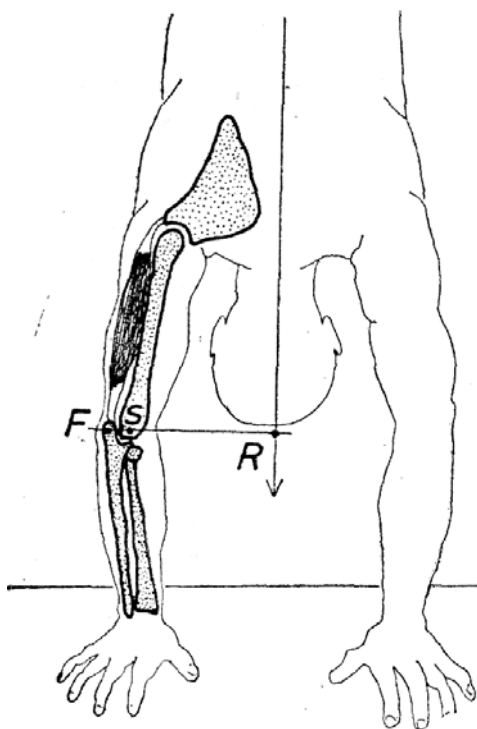


Fig. 1.6 — În poziția stând pe mâini, cotul acționează ca o pârghie de gradul I, cu sprijinul la mijloc.

CALCULUL FORȚEI DE ACȚIUNE A PÂRGHIILOR

Dacă vrem să calculăm, de exemplu, forța necesară brahialului anterior pentru a ridica o greutate P , dat fiind că articulația cotului funcționează pe principiul unei balanțe romane (fig. 1.8), vom considera:

$$F = R \frac{OB}{OA \sin \alpha}$$

în care R = greutatea; OB = lungimea totală a antebrăului; OA = distanța de la axul articulației la punctul de inserție a brahialului (brațul de pârghie virtual); α = unghiul brațului de pârghie virtual.

Conform acestei formule se poate afirma că, în general, mușchiul dispune de un maximum de forță atunci când ajunge în vecinătatea lungimii lui mijlocii. Acest fapt are o mare importanță practică, deoarece ne arată că determinarea capacității funcționale musculare trebuie făcută în poziția în care mușchiul se află la lungimea lui mijlocie.

Dar mecanica anatomică devine de-a dreptul irațională și confuză din momentul în care se încearcă calcularea acțiunii forțelor unui mușchi pluri-articular, iar formulele, oricât de complexe ar fi ele, dau rezultate relative, deoarece însăși determinarea valorilor așa-zise cunoscute, prin care urmează să se afle valoarea necunoscută a forței musculare, ridică probleme practice care nu se pot rezolva decât în parte (fig. 1.8). Astfel, mușchii ischiogambieri sar peste două articulații. Concretizarea acțiunilor musculare într-o formulă este imposibilă, deoarece valorile așa-zise cunoscute sunt relative și schimbătoare (Pol le Coeur).

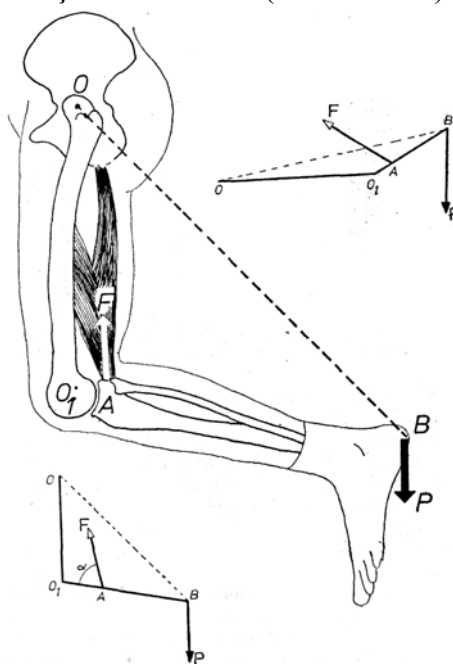


Fig. 1.8 — Mușchii ischiogambieri sar peste două articulații. Concretizarea acțiunilor musculare într-o formulă este imposibilă, deoarece valorile așa-zise cunoscute sunt relative și schimbătoare (Pol le Coeur).

1.3. Sistemul muscular

1. Clasificarea mușchilor în funcție de structură:

- mușchi striati, alcătuiți din fibre musculare striate cu contracție voluntară (mai puțin miocardul). Totalitatea acestor mușchi formează musculatura scheletică sau somatică. Acești mușchi reprezintă elemente active ale mișcării, contribuie la realizarea formei generale a corpului și la menținerea poziției ortostatice.
- mușchi netezi, alcătuiți din fibre musculare netede cu contracție involuntară. Totalitatea acestor mușchi formează musculatura viscerelor.

2. Clasificarea mușchilor în funcție de formă:

În cadrul structurii anatomice a corpului uman mușchii ocupa un loc important reprezentând circa 40% din greutatea acestuia. Forma mușchilor este foarte variată, ea fiind determinată de funcția specifică a fiecăruia dintre ei. În funcție de formă, mușchii se împart în: mușchi scurți, mușchi lungi, mușchi lați și mușchi inelari (circulari).

Mușchii lungi se împart în :

- mușchi lungi fusiformi. Ex: mușchii membrelor. Prin contracție produc mișcări de amplitudine mare. Sunt mușchi puternici.
- Mușchi lungi cilindrici. Ex: mușchii membrelor. Au forța mai mică decât precedenții.
- Mușchi lungi micști. Au forma variată.

Mușchii scurți, sunt mușchi subțiri având drept caracteristică faptul că lungimea lor este mai mică decât lățimea, exemplu: mușchii șanțurilor vertebrale.

Mușchii lați. Sunt mușchi care au grosimea mai mică decât celelalte dimensiuni, dar lățimea lor este mai mică decât lungimea. Ex: mușchiul deltoid, mușchiul drept abdominal, mușchiul temporal, etc.

Mușchii inelari. Poarta această denumire deoarece forma lor exterioară este asemănătoare cu cea a unui inel. Prin contracție determină deschiderea sau închiderea unor orificii. Ex: mușchi sfincterien, orbicularul ochiului, orbicularul buzelor, etc.

STRUCTURA MUȘCHIULUI STRIAT

Mușchiul striat este alcătuit din următoarele structuri anatomice distincte: corpul mușchiului, tendonul, vase sanguine și nervi. Fiecare din ele are o structură proprie.

Corpul reprezintă partea cea mai voluminoasă a mușchiului, fiind zona contractilă, activă, a acestuia. În funcție de modul în care este studiat se disting patru ordine de structuri:

1. *Structuri de ordinul I.* Se văd cu ochiul liber. Din ele fac parte:

- fascia comună (aponevroza). Mușchiul este învelit la exterior de o membrană conjunctivă numită aponevroză. Dacă mușchiul este supus unui efort muscular foarte puternic, aponevroza se poate rupe, producându-se hernia musculară.
- perimisium extern. Fiecare corp muscular este învelit la exterior de o membrană conjunctivă proprie, numita astfel.
- spațiul subfascial. Reprezintă zona umplută cu țesut conjunctiv lax, aflată între aponevroză și perimisium extern. El permite alunecarea perimisiumului extern față de aponevroză.

Anatomie funcțională

- perimisium intern. Sub această denumire sunt cuprinse septurile conjunctive care pleacă de la nivelul feței interne a perimisiumului extern, către interiorul corpului muscular, despărțind între ele fasciculele musculare.
- endomisium. Sub această denumire sunt cuprinse septurile conjunctive care pleacă de la nivelul feței interne a perimisiumului intern, către interiorul fascicului muscular, separând în interiorul acestuia fibrele musculare între ele.

Un corp muscular este alcătuit deci din fascicule musculare, iar fiecare fascicul muscular este alcătuit din mai multe fibre musculare.

2 Structuri de ordinul 2. Sunt vizibile cu microscopul optic. Au dimensiuni sub 100 micrometri. Sunt reprezentate de fibra musculară și elementele ce o alcătuiesc : endomisium (la exterior), sarcolemma (pe fața interioară a endomisiumului). sarcoplasma (separă coloanele de miofibrile) și coloanele de miofibrile (mai multe pentru fiecare fibră musculară).

3 Structuri de al treilea ordin. Sunt structuri vizibile cu microscopul electronic. Au dimensiuni sub 10 micrometri reprezentate de elementele structurale ale miofibrilelor. Miofibrilele sunt filamente foarte subțiri de

1-3 micrometri grosime, cu o lungime egală cu cea a fibrei musculare, fiind paralele cu aceasta. Fiecare miofibrilă este alcătuită din:

- telofragma. Este o membrană subțire, transversală pe axa miofibrilei, pe care o împarte în mai multe căsuțe numite sarcomere. Fiecare miofibrilă are mai multe telofragme.
- sarcomerul. Este o zonă a miofibrilei situată între două telofragme. Este alcătuit dintr-o porțiune centrală, care apare ca un disc întunecat, cuprinsă între 2 porțiuni periferice, care apar ca 2 discuri clare. Rezultă deci că miofibrila nu este altceva decât o succesiune de sarcomere.

4. Structura de al patrulea ordin. Reprezintă structura histo-chimică a țesutului muscular. Chimic mușchiul este alcătuit din 70% apă și 30% alte substanțe. Sistemul muscular reprezintă marele rezervor hidric al organismului 50% din apa organică fiind localizată la acest nivel. În structura chimică a mușchiului intră o proteină (actomiozina) care are proprietatea enzimatică de a scinde acidul adenozintrifosforic (ATP), rezultând acid fosforic și energie. Actina și miozina alcătuiesc în interiorul sarcomerului filamente dispuse paralel. Discurile clare au multă actină, discurile întunecate au mai multă miozină. Filamentele cu actină (filamente A) intră între filamentele cu miozină (filamente M). Capetele filamentelor de actină sunt unite prin filamente subțiri, numite filamente S. În timpul contracției musculare, filamentele S se scurtează, capetele filamentelor de actina apropiindu-se între ele. În acest fel fibrele musculare se scurtează. În timpul relaxării musculare, filamentele S se lungesc, iar capetele filamentelor de actină se îndepărtează, în acest fel fibrele musculare alungindu-se. În afară de apa și proteine mușchiul mai conține glucide și lipide.

TENDONUL

Este o formațiune anatomică aflată la extremitățile corpului muscular, prin care corpul se leagă de os. Este rezistent, inextensibil, alb sidefiu. Este alcătuit din fibre conjunctive dispuse longitudinal în unul sau mai multe fascicule, în funcție de grosimea lui. La exterior este acoperit de peritendori. Fibrele musculare nu se continuă cu fibrele tendinoase. Elementele anatomice care fac legătura între corp și tendon sunt fibrilele conjunctive din endomisiumul corpului. Fibrele musculare sunt

foarte elastice și tendonul este foarte rezistent. Zona de unire dintre mușchi și tendon se numește "joncțiunea tendino-musculară", fiind zona slabă, la nivelul căreia se produc întinderi sau rupturi musculare.

VASELE SANGUINE

Mușchiul are o vascularizație foarte bogată. În el pătrund o arteră sau mai multe, care se ramifică formând o rețea arteriolară foarte bogată. Acestei rețele bogate arteriolare îi corespunde o rețea venulară, de la care pleacă vena sau venele mușchiului respectiv. Rețeaua vasculară, în general, este cuprinsă în țesutul conjunctiv al mușchiului. În timpul contracției lumenul vaselor sanguine crește iar în repaus scade.

INERVAȚIA

Fiecare mușchi este inervat de unul sau, mai mulți nervi. Aceștia pătrund în mușchi și formează un plex intramuscular, din care pleacă trei tipuri de fibre nervoase; fibre nervoase motorii și fibre nervoase senzitive, care merg la fibrele musculare și fibrele nervoase vegetative, care se îndreaptă către vasele sanguine. Fibrele nervoase motorii se termină la nivelul fibrei musculare prin formațiuni numite plăci motorii sau joncțiuni neuro-musculare, prin care impulsul nervos este transmis de la nerv la fibra musculară.

Fibrele nervoase senzitive culeg stimulii nervoși de la nivelul, terminațiilor libere dintre fibrele musculare sau fusurile neuromusculare, transmitându-l spre scoarța cerebrală, informând-o de starea de contracție sau relaxare a mușchiului, de tonusul lui precum și de poziția segmentelor corpului.

Fibrele nervoase vegetative reglează schimburile dintre vasele de sânge și mușchi având rol trofic.

ANEXELE MUȘCHILOR

Acestea sunt formațiuni anatomice care vin în raport intim cu mușchii, ajutând la o mai bună funcționalitate a acestora. Ele se pot clasifica în: fascii musculare, teci fibroase ale tendoanelor, burse seroase și teci sinoviale.

1. *Fasciile musculare.* Sunt formațiuni fibro-conjunctive ce învelesc mușchii. O fascie musculară poate acoperi unul sau mai mulți mușchi. În cazul în care acoperă mai mulți mușchi, ea trimite septuri ce se insinuează, între masele musculare respective, separându-le. Au rolul de a menține mușchiul în poziție fiziologică constituind uneori și un mijloc de fixare a mușchiului.

2. *Tecile fibroase ale tendoanelor.* Poartă numele de "ligamente inelare". Au forma semicirculară, fixându-se pe marginile șanțurilor osoase prin care trec tendoanele. Au rolul de a menține tendonul în șanțul osos în care se găsește, în timpul contracției musculare. Sunt numeroase la mână și la picior, unde formează "arcade fibroase" sau "chingi fibroase".

3. *Burse sinoviale.* Sunt formațiuni anatomice ce au rolul de a favoriza mișcările tendoanelor și mușchilor față de alte structuri. Din punct de vedere histologic se aseamănă cu membrana sinovială a articulațiilor și cu tecile sinoviale. Este deci o structură de tip sinovial (pereți, cavitate și lichid sinovial). Ea apare acolo unde mușchiul sau tendonul trebuie să alunece peste o proeminență osoasă. Ex: bursa retro-calcaneană (între tendonul lui Achile și calcaneu), bursa subacromială (între fața inferioară a acromionului și rotatorii externi ai umărului). În urma eforturilor musculare exagerate, bursa se irită, rezultând o boală numită bursită în care crește

cantitatea de lichid sinovial din interiorul bursei, ea devenind hiperemică, dureroasă și de volum crescut.

4. *Tecile sinoviale.* Sunt structuri anatomice de forma unui sac fără deschidere. Au o structură de tip sinovial. Sunt alcătuite dintr-un perete sinovial, o cavitate și din lichid sinovial aflat în interior. Ele apar acolo unde tendonul trece prin canale osteo-fibroase, favorizând alunecarea acestuia față de suprafețele osoase și fibroase ale canalelor respective. Teaca sinovială este alcătuită dintr-o "foiță viscerală", care acoperă tendonul și o foiță parietală, care tapetează canalul osteo-fibros. Între cele două foițe de tip sinovial există o cavitate virtuală, în care se află lichid sinovial, în cantitate mică.

În cazul unor eforturi musculare intense și prelungite în timp, tecile sinoviale pot fi iritate mecanic apărând tenosinovitele de efort, traduse prin durere și tumefacție locală. Durerea devine mai puternică la mișcarea tendonului în cauză, deci poate fi provocată în mod specific pentru stabilirea diagnosticului pozitiv.

INSERTIE- ORIGINE MUSCULARĂ

Mușchiul striat se poate prinde prin capetele sale fie pe oase, fie pe un os și un alt organ. Ex: mușchii inimicii care au inserție pe oasele feței și pe piele. În funcție de numărul capetelor de la o extremitate a sa, mușchii pot avea: un cap, majoritatea, două capete (bicepsul brahial, bicepsul femural), trei capete (tricepsul brahial, tricepsul sural) și patru capete (cvadricepsul femural). Punctele de fixare ale mușchilor se numesc inserții în timpul contracției musculare, cele două sau mai multe puncte de fixare se apropie între ele. Convențional, s-a stabilit să se numească originea mușchiului, punctul care rămâne fix în timpul contracției și inserția-mușchiului, punctul care este mobil în timpul contracției musculare, apropiindu-se de origine.

În continuare vor fi exemplificate originile și inserțiile musculare la nivelul aparatului locomotor uman, iar cu ajutorul unui soft AnyBody (Demo-Version) elaborat de [AnyBody Technology A/S, Niels Jernes Vej 10, DK-9220 Aalborg Ø.Denmark](http://www.anybodytech.com/26.0.html) (<http://www.anybodytech.com/26.0.html>), a fost realizată o interpretare îmbunătățită a stabilirii originilor și inserțiilor mușchilor pe elementele osoase ale membrului inferior uman.

A. Sold

Elementele osoase ale acestei regiuni sunt osul sacru, coccis și femur și patela. Pentru sold este expusă corespondența mușchilor, prezentată în figura 1.9, după cum urmează: 1 – mușchiul psoas major; 2 – quadratus lombrum; 3 – mușchiul oblic abdominal; 4 – mușchiul transversal abdominal; 5 – mușchiul iliac; 6 – mușchiul sartorius; 7 – mușchiul drept femural; 8 – mușchiul obturator extern; 9 – mușchiul pătrat femural; 10 – gluteus minimus; 11 – mușchiul vast lateral; 12 – mușchiul vast intermediar; 13 – mușchiul vast medial; 14 – mușchiul articular; 15 – mușchiul cvadriceps femural; 16 – mușchiul biceps femural; 17 – mușchiul extensor lung al degetelor; 18 – peronier lung; 19 – mușchiul tibial anterior; 20 – mușchiul semitendinos; 21 – mușchiul gracilis; 22 – mușchiul adductor mare; 23 – mușchiul semimembranos; 24 – mușchiul adductor scurt; 25 – mușchiul adductor lung; 26 – mușchiul pectineu; 27 – mușchiul coccigeus; 28 – mușchiul obturator intern; 29 – mușchiul piriform; 30 – mușchiul gluteus maximus; 31 – mușchiul abdominal extern oblic; 32 – mușchiul gluteus medial (medius); 33 – mușchiul iliopsoas; 34 – mușchiul plantar; 35 – mușchiul gastrocnemian; 36 – mușchiul popliteu; 37 – solear; 38 – tibial posterior; 39 – mușchiul flexor lung al degetelor; 40 – mușchiul

transversal perineal adânc; 41 – mușchiul levator, 42 – mușchiul gemellus inferior; 43 – mușchiul gemellus superior.

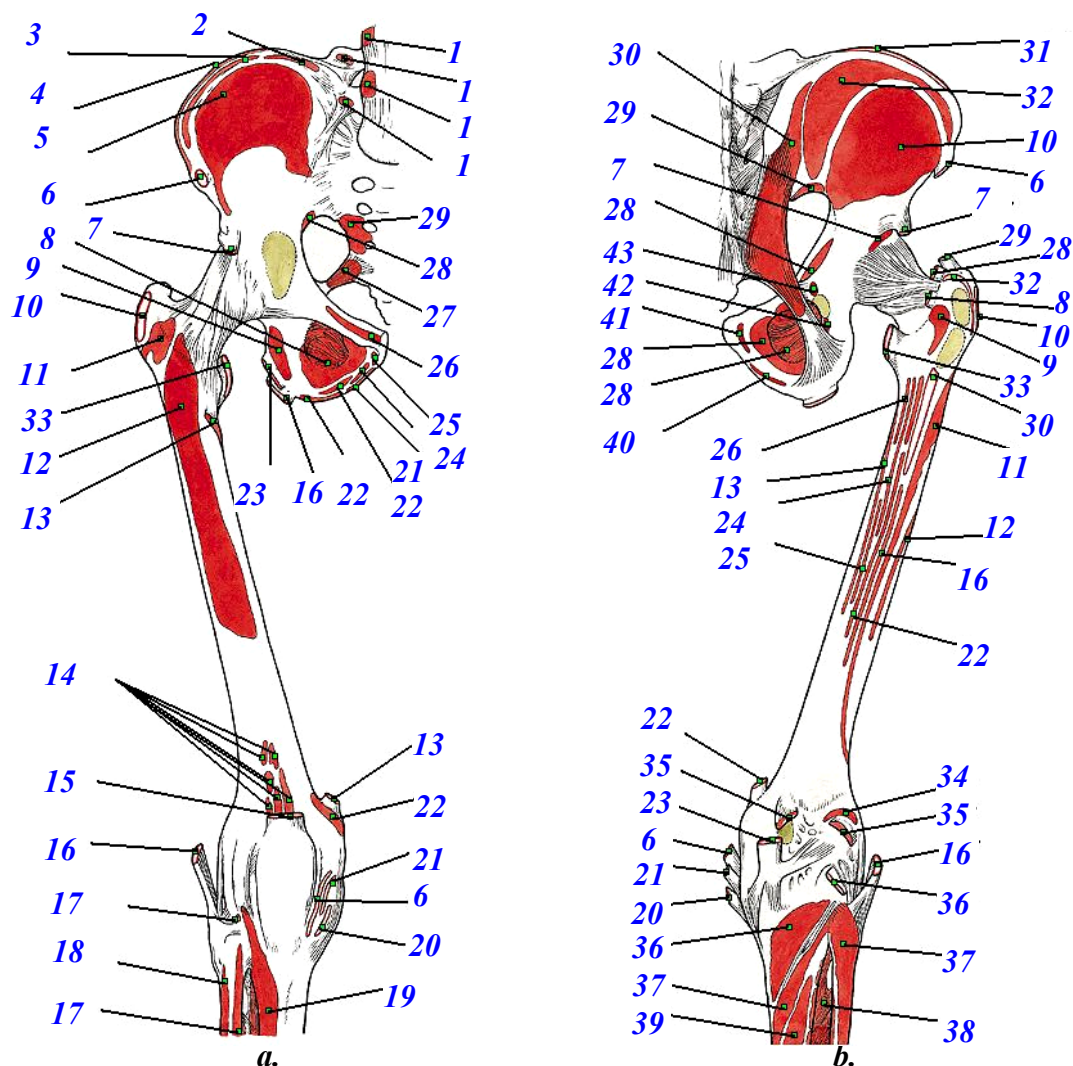


Figura 1.9. Identificarea originii mușchilor șoldului. a – vedere anterioară; b – vedere posterioară

B. Gamba

Elementele osoase ale acestei regiuni sunt tibia și fibula. Pentru șold este expusă corespondența mușchilor, prezentată în figura 1.10, după cum urmează: 1 – mușchiul extensor lung al degetelor; 2 – mușchiul biceps femural; 3 – mușchiul peronier lung; 4 – peronier scurt; 5 – mușchiul extensor al halucelui; 6 – mușchiul tibial anterior; 7 – mușchiul semitendinos; 8 – mușchiul cvadriceps femural; 9 – gracilis; 10 – mușchiul sartorius; 11 – mușchiul semimembranos; 12 – popliteu; 13 – solear; 14 – mușchiul flexor lung al degetelor; 15 – mușchiul tibial posterior; 16 – tendonul mușchiului flexor lung al degetelor; 17 – tendonul mușchiului flexor lung al halucelui; 18 – tendonul mușchiului tibial posterior; 19 – tendonul mușchiului peronier lung; 20 – tendonul mușchiului peronier scurt; 21 – mușchiul flexor lung al halucelui.

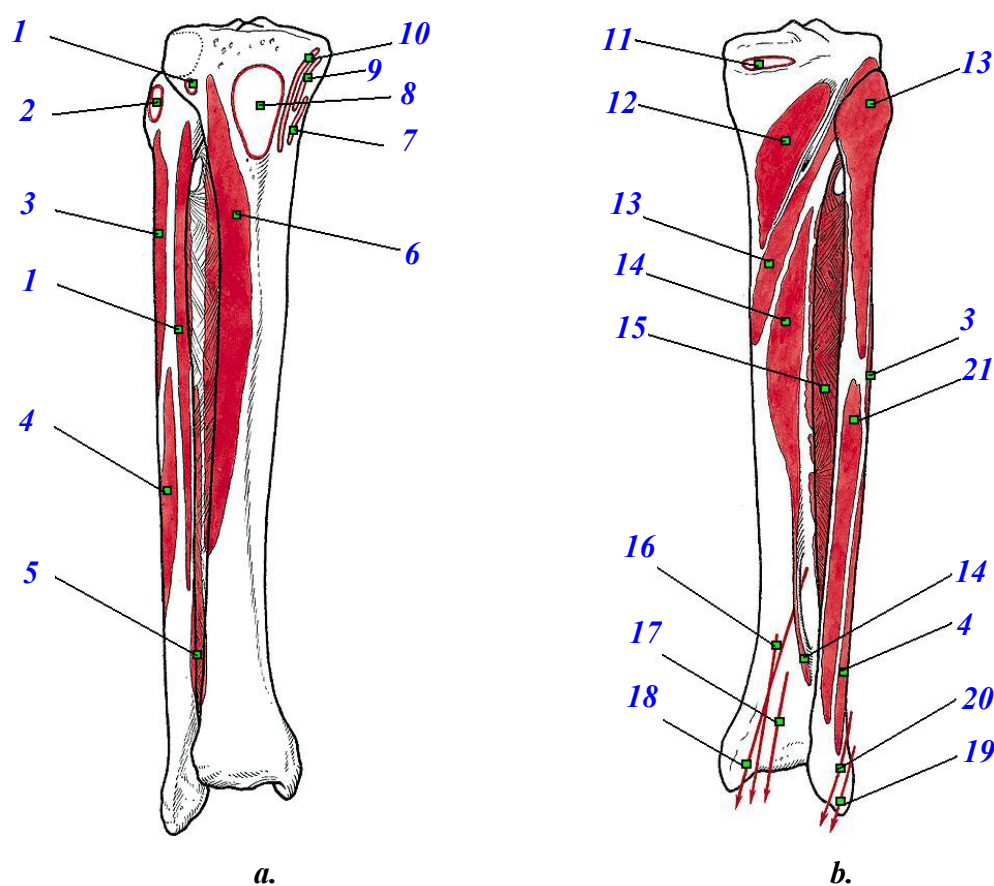


Figura 1.10. Identificarea originii mușchilor gambei. a – vedere anterioară; b – vedere posterioară

C. Picior

Elementele osoase ale acestei regiuni sunt toate cele 26 de oase așezate în trei grupe distincte (7 oase tarsiene, 5 metatarsiene, 14 falange). Pentru picior este expusă corespondența mușchilor, prezentată în figura 1.11, după cum urmează: 1 – tendonul calcaneului; 2 – axa transversală a articulației; 3 – axa oblică a articulației talo-calcaneo-naviculară; 4 – mușchiul scurt al halucelui; 5 – mușchiul peronier scurt; 6 – mușchiul al treilea peronier; 7 – mușchii interosoși dorsali; 8 – mușchii interosoși plantari; 9 – mușchiul abductor al degetelui mic; 10 – mușchiul scurt extensor al degetelor; 11 – mușchiul lung extensor al degetelor; 12 – mușchiul extensor lung al halucelui; 13 – mușchiul extensor scurt al halucelui; 14 – mușchiul abductor al halucelui; 15 – tendonul mușchiului abductor al halucelui; 16 – mușchiul flexor scurt al degetelor; 17 – mușchiul pătrat al plantei; 18 – tendonul mușchiului peronier lung; 19 – mușchiul tibial posterior; 20 – mușchiul tibial anterior; 21 – mușchiul flexor scurt al degetelui mic; 22 – mușchiul adductor al halucelui; 23 – mușchiul interosos plantar; 24 – mușchii interosoși dorsali; 25 – mușchiul adductor transversal al halucelui; 26 – mușchiul abductor al halucelui; 27 – tendonul mușchiului flexor al halucelui; 28 – mușchiul flexor lung al degetelor.

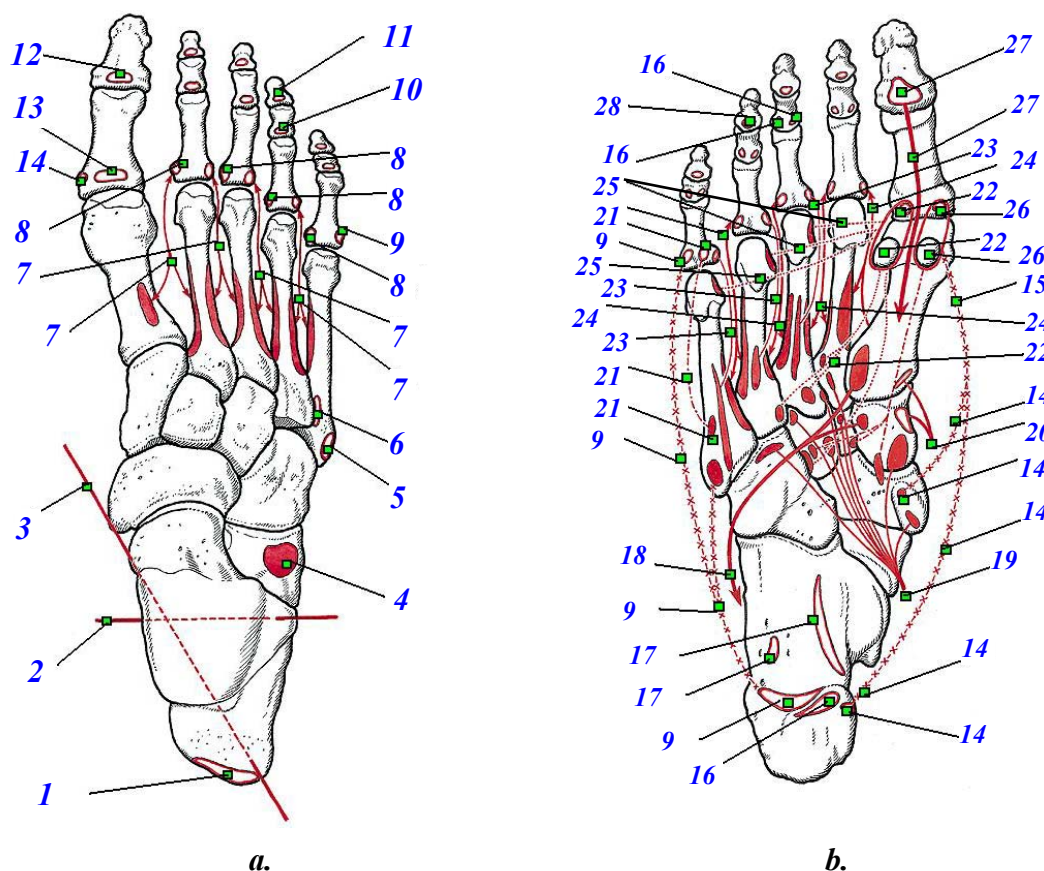


Figura 1.11. Identificarea originii mușchilor piciorului. *a* – vedere dorsală (de sus);
b – vedere plantară (de jos).

În vederea elaborării modelului este necesar în primul rând admiterea unor ipoteze ce stau la baza modelării sistemului muscular uman.

Elaborarea unui model matematic pentru sistemul muscular uman presupune parcurgerea următoarelor etape:

1 – o nouă modelare a sistemului osos, după criteriul zonelor de densitate relativă mai mare de inserții musculare;

2 – o modelare a mușchiului considerat ca organ unitar;

3 – elaborarea unor modele geometrice de moto – mecanisme pentru acționarea mecanismelor locomotoare deduse la modelarea sistemului osteo – articular. Un criteriu fundamental adoptat în cadrul acestei modelări constă în utilizarea funcției ce o posedă oasele ca suport pentru inserțiile musculare.

Un alt criteriu utilizat în modelarea sistemului osos, constă în observația că mușchiului considerat ca organ nu poate executa față de os mișcări de translație. Din acest considerent rezultă că zona de inserție a mușchilor poate fi aproximată din punct de vedere mecanic cu o cuplă sferică. Având în vedere cele două criterii fundamentale, se poate considera osul ca fiind un rigid în formă de bară ce posedă o geometrie complexă, astfel încât fiecare capăt al barei să-i corespundă o zonă cu densitate relativă mai mare de inserții musculare. De asemenea, se consideră că în fiecare capăt al rigidului ce modelează osul se găsește câte o cuplă sferică.

În continuare sunt prezentate imagini prin care este expusă modalitate de obținere a modelului de tip osteo-artro-muscular.

- A. Osul coxal – se pot deosebi 3 zone cu o densitate relativă mai mare de inserții musculare, din care rezultă (figura 1.12):

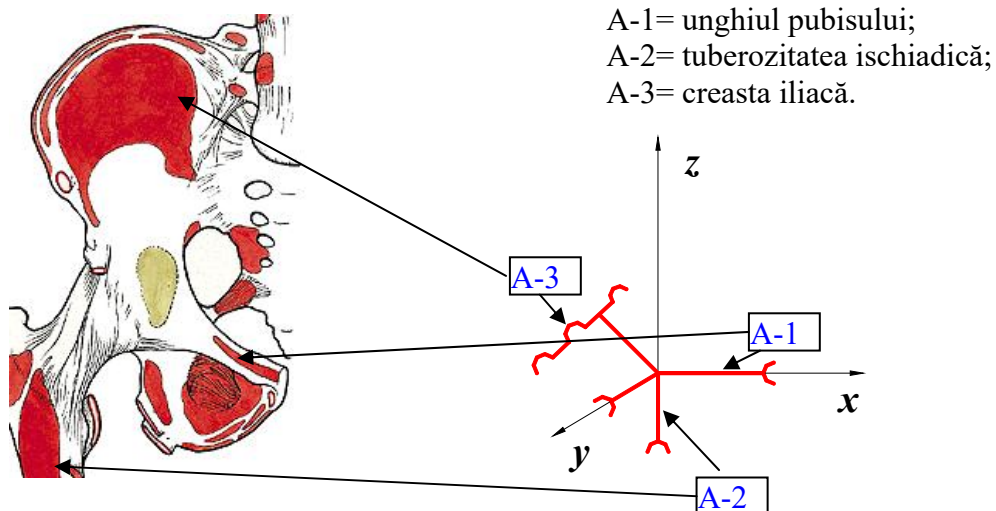


Figura 1.12. Originile mușchilor în cadrul articulației coxo-femorale. Osul coxal

- B. Femurul – pe baza analizei distribuției inserțiilor mușchilor, pe femur se pot deosebi următoarele zone cu o densitate mare (figura 1.13):

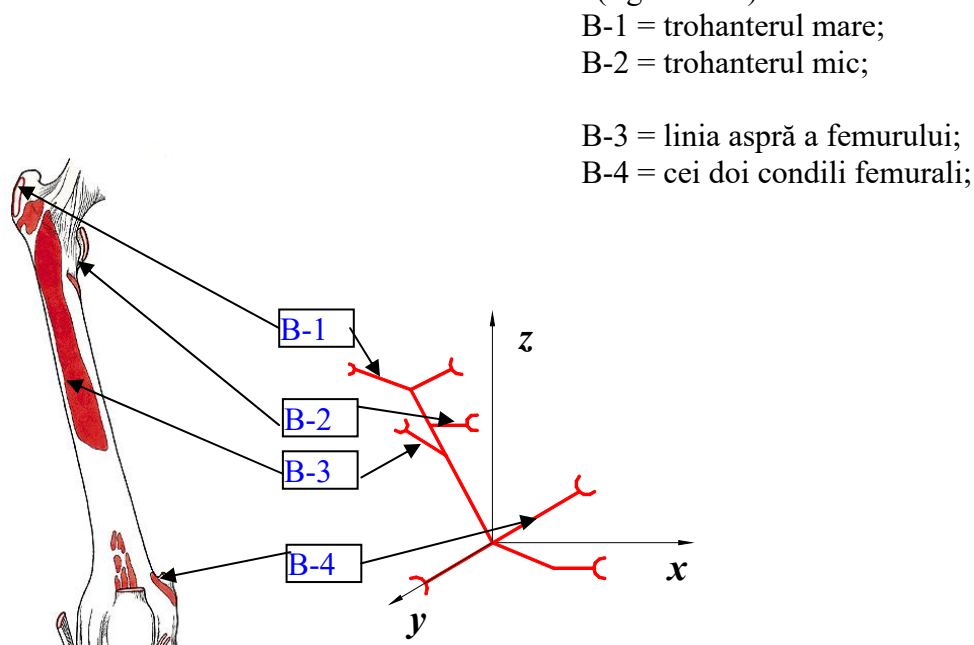


Figura 1.13. Originile mușchilor în cadrul articulației coxo-femorale. Femur

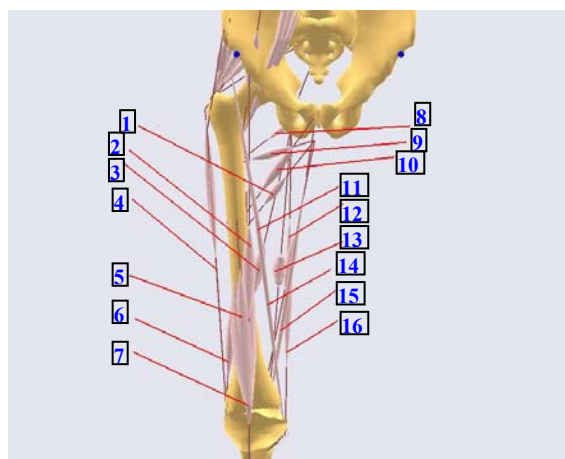


Figura 1.14. Inserțiile mușchilor pe osul coxal și pe femur. 1 – mușchiul adductor mare; 2 – mușchiul pectineu; 3 – mușchiul adductor lung; 4 – mușchiul vast lateral; 5 – mușchiul drept femural; 6 – mușchiul biceps femural; 7 – mușchiul articular al genunchiului; 8, 9, 10 – mușchiul cvadriceps; 11 – mușchiul adductor mare; 12 – mușchiul semimembranos; 13 – mușchiul semitendinos; 14 – mușchiul vast medial; 15 – mușchiul semimembranos; 16 – mușchiul gracillis

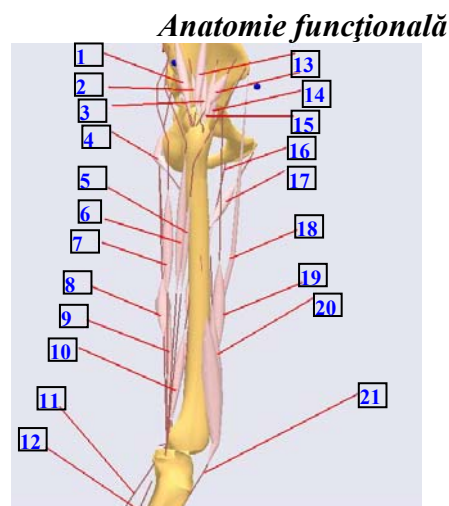


Figura 1.15. Inserțiile mușchilor pe osul coxal și pe femur: 1, 2, 3 – mușchiul gluteus maximus; 4 – mușchiul cvadriceps; 5 – mușchiul vast lateral; 6 – mușchiul adductor mare; 7 – mușchiul semimembranos; 8 – mușchiul semitendinos; 9 – mușchiul semimembranos; 10 – biceps femural; 11 – mușchiul gastrocnemian; 12 – mușchiul solear; 13, 14 – mușchiul gluteus medius; 15, 16 – mușchiul gluteus minimus; 17, 18 – mușchiul cvadriceps; 19 – mușchiul medial; 20 – mușchiul pectineu; 21 – mușchiul drept femural; 22 – mușchiul articular al genunchiului.

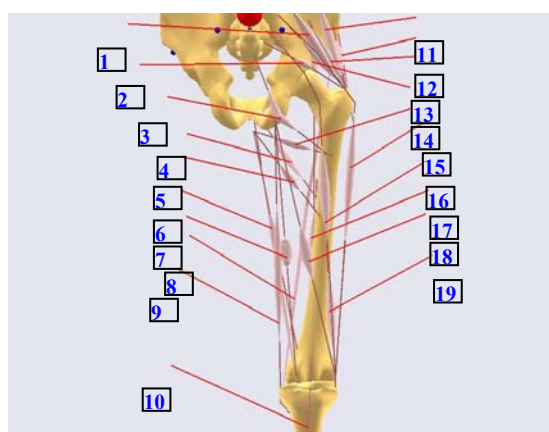
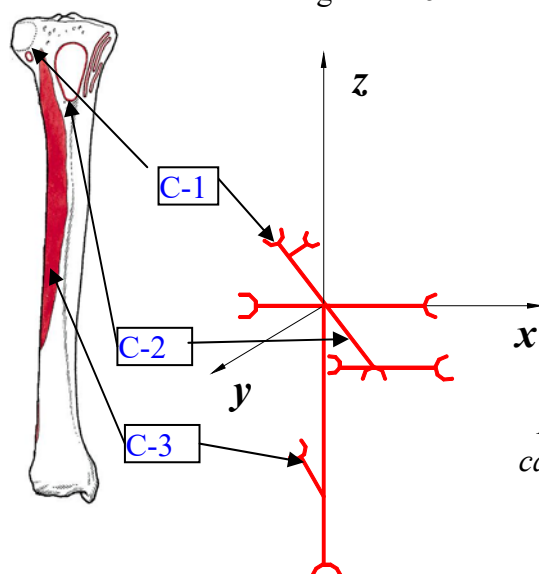


Figura 1. 15. Inserțiile mușchilor pe osul coxal și pe femur: 1, 11 – mușchiul gluteus medius; 2, 12 – mușchiul gluteus maximus; 3, 4 – mușchiul cvadriceps femural; 5 – mușchiul adductor mare; 6 – mușchiul semimembranos; 7 – mușchiul semitendinos; 8 – mușchiul semimembranos; 9 – mușchiul gracillis; 10 – mușchiul popliteu; 13 – mușchiul gluteus minimus; 14 – mușchiul cvadriceps femural; 15 – mușchiul vast lateral; 16 – mușchiul adductor mare; 17 – mușchiul drept femural; 18, 19 – biceps femural.

C. Tibia – se deosebesc 3 zone cu densitate relativă mai mare de inserții musculare. Astfel în figura 1.16 sunt identificate aceste zone:



C-1= cei doi condili tibiali;
C-2= tuberozitatea tibiei;
C-3= fața posterioară a diafizei tibiale.

Figura 1.16. Originile mușchilor în cadrul articulației genunchiului. Tibia

D. Oasele piciorului – (tarsul +metatars), pentru acestea se va considera că mișcările dintre aceste oase sunt de amplitudine mică și totodată uneori lipsesc, conducând, din punct de vedere al densității inserțiilor musculare la modelul prezentat în figura 1.17.

E. Falangele - au fost modelate printr-un singur element conform figurii 1.17.

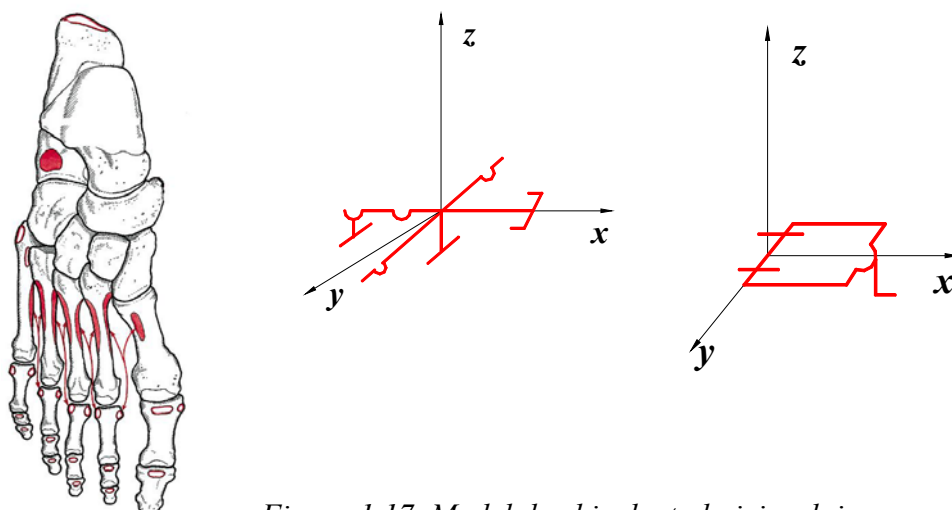


Figura 1.17. Modelul echivalent al piciorului

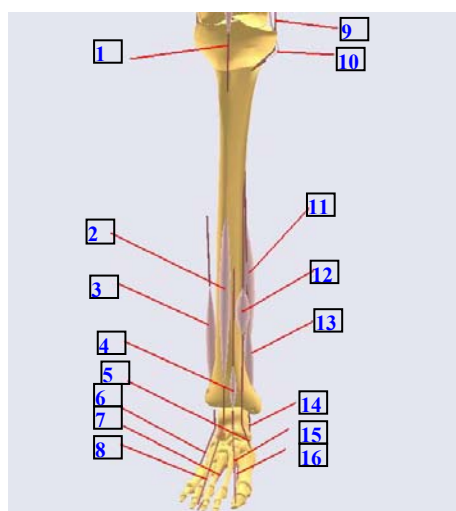


Figura 1.18. Inserțiile mușchilor pe osul tibial – gamba și pe picior: 1 – mușchiul articular al genunchiului; 2 – mușchiul tibial anterior; 3 – mușchiul peronier lung; 4 – mușchiul lung extensor al degetelor; 5 – mușchiul scurt flexor al degetelui mic; 6 – mușchiul scurt flexor al degetelor; 7 – mușchiul extensor al degetelor; 9 – mușchiul semitendinos; 10 – mușchiul semimembranos; 11 – mușchiul gastrocnemian; 12 – mușchiul solear; 13 – mușchiul plantar; 14 – mușchiul lung flexor al degetelor; 15 – mușchiul scurt flexor al halucelui.

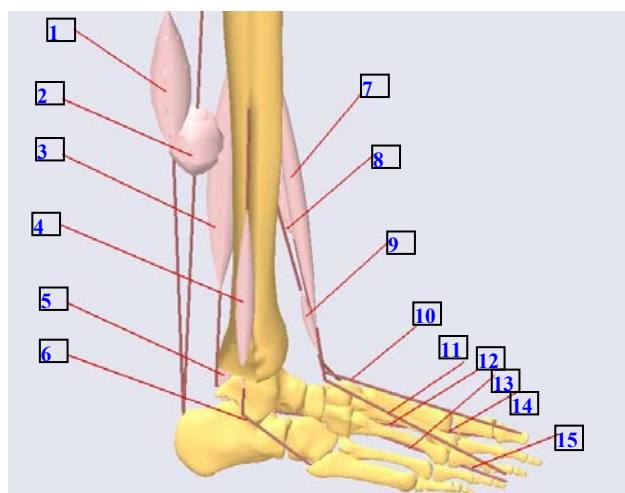
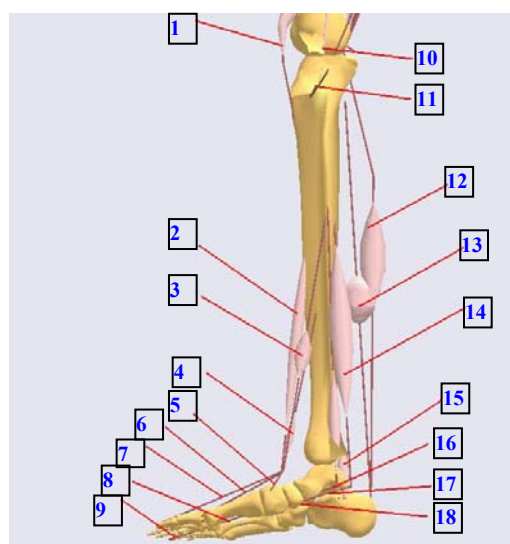


Figura 1.19. Inserțiile mușchilor pe osul tibial – gamba și pe picior: 1 – mușchiul gastrocnemian; 2 – mușchiul solear; 3 – mușchiul peronier lung; 4 – mușchiul peronier scurt; 5 – mușchiul abductor al halucelui; 6 – mușchiul scurt extensor al halucelui; 7 – mușchiul tibial anterior; 8 – mușchiul al III-lea peronier; 9 – mușchiul lung extensor al degetelor; 10 – mușchiul extensor al halucelui; 11 – mușchiul scurt flexor al degetelor; 12 – mușchiul extensor al degetelor.

Figura 1.20. Inserțiile mușchilor pe osul tibial – gamba și pe picior: 1 – mușchiul articular al genunchiului; 2 – mușchiul tibial anterior; 3 – mușchiul al III-lea peronier; 4 – mușchiul lung al degetelor; 5 – mușchiul extensor al halucelui; 6,7 – mușchiul extensor al degetelor; 8 – mușchiul abductor al halucelui; 9 – mușchiul scurt flexor al halucelui; 10 – mușchiul semitendinos; 11 – mușchiul semimembranos; 12 – mușchiul gastrocnemian; 13 – mușchiul solear; 14, 15, 16,17,18 – mușchiul abductor al halucelui.



Anatomie funcțională

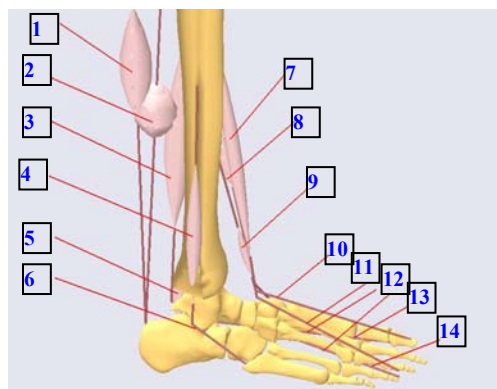


Figura 1.21. Inserțiile mușchilor pe osul tibial – gamba și pe picior: 1 – mușchiul gastrocnemian; 2 – mușchiul solear; 3 – mușchiul peronier lung; 4 – mușchiul peronier scurt; 5 – mușchiul abductor al halucelui; 6 – mușchiul scurt extensor al halucelui; 7,8 – mușchiul tibial anterior; 9 – mușchiul al III-lea peronier; 10 – mușchiul lung extensor al degetelor; 11 – mușchiul extensor al halucelui; 12 – mușchiul extensor al degetelor; 13 – mușchiul abductor al halucelui; 14 – mușchiul scurt flexor al halucelui.

Studiul biomecanic al sistemului muscular uman constituie practic un domeniu de cercetare vechi, care, și până în prezent el reprezintă o preocupare pentru cercetători. Studiile sunt bazate în principal pe metode și încercări experimentale, fapt pentru care pun în evidență relațiile ce pot stabili între diferiți parametrii ce caracterizează mușchiul uman (forța și energia dezvoltată, lungirea sau scurtarea în timpul contracției).

Având în vedere fenomenul prin care se realizează activitatea musculară, aceasta poate fi modelată luând în considerare trei proprietăți fundamentale ale mușchiului:

1 – proprietatea de a răspunde la stimuli de natură nervoasă – modelată prin echiparea sistemului mecanic cu proprioreceptori și unitate de comandă;

2 – proprietatea de a se contracta - modelată mecanic prin asimilarea unui mușchi cu o cuplă de translație;

3 – proprietatea de elasticitate – modelată mecanic prin introducerea în sistemul mecanic a unor resorturi ce absorb șocurile.

Pe baza acestor proprietăți, se poate elabora un model teoretic pentru activitatea contractilă și elastică a unui mușchi oarecare (figura 1.22).

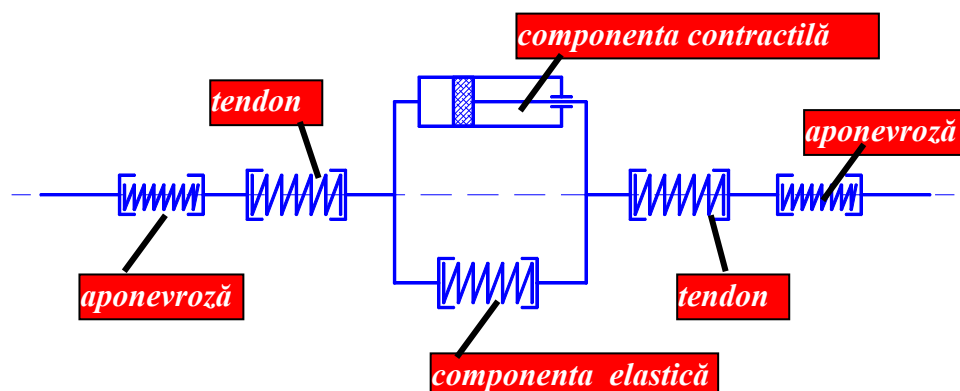


Figura 1.22. Model teoretic a unui mușchi oarecare

TONUSUL MUSCULAR

Reprezintă starea de contracție permanentă a musculaturii în condiția de repaus (de relaxare). Cu alte cuvinte chiar și în repaus, mușchiul are o ușoară stare de contracție. Această stare fiziologică denumită tonus muscular este datorată

impulsurilor nervoase continue ce pleacă din centrii nervoși medulari și ajung la mușchi, menținând în activitate un număr restrâns de unități musculare.

Existența tonusului muscular, deci a stării de contracție minimală în starea de repaus muscular, poate fi ușor demonstrată prin secționarea unui tendon la un animal de experiență, rezultatul tenotomiei fiind scurtarea mușchiului aflat în repaus. Dacă se secționează, în schimb nervul aferent mușchiului nerv prin care vin impulsurile nervoase de la centri nervoși medulari la mușchi, se observă ca aceasta se relaxează complet, devine flasc și în urma unei tenotomii nu se mai scurtează.

Tonusul muscular este influențat de starea funcțională a etajelor nervoase superioare. În timpul somnului este mai scăzut iar în timpul stării de veghe este mai ridicat.

Rolurile tonusului muscular sunt: menținerea poziției statice a corpului (tonus postural), producerea unei părți din căldura corpului (rol în termogeneză), influențarea expresiei feței (rol în mimica). Tonusul muscular reprezintă punctul de plecare în contracțiile musculare (mușchiul tonic se contractă mai repede).

FORȚA MUSCULARĂ

Este forța ce ia naștere la nivelul unui mușchi care se contractă. Există o forță musculară absolută și o forță musculară specifică.

Forța musculară absolută corespunde contracției maxime a mușchiului. Este direct proporțională cu intensitatea contracției. Ea se determină atârând o greutate de capul liber al mușchiului. Practic se calculează care este greutatea care împiedică scurtarea mușchiului, când acesta este supus unei excitații maxime. Cu cât un mușchi este mai voluminos, forța musculară a acestuia este mai mare.

Forța musculară specifică. Este forța musculară raportată la; 1cm^2 din suprafața secțiunii transversale a mușchiului. Este necesară pentru a putea face o comparație între forța musculară a diferiților mușchi. Practic se calculează forța musculară absolută și se împarte la numărul de cm^2 ai suprafeței secțiunii transversale a mușchiului respectiv.

DESCOMPUNEREA FORȚELOR MUSCULARE

Acțiunea musculară nu realizează numai mobilizarea pârghiilor osoase. Prin tonusul său prin contracția lor voluntară, mușchii reprezintă unul din principalele mijloace de unire și de contenție a segmentelor osoase articulare. De aceea, conform paralelogramului forțelor, forța musculară se descompune în două componente: una osteomusculară și alta articulară, de menținere a suprafețelor osoase. Deci, o parte din forța musculară, imposibil de determinat prin formule matematice, se pierde pentru menținerea în contact a suprafețelor articulare.

MOMENTUL MUȘCHIULUI

Raportul dintre mușchi și pârghia lui variază în funcție de faza acțiunii. În diferitele lui momente, mușchiul poate fi mai mult sau mai puțin perpendicular pe pârghia pe care acționează. Faza în care incidența perpendiculară îi permite un maximum de acțiune poartă denumirea de *momentul mușchiului* (Debrierre).

Momentul unui mușchi poate fi calculat, acesta reprezintă produsul dintre forța musculară care acționează și brațul virtual al pârghiei (distanța dintre linia de acțiune a mușchiului și axul biomecanic al articulației). De exemplu, brațul de pârghie virtual al bicepsului brahial este egal cu perpendiculara care coboară de la articulația cotului pe lungimea mușchiului. Acest braț de pârghie virtual se poate mări sau

micșora, deoarece mușchiul în acțiune se depărtează sau se apropie de articulație (fig. 1.23).

Mușchii cu brațe de pârghie mici, chiar dacă sunt voluminoși, au un moment mic. Mușchii cu brațul de pârghie virtual mare, chiar dacă sunt mai puțin voluminoși, au un moment mult mai mare. Astfel, bicepsul și brahialul anterior, dispuși oblic pe antebraț, ajung prin flexie să devină perpendiculari pe acesta și să se depărteze de articulație. Crescând brațul de pârghie virtual, va crește și puterea de acțiune a acestor mușchi. În schimb, în poziție de repaus deltoidul are fasciculele musculare dispuse paralel cu direcția osului humerus, pe a cărei impresiune deltoidiană se inseră. El își menține acest paralelism chiar când se contractă și duce brațul în abducție, la orizontală. Deși este un mușchi voluminos, brațul lui virtual pe pârghie rămâne neschimbat, iar momentul mușchiului rămâne mic.

Acțiunea hipomohlionului. Calculul mecanic al forței cu care acționează unele dintre pârghiile osoase se complică și prin intervenția hipomohlionului. Unii mușchi prezintă acțiuni a căror direcție nu corespunde forței de acțiune a fasciculelor musculare, deoarece tendoanele lor își schimbă direcția. Astfel, fasciculele musculare ale bicepsului brahial, prin orientarea lor, ar trebui să realizeze mișcarea de adducție a brațului. Prin tendonul lui scurt, bicepsul brahial realizează într-adevăr această mișcare. Dar tendonul lung al bicepsului, după ce iese din culisa bicipitală, unde este orientat vertical, se îndreaptă înăuntru pe extremitatea superioară a humerusului și devine aproape orizontal, ajungând să se insere pe suprafața supraglenoidiană a omoplatului. Tendonul lung al bicepsului, astfel deviat ca orientare, nu mai realizează adducția brațului, ci abducția lui.

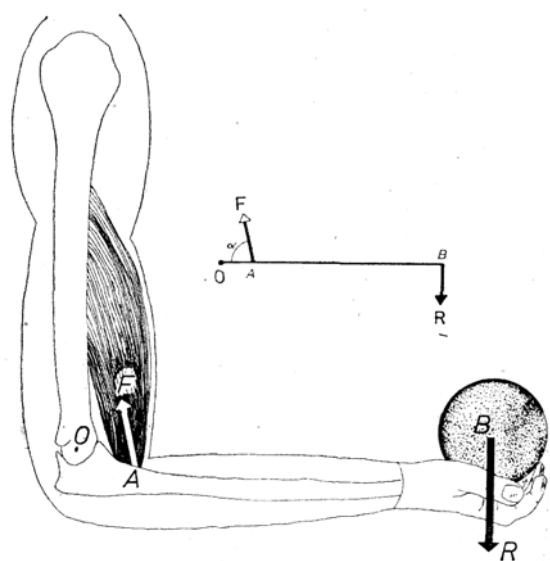


Fig. 1.23 — Brațul de pârghie virtual al bicepsului brahial OA , ce acționează asupra unei pârghii de gradul al III-lea.

Un alt exemplu îl furnizează ischiogambierii (bicepsul crural, semiten-dinosul, semimembranosul), ale căror fascicule musculare sunt orientate în așa fel încât să realizeze flexia gambei pe coapsă. Acești mușchi sunt într-adevăr flexorii principali ai gambei pe coapsă atât timp cât tendoanele lor distale trec înapoia condililor femurali și continuă direcția fasciculelor musculare. Dar când gamba este extinsă și tendoanele lor distale trec înaintea condililor femurali, care le deviază direcția, devin extensori ai gambei pe coapsă.

Punctul unde un tendon își schimbă direcția ia numele de *scripete de reflexie* sau *hipomohlion*. Tendonul lungii porțiunii a bicepsului brahial are drept hipomohlion extremitatea superioară a humerusului. Tendoanele ischiogambierilor au drept hipomohlion condilii femurali. Intervenția acestor scripeți de reflexie complică calculul matematic al forței de acțiune a pârgărilor osoase atât prin schimbarea direcției de acțiune, cât și prin punctele de frecare pe care le oferă.

ROLUL MUȘCHILOR ÎN ORGANISM

Rolul mușchilor în organism este diferit în funcție de cele două grupe mari de mușchi existenți : mușchii striati (somatici, scheletici) și mușchi netezi (viscerali). Rolurile mușchilor striati sunt: menținerea poziției verticale a corpului (poziția ortostatică) și mișcarea diferitelor segmente ale corpului.

Menținerea poziției verticale a corpului se face prin contracția simultană a unui număr mare de grupe musculare, care prin acțiunea lor, determină menținerea constantă a centrului de greutate a corpului, în mijlocul poligonului de susținere. Dintre aceste grupe musculare amintim doar câteva și anume: mușchii cefei, care țin capul în poziție verticală, el tinzând să cadă anterior, mușchii jgheaburilor vertebrale, care țin coloana vertebrală într-o poziție fiziologică, trunchiul tinzând să cadă anterior și mușchii anteriori ai coapsei, care realizează extensia gambei pe coapsă și deci menținerea centrului de greutate în interiorul poligonului de sprijin.

Al doilea rol al mușchilor striati este acela de a realiza mișcarea diferitelor segmente ale corpului, unul față de celălalt. Astfel, ei realizează, prin contracție mișcări simple de tipul flexie-extensie, rotație, etc, dar și mișcări complexe, cum ar fi mersul, fuga și săritura. De remarcat că pentru realizarea mersului sau a alergării, pe de o parte se contractă musculatura scheletică a diferitelor segmente ale membrilor inferioare, iar pe de alta parte se contractă alte grupe musculare scheletice care realizează menținerea echilibrului.

Rolurile mușchilor netezi, este acela de a asigura îndeplinirea funcțiilor specifice fiecărui organ intern, în structura căruia intră.

1.4. Sistemul osteo – articular

Articulația reprezintă totalitatea elementelor anatomice prin care se unesc două sau mai multe oase.

CLASIFICARE

Articulațiile se pot clasifica în funcție de gradul de mobilitate și în funcție de gradul de libertate.

1. Clasificarea articulațiilor în funcție de gradul de mobilitate:

a) *articulații fixe*. Se mai numesc și SINARTROZE. Sunt articulații în care mișcările sunt minime sau inexistente. Tipurile de sinartroze sunt:

- Sincondroza. Este o articulație fixă realizată cu ajutorul țesutului cartilaginos care îi conferă un oarecare grad de elasticitate. Este puțin răspândită în organism. Ex.: articulația dintre prima pereche de coaste și stern (figura 1.24).

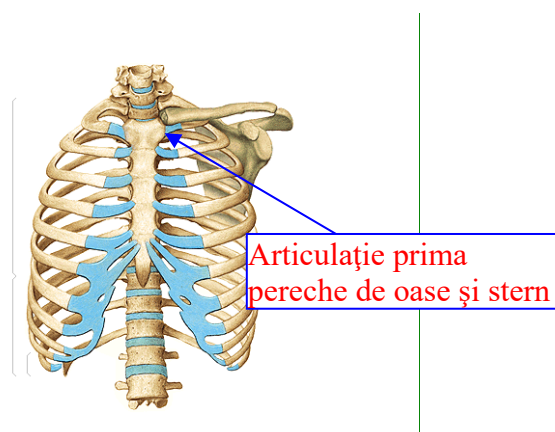


Figura 1.24. Cutia toracică

- Sindesmoza. Este o articulație fixă realizată cu ajutorul țesutului conjunctiv fibros. Ex: articulația sacroiliacă (figura 1.25).

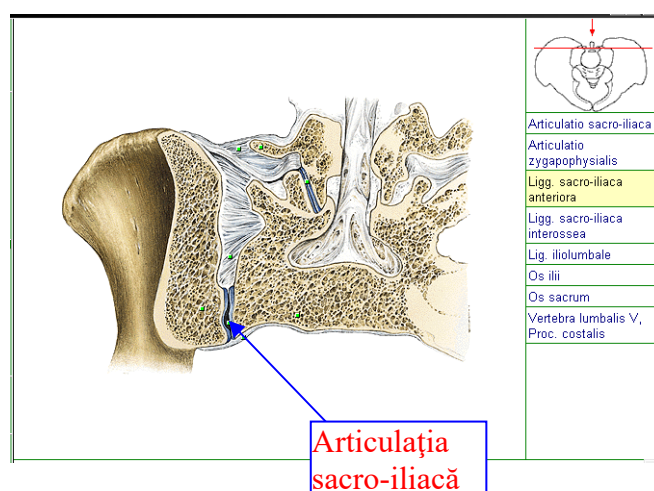


Figura 1.25. Articulația sacro-iliacă

- Sinostoza. La vârstnici, țesutul cartilagos sau fibros din articulațiile prezentate mai sus se osifică. Ex: articulațiile calotei craniene (figura 1.26).

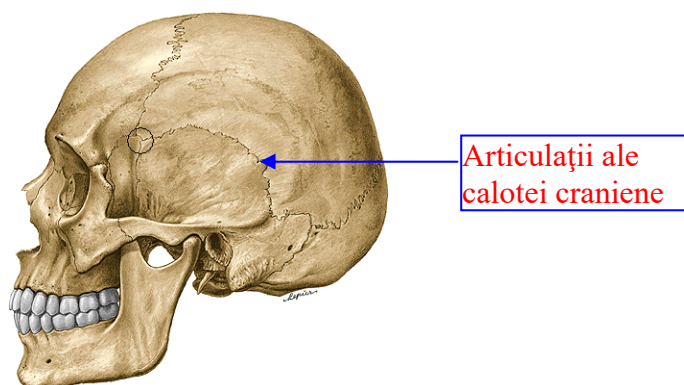


Figura 1.26. Cutia craniană

b) *articulații semimobile*. Se mai numesc și AMFIARTROZE. Sunt articulații cu o mobilitate redusă (semimobile). Suprafețele articulare sunt ușor concave. Cavitățile articulare și capetele articulare aici nu se mai observă. Alunecarea suprafețelor articulare este redusă. Ex: articulația corpurilor vertebrale (figura 1.27).

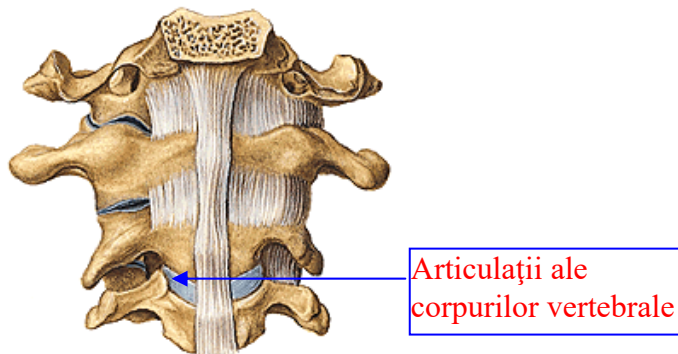


Figura 1.27. Corpuri vertebrale

c) *articulații mobile*. Se mai numesc și ARTRODII. Amfiartrozele și artrodiile formează diartrozele. Artrodiile sunt articulații adevărate. Au toate elementele caracteristice unei articulații. Fiecare element are o structură și un rol funcțional particular. Elementele componente ale artrodiilor sunt:

1. Extremitățile osoase
2. Cartilajul articular
3. Capsula articulară și ligamentele
4. Sinovială
5. Lichidul sinovial
6. Mușchii periarticulari

În unele articulații putem întâlni buretele fibrocartilaginose sau discuri sau meniscuri. Exemplu: articulația genunchiului (figura 1.28).

1. Extremitățile osoase. Tipul de mișcare dintr-o articulație este legat de forma extremității osoase. La nivelul articulației liniile de forță se transmit de la o suprafață articulară la alta. Pentru o bună funcționalitate articulară este necesar ca suprafețele articulare să se adapteze perfect, realizându-se astfel congruența articulară, în caz contrar apar zone de hiperpresiune la nivelul suprafețelor articulare urmate de distrugerea unor zone din suprafața articulară. Dacă procesul de distrugere continuă și la nivelul osului, la nivelul articulației apare o stare patologică, degenerativă, denumită artroză.

2. Cartilajul articular. Este un cartilaj hialin. Durează tot timpul vieții. Are un aspect albicios, lucios. Grosimea cartilajului articular nu este egală pe toată întinderea suprafeței articulare. Este mai mare la nivelul punctelor de maximă presiune și mai mică la nivelul zonelor de presiune mai mică. Grosimea cartilajului este legată și de forma suprafeței articulare pe care o acoperă. Dacă aceasta este sferică, cartilajul este mai gros în centru și mai subțire la periferia suprafeței articulare. Dacă este concavă este mai gros la periferie și mai subțire în centrul suprafeței articulare. Grosimea cartilajului este legată și de vârstă. Este mai gros la tineri și mai subțire la bătrâni. Rolul cartilajului articular este de a permite adaptarea mai bună a suprafețelor articulare ale extremităților osoase între ele, realizând deci o congruență articulară și repartizând uniform forțele primite, pe toată suprafața articulară pe care o acoperă. Cartilajul articular nu are o vascularizație proprie deci nu are posibilitate de cicatrizare sau

regenerare. El se hrănește prin imbibitie, prin vasele capsulo-sinoviale aflate în jur și prin vasele țesutului osos subiacent. Cartilajul nu are inervație proprie. Agresiunile de orice natură care au loc asupra lui nu determină apariția senzației dureroase. Cartilajul articular are trei proprietăți importante : compresibilitate, elasticitate și porozitate.

Mișcarea are o importanță capitală pentru menținerea integrității morfo-functionale a cartilajului. În cazul unei imobilizări articulare prelungite în aparate gipsate, cartilajul articular se resoarbe și treptat cavitatea articulară se umple cu țesut conjunctiv fibros realizându-se o anchiloză fibroasă. Dacă imobilizarea gipsată se prelungește țesutul conjunctiv fibros se metaplaziază în țesut fibros realizându-se o anchiloză osoasă. În acest fel mobilitatea articulară dispare complet.

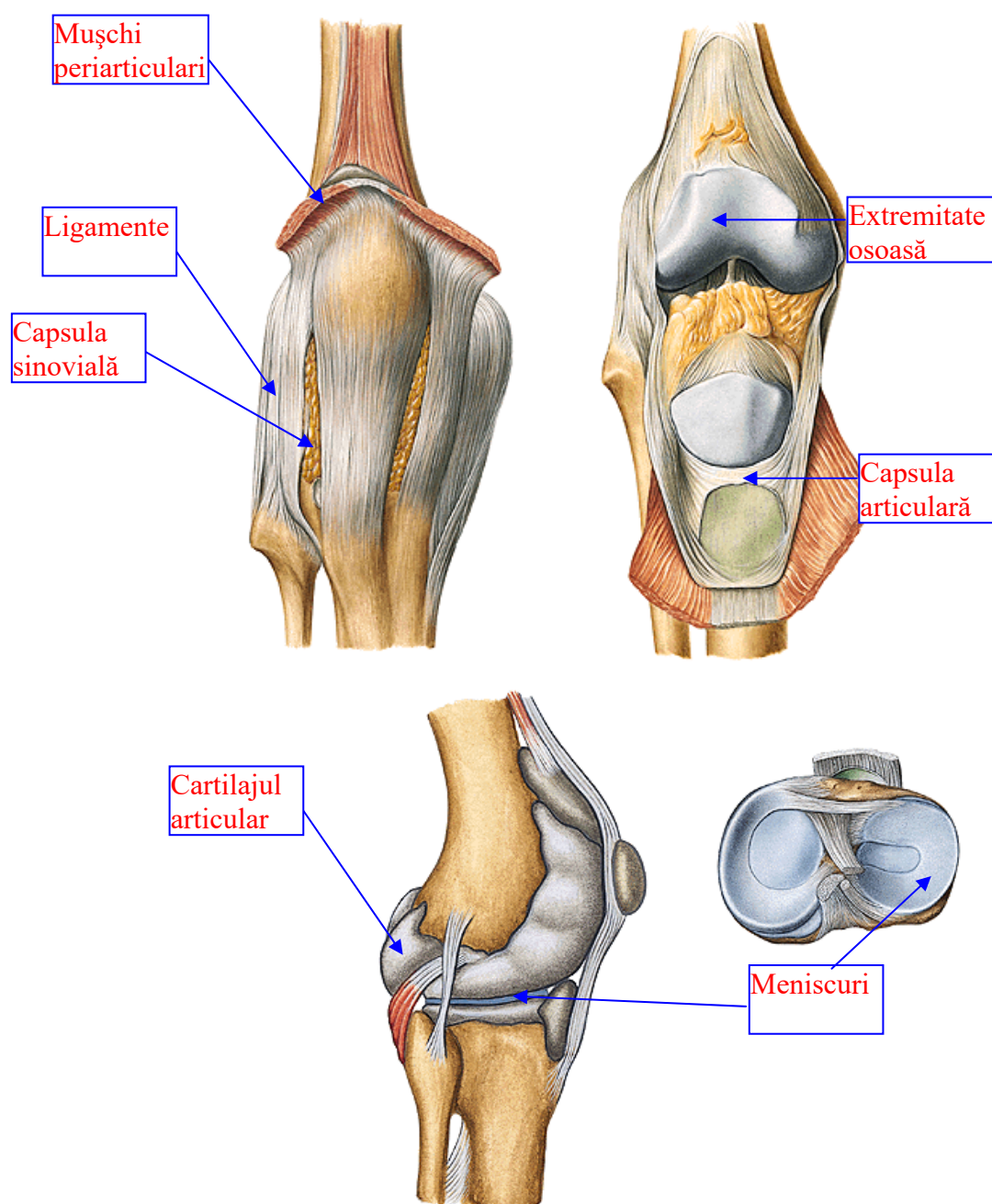


Figura 1.28. Articulația genunchiului

3.Capsula articulară și ligamentele. Capsula articulară este o formațiune conjunctivă care continuă periostul celor două segmente osoase, reprezentând alături de ligamente un mijloc de unire al acestora. Ea se află la periferia capetelor osoase pe care le ține în contact, având forma unui manșon. Are două straturi: un strat fibros, corespunzător periostului și un strat intern, sinovial, care se oprește la nivelul cartilajului articular. Ligamentele au rolul de a uni cele două extremități osoase dar în același timp ele se opun unor mișcări care depășesc o anumită limită de amplitudine. Ligamentele se clasifică în :

- ligamente ajutătoare, care consolidează legătura dintre capetele articulare.
- ligamente frânatoare, care frânează mișcarea dacă aceasta depășește o anumită amplitudine.

4.Sinoviala. Reprezintă stratul intern al capsulei articulare. Se întinde pe toată fața profundă a acesteia, oprindu-se la nivelul cartilajului articular. Sinoviala se prelungește spre interior cu vilozitățile-sinoviale, care sunt niște prelungiri digitiforme al căror vârf este îndreptat către interiorul cavității articulare. Ele sunt foarte bine vascularizate. Funcțiile sinovialei sunt:

- de rezorbție a lichidului sinovial, ce umple cavitatea articulară.
- funcție de reglare a temperaturii și presiunii lichidului sinovial.
- rol plastic, umplând spațiile goale care apar în timpul mișcărilor, între suprafețele articulare.

5.Lichidul sinovial. Se găsește în interiorul cavității articulare. Mișcarea reprezintă principalul stimul în producerea de lichid sinovial. Rolurile lichidului sinovial sunt:

- de nutriție a cartilajului articular.
- de curățire. Lichidul sinovial înglobează detritusurile celulare din cavitatea articulară. Sinoviala resoarbe lichidul sinovial împreună cu aceste detritusuri celulare.
- de lubrefiere. Lichidul sinovial "unge" suprafețele articulare, respectiv cartilajul hialin ce le acoperă, favorizând alunecarea acestora una față de cealaltă, prin scăderea forței de frecare dintre ele.

El este în permanență schimbat, iar deșeurile cartilaginoase sunt fagocitate.

6. Mușchii periarticulari. Sunt mușchii care se află în jurul articulației, fiind elementul activ în menținerea în contact a suprafețelor articulare, în timp ce capsula articulară și ligamentele sunt elementele pasive. Rolul de a menține suprafețele articulare ale extremităților osoase în contact se manifestă atât în poziția de repaus articular cât și în timpul mișcării articulației.

7. Discurile și meniscurile. Dacă suprafețele articulare nu se adaptează perfect, atunci în articulații apar, pentru stabilirea congruenței articulare, niște formațiuni fibro-cartilaginoase. Ele pot fi :

- discuri - rotunde și uniforme ca grosime.
- meniscuri - semilunare și ovale, cu grosimi variate în diferite porțiuni. Ex: discurile intervertebrale dintre corpii vertebrali, meniscurile de la nivelul genunchiului. Atât meniscurile cat și discurile reprezintă formațiuni cu rol de a amortiza șocurile dintre cele două suprafețe articulare.

8. Bureletul fibrocartilagos. Unele articulații nu au suprafețe articulare egale ca întindere. Ex: articulația scapulo-humerală și articulația coxo-femurală. Pentru compensarea acestei inegalități există o formațiune fibrocartilaginoasă cu numele de *burelet fibrocartilagos*. Pe o secțiune frontală forma bureletului fibrocartilagos este aproximativ triunghiulară, prezentând o bază, un vârf, o latură externă și o latură internă. Baza se inseră pe marginea suprafeței articulare, vârful,

opus bazei, este îndreptat către cealaltă suprafață articulară, latura externă se inseră pe fața internă a capsulei articulare iar latura internă este îndreptată către cavitatea articulară.

CLASIFICAREA ARTICULAȚIILOR ÎN FUNCȚIE DE GRADUL DE LIBERTATE

După gradul de libertate, raportat la cele trei planuri ale spațiului, sunt:

a. *articulații uniaxiale* (cu un grad de libertate). În aceste articulații mișcările se fac într-un singur plan și în jurul unui ax. Ele se pot clasifica în:

- articulații de tip cilindric. Mișcarea se efectuează în jurul axului longitudinal al osului. Ex: articulația radio-cubitală proximală (mișcarea de pronație – supinație, figura 1.29).



Figura 1.29. Articulația radio-cubitală

- articulații de tip trohlear ("în balama" sau "ginglim"). În aceste articulații una din suprafețele articulare este o trohlee. Mișcarea se face într-un singur plan, în jurul axului transvers. Ex: articulația cotului (mișcarea de flexie – extensie, figura 1.30).

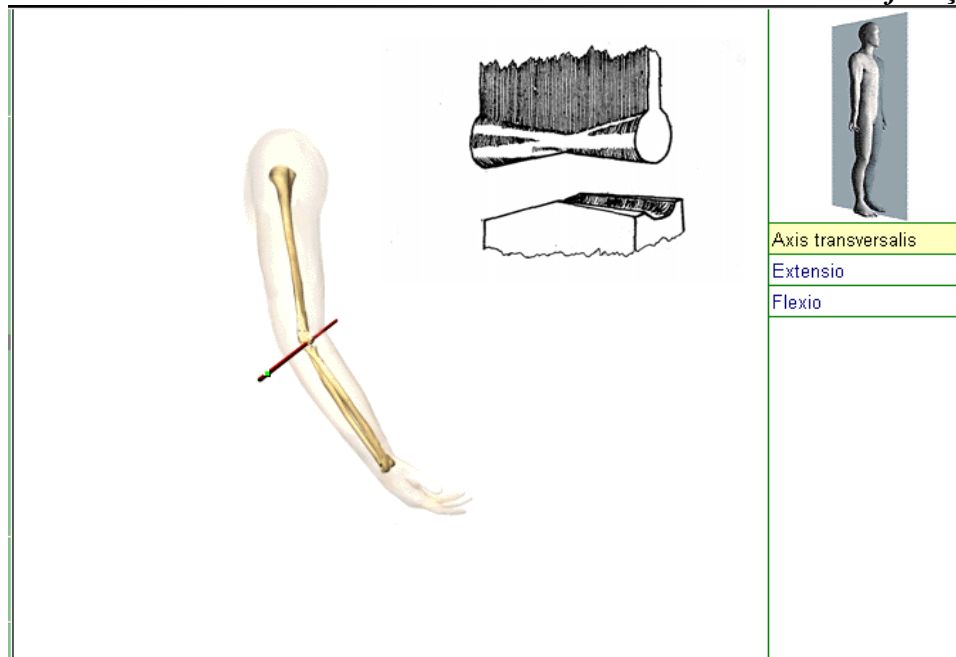
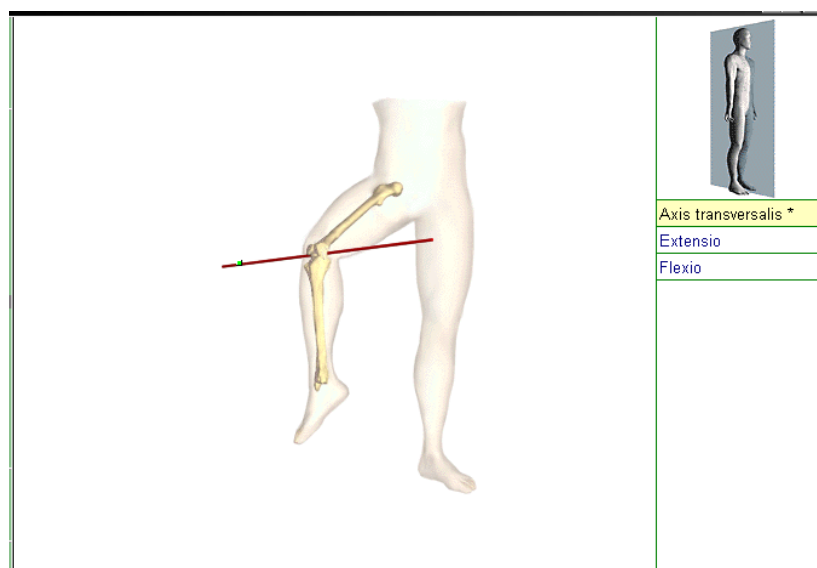


Figura 1.30. Articulația cotului

b. articulații biaxiale (cu două grade de libertate). În aceste articulații mișcările se fac în două planuri și în jurul a doua axe. Din aceste articulații fac parte:

- articulațiile de tip elipsoid (ovoid). Aceste articulații prezintă suprafețe articulare elipsoidale. Ex.: articulația radio-carpiană (mișcarea de flexie-extensie/inclinare laterală-inclinare medială), articulația genunchiului (flexie-extensie, rotație internă-externă, figura 1.30).



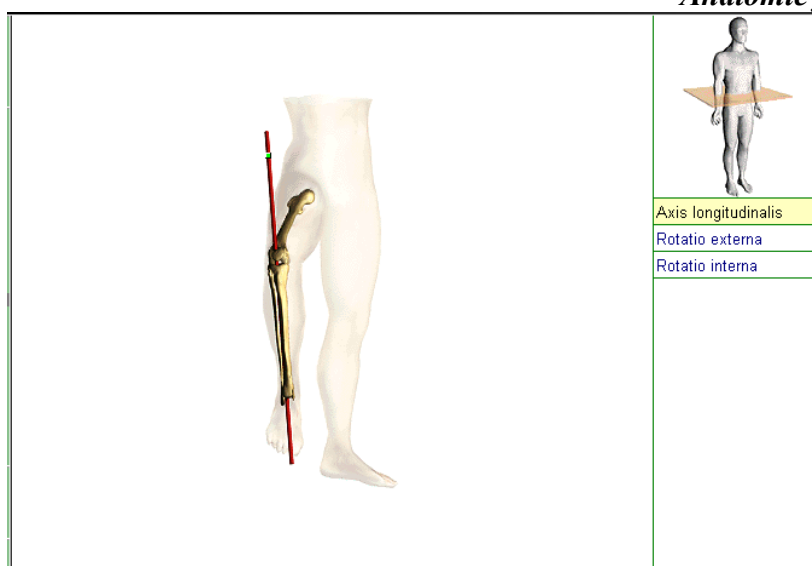


Figura 1.30. Articulația genunchiului

- articulațiile în șa. Au fețe articulare concave și convexe. Ex.: articulația carpo-metacarpiană, figura 1.31.

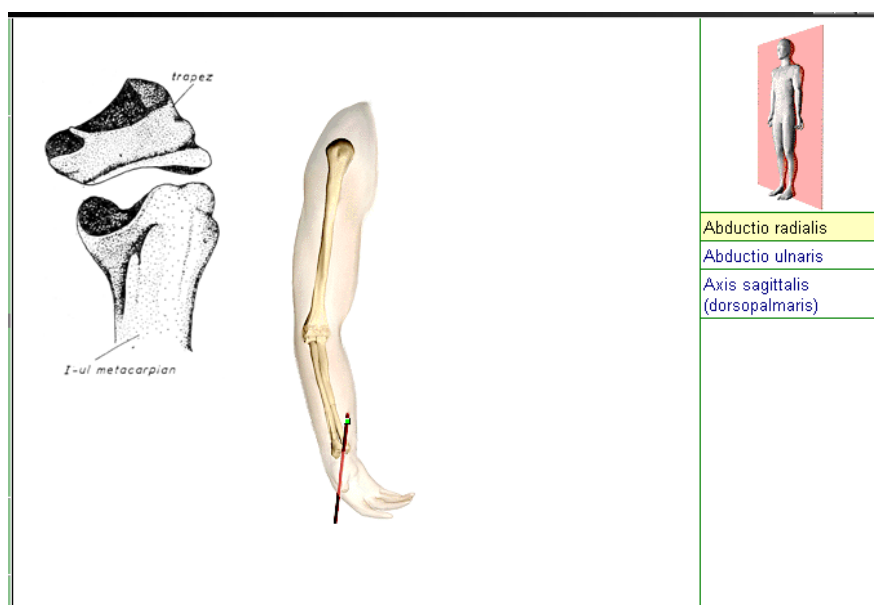


Figura 1.31. Articulația carpo-metacarpiană

c. *Articulații triaxiale* (pluriaxiale). În aceste articulații mișcările se, pot efectua în mai multe planuri și în jurul a mai multor axe. Din această categorie face parte articulația de tip sferic, în care una dintre suprafețele articulare are forma unei porțiuni dintr-o sferă, în timp ce a doua suprafață articulară este concavă. Este tipul cel mai mobil de articulație. Ex: articulația scapulo-humerală și articulația coxo-femurală (mișcări pivotante pe 3 axe, figura 1.32).

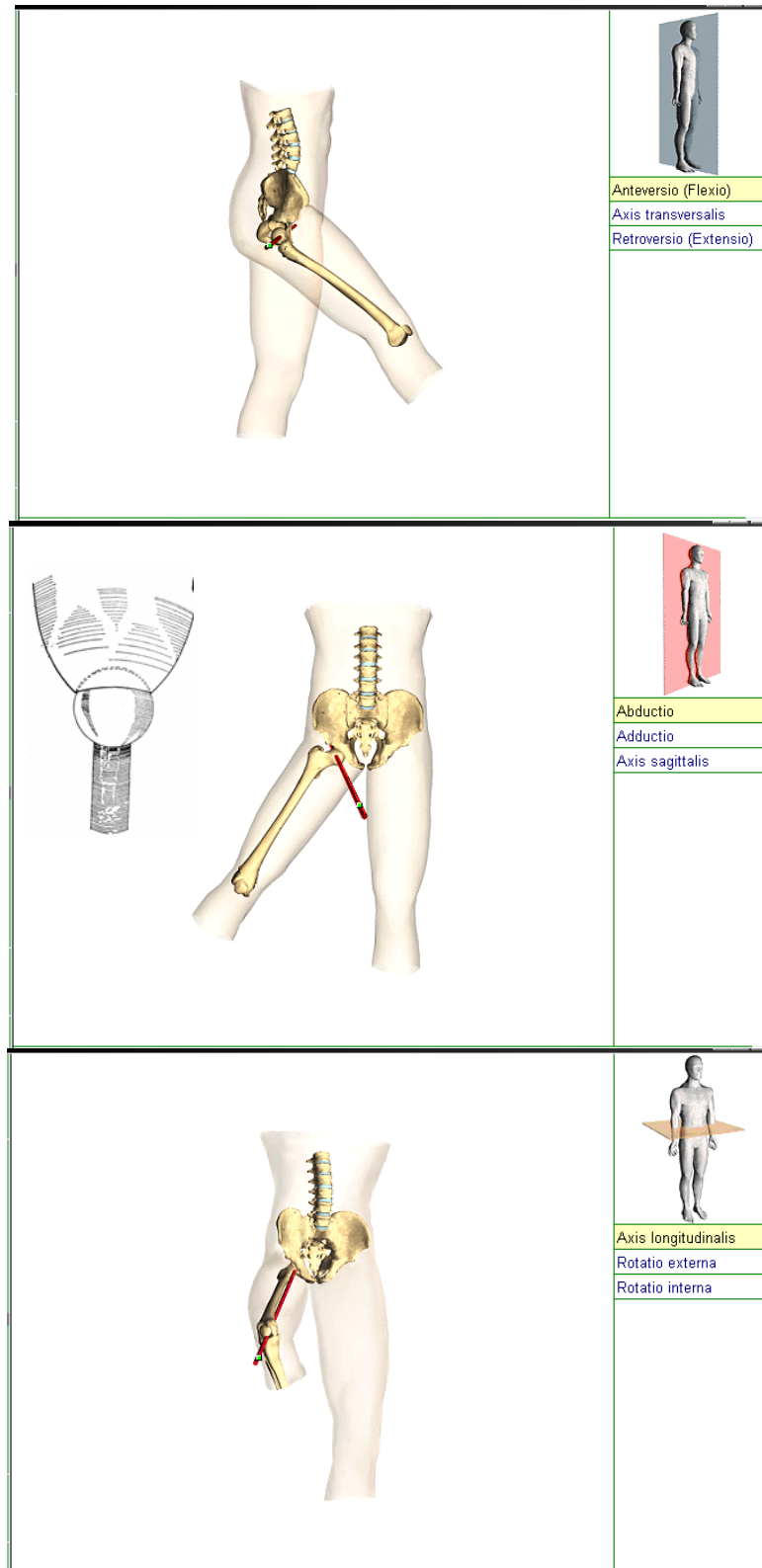


Figura 1.32. Articulația șoldului - coxofemurală

II. ELEMENTE DE BIOMECHANICĂ

2.1. Interdependența factorilor morfofuncționali

La baza mișcărilor stau factorii morfofuncționali rezultați din mișcarea însăși și care nu sunt altceva decât organele aparatului locomotor (oase, articulații, mușchi) și organele sistemului nervos (receptori, nervii senzitivi, măduva spinării, encefal, nervii motori, plăcile motorii, sistemele gama).

Organismul în mișcare trebuie privit ca un tot unitar, ca un întreg, mișcarea fiind rezultatul intrării în acțiune a tuturor factorilor morfofuncționali amintiți. Intrarea în acțiune a acestor factori și mecanismele lor sunt stereotipe și pot fi considerate ca niște principii.

2.2. Interdependența dintre organism și mediul extern

Organismul în mișcare trebuie privit ca un tot, ca un întreg, în strânsă interdependență cu mediul în care se dezvoltă și se deplasează. Este cunoscută importanța factorilor externi asupra organismului uman, cum sunt: rezistența și elasticitatea solului, accelerația, gravitatea etc. De asemenea, mai amintim influența temperaturii scăzute a mediului înconjurător asupra obținerii unor bune rezultate, prin fenomenele de micșorare a excitabilității neuromusculare și de vasoconstricție pe care le provoacă, precum și influența scăderilor de presiune atmosferică asupra mișcărilor efectuate de piloți și cosmonauți.

Exemplele pot fi nenumărate și ele arată, în mod clar, rolul pe care mediul îl are atât în procesele de dezvoltare, cât și asupra manifestării organismului și deci a factorilor morfofuncționali, care stau la baza exercițiilor fizice.

2.3. Rolul mișcărilor în structurarea corpului omenesc

Luându-se în considerare filogenia locomoției, mișcarea influențează corpul omenesc, structurându-l și formându-l apt să realizeze mișcări din ce în ce mai complicate. Structurile corpului omenesc sunt structuri funcționale, produse prin funcție, cu scopul de a crea funcții.

Funcția poate fi definită (E. Repciuc) ca o acțiune, ca un proces complex, a cărui caracteristică generală este aceea de a se desfășura în timp, iar forma structurii funcționale, ca o stare complexă, a cărui caracteristică generală este aceea de a se

desfășura în spațiu.

Forma și funcția nu sunt însă decât aspecte ale manifestării aceleiași unități — materia vie — și nu pot exista una fără alta, așa cum mișcarea nu poate exista în afara materiei. Desfășurarea lor în timp și spațiu se condiționează reciproc, funcția creând forma, iar forma creând funcția. Forma deci — în ultimă analiză — nu este nici ea o stare definitivă, imuabilă, ci este permanent modelată de funcție, este o formă funcțională. Acesta este dealtfel și înțelesul profund al definiției pe care F. Rainer o dă anatomiei, ca fiind „știința formei vii”.

Funcția reprezintă excitantul indispensabil viețuirii materiei însăși, modul de existență a formei. Ea are, înainte de toate, valoare trofică, întreținând forma, fără să se exercite direct asupra acesteia, ci prin intermediul sistemului nervos. Este vorba deci de o valoare trofică mediată.

Locomția, mișcările segmentelor aparatului locomotor, exercițiile fizice reprezintă funcția aparatului locomotor, iar factorii morfofuncționali care îl alcătuiesc reprezintă forma lui.

Interconținerea dintre locomție, ca funcție, și aparat locomotor, ca formă, este evidentă și reprezintă una dintre premisele de bază ale fundamentării științifice și ale importanței educației fizice.

Forță, sistem de referință, direcție de mișcare, sens de mișcare, timp și unități de măsură

Sub forma cea mai simplistă, modul de acțiune a mișcărilor în structurarea funcțională a organelor și țesuturilor apare legat de intervenția unor cupluri de forțe: forțe de acțiune-forțe de reacțiune, forțe exterioare-forțe interioare etc.

Se înțelege prin forță mărimea fizică care descrie cantitativ interacțiunea dintre un sistem care acționează și un alt sistem care reacționează. Forța reprezintă cauza care modifică sau tinde să modifice starea de repaus sau de mișcare a unui corp. Cu descrierea forțelor care produc mișcările locomotorii se ocupă *biodinamica*.

Studiul unei mișcări nu este însă posibil dacă nu se stabilesc convențional următoarele elemente de bază: sistemul de referință față de care se realizează mișcarea, direcția de mișcare, sensul de mișcare, timpul de execuție a mișcării (deci viteza și accelerația), precum și unitățile de măsură ale forțelor.

Orice mișcare observată în spațiu este relativă, în sensul că ea se consideră convențională față de un anumit sistem de referință, considerat, tot convențional, drept fix. Un săritor cu prăjina, de exemplu, se deplasează în timpul elanului, față de pistă, în timpul săriturii propriu-zise, față de ștachetă și în timpul căderii, față de groapa cu nisip. Pista, ștacheta și groapa cu nisip reprezintă sisteme de referință inerțiale. În

momentul pendulării corpului, prăjina reprezintă un sistem de referință neinertial, deoarece se mișcă accelerat față de sistemele inerțiale.

Încă din 1637, Descartes a propus un sistem tridimensional de coordonate rectangulare, în care se consideră că direcția mișcării se stabilește față de cele trei axe ale sistemului: pe orizontală, înainte și înapoi; pe verticală, în sus și în jos; lateral, la dreapta și la stânga.

Direcția de mișcare a unui punct izolat poate fi rectilinie, când punctul se deplasează pe o traiectorie dreaptă sau curbilinie, când punctul se deplasează pe o traiectorie curbă.

Mișcările corpului omenesc sau ale segmentelor lui nu sunt ale unor puncte izolate, ci ale unor corpuri materiale cu o anumită formă geometrică, alcătuite dintr-un număr infinit de puncte. Aceasta face ca mișcările corpurilor să fie mișcări de translație sau de rotație. Când toate punctele se deplasează pe traiectorii paralele, mișcarea este de translație (fie ea rectilinie sau curbilinie), iar când punctele corpului se mișcă pe o circumferință în jurul unui ax, mișcarea este de rotație.

În general, mișcările corpului omenesc sau ale segmentelor lui includ în ele fie mișcări de translație față de sol (ca la atacul cu floreta), fie mișcări de rotație ale întregului corp sau ale segmentelor lui în jurul diferitelor axe ale articulațiilor (ca la aruncarea cu discul).

Pe orice direcție există însă două sensuri opuse de mișcare, iar pe o aceeași direcție de mișcare, antebrațul se poate flecta pe braț sau se poate extinde. Sistemele de referință față de care se execută mișcările, ca și direcțiile și sensurile mișcărilor, se referă la spațiul tridimensional, în cadrul căruia se realizează mișcarea.

Mișcarea se execută însă și cu viteze și accelerații deosebite, ceea ce impune ca studiul ei să se refere nu numai la spațiul, ci și la timpul în care se realizează, deoarece spațiul și timpul alcătuiesc o unitate dialectică.

Viteza și accelerația sunt vectori și ca orice vectori sunt caracterizate de mărime, direcție și sens.

În funcție de accelerația ei, mișcarea poate fi uniformă sau variată. În mișcarea uniformă corpul parcurge spații egale, în perioade de timp egale, iar accelerația este zero. În mișcarea variată, raportul dintre spațiul parcurs și timp nu este constant, iar accelerația este diferită de zero. Mișcarea variată poate să fie uniform variată, dacă accelerația este diferită de zero și constantă în timp sau poate fi neuniform variată, dacă accelerația nu este constantă în timp. Căderea unui corp în vid reprezintă un exemplu clasic de mișcare uniform variată. Majoritatea mișcărilor locomotorii ale corpului animal sau segmentelor lui sunt mișcări neuniform variate.

Accelerația (g) îndreptată în sensul mișcării poartă denumirea de accelerație

Elemente de biomecanică

pozitivă (*g-pozitivă*) și mărește viteza mișcării (ca în căderea după o săritură la trambulină). Cea îndreptată în sens opus mișcării poartă denumirea de accelerație negativă sau accelerație de frânare (*g-negativă*) și micșorează viteza mișcării (ca în săriturile în sus la înălțime sau cu prăjina).

În sfârșit, studiul mișcărilor nu ar fi posibil fără stabilirea convențională a valorilor unităților de forță, care includ kilogramul.

În fizică, kilogramul reprezintă o unitate de măsură a masei (*masa = volum $\times$ densitate*) și se definește ca o cantitate de materie egală cu kilogramul etalon internațional (*un cilindru de platină-iridium, depozitat la Biroul Internațional de Greutăți și Măsuri la Sevres, lângă Paris*).

Unitățile de forță se raportează la masă și ele sunt următoarele:

DYN = forța care accelerează o masă de un gram la un centimetru pe secundă la pătrat.

Newton = forța care accelerează o masă de un kilogram la un metru pe secundă la pătrat.

Kilogram-forță sau kilogram-greutate = forța cu care o masă de un kilogram-masă este atrasă spre centrul pământului.

Accelerația gravitației pământului variază între 9,78 și 9,83 metri pe secundă în raport cu punctul de pe suprafața globului. Gravitația standard este considerată 9,80665 metri pe secundă, adică gravitația de la nivelul mării, la 45 grade latitudine nordică.

Kilopond = forța care poate acționa în orice direcție cu o valoare de 9,80665 newtoni. Este echivalentă cu greutatea unui kilogram-masă aflată sub acțiunea standard a gravitației pământului.

Unitățile de forță

Unitatea de forță	Masa $\times$ accelerația
Dyn	$= \text{Gram} \times \text{cm/s}^2$
Newton	$= \text{Kg} \times \text{m/s}^2$
Kilogram-forță	} $= \text{Kg} \times 9,80665 \text{ m/s}^2$
Kilogram-greutate	
Kilopond	

Forțele de acțiune. Exercițiile fizice acționează asupra țesuturilor prin declanșarea unor forțe mecanice exterioare, care pot fi de cinci tipuri: 1) forțe de compresiune; 2) forțe de încovoiere; 3) forțe de torsiune; 4) forțe de forfecare; 5) forțe de tracțiune.

Forțele de compresiune tind să deformeze țesuturile, comprimându-le.

Elemente de biomecanică

Forțele de încovoiere tind să deformeze țesuturile, îndoindu-le.

Forțele de torsiune tind să deformeze țesuturile, răsucindu-le.

Forțele de forfecare, care rezultă din combinarea forțelor de compresiune, încovoiere și torsiune, tind să deformeze țesuturile, comprimându-le îndoindu-le și răsucindu-le, în același timp. Toate aceste patru tipuri de forțe mecanice exterioare (de compresiune, de încovoiere, de torsiune și de forfecare) rezultă, în special, din acțiunea forțelor gravitaționale (greutatea corpului, greutatea segmentelor, greutatea obiectelor sau aparatelor cu care se lucrează etc).

Forțele de tracțiune tind să deformeze țesuturile, întinzându-le. Ele rezultă, în special, din acțiunea tonusului și contracțiilor diferitelor grupe musculare.

În afara forțelor mecanice exterioare, asupra țesuturilor acționează și o serie de forțe mecanice interioare rezultate din: procesele de dezvoltare ale țesuturilor, presiunea vasculară, procesele metabolice, factorii chimici etc, a căror importanță nu poate fi neglijată.

Forțele de reacțiune. Orice material, deci și orice țesut asupra căruia acționează o forță stresantă oarecare (A), reacționează printr-o contraacțiune, deci printr-o forță de reacțiune ($Re A$), care este egală și de sens contrar cu forța de acțiune. Valoarea forțelor de reacțiune ($Re A$) se poate exprima în kg/cm^2 și este în funcție de următorii factori mai importanți: intensitatea forței de acțiune, natura materialului și elasticitatea materialului.

Reacțiunea este legată de o deformare și de o tendință la revenire la forma anterioară a materialului, dacă acesta nu este perfect plastic.

Dacă o coloană este presată axial de o forță de acțiune de compresiune, forța de reacțiune la compresiune este repartizată în mod egal în toate punctele coloanei (fig. 2.1 *a*). Dacă însă forța de acțiune de compresiune se exercită excentric față de axul coloanei, apar forțe de reacțiune diverse (fig. 2.1 *b*). De partea coloanei unde se exercită forța apare o forță de reacțiune de compresiune (C), iar de partea opusă o forță de reacțiune de tracțiune (T). Cu cât direcția de acțiune a forței exterioare este mai excentrică, cu atât forța de reacțiune de tracțiune produsă de partea cealaltă a coloanei este mai importantă.

Dacă o coloană este răsucită, în interiorul ei apar forțe de reacțiune de torsiune. Dacă o coloană este tracționată, în interiorul ei se nasc forțe de reacțiune la tracțiune. Dacă o coloană este supusă forțelor de acțiune de forfecare se nasc în interiorul ei forțe de reacțiune de compresiune, de tracțiune și de torsiune.

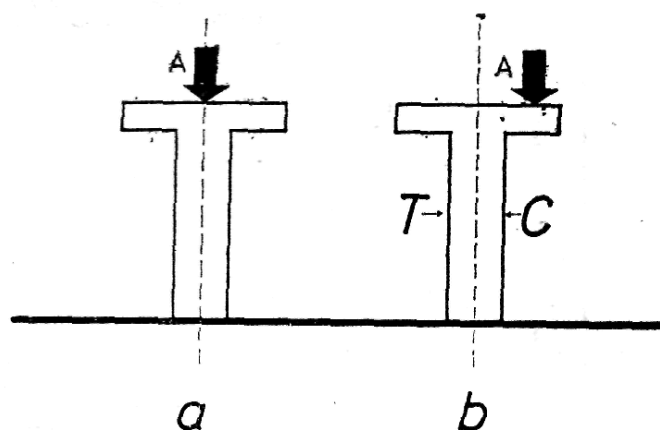


Fig. 2. 1 — Forțele de acțiune și de reacțiune. a — forța de acțiune A se suprapune axului coloanei; b — forța de acțiune (A) este excentrică, deci acționează paralel cu axul coloanei și declanșează forța de reacțiune și compresie (C) pe o parte și forța de reacțiune de tracțiune (T) pe cealaltă parte a coloanei

Mecanostructurile. Față de un material dat, forța de acțiune acționează deci în cuplu cu forțele de reacțiune. Aceasta face ca materialul sau țesutul supus forței să intre într-o stare specială denumită stare de tensiune, stare de eforturi unitare sau stare de stres. La aceasta contribuie, în afara forțelor mecanice exterioare care realizează intrarea țesutului în starea de tensiune maximală, și forțele mecanice interioare proprii țesutului (presiunea sanguină, pulsațiile, procesele metabolice, procesele de dezvoltare și restructurarea tisulară etc), care îl mențin continuu într-o stare de tensiune minimală.

Starea de tensiune creată în țesuturi acționează în sensul structurării funcționale a acestora, conform cerințelor mecanice. Structurarea funcțională apare astfel ca un rezultat al adaptărilor, sub influența factorilor mecanici. Structurile tisulare pot fi deci considerate drept *mecanostructuri*.

Structurarea țesuturilor se face astfel încât cu minimum de material țesutul să poată oferi o rezistență suficientă la solicitările uzuale. Construcțiile care folosesc un minimum de material și reușesc să opună un maximum de rezistență poartă denumirea de construcții minime absolute.

Țesuturile și organele normale sunt construcții minime absolute, prezentând forme, dimensiuni și dispoziții interioare, care folosind un minimum de material asigură o rezistență maximă la solicitările mecanice cele mai diverse. Mecanostructurile corpului omenesc apar astfel ca un rezultat al adaptărilor mecanice de-a lungul filogeniei și ontogeniei. Scopul de bază al educației fizice este de a întreține aceste mecanostructuri în condiții normale și de a le îmbunătăți, iar cel al recuperării funcționale este de a readuce la normal aceste mecanostructuri.

2.4. Schema raporturilor de interdependență

Raporturile de interdependență dintre factorii morfofuncționali care execută mișcarea, sistemul nervos central ca pupitrul de comandă al mișcării, organismul ca un tot unitar, mediul exterior și exercițiile fizice apar deosebit de complexe. Schematic, aceste raporturi pot fi prezentate în graficul din fig. 2. 2.

Organismul privit ca un tot unitar este alcătuit dintr-un număr de factori morfofuncționali, care contribuie la realizarea mișcărilor (căi nervoase, mușchi, oase, articulații). Interdependența funcțională a acestor factori este asigurată de sistemul nervos central, care îi controlează prin căile sensibilității proprioceptive și le dirijează acțiunile prin căile nervoase motorii.

Din coroborarea acțiunilor factorilor morfofuncționali (impulsuri nervoase, contracții musculare, pârghii osoase, mobilitate articulară) rezultă mișcările. Acestea acționează prin producerea de tensiuni asupra factorilor morfofuncționali pe care-i structurează funcțional. Pe de altă parte, mișcările intervin asupra mediului exterior prin adaptarea organismului la mediu și prin modificări ale mediului.

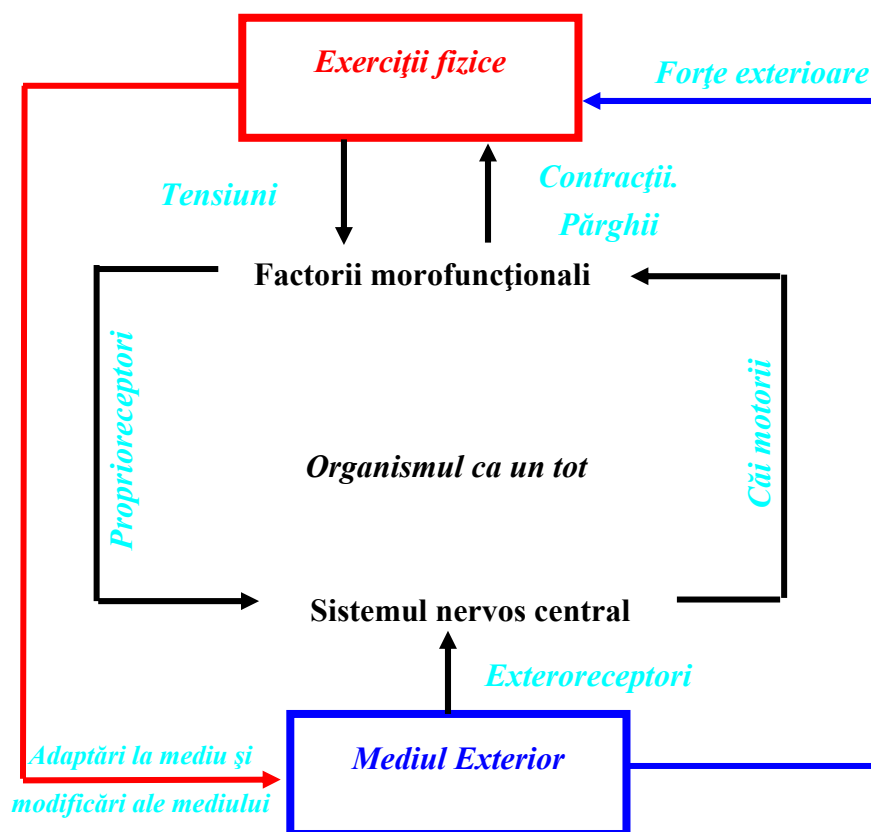


Fig. 2. 2 — Schema interrelațiilor dintre organism, mediu și exercițiile fizice.

La rândul lui, mediul exterior acționează în permanență asupra sistemului nervos central prin intermediul exteroceptorilor, precum și direct asupra efectuării mișcărilor prin intermediul forțelor exterioare (gravitate, presiune atmosferică, rezistența mediului, diverse alte rezistențe etc). Mișcarea locomotorie, formă a mișcării biologice, se prezintă astfel nu numai ca un act bazat pe mecanisme complexe, ci și ca unul urmat de efecte complexe.

2.5. Mecanismele generale ale locomotiei

Mișcarea locomotorie trebuie înțeleasă ca rezultând din interacțiunea *forțelor interioare* ale corpului omenesc (acte de voință, impulsuri nervoase motorii, contracții musculare, pîrghii osteoarticulare) cu *forțele exterioare* ale mediului de deplasare (gravitație, presiune atmosferică, inerție, rezistențe diverse etc).

2.5.1 Forțele interioare

Ca orice organism viu, corpul omenesc este un transportor și un transformator de energie, sursa energetică a organismelor vii fiind asigurată de intervenția enzimelor, de desfășurarea continuă a proceselor metabolice ale glucidelor, lipidelor și proteinelor și de schimburile continue de sarcini electrice dintre suprafața corpului și mediu. Energia o dată produsă este utilizată sub formă termică, electrică, fizico-chimică și mecanică. Mișcarea sub forma exercițiului fizic utilizează și ea aceste forme de energie, care se manifestă ca *forțe interioare*.

Mișcărilor care realizează locomoția corpului omenesc sunt forme superioare ale mișcării, iar legile de manifestare a formelor inferioare de mișcare (mecanică, electrică, chimică etc.) nu se pot deci aplica integral.

Sucesiunea forțelor interioare care intervin în realizarea mișcării este următoarea: impulsul nervos, contracția musculară, acțiunea pîrghiei osoase și mobilitatea articulară.

Impulsul nervos

Prima forță interioară care intervine în realizarea mișcării este impulsul nervos. Fără să intrăm în intimitatea proceselor neurobiologice moleculare vom prezenta schematic unele noțiuni elementare asupra naturii impulsurilor nervoase, a traiectelor sau arcurilor organice pe care se scurg acestea și a actelor neurofiziologice care rezultă.

Natura impulsului nervos. Mișcarea biologică se bazează pe transmiterea impulsurilor nervoase de la periferie la centrul nervos și de la centru la periferie. De

Elemente de biomecanică

mai bine de un secol se știe că impulsul nervos este un fenomen asemănător, dar nu identic cu fenomenul electric. În repaus, fibrele nervoase și fibrele musculare dispun de un potențial stabil, denumit potențial de repaus sau de echilibru, care are o valoare de 70—90 mV.

Potențialul fibrelor nervoase și musculare este în ultimă instanță un potențial de membrană. După cum se știe, membranele tuturor celulelor vii dispun de capacitatea de a separa ionii încărcăți electric, ceea ce atrage instalarea potențialelor de membrană. În plus, celulele specializate ale nervilor și mușchilor prezintă și proprietatea de a fi excitabile.

Orice modificare a mediului, deci orice stimul, atrage o modificare trecătoare a permeabilității membranei față de ioni, deci a permeabilității de membrană și a potențialului de repaus. Dacă un asemenea stimul interesează terminația unei prelungiri a celulei nervoase, modificarea de potențial nu se limitează numai la locul de aplicare a stimulului, ci se extinde ca o undă pe membrana întregii celule.

Modificarea propagată ia numele de *impuls*, iar manifestarea sa electrică, de *potențial de acțiune*.

Pentru ca să se producă un impuls, potențialul de membrană trebuie să coboare până la o valoare critică, numită *prag*. O dată atins acest prag, potențialul de acțiune se dezvoltă în explozii constante, de o intensitate mereu aceeași. Intensitatea potențialului de acțiune declanșat nu este deci proporțională cu intensitatea stimulului. Pentru un stimul dat, terminația nervoasă poate să răspundă cu un potențial de acțiune complet, dacă stimulul a fost suficient pentru a coborî potențialul de membrană până la valoarea critică a pragului, sau nu răspunde de loc, dacă pragul nu a fost atins. Se acționează deci conform legii: „tot sau nimic”.

Segmentul neural. În ultimă instanță, mișcarea sau deprinderea motorie rezultă din înlănțuirea unor acte reflexe condiționate; este, prin urmare, un act reflex catenar perfecționat, în care sfârșitul unui reflex constituie stimulul reflexului următor.

Mecanismele care stau la baza mișcărilor sunt deci de natură neuromusculară și sunt acte reflexe. Arcul cel mai elementar prin care se realizează mișcarea este format din: organele de simț (analizorii), căile de transmitere a sensibilității, centrii nervoși, căile motorii și placa motorie musculară (fig. 2.3).

Organele de simț sau analizorii.

Condițiile mediului exterior și ale celui interior fiind schimbătoare, informațiile privind aceste schimbări trebuie transmise continuu sistemului nervos central. Acest deziderat funcțional este realizat de analizori. Denumirea de analizor, dată de I.P. Pavlov, provine din faptul ca organele de simț au posibilitatea să analizeze

condițiile mediului extern și intern.

Analizorul reprezintă un sistem funcțional unitar, constituit dintr-un segment periferic, *receptorul*, un segment aferent, *de conducere*, și un segment central, *scoarța cerebrală*.

După cum receptorii servesc sensibilitatea externă sau internă, primesc numele de *exteroceptori* sau *interoceptori*. Interoceptorii se pot împărți și ei în: *visceroceptori*, care semnalează impresiile provenite de la viscere și în *proprioceptori*, care semnalează impresiile provenite de la organele aparatului locomotor (Sherigton).

Exteroceptorii se împart în: *receptori de contact*, cum sunt receptorii tactili sau gustativi și în *receptori la distanță* (telereceptori), cum sunt ochii, urechea și organul mirosului.

Receptorii la distanță oferă organismului posibilitatea de a reacționa înainte de a veni în contact direct cu agenții externi.

Exteroceptorii sunt celule ultraspecializate, sensibile exclusiv la anumite tipuri de stimulare. Astfel, celulele senzoriale ale retinei sunt sensibile la lumină, cele ale organului Corti la sunete, iar cele cutanate la cald, frig și presiune. Exteroceptorii au capacitatea de a sesiza diversele modificări de natură fizico-chimică ale mediului ambiant și de a le transforma în semnale electrice, care se transmit pe traseele nervoase.

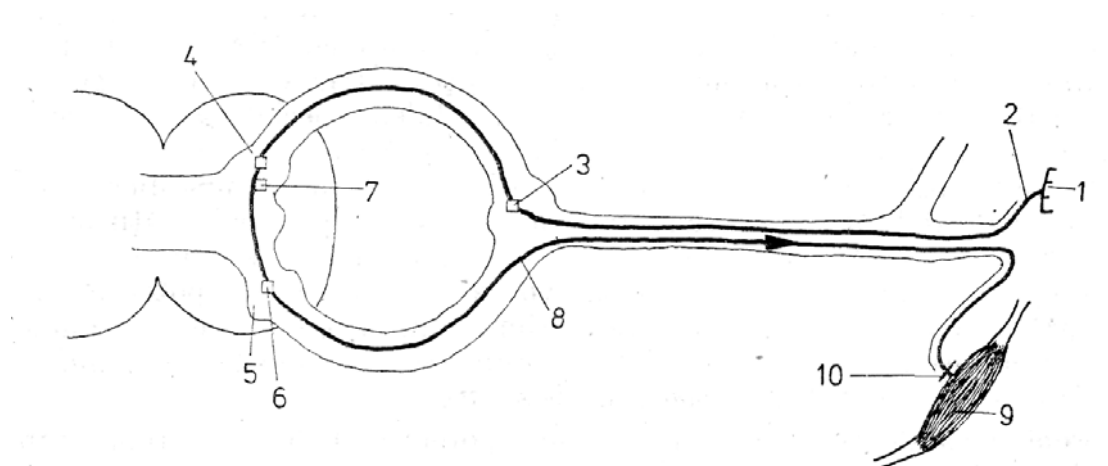


Fig. 2.3 — Schema unei mișcări reflexe. 1—receptor; 2 — filet senzitiv. 3 — ganglion spinal;
4 — corn posterior cu neuron senzitiv; 5 — corn anterior; 6 — motoneuron (neuron alfa);
7 — neuron de asociație; 8 — filet motor; 9 — corp muscular efector;
10 — placă motorie.

Modul în care intră în acțiune un exteroceptor, luând ca exemplu un mecanoreceptor de tip *Vaier- Paccini*, situat în tegumentul plantar, asupra căruia se exercită o presiune oarecare (fig. 2.4 A). Pe o secțiune schematică apare stratul

Elemente de biomecanică

epidermic superficial (1), corionul puternic vascularizat (2), care conține două arborizații nervoase (3) și mecanoreceptorul Vater-Paccini, alcătuit dintr-o serie de lame concentrice, înconjurate de o capsulă din care iese o fibră nervoasă (4). Dacă asupra tegumentului plantar se exercită o presiune (fig. 2.4 B) receptorul suferă o deformare mecanică, care se propagă de la o lamă concentrică la alta și care generează la locul terminației nervoase centrale un potențial de acțiune. Terminația nervoasă continuă să rămână și în interiorul receptorului, în parte acoperită de teaca mielinică cu strangulările Ranvier, și numai capătul ei rămâne descoperit (fig. 2.5). În repaus, terminația nervoasă prezintă o diferență de potențial între suprafața exterioară a membranei, care este încărcată pozitiv, și suprafața ei interioară, care este încărcată negativ (fig. 2.6). Stimulul de presiune modifică potențialul de repaus și îl transformă prin intermediul schimburilor de ioni și depolarizarea produsă într-un potențial de acțiune. Un stimul minor declanșează un potențial de acțiune de numai câțiva milivolți, care nu se transmite și la nivelul tecii mielinice a terminației nervoase (fig. 2.7), dar un stimul mai important determină o conducere „saltatorie” a potențialului de acțiune în lungul terminației nervoase mielinizate (fig. 2.8).

Exteroceptorii înregistrează cinci categorii de impresii: tactile, olfactive, gustative, ale vibrațiilor luminoase și ale undelor sonore. Impresiile tactile sunt recepționate de piele, unde se găsesc receptori sub forma unor arborizații dendritice, libere sau corpusculare, care provin din neuronii senzitivi unipolari ai ganglionilor rahidieni. Impresiile olfactive sunt culese de receptorii dispuși printre celulele epiteliale ale mucoasei olfactive. Impresiile gustative sunt culese de receptorii din jurul celulelor senzoriale localizate în mugurii gustativi. Impresiile vibrațiilor luminoase sunt recepționate de organul fotoreceptor, retina. Impresiile undelor sonore sunt percepute de organul auditiv.

Dintre toate aceste categorii de impresii, se va face referire în special la transmiterea impresiilor tactile de la trunchi și membre.

După ce sunt culese la periferie, excitațiile provenite din domeniul sensibilității exteroceptive trec prin următoarele formațiuni neuronale:

- a) receptorul senzitiv corespunzător;
- b) cilindraxul primului neuron senzitiv din ganglionul rahidian (protoneuronul senzitiv);
- c) dendritele primului neuron senzitiv care se comportă diferit:
 - cele scurte și mijlocii ajung la cornul posterior al măduvei, unde realizează sinapsa cu al doilea neuron senzitiv;
 - cele lungi se dispun în cordoanele Goli și Burdach din coarnele posterioare ale măduvei și ajung până în bulb, unde în nucleii Goli și Burdach fac

sinapsa cu al doilea neuron senzitiv;

d) axonii neuronilor senzitivi de ordinul al II-lea se încrucișează și constituie *panglica Reil* mediană;

e) totalitatea fibrelor sensibilității generale urcă pe partea ventrală a *nucleului talamic extern*, unde se găsește al treilea neuron senzitiv, realizând o nouă sinapsă;

f) de la nucleul talamic, prin dendritele celui de al treilea neuron senzitiv, excitațiile senzitive ajung în *scoarța parietală ascendentă*, unde se elaborează senzațiile.

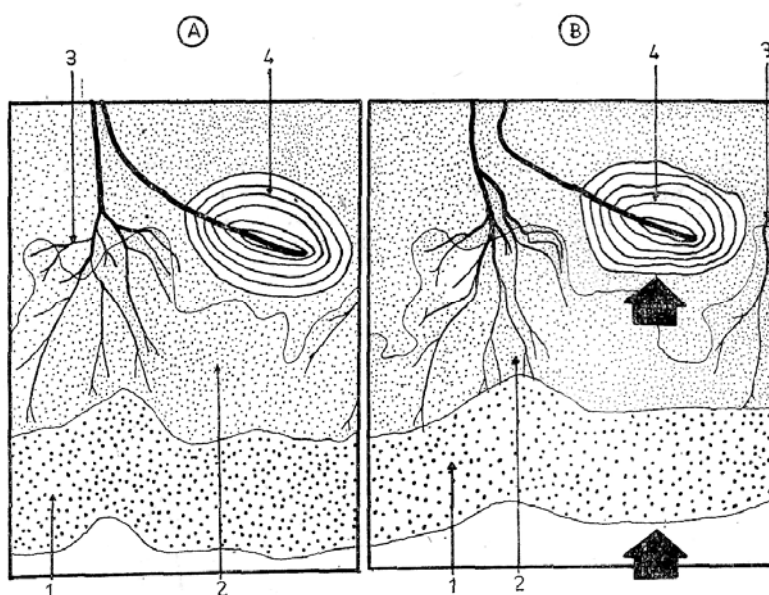


Fig. 2.4 — Mecanoreceptor cutanat Vater-Paccini în stare de repaus (.4) și în activitate (B). Stimulul mecanic, reprezentat de săgeată, atrage deformarea receptorului (J. P. Schade).

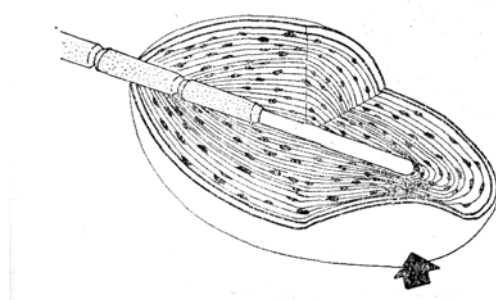


Fig. 2.5— Pe receptorul secționat se pot observa deformările lamelor concentrice (J. P. Schade).

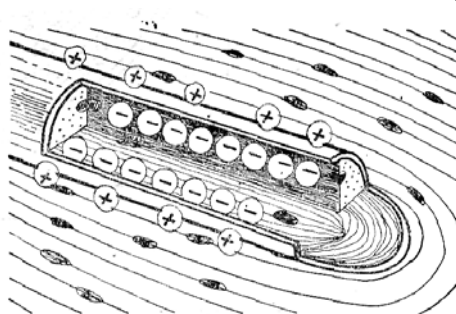


Fig. 2.6 — Potențialul de repaus al terminației nervoase din interiorul receptorului (P. J. Schade).

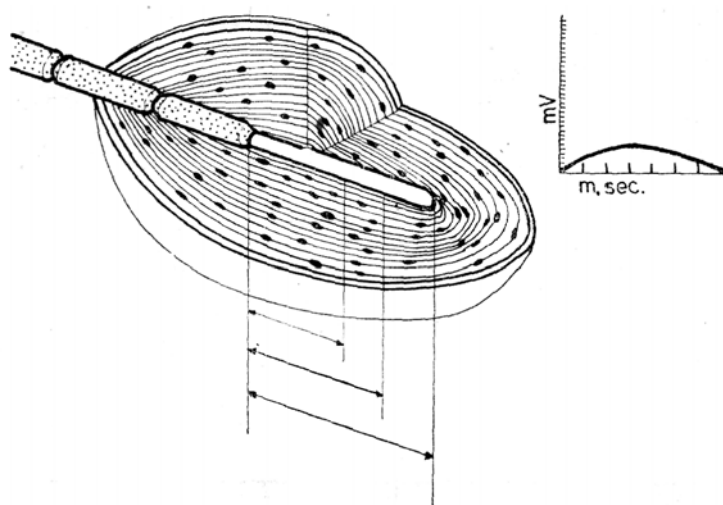


Fig. 2.7 — La un stimul mecanic, potențialul de acțiune se limitează la porțiunea terminală nemielinizată a fibrei nervoase. în colțul din dreapta sus se arată intensitatea acestui potențial în milivolți (J. P. Schade).

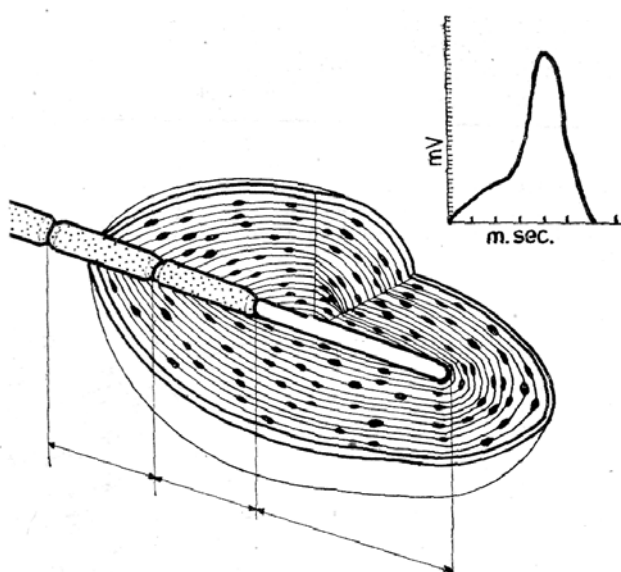


Fig. 2.8— La un stimul mecanic mai important, potențialul de acțiune se transmite „saltatoriu” în lungul tecii mielinice, în colțul din dreapta sus se observă mărirea intensității (J. P. Schade).

Elemente de biomecanică

Proprioceptorii se găsesc în toate organele aparatului locomotor, reprezintă elementele materiale ale *sistemului sensibilității proprioceptive* și pot fi încadrați în rândul *mecanoreceptorilor*, la fel ca presoreceptorii parenchimatoși ai organelor interne sau cei vasculari, sau ca receptorii tactili (V. N. Cernigovschi).

Receptorii oaselor, articulațiilor și mușchilor au fost descriși o dată cu inervația acestor organe; ei sunt deosebit de numeroși și au funcții polivalente, înregistrând modificări variate: termice, mecanice, chimice, osmotice etc. Tracțiunile, presiunile, forfecările etc sunt înregistrate de mecanoreceptori, modificările osmotice de osmoreceptori, iar cele chimice de chemoreceptori. În plus, receptorii au un rol important kinestezic, și anume: prin presiunile exercitate asupra corpusculilor pacciniformi și tracțiunile exercitate asupra organelor, Ruffini și asupra corpusculilor Golgi se transmit impulsuri care, controlate de scoarță, dau informații asupra atitudinii, sensului și amplitudinii deplasării segmentelor. Pe lângă ochi și canalele semicirculare, proprioceptorii aduc o contribuție importantă în orientare, în modificările de poziție și de tonus muscular, fiind indispensabili menținerii echilibrului și realizării corecte a mișcărilor.

Viteza de adaptare la stimulii continui variază în funcție de fiecare tip de receptor. Receptorii amorsează depolarizarea fibrei prin intermediul potențialului lor generator. Potențialul lor generator nu se transmite, ci suferă numai o intensificare temporospațială, care invadează zonele adiacente ale cilindrului.

Receptorii au o structură și o adaptabilitate diferite, în raport cu natura factorului care îi stimulează. Cele afirmate anterior sunt redată în tabelul următor.

Stimul	Modalitatea sensibilității	Structura receptorului	Adaptabilitatea receptorului
Mecanic	Presiune puternică	Terminații nervoase libere (A_1C)	Lentă
	Tracțiune	Corpusculi Timofeev Corpusculi Ruffini	Lentă Lentă
	Amploarea mișcării Direcția mișcării Unghiul articular	Fusuri musculare Corpusculi Golgi-Manzoni Corpusculi Vater-Paccini mici Corpusculi Ruffini	Lentă Lentă Rapidă Lentă
Temperatură	Căldură	Terminații nervoase libere (A_1C) Corpusculi Ruffini	Lentă Lentă
	Frig	Terminații nervoase libere (A_1C) Corpusculi Krause	Lentă Lentă
Mecanic maxim	Durere	Terminații nervoase libere (A_1C)	Lentă
Variații pH intraarticular	—	Corpusculi Vater-Paccini mici	Rapidă

Elemente de biomecanică

Calea urmată de excitațiile proprioceptive nu este bine cunoscută. Fibrele care transmit sensibilitatea proprioceptivă sunt *fibre aferente mielinice*. În unele teritorii ale măduvei spinării, celulele proprioceptive ocupă *coloana veziculoasă Clarke*, apoi este întâlnită în bulb la *nucleii Burdach*, pentru ca mai apoi să se urce spre *paleocerebel* (vermis) și de aici ajunge în cortexul somestezic.

Viteza de conducție prin fibrele senzitive proprioceptive oscilează între 45—75 metri pe secundă (J. Bateman, 1962). Forma potențialului de acțiune apare remarcabil constantă, oricare ar fi natura stimulului.

Funcțiile măduvei. Măduva are două funcții importante: *funcția de transmisie* și *funcția reflexă*.

Prin funcția de transmisie, măduva servește la transmiterea influxurilor nervoase senzitive de la periferie către encefal și a influxurilor nervoase motorii de la encefal la mușchii motori.

Prin funcția reflexă, măduva joacă un rol important în realizarea anumitor mișcări. *Reflexul* sau *acțiunea reflexă* este o impresie transformată în mișcare (Rouget), fără intervenția voinței și a conștiinței (Gley).

Baza materială a actului reflex este *arcul reflex* (fig. 2.9), alcătuit din cel puțin doi neuroni, unul senzitiv și unul motor. De obicei, între neuronul senzitiv și cel motor se interpun și neuroni de asociație (intercalări). Impresia periferică înregistrată de receptori parcurge prelungirile periferice ale neuronului senzitiv aflat în ganglionul spinal, apoi trece prin prelungirea centrală a neuronului senzitiv, care intră în substanța cenușie a coarnelor posterioare, unde se articulează cu un neuron de asociație și, prin intermediul acestuia, cu neuronul motor din coarnele anterioare ale măduvei. Prin axonul neuronului motor se transmite comanda motorie la grupele musculare, care intră în contracție. Trebuie reținut însă faptul că excitația (fig. 6.30) produsă în receptorul musculotendinos (R) se transmite la măduva spinării prin fibra aferentă (a) care intră simultan în contact sinaptic cu cel puțin doi neuroni intercalări, dintre care unul obligatoriu inhibitor (N_1) și altul obligatoriu excitator (N_2). Prin acest mecanism concomitent, motoneuronul M_1 , care inervează grupul mușchilor extensori (s_2), intră în inhibiție, iar motoneuronul M_2 , care inervează grupul mușchilor flexori (s_2), intră în excitație, realizându-se astfel acțiunea antagonistă a grupelor musculare. Impulsul produce deci concomitent o excitație a flexorilor și o inhibiție a extensorilor.

Rolul cerebelului (creierul mic) este deosebit de important în activitatea musculară. Dacă la un animal de experiență se produc leziuni ale cerebelului, contracțiile lui musculare se realizează mai slab (*astenie*), mușchii își pierd tonusul (*atonie*) și mișcărilor nu se mai execută organizat, ci haotic (*astezie*). În urma acestor leziuni apare o gravă incoordonare musculară (*ataxie cerebeloasă*).

Se poate deci conchide că cerebelul are trei funcții importante (Gley):

- a) funcția stenică, prin care se mărește energia aparatelor neuromusculare;
- b) funcția tonică, prin care se mărește tonusul muscular;
- c) funcția stazică, prin care se realizează înlănțuirea organizată a contracțiilor musculare.

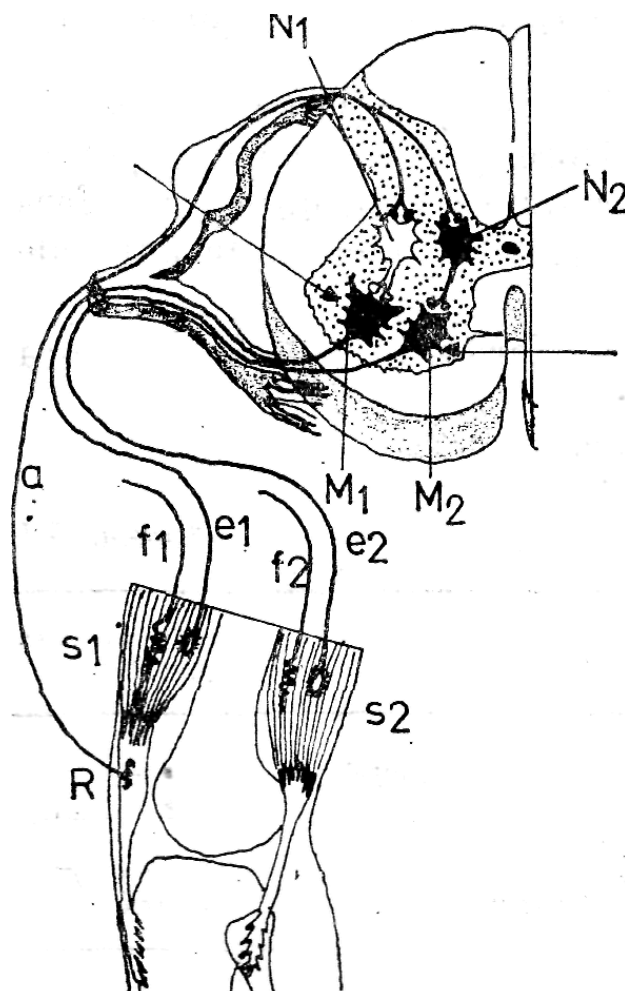


Fig. 2.9 — Transmiterea impulsului nervos în cadrul unui act reflex, f_1 și f_2 reprezintă fusurile neuromusculare, iar e_1 și e_2 , fibrele nervoase aferente care conduc excitația motorie la cele două grupe musculare antagoniste.

Prin aceste funcții cerebelul intervine în procesele de coordonare ale mișcărilor voluntare și în păstrarea echilibrului. Rolul lui este de a coordona colaborarea armonioasă a mușchilor agoniști cu a celor anagoniști, sinergiști și fixatori. Viteza de execuție, forța, amplitudinea, direcția și continuitatea mișcării stau sub controlul creierului mic.

Rolul scoarței cerebrale. Activitatea analizorilor este reglementată de scoarță, emisferele cerebrale fiind, în ultimă instanță, un complex de analizori exteriori și interiori. Fiecare aparat periferic al analizorilor este un transformator special al unei

Elemente de biomecanică

energii exterioare date, într-un proces nervos. Prin căile senzitive, aceste procese nervoase ajung în celulele speciale ale emisferelor cerebrale și se transformă într-un proces psihic. Impresia percepută de creier se transformă în senzație. Senzația, ca imagine a proprietăților obiective a corpurilor materiale din jurul nostru, ia astfel naștere în scoarță, în urma analizei și sintezei diferitelor impulsuri nervoase. Senzațiile reprezintă formele elementare ale proceselor psihice, izvorul tuturor cunoștințelor noastre despre lume: „Senzația este o imagine a materiei în mișcare” (V. I. Lenin).

Creierul primește de la organele aparatului locomotor un flux de senzații în perpetuă schimbare, diferitele senzații fiind sintetizate în exerciții tridimensionale. Mecanismele nervoase centrale, ca intrarea în memorie și introspecția influențează la rândul lor percepția conștientă a mediului exterior. Sensibilitatea proprioceptivă ar prezenta deci, după cum se exprimă G. E. Omer (1973), aprecierea conștientă și interpretarea unui stimul proprioceptiv care a provocat o senzație.

Eficacitatea funcțională a releului proprioceptiv este impresionantă. O mișcare pasivă de numai 1 mm într-o articulație este imediat identificată și individul normal o poate reproduce cu o aproximație de 2 mm, chiar dacă are ochii legați (A. L. Cohen, 1958).

Executarea mișcărilor este posibilă prin intrarea în funcție a analizorilor, descriindu-se chiar în scoarța cerebrală, și anume în circumvoluția frontală ascendentă (prerolandică), existența unor așa-zisi centri motori, deci analizori motorii (fig. 2.10).

La om, prima observație a rolului motor al scoarței cerebrale aparține lui R. Doyle și datează din 1667. Acest autor a descris cazul unui accidentat cu o fractură a bazei craniului cu înfundare, care a prezentat paralizii și tulburări de sensibilitate ale membrilor superior și inferior de partea opusă; aceste tulburări au dispărut după operație, prin care a fost înlăturată compresiunea. Numeroși autori au studiat, în continuare, relațiile dintre scoarță și motricitate, ajungându-se să se realizeze o hartă a centrilor motori corticali.

Schematic, se poate afirma că acești centri sunt așezați într-o ordine răsturnată, în treimea superioară a circumvoluției se găsesc centrii membrului inferior și ai perineului, în treimea mijlocie se găsesc centrii membrului superior, abdomenului și toracelui, iar în treimea inferioară se găsesc centrii gâtului și laringelui.

Această localizare a centrilor motori nu trebuie acceptată în sens strict, deși unii autori au afirmat că în scoarță pot fi reprezentați chiar mușchi separați (M. Hines) sau chiar fibre musculare (H.T. Chang). Conferința de la Oxford din 1959, consacrată localizării funcțiilor scoarței, a tras concluzia că teoria localizării în mozaic a funcțiilor motorii este greșită, că impulsul motor necesar pentru realizarea unei

mișcări apare într-o zonă corticală întinsă și că funcțiile motorii au o distribuție difuză în scoarță (I. F. Bosma. A. M. Trevis etc).

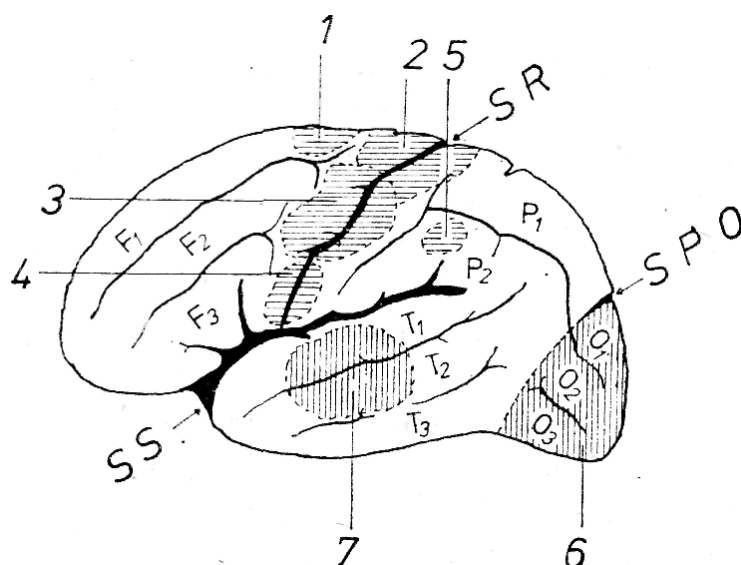


Fig. 2.10 — Fața externă a emisferelor cerebrale. 1 — centrul mișcărilor capului, mușchilor cefii și gâtului; 2 — centrul mișcărilor membrelor inferioare; 3 — centrul mișcărilor membrelor superioare; 4 — centrul mișcărilor mușchilor viscerocraniului, limbii și laringelui; 5 — centrul senzitivomotor al mușchilor urechii și pleoapei; 6 — centrul receptor vizual; 7 — centrul senzitiv auditiv; SS — scizura Sylvius; SR — scizura Rolando, SPO — scizura perpendiculară externă, F_1, F_2, F_3 — circumvoluții frontale; P, P_2 — circumvoluții parietale; T_1, T_2, T_3 — circumvoluții temporale; O_1, O_2, O_3 — circumvoluții occipitale.

De altfel, însăși structura fasciculelor piramidale poate demonstra caracterul difuz al funcțiilor motorii. Aceste fascicule conțin aproape un milion de axoni, în timp ce, celulele piramidale motorii din circumvoluția prerolandică (celulele Betz) nu sunt decât în număr de 34 000 (N. Cambell). Deci, numai 2% din axonii fasciculelor piramidale provin din celulele Betz, restul provin din celelalte etaje ale creierului.

Mișcări voluntare și mișcări involuntare. Locomoția umană cunoaște două tipuri de mișcări, denumite impropriu *mișcări voluntare* și *mișcări involuntare*. Potrivit acestei clasificări, idealiste, mișcarea voluntară ar fi mișcarea care are loc din impulsuri *interioare*, independent de mediul exterior și deci fără o condiționare aferentă, în timp ce mișcarea involuntară ar constitui-o actele reflexe.

Concepția materialistă a mișcării arată însă, așa cum afirmă I. M. Secenov (1868), că „toate actele vieții conștiente și inconștiente — în raport cu modul de proveniență — sunt acte reflexe”.

Primele mișcări care apar în filogenie sunt acte reflexe necondiționate, de apărare și de orientare, iar primele mișcări care apar în ontogenie sunt tot acte

reflexe necondiționate.

Mișcările așa-zise voluntare apar pe baza acestora și sunt în fond acte reflexe condiționate. La început ele sunt lente, nediferențiate și slabe, dar cu trecerea timpului, prin repetare, se întăresc, se permanentizează și se perfecționează.

Mișcarea așa-zisă inconștientă, care se realizează la organismele superioare fără participarea imediată a scoarței cerebrale, este un act automat, o deprindere motorie, care a fost inițial un act conștient.

Trecerea conducerii mișcărilor așa-zise involuntare din etajele superioare în etajele inferioare ale sistemului nervos central a reprezentat o necesitate funcțională.

Iată cum explică aceasta I. P. Pavlov: „Toți mușchii scheletului trimit în mod constant impulsuri speciale centripete la sistemul nervos central. Aceste impulsuri merg, în primul rând, spre segmentele inferioare ale creierului și nu se fac de loc resimțite de emisferile cerebrale, servind numai pentru autoreglare și precizarea mișcărilor. Dacă impulsurile centripete rezultate din toate mișcările pe care le executăm ar merge în măsură atât de mare spre emisferile cerebrale, aceste impulsuri numeroase ar constitui o piedică serioasă pentru relațiile scoarței cu lumea din afară și ar exclude aproape cu desăvârșire executarea celui mai important rol al ei”.

Căile motorii. În scoarța cerebrală se realizează legătura dintre sistemele aferente (sistemele sensibilității) și sistemele eferente (sistemele motorii). Impresia percepută de creier se transformă în senzație. Sensibilitatea devine conștientă. Urmarea poate fi o incitație motorie, care are drept rezultat producerea unei mișcări voluntare.

1. *Sistemul piramidal.* Clasic, se consideră că incitația motorie pleacă din circumvoluția prerolandică, în care se găsesc celulele Betz, cilindracșii acestor celule alcătuind *fasciculele piramidale*. Fiecare fascicul piramidal, unul din partea dreaptă și celălalt din partea stângă, străbate părțile superioare ale encefalului și în bulb se împarte în câte două fascicule secundare: *fasciculul piramidal încrucișat* și *fasciculul piramidal direct Turck*.

Fasciculul piramidal încrucișat se încrucișează în bulb (de unde și numele lui) și descinde în cornul anterior al măduvei, de partea opusă. Fasciculul piramidal așa-zis direct nu se încrucișează în bulb, ci în comisura albă a măduvei, deci el este, în fond, tot încrucișat. Denumirea de fascicul piramidal direct provine de la faptul că nu se încrucișează în bulb, ci mai jos. Pe măsură ce fasciculul descinde, numărul de fibre scade și dimensiunea, de asemenea. Fibrele terminale ale fasciculelor piramidale iau contact cu neuronii motori din coarnele anterioare ale măduvei.

2. *Sistemul extrapiramidal.* În afara sistemului piramidal, un rol la fel de important în desfășurarea fenomenelor musculare revine și sistemului extrapiramidal,

Elemente de biomecanică

constituit din toate formațiunile de substanță cenușie din interiorul creierului, cu excepția talamusului.

Sistemul piramidal conduce impulsurile motorii care dirijează așa-zisele mișcări voluntare. Sistemul extrapiramidal este regulator al tonusului și al mișcărilor așa-zise involuntare și automate. El conduce adaptarea tonică a mușchilor la diversele atitudini impuse de reacțiile noastre în procesele de acomodare la condițiile lumii exterioare, comandă anumite acte reflexe (închiderea pleoapelor, deglutiția, masticția, mimica) și unele acte automatizate prin repetare (mersul pe jos, alergarea, mersul pe bicicletă, aruncarea, săritura etc). Sistemul extrapiramidal contribuie la „menținerea armoniei motrice” (Rinbaud).

Fibrele terminale ale sistemului extrapiramidal iau contact tot cu neuronii motori din coarnele anterioare ale măduvei.

3. *Buclele gama*. În coarnele anterioare ale măduvei, în afara motoneuronilor alfa există și alți neuroni motori, denumiți *motoneuronii gama*, aflați în legătură cu fusurile neuromusculare prin așa numitele bucle gama (fig. 2.11). Prin contracția capetelor contractile, porțiunea mijlocie receptoare a fusurilor neuromusculare este pusă în tensiune și această stare este transmisă motoneuronilor alfa pe căile sensibilității proprioceptive. Activitatea motoneuronilor gama și a buclelor gama contribuie astfel la mărirea reactivității motoneuronilor alfa.

Buclele gama sunt interesate în toate activitățile motorii, fie ele tonice sau fazice. Motoneuronul gama, ca și buclele gama, sunt astfel influențate de căile corticoreticulo-spinale (reticulobulbară, reticuloprotuberanțială), de căile striatocorticale și de căile cerebeloreticulospinale.

Prin modificarea activității buclelor gama se asigură reglarea sensibilității la întindere a fusurilor neuromusculare, deci se reglează reflexul miostatic, care reprezintă suportul tonusului postural (fig. 2.12).

În mișcările voluntare, activitatea gama precede totdeauna activitatea alfa (Granit, 1952). Sistemul piramidal acționează într-un moment asupra motoneuronului gama, ceea ce atrage o mărire a reactivității motoneuronului alfa și în alt moment acționează direct asupra motoneuronului alfa, producând activitatea motorie..

4. *Calea finală comună* (motoneuronul alfa). În neuronii motori ai coarnelor anterioare ale măduvei iau sfârșit nu numai fibrele terminale ale sistemului piramidal și ale sistemului extrapiramidal, ci și cele ale *fasciculului rubrospinal* (din nucleii roșii ai pedunculului cerebral), ale *fasciculului cerebelos descendent* (din cerebel), ale *fasciculului vestibulospinal* (din nucleii bulbului în legătură cu nervul vestibular al urechii) precum și alte fascicule. De aceea, neuronul motor al coarnelor anterioare sau motoneuronul alfa a fost denumit de Sherrington „calea finală

comună".

Motoneuronul alfa are un diametru de 100 μ m. Atât corpul lui, cât și dendritele, intră în contact sinaptic cu mii de terminații axonice (fig. 2.13), sinapsele fiind de două tipuri, fie excitatorii, fie inhibitorii.

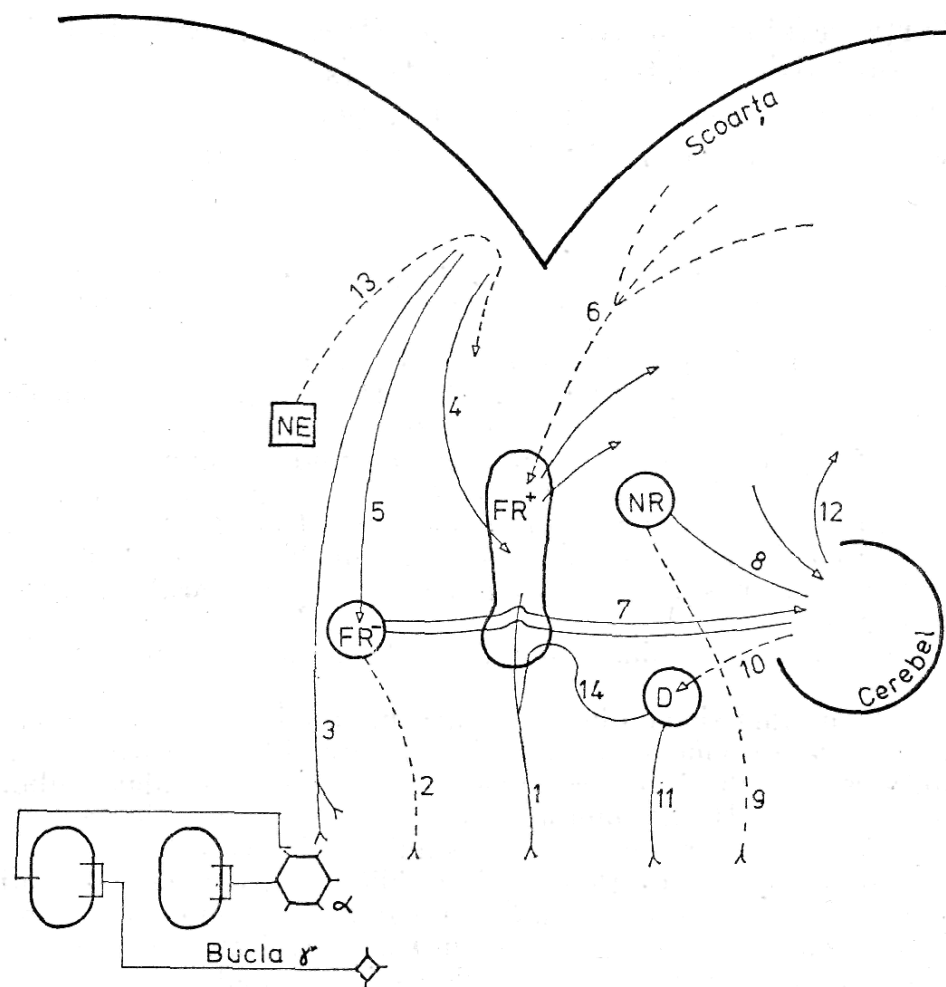


Fig. 2.11— Schema funcțională complexă a buclei gama: γ -motoneuron-gama; α -motoneuron-alfa. NE — corpul striat NR — nucleu roșu; D — nucleu Deiters; FR — formațiuni reticulare facilitatoare; FR- — formațiuni reticulare inhibitorii. Liniile continue arată căile facilitatoare. Liniile întrerupte arată căile inhibitorii; 1 — cale reticulo-protuberanțială; 2 — cale reticulobulbară; 3 — cale piramidală; 4, 5 și 6 — căi optico-reticulare; 7 — căi cerebello-reticulocere-beloase; 8 — cale cerebello-rubrică; 9 — cale rubrospinală; 10 — cale cerebrovestibulară; 11 — cale vestibulospinală; 12 — cale cerebello-cortico-cerebeloasă; 13 — cale striatocorticală; 14 — cale vestibulo-reticulospinală.

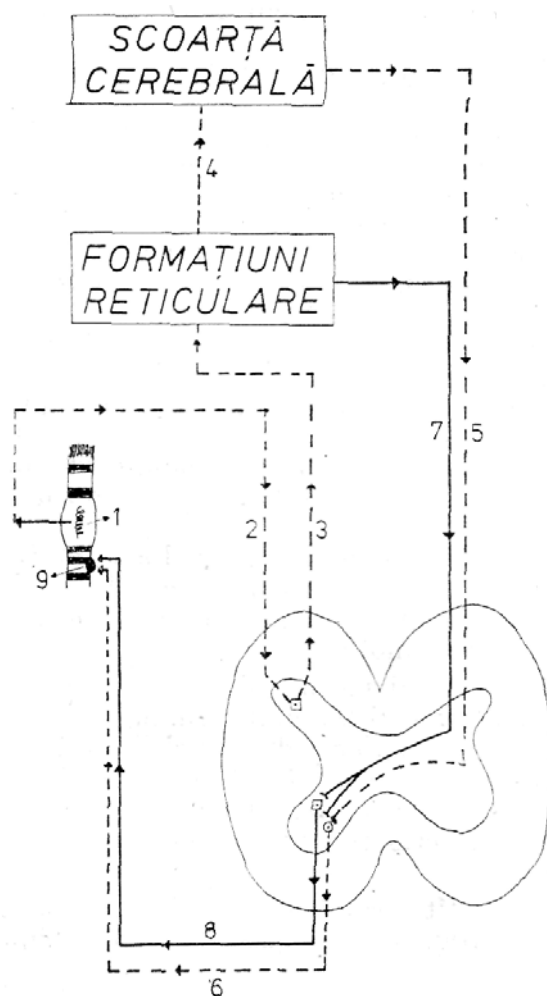


Fig. 2.12 — Schema simplificată a circuitelor gama. □ — motoneuron gama; ■ — motoneuron alfa; 1 — fus neuromuscular; 2 — buclă gama; 3 — cale spinoreticulară; 4 — cale reticulocorticală; 5 — cale piramidală; 6 — nerv rahidian; 7 — cale extrapiramidală; 8 — nerv rahidian și 9 — placa motorie.

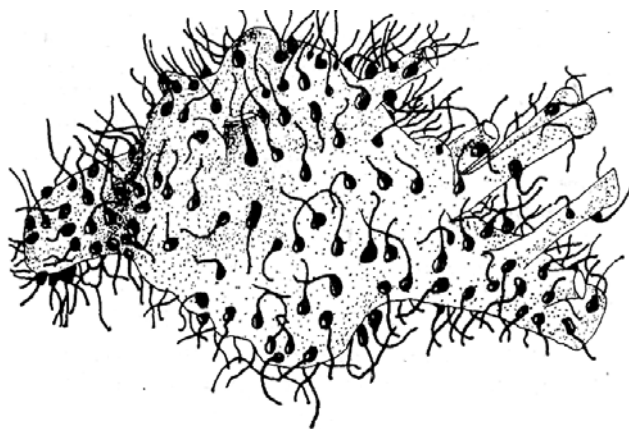


Fig. 2.13 — Motoneuron spinal alfa acoperit de butoni sinaptici excitatori și inhibitori.

Elemente de biomecanică

Toate semnalizările motorii adunate la el se transmit apoi prin rădăcinile anterioare la nervi și, prin intermediul acestora, la organele efectoare, mușchii. Cilindrul motoneuronului alfa se termină în mușchi, în regiunea specializată a sarcoplasmei musculare, denumită placă motorie.

5. *Modul de acțiune a plăcilor motorii.* În repaus, în plăcile motorii, ca și în lungul traseelor nervoase, există un potențial de repaus. Suprafața exterioară a plăcii este electropozitivă față de interiorul plăcii, iar pe suprafața membranei, acetilcolina se găsește sub formă inactivă, legată de o proteină. Sub influența influxului nervos, acetilcolina se eliberează de legătura pe care o are cu proteinele, ceea ce atrage o permeabilizare a membranei, o nouă distribuție a ionilor și, ca urmare, apariția unei unde de negativitate și a contracției musculare.

După trecerea influxului nervos, acetilcolina este inactivată de colinesterază, fiind descompusă în colină și acid acetic. Sub influența acetilazei, colina se recombina cu acidul acetic, refăcându-se acetilcolina, care se leagă iarăși de proteină, revenind la forma inactivă. Placa motorie, refăcându-și stratul dublu de ioni, revine la starea de repaus; excitată, declanșează contracția musculară.

6. *Timpul de reacție.* Reacția motorie, în urma unei impresii periferice care a fost recepționată de scoarță, mai are loc decât după un anumit timp, care poartă numele de timp de reacție și care variază de la individ la individ. În medie, se consideră că timpul de reacție este de 1/7 s pentru tact, 1/7 s pentru miros și 1/5 s pentru vedere.

Timpul de reacție se poate reduce prin atenție și prin excitație, de unde importanța repetării exercițiului în pregătirea fizică.

Traseele nervoase motorii și acțiunile musculare. Impulsurile nervoase motorii pornite de la sistemul nervos central, pe calea rădăcinilor anterioare ale nervilor spinali, urmăresc trasee nervoase diferite și se adresează unor grupe musculare diferite, în raport cu tipul de mișcare ce urmează să fie executat.

După cum se știe, ramurile anterioare ale nervilor spinali (cu excepția nervilor spinali dorsali) se anastomozează între ele, formând o serie de *plexuri*. Acestea dau apoi ramuri colaterale și ramuri terminale, care se răspândesc la grupele musculare ale segmentelor aparatului locomotor.

În tabelul următor se redă succint nervii mai importanți care pornesc de la plexurile nervoase, mușchii pe care îi inervează și mișcările principale care rezultă din excitarea acestor mușchi.

Elemente de biomecanică

Mușchii inervați de plexul sacrat		
<i>Nervul</i>	<i>Mușchii</i>	<i>Acțiunea</i>
Sciatic mare	Biceps crural Semitendinos Semimembranos	Flexia gambei și extensia coapsei
Sciatic popliteu extern	Tibial anterior Extensor comun degete Extensor propriu al halucelui Lung peronier lateral Scurt peronier lateral Pedios	Flexia și adducția piciorului Flexia piciorului și extensia degetelor Flexia și adducția degetelor și extensia halucelui Extensia piciorului, susținător al bolții plantare Extensia și abducția piciorului Extensia și adducția falangei I
Tibial posterior	Triceps sural Flexor comun degete Lung flexor propriu al halucelui Tibial posterior Abductor al halucelui Scurt flexor plantar Abductor al degetelui mic Lombricali	Extensia piciorului Flexia degetelor și extensia piciorului Flexia degetelui mare Extensia și adducția piciorului Abducția degetelui mare Flexor al falangelor Abductor al degetelor Flexor falanga I

Contracția musculară

A doua forță interioară care intervine în realizarea mișcării, ca o reacție caracteristică la stimulul impulsurilor nervoase motorii, este forța de contracție musculară.

Tonusul muscular. Activitatea de bază, fără de care nici o altă activitate musculară nu ar fi posibilă, se manifestă sub forma tonusului muscular, adică acea „stare specială de semicontrație pe care mușchiul o prezintă și în repaus și care îi conservă relieful”.

Tonusul muscular este un fenomen constant, care are la bază dubla inervație a mușchiului: *cerebrospinală*, în raport cu marea excitabilitate și *vegetativă*, în raport cu mica excitabilitate a mușchiului (Bielschowski).

Tonusul are la bază tot un act reflex. El persistă și la animalul decerebrat, dar nu persistă dacă se secționează nervii periferici ai segmentului corespunzător (Brodgeest) sau dacă se secționează numai rădăcinile posterioare ale neuronului. Impresiile nervoase senzitive pornesc de la exteroceptori și interoceptori, iar impulsurile motorii

Elemente de biomecanică

se întorc din nou la mușchi. Actul reflex care menține tonusul muscular se numește *reflex de întindere* sau *reflex miotatic*, însăși poziția ortostatică este menținută, opunându-se forței gravitaționale prin contracția mușchilor întinși; această contracție este reglată de un bombardament de impulsuri aferente asupra neuronului motor. După cum s-a văzut, buclele gama contribuie la menținerea poziției ortostatice prin reglarea sensibilității la întindere a fusurilor neuromusculare.

În afara factorului nervos, tonusul mai este influențat și de factorii endocrini. Bărbații au mușchii mai tonici decât ai femeilor, datorită acțiunii andro-steronilor — hormonii sexuali masculini.

Mecanismul schematic al contracției musculare. Tonusul muscular conferă mușchiului proprietatea fundamentală de a se contracta, ca urmare a impulsurilor nervoase. Rezultatul întregii activități nervoase în ceea ce privește mișcarea este contracția musculară. Toată diversitatea infinită a manifestărilor externe ale activității cerebrale poate fi privită, în ultimă instanță, ca un singur fenomen, acela al mișcării musculare (Secenov). Văzut din acest punct de vedere, mușchiul scheletal „reprezintă mijlocul prin care organismul reacționează față de mediul ambiant extern” (J. V. Woodbury, 1960).

Contracția musculară reprezintă o manifestare legată de schimbarea elasticității musculare. Ea se manifestă fie ca o întărire a mușchiului, fie ca o modificare de tărie și de formă a acestuia, după cum contracția se face pe loc (*contracție izometrică*) sau antrenează o scurtare a mușchiului și o deplasare a segmentelor osoase (*contracția izotonică*). Se poate deosebi și un al treilea mod de contracție, *contracția în alungire*, care apare atunci când forța ce se opune depășește forța musculară și întinde mușchiul.

Contracțiile izometrice și contracțiile izotonice au efecte deosebite asupra dezvoltării musculare. Contracțiile izometrice au ca rezultat creșterea volumului, a greutății musculare și deci a forței musculare, deoarece determină o creștere a cantității de sarcoplasmă a fibrelor musculare și o redistribuire a nucleilor, care își pierd poziția marginală și devin mai centrali.

Contracțiile izotonice nu au aceleași efecte; ele determină o creștere minimă a cantității de sarcoplasmă, iar nucleii păstrează dispoziția marginală. Din această cauză, în urma contracțiilor izotonice, volumul, greutatea și forța de contracție a mușchilor cresc foarte puțin.

În timpul contracției musculare, filamentele *S* ale sarcomerelor se scurtează. Aceste filamente leagă filamentele de actină în discurile întunecate ale sarcomerelor.

Scurtarea filamentelor *S* atrage alunecarea filamentelor de actină pe filamentele de miozină. În timpul decontracției musculare, filamentele *S* se alungesc,

Elemente de biomecanică

filamentele de actină alunecă în sens contrar pe filamentele de miozină și revin astfel la poziția lor de repaus. Scurtarea miofibrilelor musculare în timpul contracției rezultă deci din alunecarea și întrepătrunderea filamentelor de actină pe filamentele de miozină.

Unitatea motorie. Mușchiul striat funcționează prin jocul coordonat al unităților motorii. O unitate motorie este ansamblul format de un motoneuron alfa din cornul anterior al măduvei și cele 120—180 de fibre musculare, pe care le inervează (Sherrington). La aceasta se adaugă întreaga rețea vasculară care irigă întreaga unitate motorie.

Numărul fibrelor musculare dependente de un motoneuron alfa variază în raport cu grosimea mușchilor. La mușchii mari, cum sunt fesierii, fiecare neuron motor inervează 165—180 de fibre, pe când la mușchii degetelor un neuron motor inervează mult mai puține fibre.

Motoneuronul alfa — „calea finală comună” spre care merg toate căile motricității — primește toate influxurile motorii, indiferent de originea lor, și când starea de excitație care rezultă din această sumă a atins un prag suficient, neuronul reacționează stereotip, trimițând un influx motor fibrelor musculare din câmpul său de acțiune. În ansamblu fibrele musculare răspund și ele printr-o reacție stereotipă. Conform legii „tot sau nimic”, fiecare fibră reacționează printr-o contracție totală și eliberează astfel maximum de energie de care este capabilă în acest moment. Energia eliberată de o fibră musculară depinde, așadar, de condițiile ei proprii de metabolism și nu și de intensitatea ordinului motor, care este mereu aceeași.

Un mușchi în totalitate este capabil să se contracte cu intensități variate și acest lucru se explică prin două mecanisme: în primul rând, prin frecvența variabilă a impulsurilor nervoase, neuronul motor descărcând o salvă de influxuri, iar fibrele musculare răspunzând printr-o succesiune de contracții. Tensiunea care se dezvoltă în unitatea motorie se va mări în raport direct proporțional cu frecvența cu care se succed impulsurile, care au putere de sumă în timp. Al doilea mecanism prin care se explică variația de intensitate a contracției musculare este suma în spațiu a unui număr din ce în ce mai mare de unități motorii care intră în acțiune.

Forța musculară. Acțiunea diverselor grupe musculare provoacă fie menținerea unei atitudini, a unei posturi, și atunci travaliul produs este *static*, fie realizarea unei mișcări, și atunci travaliul este *dinamic*. Indiferent de natura statică sau dinamică a travaliului muscular, acesta se exercită cu o anumită forță.

Cum efectul contracției musculare se traduce prin travaliu mecanic, forța musculară, chiar izolată de pârghia osoasă asupra căreia acționează, ar putea fi, cel puțin teoretic, măsurată. Dar această determinare întâmpină o serie de dificultăți,

Elemente de biomecanică

deoarece datele cunoscute ale problemei (caracteristicile morfofuncționale ale mușchiului) de la care se pornește pentru aflarea datei necunoscute (travaliul mecanic) nu pot fi integrate, în totalitatea lor, în diversele formule matematice propuse.

1. *Secțiunea fiziologică a mușchiului.* Forța musculară trebuie pusă, în primul rând, în raport cu numărul fibrelor musculare. Cantitatea de fibre musculare poate fi redată prin calcularea suprafeței secțiunii transversale a corpului muscular, acolo unde corpul muscular este cel mai dezvoltat. Din această cauză, secțiunea transversală a primit și denumirea de *secțiune fiziologică*.

Cunoscându-se că un cm^2 de secțiune poate exercita la om o forță de tracțiune de 5—8 kg, s-a ajuns să se stabilească, plecându-se de la studiile clasice făcute de Strasser și Altechuler asupra secțiunilor transversale, forța probabilă de tracțiune, exprimată în kilograme. Pentru o parte din mușchii piciorului, această forță ar fi, de exemplu, cea redată în tabelul următor.

Mușchii	Secțiunea transversală în cm^2	Forța în kg
Triceps sural	82	420
Flexor comun al degetelor	4	20
Flexor comun al halucelui	8	40
Tibial posterior	17,25	86,25
Peronier scurt	2,6	11,20
Peronier lung	7	35
Tibial anterior	4	20
Extensor comun al degetelor	3,75	18,75
Extensor propriu al halucelui	8	40

Dar această metodă nu poate să fie aplicată în clinică și, în plus, este deficitară, deoarece un mușchi nu are aceeași secțiune transversală pe toată lungimea lui, iar forța musculară depinde nu numai de numărul fibrelor musculare, ci și de lungimea lor.

2. *Lungimea fibrelor musculare.* Înălțimea la care un mușchi poate să ridice o anumită greutate este în raport direct cu lungimea fibrelor, posibilitatea de scurtare fiind proporțională cu acestea. Mușchii cu fibre paralele și lungi au deci o amplitudine mai mare de mișcare și sunt, de aceea, mușchi de viteză, dar au o forță mai mică. Mușchii peniformi sunt mușchi de forță, deoarece un mare număr de fibre se prind pe tendon și din cauza oblicității inserțiilor acestora, forța lor de contracție este mai bine

Elemente de biomecanică

utilizată. S-a încercat, de aceea, să se determine travaliul muscular înmulțindu-se greutatea deplasată cu distanța (înălțimea) la care s-a făcut deplasarea, conform binecunoscutei formule:

$$T = G \times I$$

în care: T = travaliul; G = greutatea deplasată; I = înălțimea atinsă.

Rezultatele pe care le dă această formulă nu sunt nici ele concludente, arătând doar travaliul realizat pe întreaga amplitudine de mișcare în condiții extreme de alungire. Ceea ce este de interes însă sunt forțele de care poate să dispună mușchiul atunci când se găsește în anumite poziții de scurtare. Se știe că mușchiul nu acționează izolat, ci prin intermediul pârghiilor osoase.

3. *Combinarea secțiunii fiziologice cu lungimea fibrelor.* Deoarece determinarea forței musculare cu ajutorul secțiunii fiziologice sau al lungimii fibrelor, luate izolat, nu dă rezultate concludente, s-a apelat la o formulă care să cuprindă ambele date.

În această formulă, forța musculară (F), exprimată în kgxm, este egală cu suprafața în cm^2 a secțiunii fiziologice (SF) înmulțită cu scurtarea (S) a fibrelor musculare în timpul contracției, exprimată în metri și înmulțită cu 10:

$$F = SF \times S \times 10$$

Iată, de exemplu, care este forța musculară a unora dintre flexorii și extensorii genunchiului, determinată de R. Fick cu ajutorul acestei formule (tabelul următor).

Grupa	Denumirea mușchiului	Scurtare (în cm)	Secțiune fiziologică (în cm^2)	Travaliu (în kgm)
Flexori	Biceps femural	0,053	17,37	10,248
	Semimembranos	0,064	26,38	16,683
	Semitendinos	0,134	7,27	13,242
	Drept intern	0,075	4,11	3,082
	Croitor	0,070	3,17	2,319
	Total:			45,574
Extensori	Vast intern și extern	0,080	148,30	118,640
	Drept femural	0,081	28,89	23,400
	Tensor fascia lata	0,010	7,56	0,756
	Total:			142,796

Dar și această formulă este departe de a integra toate caracteristicile funcționale ale mușchilor, neglijând printre altele volumul corpului muscular.

4. *Greutatea uscată a corpului muscular.* Pentru a se obține o valoare mai apropiată de dimensiunile reale (pe trei dimensiuni) ale mușchilor, ale căror forme

Elemente de biomecanică

foarte neregulate nu permit calcularea matematică a volumului lor, s-a apelat la o altă soluție, și anume la determinarea greutateii lor uscate. Pentru aceasta se izolează mușchiul, se extirpă, i se secționează tendoanele și se deshidratează. După cum se știe, 70—75% din țesutul muscular este reprezentat de apă, care trebuie eliminată din calcule. Greutatea uscată a corpului muscular ar reprezenta deci o valoare mai apropiată de dimensiunile-volumetrice funcționale, ale mușchiului. Adăugată celorlalte două caracteristici morfo-funcționale, adică secțiunii fiziologice și lungimii fibrelor, greutatea uscată a mușchiului poate arunca asupra forței musculare o lumină mai apropiată de realitate.

Tabelul următor redă valorile pentru flexorii șoldului (după H. Schumacher).

Denumirea	Secțiunea fiziologică [cm ²]	Lungimea fibrelor [cm]	Greutatea uscată [g]
Psoas	8,9	7,7	14,3
Iliac	10,2	10,5	22,5
Drept anterior	15,5	6,1	29,1
Croitor	4,1	42,2	24,4
Tensor <i>fascia lata</i>	3,7	10,5	9,7
Total:			100

Nici această rezolvare nu este însă suficientă. Mușchii nu acționează pe baza legilor mecanice stricte și acțiunea unuia nu corespunde acțiunii altuia, chiar dacă au secțiunea fiziologică, lungimea fibrelor și greutatea uscată identică.

În afară de caracteristicile funcționale specifice fiecărui mușchi, mai trebuie avut în vedere și faptul că mișcarea se realizează nu numai prin forța musculară intrinsecă, ci prin forța rezultată din aplicarea forței musculare intrinseci asupra pârghiilor osoase.

Sincronizarea acțiunilor musculare. În executarea unei mișcări nu intervine numai mușchiul care execută mișcarea (*mușchiul agonist*), ci și alte grupe musculare. Trebuie deosebite următoarele grupe musculare participante:

1. *Motorul primar* este mușchiul sau grupul muscular care efectuează mișcarea (agonistul).
2. *Antagonistul* este mușchiul sau grupul muscular care controlează efectuarea continuă și gradată a mișcării. De exemplu: dacă se contractă bicepsul brahial cu scopul de a se flecta antebrațul pe braț, în același timp se contractă și tricepsul brahial, care moderează mișcarea (legea Sherrington).

Elemente de biomecanică

3. *Mușchii de fixare* susțin segmentul în poziția cea mai utilă și conferă astfel forță mișcării. O aruncare, de exemplu, nu se poate executa numai cu mușchii flexori ai antebrățului, ci și cu fixarea cotului și a umărului în poziția cea mai convenabilă.

4. *Mușchii neutralizatori* sunt antagoniștii care suprimă mișcarea secundară a motorului principal. Ei intervin după terminarea mișcării.

În afară de aceste grupe musculare mai intervine și un alt factor de mare importanță, care complică acțiunile musculare. Mobilitatea nu se bazează pe contracții musculare izolate, ci pe o serie de acțiuni armonice sincronizate ale unui lanț de grupe musculare.

Mușchii nu acționează izolat, ci în lanțuri musculare, după cum nici o articulație nu se mișcă izolat, ci prin intrarea în joc a unui lanț articular. Un impuls motor pornit de la scoartă pune în mișcare lanțul muscular și există o anumită succesiune în ordinea contracțiilor musculare care produc mișcarea în ansamblul ei. Această succesiune manifestată la exterior corespunde de fapt mecanismului reflex catenar, care stă la baza mișcărilor. De exemplu, dacă din poziția de decubit dorsal se flectează capul spre înainte, primul care intră în acțiune izotonică este mușchiul pielos, care tinde să tragă de mandibulă, masticatorii se contractă izometric pentru a nu lăsa mandibula să se depărteze de maxilarul superior și numai în ultimă instanță intervin ca agoniști mușchii flexori ventrali ai capului, adică sternocleidomastoidienii, ajutați de scaleni, dreptul anterior al capului, micul drept anterior al capului, lungul gâtului și ceilalți.

Dacă se face referire la o mișcare mai complexă, lanțurile musculare care intră în acțiune și sincronizarea succesiunilor în care intervin se complică. Aruncarea unei pietre, de exemplu, antrenează toate grupele musculare ale corpului, care vor interveni în anumite succesiuni, ca grupe fixatoare, agoniste, antagoniste sau neutralizatoare. Participarea grupelor musculare fixatoare, antagoniste și neutralizatoare la acțiunea grupului agonist, depinde de forța, amplitudinea și poziția în care se execută mișcarea.

Ținând cont de participarea variată a tuturor grupelor musculare din punctul de vedere al momentului intervenției, al intensității de acțiune și al rolului jucat, W. P. Bowen a propus următoarea clasificare a mișcărilor:

1. *Mișcări de tensiune slabă* (scrisul, mișcări de finețe, mișcări de îndemânare).
2. *Mișcări de tensiune rapidă* (mișcări de forță).
3. *Mișcări balistice* (aruncări, loviri etc).
4. *Mișcări de oscilație* (pendulări).

Dar acțiunea grupelor musculare nu este posibilă fără participarea și a

pârghiilor osoase.

Cupluri și lanțuri motrice

Activitățile motorii nu rezultă din activitatea izolată a unor mușchi, oase sau articulații, ci din punerea în acțiune a cuplurilor și lanțurilor motrice.

Cupluri de forță. În timpul diverselor mișcări se realizează atât forțele active, cât și cele contrarii, care împreună alcătuiesc cupluri de forță. Cuplul de forțe este deci format din două forțe paralele, care acționează asupra pârghiilor în direcții opuse. De exemplu, asupra articulației cotului acționează concomitent flexorii și extensorii, acțiunea lor inversându-se. Când flexorii sunt agoniști, extensorii sunt antagoniști, iar pârghia acționează conform principiului unei pârghii de gradul al III-lea, deci ca o pârghie de viteză, în extensie, extensorii sunt agoniști, flexorii antagoniști, iar pârghia acționează conform principiului unei pârghii de gradul I, deci ca o pârghie de sprijin.

Cupluri cinematice. Două segmente mobile apropiate realizează un cuplu cinematic: gamba cu piciorul, antebrațul cu mâna etc.

În mecanică se descriu trei tipuri de cupluri cinematice : de translație, de rotație și elicoidale. În biomecanica corpului omenesc nu se întâlnesc cupluri de translație, cele elicoidale sunt rare (articulația gleznei), dar, în schimb, cele de rotație sunt numeroase. De altfel, mișcările cuplurilor cinematice ale corpului omenesc sunt, în general, mișcări de rotație.

Lanțuri cinematice. Cuplurile cinematice se leagă între ele, realizând lanțurile cinematice, care pot fi deschise sau închise.

Lanțul cinematic deschis se termină liber. În mișcarea de aruncare, de exemplu, membrul superior acționează ca un lanț cinematic deschis; în lovirea unei mingi cu piciorul, membrul inferior acționează tot ca un lanț cinematic deschis.

Lanțul cinematic închis are ambele capete fixate. În poziția, atârnat sau atârnat cu sprijin, de exemplu, membrul superior acționează ca un lanț cinematic închis în poziția stând, membrul inferior acționează ca un lanț cinematic închis.

Se pot descrie trei tipuri de lanțuri cinematice principale ale corpului omenesc: lanțul cinematic al trunchiului, gâtului și capului, lanțul cinematic al membrului superior și lanțul cinematic al membrului inferior.

Lanțuri musculare. Grupele musculare care deservește un lanț cinematic realizează lanțurile musculare. Cum majoritatea mișcărilor omului sunt mișcări complexe, alcătuite din îmbinarea acțiunilor statice și dinamice, lanțurile musculare au traiecte diferite, care se întretaie. În timpul acțiunilor succesive statice și dinamice, lanțurile musculare își îndeplinesc activitățile statice și dinamice tot în mod succesiv.

Nu există lanțuri musculare strict active sau strict pasive, ci numai lanțuri care acționează fie static, fie dinamic, în orice poziție și în orice mișcare participă deci

toate lanțurile musculare care deserveșc lanțul cinematic în acțiune.

Lanțurile musculare ale membrelor superioare permit realizarea unor mișcări de mare amplitudine și de mare finețe și precizie. La realizarea acestora intră în acțiune un număr mare de lanțuri musculare, la alcătuirea cărora intră numai porțiuni din anumiți mușchi. Fenomenul a devenit posibil grație capacității plastice a scoarței cerebrale de a stabili legături temporare între diferitele zone neuronale. În condiții speciale, lanțurile musculare ale membrului superior pot realiza și sprijinul corpului omenesc.

Lanțurile musculare ale membrelor inferioare îndeplinesc, în principal, funcția de sprijin și de aceea sunt deosebit de puternic dezvoltate. Ceea ce caracterizează alcătuirea lanțurilor musculare ale membrelor inferioare este dispunerea flexorilor și extensorilor sub forma a două puternice lanțuri principale antagoniste. Aceste lanțuri sunt alcătuite din grupele musculare ale celor trei segmente ale membrelor inferioare, motiv pentru care unul a fost numit lanțul triplei flexii, iar celălalt lanțul triplei extensii.

Lanțul muscular al triplei flexii este alcătuit din flexorii coapsei pe bazin, flexorii gambei pe coapsă și flexorii dorsali ai piciorului pe gambă. Lanțul muscular al triplei extensii este alcătuit din extensorii coapsei pe bazin, extensorii gambei pe coapsă și extensorii (flexorii plantari) piciorului pe gambă.

Lanțul muscular al triplei extensii este cel care menține poziția ortostatică și propulsează corpul înainte în mers, alergare și săritură. Este mai bine dezvoltat decât lanțul muscular al triplei flexii, raportul dintre greutatea lor fiind de 2:1. De remarcăt că la membrul superior raportul dintre greutatea lanțului flexorilor și lanțului extensorilor este de 1:1.

Mai sunt însă de remarcăt și alte deosebiri morfofuncționale între lanțurile musculare ale membrelor superioare și inferioare. Raportul dintre greutatea scheletului și a musculaturii este de 327,7:1000 pentru membrele superioare și de 519,8:1 000 pentru membrele inferioare, care prezintă un schelet mai bine dezvoltat.

Greutatea lanțurilor musculare rotatoare înăuntru și în afară reprezintă, la membrele superioare, o treime din greutatea întregii lor musculaturi, pe când la membrele inferioare numai 1/20 din greutatea întregii musculaturi a acestora.

Grupele musculare ale membrelor inferioare au o suprafață de inserție mult mai mare decât cele ale membrelor superioare. Astfel, suprafața de inserție a fesierului mare este de 2—3 ori mai mare decât a deltoidului. De aceea, musculatura membrelor inferioare poate să asigure, în primul rând, stabilitatea, echilibrul, propulsia și amortizarea corpului, iar cea a membrelor superioare poate să asigure finețea, precizia și viteza mișcărilor.

2.5.3. Forțele exterioare

Mișcarea locomotorie se datorează atât *forțelor interioare* ale corpului omenesc, cât și intervenției *forțelor exterioare* ale mediului de deplasare. Forțele interioare trebuie astfel să învingă forța gravitațională, greutatea însăși a corpului sau a segmentelor în mișcare, presiunea atmosferică, rezistența mediului, inerția, forțele de accelerație, forța de reacție a suprafeței de sprijin, forțele de frecare și alte forme de rezistență exterioară.

Forța gravitațională

Reprezintă cea mai importantă forță exterioară, care acționează asupra mișcărilor. De altfel, aproape toate celelalte forțe exterioare care intervin în decursul mișcărilor emană sau decurg din forța gravitațională.

În condiții normale, forța gravitațională atrage continuu spre sol corpul și segmentele acestuia, care nu pot scăpa acțiunii legilor gravitației universale. În tot cursul evoluției filogenetice a mișcărilor, forța gravitațională a fost unul din factorii importanți care au contribuit la desăvârșirea mișcărilor. S-ar putea afirma că *mișcarea este o formă răzvrătită a materiei vii față de gravitație, care tinde să imobilizeze corpurile la sol.*

Nu întâmplător apariția organismelor vii, mișcările elementare ale acestora au avut loc în mediul lichid. Conform principiului lui Arhimede, în acest mediu corpurile pierd o parte din greutate și astfel mișcările se realizează mai ușor. Transplantate pe uscat, în decursul evoluției lor filogenetice, organismele vii s-au târât mai întâi aproape de sol, au devenit apoi patrupede și abia mai târziu bipede. Această înălțare de la sol, deci această înfrângere parțială a forțelor gravitaționale, s-a desăvârșit în decursul a milioane de ani.

Forța gravitațională acționează totdeauna vertical, de sus în jos. Împotriva ei forțele interioare cumulate acționează exact în sens invers, de jos în sus. Forma superioară de mișcare care încearcă să învingă forța gravitațională este săritura. Înainte de a face săritura, corpul se adună, își concentrează forțele (predetenta). Învingerea forței gravitaționale, chiar numai pentru câteva clipe, presupune un consum mare de energie. Numai în condițiile mișcărilor de imponderabilitate (pentru pregătirea cosmonauților sau în cosmos), acțiunea forței gravitaționale este anihilată și în acest caz contracția musculară se realizează cu o forță care ar putea fi denumită *forța absolută de contracție*. Cel mai mic impuls aruncă astfel corpul la distanțe foarte mari.

Greutatea corpului și greutatea segmentelor

Deși sunt efecte ale gravitației, nu trebuie confundate cu aceasta. Indiferent care ar fi poziția corpului, greutatea acționează totdeauna vertical, de sus în jos asupra centrului de greutate al corpului sau segmentului.

Valoarea acestei forțe exterioare este legată de volumul, lungimea, densitatea segmentului care, se deplasează sau de numărul segmentelor angajate în mișcare. Practic se poate considera deci că valoarea cu care intervine această forță exterioară este legată de masa segmentului care se mișcă.

$$\text{Masa} = \text{volumul} \times \text{densitatea}$$

Conform *legii maselor*, pentru o aceeași forță motrice, viteza mișcării este în raport indirect cu masa care se deplasează. Cu cât segmentul are un volum mai mic și este mai puțin dens, deci cu cât masa este mai mică, cu atât viteza de deplasare este mai mare, și cu cât segmentul are un volum mai mare și este mai dens, cu atât viteza lui de deplasare este mai mică.

Presiunea atmosferică

Indirect este tot o forță de acțiune a forței gravitaționale. Ea apasă asupra corpului cu o intensitate variabilă în raport direct cu viteza de deplasare. Asupra corpului omenesc acționează, în repaus, o presiune atmosferică de peste 20 000 kg. Calculul se poate face înmulțind presiunea barometrică (P) cu densitatea mercurului (D) și suprafața corpului omenesc (S), care este de aproximativ 2 m²

$$F = P \text{ (în cm)} \times D \times S \text{ (în cm}^2\text{) deci:}$$

$$F = 76 \times 13,6 \times 20\,000 = 20\,672 \text{ kg}$$

Presiunea atmosferică joacă un rol deosebit de important în menținerea în contact a suprafețelor articulare. Exemplul clasic îl oferă articulația coxofemurală, care are o suprafață (S) de 16 cm². Cum cavitatea articulară reprezintă un spațiu virtual și este vidă, presiunea atmosferică acționează asupra ei cu o valoare de 16,537 kg, deoarece:

$$F = 76 \times 13,6 \times 16 = 16,537 \text{ kg.}$$

Deoarece greutatea membrului inferior la adultul de vârstă medie este de 9—10 kg, presiunea atmosferică poate să mențină singură capul femural în cavitatea cotiloidă, chiar după secționarea tuturor mușchilor periarticulari. Acțiunea presiunii atmosferice asupra corpului este compensată de presiunea internă a marilor cavități, care are valori identice cu cele ale presiunii atmosferice. Interacțiunea dintre presiunea atmosferică externă și presiunea internă a marilor cavități atrage și modificări structurale ale corpului. Astfel, la stern, cele două segmente superioare ale acestuia (manubriul și corpul) se îndoaie unul pe celălalt, formând un unghi

proeminent în afară, unghiul Louis.

Rezistența mediului

Exercițiile fizice se pot practica fie în aer liber, fie în apă. Segmentele corpului omenesc sau corpul omenesc în întregime trebuie să învingă rezistența opusă de acestea. În calculul rezistenței intră următorii factori:

$$R = K \times S \times V^2 \times \sin \alpha$$

în care R = rezistența de învins, exprimată în kilograme;

K = coeficientul de rezistență stabilit în raport cu forma corpurilor și densitatea mediului; S = suprafața celei mai mari secțiuni a corpului care se deplasează în mediu, considerată în raport cu axa de progresie;

V = viteza în metri pe secundă; $\sin \alpha$ = sinusul unghiular de atac (α), adică al unghiului de înclinație pe orizontală.

Pentru un om care se deplasează în aer, K = 0,079 (coeficientul rămâne valabil până la o viteză de 42 m/sec), iar S = 0,75 m². Se presupune că omul merge la pas cu o viteză de 1,5 m/sec, (deci 5,4 km/oră) și unghiul de înclinație a corpului pe orizontală este de 90° (deci $\alpha = 90^\circ$; $\sin \alpha = 1$). Calculul rezistenței întâmpinate din partea aerului ne arată că:

$$R = 0,079 \times 0,75 \times 1,5^2 \times 1 = 0,133 \text{ kg}$$

Dacă omul are de înfruntat un vânt de 6 m/sec, (deci 21,6 km/oră) va fi împins înapoi:

$$R = 0,079 \times 0,75 \times 6^2 \times 1 = 2,133 \text{ kg}$$

iar dacă are de înfruntat un uragan de 40 m/sec, (deci 144 km/oră), poate fi ridicat în aer. Pentru a face față acestor situații, omul se apleacă înainte, micșorând astfel unghiul de atac (α) și valorile $\sin \alpha$ și deci ale rezistenței de învins.

Pentru un înotător, valorile formulei calculului rezistenței se schimbă.

K = 73 (pentru apa de mare), iar S este variabil, în raport cu stilurile adoptate și cu corectitudinea execuției, fiind cuprins între 0,035 m² și 0,14 m². La un bun înotător de craul, care parcurge 100 m în 60 sec. (în mare), K = 73, S = 0,035 (oferă deci o suprafață minimă), V = 1,66 m/sec, iar $\alpha = 1$ (corpul este întins la orizontală). Deci:

$$R = 73 \times 0,035 \times 1,66^2 \times 1 = 7,040 \text{ kg.}$$

Dacă înotătorul nu are o tehnică corectă și oferă o suprafață mai mare, se presupune 0,10 m², și în plus luptă contra unui curent de 1,66 m/sec., pentru a putea să rămână pe loc împotriva curentului trebuie să învingă o rezistență de 20,155 kg:

$$R = 73 \times 0,10 \times 1,66^2 \times 1 = 20,155 \text{ kg.}$$

Concluzia practică ce se poate deduce din aceste calcule este că rezistența mediului în care se practică exercițiile fizice poate fi diminuată prin micșorarea suprafeței de secțiune (valoarea s) și a unghiului de atac (α).

Elemente de biomecanică

Folosirea formulei pentru calcularea rezistenței motivează și eficacitatea stilului de înot „fluture” (papillon), față de clasicul „brasse”.

În clasicul stil „brasse”, forța de propulsie pe care o dă lovitura de foarfecă a membrelor inferioare este mult scăzută de mărimea suprafețelor frenatoare oferite de fețele lor laterale, suprafețe care însumate se ridică la aproximativ $0,14 \text{ m}^2$. Aceste suprafețe nu se opun însă decât o jumătate din timp înaintării, deci vom considera că oferă numai o valoare de $0,07 \text{ m}^2$. Deci la un înotător, care înaintează în apă de mare ($K = 73$) cu o viteză de 1 m/sec. ($V = 1^2$) rezultă:

$$R = 73 \times 0,07 \times 1^2 \times 1 = 5,11 \text{ kg.}$$

Cum forța de propulsie pe care o dă lovitura de foarfecă a membrelor inferioare este de aproximativ 10 kg , mai mult de jumătate este anulată de însăși rezistența pe care membrele inferioare o opune la înaintare, înotătorul nemaiputând folosi decât $4,89 \text{ kg}$ din forța de propulsie teoretică.

Pentru a înainta cu o viteză de $1,5 \text{ m/sec.}$, înotătorul are nevoie de o forță de propulsie de $11,49 \text{ kg}$, deoarece:

$$R = 73 \times 0,07 \times 1,5^2 \times 1 = 11,49 \text{ kg}$$

Cele $1,49 \text{ kg}$ suplimentare care depășesc cele 10 kg oferite de membrele inferioare trebuie suplimentate printr-un efort intensiv al brațelor, ceea ce a impus introducerea mișcării de „fluture” a membrelor superioare, deoarece la acea etapă, vechiul regulament impunea menținerea mișcării de foarfecă a picioarelor. Ulterior, această ultimă mișcare nemaifiind compatibilă cu mărirea vitezei, s-a introdus stilul „fluture” actual, cu renunțarea la forfecarea membrelor inferioare.

Inerția

Este forța care tinde să prelungească și să susțină o situație dată. Datorită intervenției inerției, un corp aflat în repaus tinde să rămână în repaus (*inerția de imobilitate*), iar un corp aflat în mișcare tinde să se deplaseze în continuare (*legea vitezei câștigate*).

În momentul începerii unei mișcări, forțele interioare trebuie să învingă inerția de imobilitate și invers, în momentul terminării unei mișcări, forțele interioare trebuie să învingă inerția de mișcare câștigată.

Forța de reacție a suprafeței de sprijin

Când corpul se găsește în aer, ca în plină săritură, forțele gravitaționale acționează în mod egal asupra tuturor segmentelor lui, pe care le trage în jos, dar când corpul se află susținut pe o suprafață oarecare de sprijin, apare și o forță de reacție egală și de sens opus.

Când corpul este imobil apare o *forță de reacție statică* a suprafeței de sprijin, reacția statică (R_s) fiind egală cu greutatea statică a corpului (G_s):

$$R_s = G_s$$

Când corpul se află în mișcare, la greutatea lui adăugându-se și forța de inerție, datorită intervenției accelerației se dezvoltă o *forță de reacție dinamică* a suprafeței de sprijin. În cazul în care subiectul este împins în sus spre verticală, ca în sărituri, reacția dinamică (R_d) va fi egală cu greutatea statică a corpului (G_s) plus forța de inerție (F_j):

$$R_d = G_s + F_j$$

În cazul în care subiectul se lasă în jos spre verticală, ca într-o mișcare de genu-flexie, reacția dinamică (R_d) va fi egală cu greutatea statică a corpului minus forța de inerție (F_j), deoarece accelerația se îndreaptă spre baza de sprijin:

$$R_d = G_s - F_j$$

Forța de frecare

Într-o serie de exerciții fizice (schi, patinaj etc), corpul alunecă pe suprafața de sprijin, ceea ce atrage apariția forței de frecare (F), care este proporțională cu greutatea corpului (G) și coeficientul de frecare (K):

$$F = G \times K$$

Coeficientul de frecare (K) este variabil, în funcție de caracteristicile de alunecare ale suprafețelor aflate în contact. Astfel, pentru schiurile care nu sunt unse cu ceară și care alunecă pe zăpadă $K = 0,06$, dar pentru cele unse cu ceară, $K = 0,02$, deci este mult micșorat.

Rezistențele exterioare diverse

Sunt reprezentate de toate obiectele asupra cărora intervine corpul omenesc (unelte de lucru, haltere, aparate, greutatea de transportat, obiecte care se aruncă etc.) și acționează asupra corpului din direcțiile cele mai variate.

Toate forțele exterioare care intervin în executarea mișcărilor trebuie învinse de forțe interioare. Acestea trebuie să fie egale sau superioare ca intensitate și să acționeze în direcție identică, dar în sens invers cu forțele exterioare (legea repartizării forțelor).

2.5.4. Principii generale de anatomie funcțională și biomecanică

Anatomia funcțională și biomecanica aparatului locomotor sunt discipline care fac parte din științele exacte. Formularea trebuie însă înțeleasă într-un sens mai larg decât în cazul celorlalte științe, corpul omenesc, ca orice organism viu, dispunând de posibilități complexe de comportare biomecanică și adaptare funcțională, posibilități ce nu pot fi integral interpretate matematic, Totuși, pentru studiul anatomofuncțional și biomecanic al diverselor mișcări sunt indispensabile unele jaloane cu aplicativitate

Elemente de biomecanică

mai largă, deci unele precizări cu caracter mai general, care pot fi ridicate, convențional, la rangul de „principii generale”. Enunțarea acestora va ușura munca celor interesați de analiza mișcărilor din punct de vedere anatomofuncțional și biomecanic.

1. *Orice mișcare începe fie prin stabilizarea în poziție favorabilă, fie prin mobilizarea centrului de greutate principal al corpului.* Exemplu: lovirea cu pumnul. Pentru a se putea realiza această mișcare, centrul de greutate se stabilizează prin intrarea în acțiune a centurii musculare a trunchiului din imediata apropiere a centrului de greutate principal al corpului.

Un alt exemplu îl constituie pornirea din ortostatism în, mers. Pentru a se putea învinge inerția statică și pentru a putea face primul pas, centrul de greutate este mobilizat pe direcția de deplasare. Trunchiul este aplecat înainte prin intervenția psoasului iliac și a mușchilor abdominali. Celelalte mișcări prin care se realizează mersul încep numai după ce proiecția centrului de greutate s-a deplasat înainte.

2. *Pornind de la centura musculară a centrului de greutate, acțiunea mobilizatoare a segmentelor se realizează sub forma unei pete de ulei, de la centru spre periferie.* Exemplu: din poziția stând, ridicarea brațelor lateral. În acest caz, lanțurile musculare intră în acțiune în următoarea ordine: centura musculară a trunchiului stabilizează centrul de greutate principal; mușchii centurii scapulare stabilizează centura la trunchi și încep să o ridice; mușchii abductori ai brațului abduc brațul; mușchii extensori ai antebrățului mențin antebrățul extins; mușchii, extensori ai mâinii și degetelor mențin mâna și degetele extinse; mușchii lombricali și interosoși mențin degetele apropiate; mușchiul adductor al policelui menține policele lipit de marginea radială a mâinii.

3. *Când membrele superioare sau inferioare acționează ca lanțuri cinematice deschise, deci cu extremitatea periferică liberă, mușchii care intră în acțiune își iau punct fix de inserție pe capetele lor centrale și acționează asupra segmentelor prin capetele lor periferice.* Exemplu: din poziția stând, ridicarea brațelor oblic în sus. Pentru realizarea acestei mișcări, mușchii centurii scapulare își iau punct fix pe coloană și trag centura înăuntru și în sus; mușchii abductori ai brațului iau punct fix pe centura scapulară și duc brațele în abducție; mușchii extensori ai antebrățului iau punct fix pe braț și mențin antebrățul în extensie; mușchii extensori ai mâinii și ai degetelor iau punct fix pe antebrăț și mențin extensia acestor ultime segmente.

4. *Când membrele superioare sau inferioare acționează ca lanțuri cinematice, închise, deci prin extremitățile lor periferice sunt sprijinite sau fixate pe o bază oarecare de susținere, mușchii care intră în acțiune își iau punct fix pe capetele lor*

Elemente de biomecanică

periferice. Exemplu: din poziția stând, îndoirea genunchilor. Pentru efectuarea acestui exercițiu, mușchii extensori ai piciorului pe gambă (tricepsul sural, în special) își iau punct fix pe picior, pentru a nu lăsa gamba să se prăbușească pe picior; extensorii gambei pe coapsă (cvadricepsul, în special) își iau punct fix pe gambă, pentru a nu lăsa coapsa să se prăbușească pe gambă; extensorii coapsei pe bazin (ischiogambierii, în special) își iau punct fix pe gambă, pentru a nu lăsa bazinul să se prăbușească pe coapsă.

5. *Când membrele acționează ca lanțuri cinematice deschise, grupele musculare agoniste se contractă izotonic și mișcarea rezultă prin apropierea capetelor musculare de inserție*. Exemplu: lovirea mingii cu piciorul. Exercițiul rezultă din următoarele mișcări concomitente: flexia coapsei pe bazin, extensia gambei pe coapsă și flexia dorsală a piciorului. Grupele musculare agoniste iau punct fix pe capetele lor centrale și se contractă izotonic, apropiindu-și capetele de inserție.

6. *Când membrele acționează ca lanțuri cinematice închise, grupele musculare agoniste se contractă izotonic sau izometric succesiv sau sub ambele forme*. Exemplu de contracție izotonică: din poziția atârnat, îndoirea brațelor. Exercițiul rezultă din următoarele mișcări concomitente: flexia brațelor pe antebrate și adducția brațelor. Grupele musculare agoniste iau punct fix pe capetele lor periferice și se contractă izotonic, apropiindu-și capetele de inserție.

Exemplu de contracție izometrică: din poziția atârnat cu brațele îndoite, întinderea brațelor. Exercițiul rezultă din următoarele mișcări concomitente: extensia brațelor pe antebrate și abducția brațelor. Grupele musculare agoniste iau punct fix pe capetele lor periferice și se contractă izometric, depărtându-și capetele de inserție.

Exemplu de contracție succesivă: în alergarea de viteză, atacul solului cu piciorul și apoi extensia piciorului pe gambă. În atacul solului, ante-piciorul ia contact cu solul, iar tricepsul sural, contractându-se izometric, controlează apropierea călcâiului de sol, în faza următoare, de extensie a piciorului pe gambă, antepiciorul continuă să fie sprijinit pe sol, dar tricepsul sural se contractă izotonic, apropiindu-și capetele de inserție, pentru a fi posibilă extensia și deci propulsia corpului înainte.

7. *Viteza de execuție a mișcărilor este dependentă de raportul invers proporțional dintre intensitatea de acțiune a agoniștilor și antagoniștilor*. Exemplu: din poziția stând cu brațele lateral, cu palmele în sus, îndoirea coatelor la 90° (fig. 2.14a).

Pentru realizarea exercițiului intervin ca agoniști mușchii flexori ai antebrațului pe braț (în special brahialul anterior și bicepsul brahial), care se contractă izotonic. Concomitent, intervin însă și mușchii antagoniști, deci extensorii antebrațului pe braț (în special tricepsul brahial și anconeul), care se contractă

Elemente de biomecanică

izometric. În lipsa acțiunii antagoniștilor, mișcarea s-ar executa necoordonat și brusc. Pentru realizarea rapidă a exercițiului, flexorii se contractă puternic, iar extensorii cu o intensitate mai scăzută, în timp ce pentru realizarea încetă a mișcării, flexorii se contractă mai puțin intens, iar extensorii opun o rezistență mai mare. Cu cât viteza de execuție este mai mare, deci intervenția agoniștilor este mai mare, cu atât intervenția antagoniștilor pe parcursul amplitudinii de mișcare este mai mică.

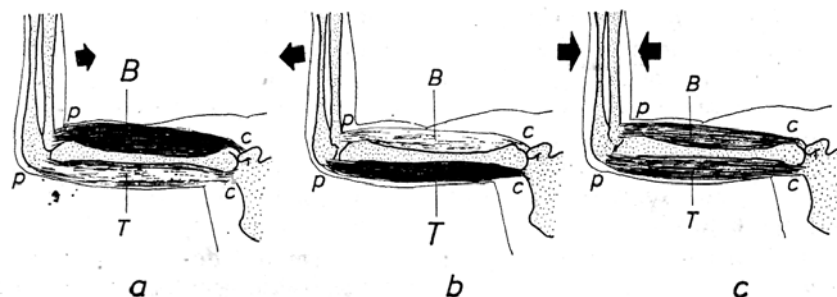


Fig. 2.14 - Flexiunea coatelor la 90°, din poziția stând, cu membrele superioare întinse lateral, cu palmele în sus. a — agoniștii (B) își iau punctele fixe pe capetele centrale (c), se contractă izotonic și acționează asupra capetelor periferice (p), în timp ce antagoniștii (T) se contractă izometric, controlând mișcarea; b — când se ajunge la 90, antagoniștii (T) devin neutralizatori; c — menținerea la verticală a antebrăului se realizează prin egalizarea intensității de lucru static dintre foștii antagoniști și foștii agoniști, ce devin împreună stabilizatori.

8. La sfârșitul mișcării, mușchii antagoniști se transformă în mușchi neutralizatori. Cu cât viteza de execuție este mai mare, cu atât intervenția antagoniștilor la sfârșitul mișcării este mai intensă. Exemplu: ca și cel de la principiul 7 (fig. 2.14 b). Când cotul ajunge la o flexie de 90°, mușchii extensori intensificându-și acțiunea opresc excursia antebrăului în această poziție.

9. Menținerea poziției se realizează prin egalizarea intensității de acțiune a agoniștilor și antagoniștilor și intrarea tuturor lanțurilor musculare în condiții de lucru static. Exemplu: ca la principiile 7 și 8 (fig. 2.14 c). Antebratul ajuns în poziția de flexie la 90° pe braț este menținut la verticală prin egalizarea intensității de acțiune a flexorilor și extensorilor antebrăului pe braț.

10. Folosirea acțiunii forțelor exterioare (și în special a forțelor gravitaționale) inversează rolul grupelor musculare. Exemplu: din poziția stând, îndoirea genunchilor. Exercițiul se realizează din următoarele mișcări concomitente: flexia dorsală a gambelor pe picioare, flexia coapselor pe gambe și flexia bazinului pe coapse. Este de necrezut că exercițiul se realizează prin intrarea în acțiune a lanțului triplei flexii a membrilor inferioare. În realitate însă, exercițiul este controlat și gradat de lanțul triplei extensii, deci de extensorii piciorului pe gambă, ai gambei pe coapsă și ai coapsei pe bazin. Toți acești mușchi se contractă izometric și nu lasă segmentele

Elemente de biomecanică

membrelor inferioare să se prăbușească unele pe celelalte sub influența forțelor gravitaționale. Deși este vorba de o mișcare de triplă flexie, agoniștii sunt deci reprezentați de grupele musculare ale lanțului triplei extensii, iar flexorii devin antagoniști.

11. *În unele situații, folosirea forțelor exterioare (și în special a forțelor gravitaționale) inversează rolul grupelor musculare numai după ce acestea au declanșat mișcarea.* Exemplu: din poziția stând, aplecarea trunchiului înainte. Mișcarea este inițiată de mușchii abdominali și de flexorii coapsei pe bazin, care acționează ca agoniști. În această fază a exercițiului, mușchii șanțurilor vertebrale și extensorii coapsei pe bazin acționează ca antagoniști. După ce trunchiul a părăsit poziția de echilibru, tinde — sub acțiunea forțelor gravitaționale — să se prăbușească înainte.

Pentru ca mișcarea să se poată executa coordonat, controlul ei este preluat de mușchii șanțurilor vertebrale și de extensorii coapsei pe bazin. Deși este vorba de o mișcare de flexie a trunchiului, după ce aceasta a fost inițiată de mușchii flexori, care s-au contractat izotonic, ea este continuată și controlată de extensori, care se contractă izometric. Un alt exemplu: din poziția stând, aplecarea trunchiului înapoi. Mecanismul este exact invers, mișcarea fiind inițiată de extensorii care se contractă izotonic și apoi continuată de mușchii abdominali și de psoas iliaci, care se contractă izometric.

12. *În cadrul acțiunilor lanțurilor cinematice închise, pârghiile osteoarticulare acționează, în general, ca pârghii de sprijin, deci ca pârghii de gradul I.*

Exemplu: comportarea pârghiei articulației cotului în poziția stând pe mâini. Forța reprezentată de inserția olecraniană a tricepsului brahial se găsește în afară. Sprijinul, reprezentat de contactul dintre extremitățile articulare numerale și radiocubitale, se găsește la mijloc. Rezistența, reprezentată de proiecția centrului de greutate, cade la interior. Deci, FSR — pârghie de gradul I.

13. *În cadrul acțiunilor lanțurilor cinematice deschise, pârghiile osteoarticulare acționează, în general, ca pârghii de viteză, deci ca pârghii de gradul al III-lea.* Exemplu: comportarea aceleiași pârghii a articulației cotului la aruncarea greutății.

Prin flectarea excesivă a cotului, forța, reprezentată de inserția ole-craniană a tricepsului brahial, este plasată între punctul de sprijin osos humerocubitoradial și între rezistența reprezentată de greutatea de aruncat și greutatea proprie a antebrațului și mâinii. Deci, SFR — pârghie de gradul al III-lea.

14. *Perfecționarea se atinge prin realizarea mișcărilor cu maximum de eficiență, folosindu-se la minimum forțele interioare și la maximum forțele exterioare. Astfel interpretată, perfecționarea exercițiilor fizice apare ca o formă superioară a adaptabilității organismului omenesc la mediu.* Exemplu: în alergare, pendularea înainte a gambei membrului inferior anterior. Deși mișcarea reprezintă o extensie incompletă a gambei pe coapsă, ea nu se realizează prin intrarea în contracție izotonică a mușchilor extensori, ci prin inerție (ca un pendul), deci prin folosirea unei forțe exterioare. Grupele musculare care intervin sunt reprezentate de mușchii flexori ai gambei pe coapsă, respectiv de mușchii ischiogambieri, care la sfârșitul mișcării se contractă izometric, oprind pendularea gambei. Un alt exemplu îl constituie aruncarea mingii la handbal. Pentru ca forța cu care mingea este trasă la poartă să fie cât mai mare, este folosită și traiectoria centrului de greutate al corpului (fig. 2.15).

De asemenea, aruncarea discului sau a ciocanului. Forța exterioară folosită la maximum în aceste exerciții este forța centrifugă.

Bineînțeles că utilizarea la maximum a forțelor exterioare presupune o coroborare perfectă a acestora cu forțele motorii interioare și se bazează, în ultimă instanță, pe un grad înalt de dezvoltare a proceselor de coordonare.

Cunoscând bine aceste „principii”, orice antrenor, profesor de educație fizică, recuperator sau specialist în ergometrie, cu un oarecare bagaj de cunoștințe de anatomie funcțională și biomecanică, poate să treacă la studiul diverselor mișcări care îi interesează, în scopul perfecționării lor.

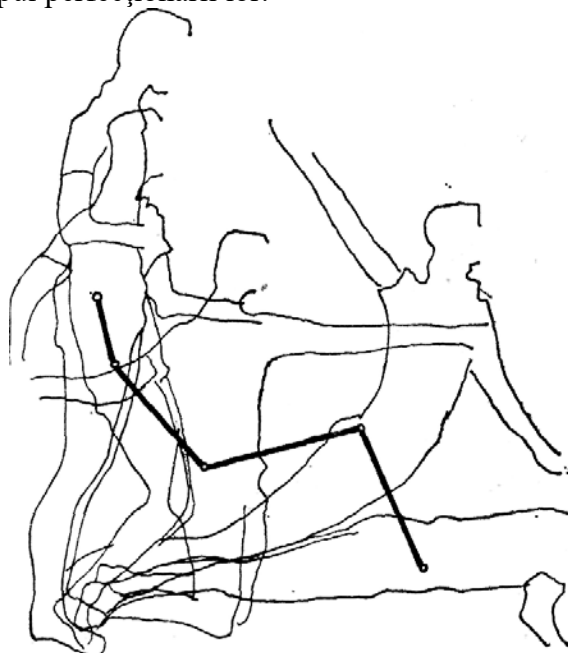


Fig. 2.15 - Traiectoria centrului de greutate în aruncarea mingii la poarta din plonjon, la jocul de handbal

III. Biomecanica membrului inferior

3.1. Biomecanica articulației coxo-femorale

Articulația șoldului (coxo-femurală) se prezintă ca o articulație sferoidală tipică, cu trei axe de mișcare. La nivelul ei se pot produce următoarele mișcări: 1) flexiune-extensiune; 2) abducție-adducție; 3) circumducțiune; 4) rotație. Datorită lungimii colului femural și unghiului de înclinație, mișcările de flexiune-extensiune și cele de abducție-adducție se asociază cu mișcări de rotație.

Flexiunea și extensiunea se execută în jurul unui ax transversal care trece prin vârful trohanterului mare. Prin mișcarea de flexiune, coapsa se apropie de peretele anterior al abdomenului; iar în extensiune ea se îndepărtează. În flexiune, partea anterioară a capsulei și ligamentul iliofemural se relaxează. Limitarea acestei mișcări se face de către mușchii posteriori ai coapsei. Amplitudinea totală a mișcărilor de flexiune-extensiune depinde de poziția în care se găsește genunchiul: astfel, dacă acesta este extins, flexiunea coapsei va fi limitată la aproximativ 90°. Când genunchiul este flectat, flexiunea coapsei atinge 130°. În poziția „pe vine”, coapsa se alipește de peretele abdominal anterior. În extensiune, partea anterioară a capsulei și ligamentul iliofemural se întind, limitând mișcarea. Este posibilă și executarea unei extensiuni forțate, hiperextensie, ca în mișcările de balet sau patinaj. În asemenea cazuri, extensiunea maximă nu se obține în articulația șoldului respectiv, ci printr-o mișcare de flexiune executată din articulația șoldului de partea opusă (a membrului fixat), ceea ce are drept urmare și o aplecare a trunchiului înainte; mișcarea se mai petrece și în coloana vertebrală, accentuându-se curbura lombară. Ligamentele iliofemorale au rol principal în stațiunea verticală, opunându-se căderii trunchiului înapoi, ligamentele pubofemorale au rol adjuvant.

Mușchii flexori ai articulației șoldului. Între aceștia amintim: mușchiul iliopsoas și dreptul femural cu acțiune principală și tensorul fasciei lata, mușchiul croitor cu acțiune mai redusă. La acestea se mai adaugă mușchii adductori și gracilisul care însă acționează numai până la poziția orizontală a coapsei. De la această poziție în sus intervine și mușchiul gluteu mijlociu (prin fasciculele anterioare). Extensiunea este produsă de mușchiul gluteu mare care are acțiune principală și de gluteul mijlociu, bicepsul femural, semitendinosul, semimembranosul și adductorii (ultimii au o acțiune mai redusă). Extensiunea este limitată de întinderea părții anterioare a capsulei și de ligamentul iliofemural.

Mișcarea de abducție-adducție. Se execută în jurul unui ax sagital care trece prin centrul capului femural. Când coapsele sunt extinse, amplitudinea maximă a abducției este de 60°, iar când se

găsesc în flexiune, abducția atinge 70° .

Mușchii abductori sunt: tensorul fasciei lata și gluteul mijlociu. Mișcarea de abducție este limitată de întinderea ligamentului iliopretrohanterian (când coapsa este în extensiune) și a celui pubofemural (când coapsa se află în flexiune), în general se consideră că mușchii abductori sînt mai slabi decît mușchii adductori.

Adducția este efectuată de cei trei mușchi adductori cărora li se adaugă acțiunea mușchilor iliopsoas, gracilis și pectineu, în mod secundar. Amplitudinea adducției este de 30° . Amplitudinea adducției cit și cea a abducției poate fi mărită prin mișcările complementare ale bazinului și coloanei lombare. Mișcarea de adducție este limitată de întîlnirea coapselor, iar cînd acestea se încrucișează, de ligamentul pretrohanterian și ligamentul capului femural.

Circumducția este mișcarea ce rezultă din alternarea celor patru mișcări precedente. În realizarea acesteia intervin toate grupele musculare ale șoldului. În timpul executării circumducției, capul femural se învîrtește în acetabul; epifiza inferioară a femurului descrie un cerc, iar diafiza acesteia, un con.

Mișcarea de rotație în afară și înăuntru. Această mișcare se realizează în jurul unui ax vertical care trece prin capul femural. Amplitudinea maximă a rotației în afară este de 15° , iar cea a rotației înăuntru de 35° . În cazurile în care coapsa se află în poziție de flexiune și abducție (cu ligamentele relaxate), amplitudinea totală a rotației atinge valoarea de 100° . Rotația în afară (supinația femurală) este limitată de fasciculul iliopretrohanterian; și rotația înăuntru (pronația femurală) este limitată de ligamentul ischiofemural și iliopretrohanterian.

Principalii mușchi rotatori în afară sunt: mușchiul gluteu mijlociu, gluteul mare și piriform. Aceeași acțiune, dar mai redusă, o au: mușchii pătratul femural și gracilisul. Mușchii rotatori în afară sunt mai puternici decît cei rotatori înăuntru.

Mușchii rotatori înăuntru sunt: gluteul mijlociu, gluteul mic și semimembranosul. Considerând punctul fix la nivelul bazinului, atunci membrul inferior (piciorul) poate realiza următoarele mișcări: mișcarea de flexie-extensie, mișcarea de abducție-adducție și mișcarea de rotație internă-externă (figura 3.1). Planele în care se găsesc cele trei axe sunt planele anatomice: planul frontal, planul sagital și planul orizontal.

În cursul solicitărilor, în mod normal, femurul este comprimat între cavitatea cotiloidă a bazinului și platourile tibiale. Linia de acțiune a acestei compresii poartă numele de axă mecanică și se definește ca linia ce unește centrul capului femural cu centrul genunchiului. Axa mecanică face cu axa diafizei un unghi de $6\text{—}9^\circ$ (fig. 3.2).

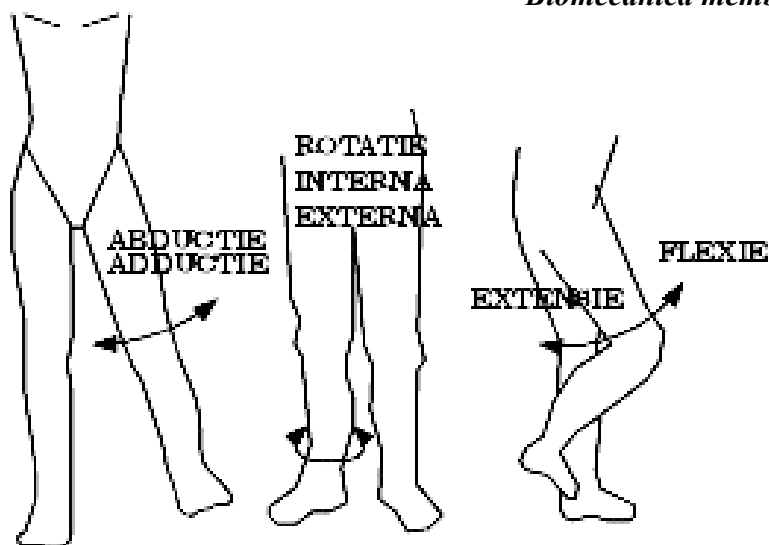


Figura 3.1. Mișcările articulației șoldului

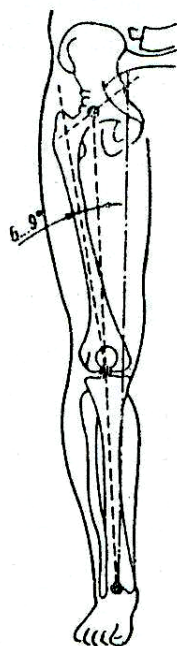


Figura 3.2. Axa mecanică a femurului

Forma femurului ca și poziția sa fac ca, în sprijinul unipodal, verticala coborâtă din centrul de greutate al corpului să fie excentrică față de diafiza femurală (fig. 3.3). Bazinul este menținut orizontal de forța musculară a abductorilor, care sar peste șoldul membrului de sprijin (de la bazin la marele trohanter). Bazinul și femurul pot fi astfel comparate cu modul de încărcare al unei macarale (fig. 3.3, a; zona hașurată). Femurul va

fi supus unei solicitări compuse de compresiune și încovoiere, asemănător coloanei din figura 3.3, b.

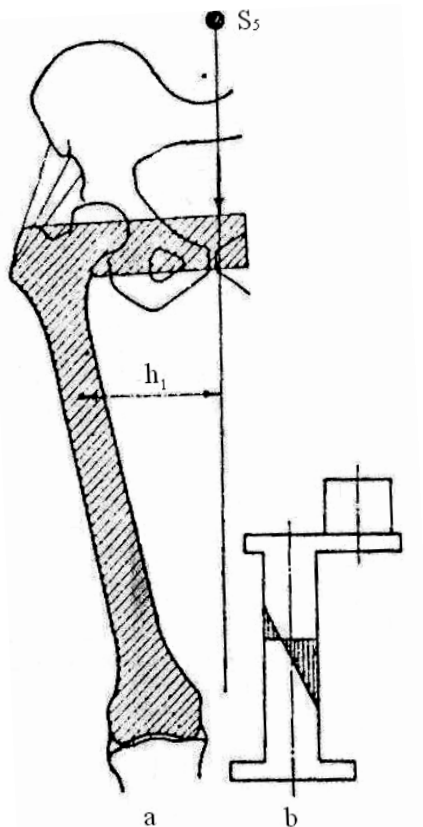


Figura 3.3. Poziția femurului în cadrul articulației coxo-femorale

O serie de cercetări au încercat să stabilească solicitările la care este supusă în mod normal diafiza femurală (Kiinteher, Mileh, Pauwels, Kummer, Jilaimont). Încărcarea excentrică a femurului face ca el să fie supus unei solicitări compuse de compresiune și încovoiere, între tensiunile de tracțiune și cele de compresiune există o linie (axă) neutră, în lungul căreia tensiunile sunt nule. Se poate determina o linie neutră anterioară și una posterioară. Linia neutră anterioară LNA(fig. 3.4) și cea posterioară LNP suferă, de la extremitatea superioară spre cea inferioară, o rotire (fig. 3.4). Linia neutră anterioară pleacă de pe mijlocul feței anterioare, în porțiunea trohanteriană, merge în cele două treimi superioare ale diafizei, pe fața ei anterioară, apoi ajunge pe fața internă a condililor femurali. Linia neutră posterioară urmărește linia aspră până la unirea treimeii superioare cu treimea inferioară a diafizei, apoi se deplasează extern și în fine anterior, pentru a ajunge pe marginea externă a trohleei femurale. Între cele două linii neutre se găsește axa neutră. Axa neutră este într-un plan sagital în regiunea superioară a femurului și într-un

Biomecanica membrului inferior

plan frontal în regiunea inferioară (fig. 3.4 și fig. 3.5). Axa neutră împarte diafiza femurală în două zone inegale ca mărime, una sollicitată la compresiune și cealaltă la tracțiune. Cele două zone au o configurație elicoidală, ca urmare a poziției variabile a axei neutre. În porțiunea superioară, zona comprimată, situată intern și zona întinsă, situată extern, își împart aproximativ egal suprafața unei secțiuni. În regiunea inferioară, zona întinsă este considerabil micșorată, zona comprimată reprezentând aproape toată secțiunea (fig. 3.5).

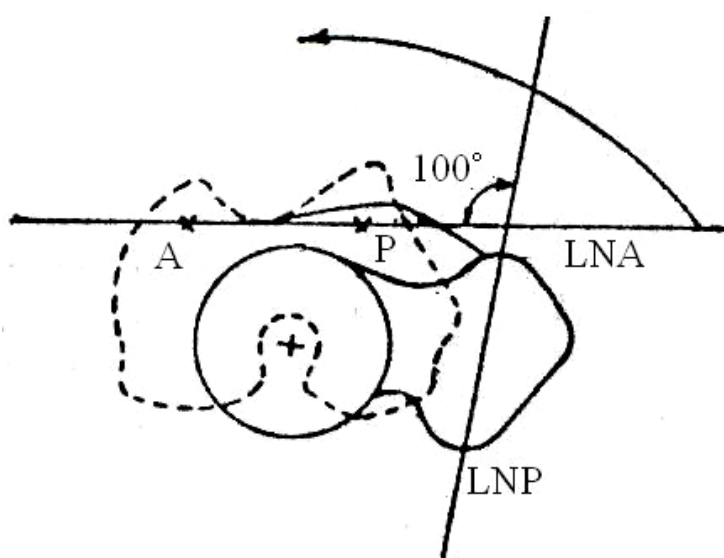


Fig. 3.4. Reprezentarea axei neutre a femurului față de care tensiunile sunt nule

Deformațiile specifice în zona sollicitată la compresiune sunt maxime la nivelul micului trohanter sau puțin mai jos, ele descresc apoi progresiv, până la 200 mm sub micul trohanter, pentru a crește din nou. Deformațiile de tracțiune prezintă un maxim la 25-50 mm sub micul trohanter, apoi scad progresiv până la 250 mm sub micul trohanter, unde se înregistrează valori foarte mici. La același nivel deformațiile de tracțiune sunt totdeauna inferioare deformațiilor de compresiune.

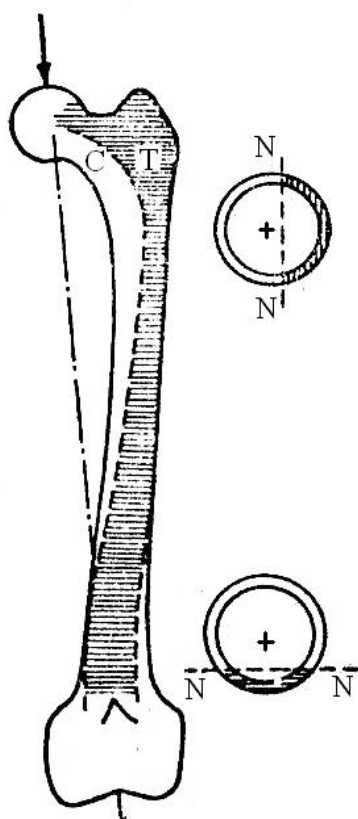


Figura 3.5. Reprezentarea axei neutre în plan sagital

În stațiunea unipodală tractul iliotibial (Tr), (fig. 3.6), așezat extern față de femur, se pune în mod reflex în tensiune, imediat ce femurul membrului de sprijin suportă greutatea corpului. Tractusul ilio-tibial este tensionat de aceiași mușchi care fixează bazinul în cursul sprijinului unipodal și fac astfel posibilă transmiterea greutății corpului de la bazin la femur. Tractusul ilio-tibial acționează ca un hoban, furnizând o forță ce echilibrează încovoierea provocată de greutatea corpului. Acțiunea tractului ilio-tibial este mărită de contracția vastului medial. Mărindu-și volumul, vastul medial mărește brațul de pârghie la capul căruia acționează tractul ilio-tibial. Solicitarea suferită de femur în sprijinul unipodal, sub acțiunea greutății corpului, este diminuată aproape la jumătate de tensiunea tractusului ilio-tibial în fiecare secțiune. Fiecare mușchi care se inserează pe os are același efect de hoban ca și trac-tul ilio-tibial. Datorită brațului de pârghie scurt, acest efect este foarte mic la nivelul inserției unui mușchi monoarticular pe os. El crește în direcția articulației și atinge valoarea maximă la nivelul acesteia, unde mușchiul elimină complet efectul de încovoiere produs de greutatea corpului. Astfel, în secțiunea

Biomecanica membrului inferior

ce trece prin mijlocul genunchiului nu vor fi decât eforturi de compresiune (cele de tracțiune au dispărut). Mușchii biarticulari, sărind peste două articulații, merg în tot lungul femurului astfel îneît efectul lor de hoba este mai pregnant.

O altă modalitate de a elimina efectul de încovoiere este aceea de a curba coloana încărcată excentric, cum se realizează la nivelul diafizei femurale. În sprijinul unipodal verticala coborâtă din centrul de greutate trece înaintea femurului. Datorită curburii sagitale brațul de pârghie al greutății corpului este scurtat, iar brațul de pârghie al mușchilor biarticulari este mărit. Acest lucru apare evident în mers.

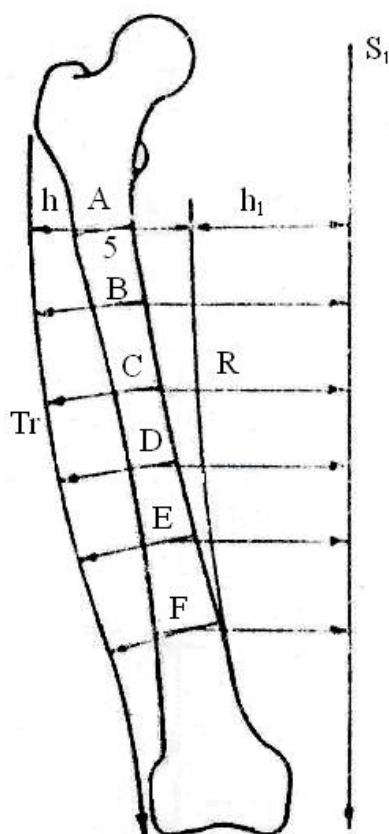


Figura 3.6 Reprezentarea tractului iliotibial (Tr), în stațiunea unipodală

Cunoașterea forțelor care acționează asupra articulației șoldului este necesară multor activități de cercetare în domeniul protezelor. De exemplu, implanturile noi necesită efectuarea de teste la oboseală în condiții fiziologice de încărcare, înainte de a fi utilizate clinic. Optimizarea funcțională a protezelor presupune cunoașterea acestor forțe.

Datele de încărcare fac posibilă prevenirea pacienților cu fracturi de femur sau de bazin în legătură cu activitățile fizice pe care ar trebui să le evite (figura 3.7).

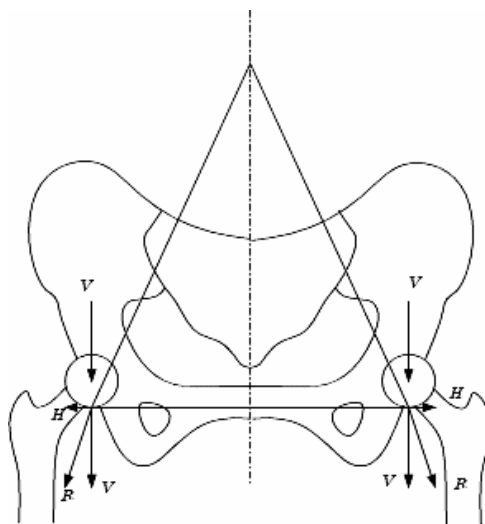


Figura 3.7. Descompunerea forțelor din pelvis în sprijinul bipodal

3.2. Biomecanica articulației femuro-rotuliană

Articulația femuro-rotuliană, articulație cu un singur grad de libertate, prezintă două mișcări principale: flexia și extensia gambei pe coapse. Acestea sunt însoțite de alte mișcări secundare — de rotație internă și externă. În plus, articulația mai poate să efectueze mișcări de înclinare laterală, foarte reduse ca amplitudine.

Goniometria normală. Mișcarea se execută în plan sagital, în jurul unui ax transversal care trece prin cele două tuberozități condiliene ale femurului. Clinic, axul biomecanic transversal este reperat pe fața laterală a genunchiului, la 1,5 cm deasupra interliniei articulare, la unirea celor două treimi anterioare cu treimea posterioară a condilului femural extern.

Bolnavul este culcat pe masă în decubit ventral, cu piciorul atârând în afara planului mesei (pentru a se obține extensia totală a genunchiului). Goniometrul se așază în plan sagital, cu baza pe planul mesei și în lungul axei coapsă-gambă, cu acul indicatorului în dreptul axei biomecanice transversale și cu indicatorul culcat în dreptul axului lung al gambei (fig. 3.8).

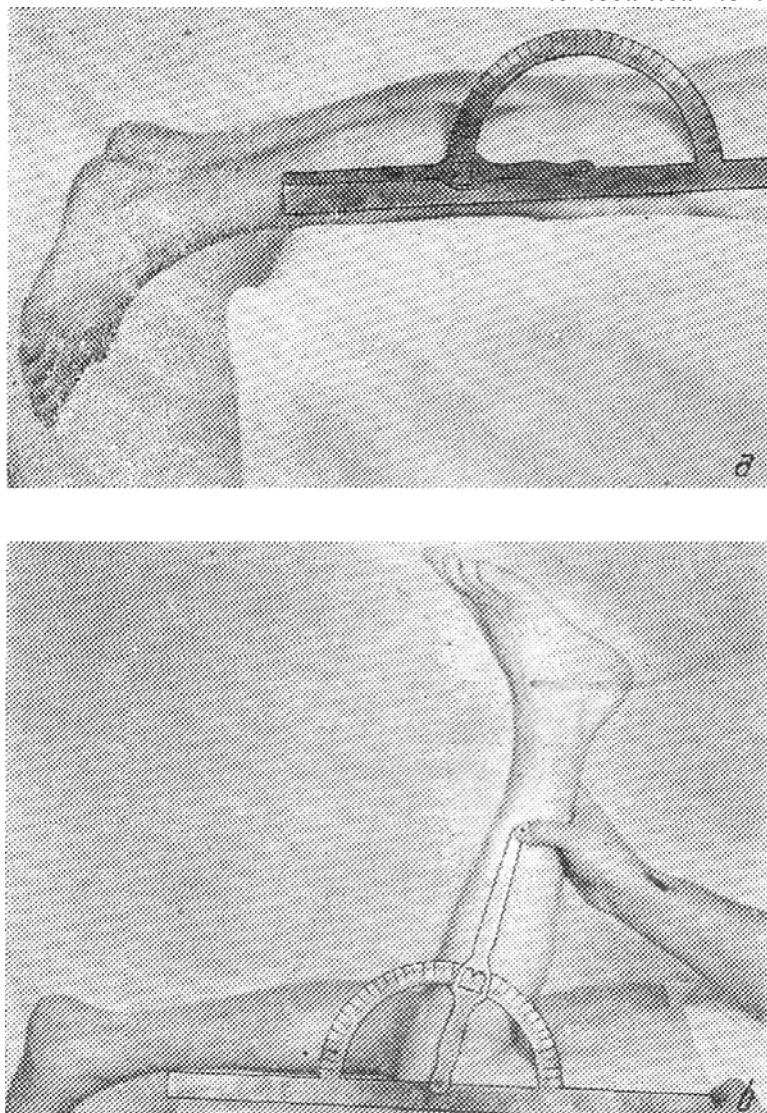


Fig. 3.8 — Goniometria genunchiului, a — poziția de start; b — poziția intermediară a reflexiei.

Amplitudinea medie normală a mișcării active de flexie-extensie este de 135° , iar a celei pasive de 150° , deci diferența dintre mobilitatea pasivă și cea activă este de 15° .

Mișcările de flexie-extensie. Când membrul inferior acționează ca un lanț cinematic deschis, articulația femurotibială funcționează pe principiul unei pârgii de gradul III (fig. 3.9). Mișcarea se realizează fie prin deplasarea femurului pe tibia fixată (ca în contactul fără sprijin al piciorului pe sol), fie prin deplasarea tibiei pe femurul fixat (ca în poziția șezând), fie, în sfârșit, prin deplasarea simultană a celor două oase, (ca în mers, când gamba este pendulată).

Când membrul inferior acționează ca un lanț cinematic închis, articulația

Biomecanica membrului inferior

femurotibială acționează pe principiul unei pârghii de gradul I, cu sprijinul la mijloc.

Mișcarea nu se execută în jurul unui ax fix. Deoarece condiliile femurale nu au o formă sferică, ci un contur de volută, ei se deplasează față de platoul tibial în jurul mai multor puncte axiale (fig. 3.9). Axul transversal se deplasează în flexie, în sus și înapoi (fig. 3.10), iar în extensie, în sens invers.

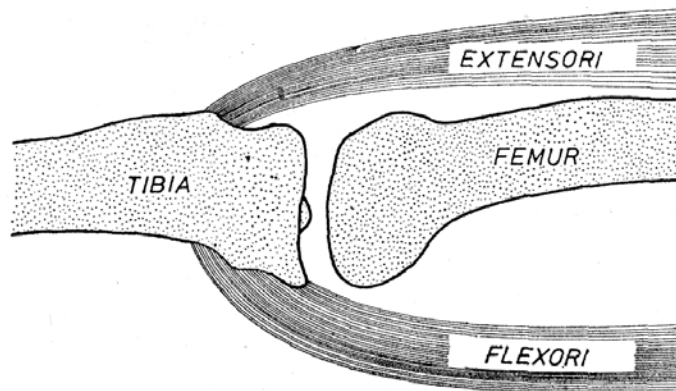


Fig. 3.9 — Articulația femurotibială funcționează pe principiul unei pârghii de gradul al III-lea, atât în mișcările de flexie, cât și în cele de extensie.

Mișcarea de flexie este cea prin care fața posterioară a gambei se apropie de fața posterioară a coapsei. Mișcarea nu se execută în jurul unui singur ax, ci în jurul mai multor axe. Începutul mișcării de flexie se face mai mult prin rostogolire, iar sfârșitul mai mult prin rotație pe loc, în jurul unui ax fix (fig. 3.12 a).

Dacă în poziția de extensie se fixează două repere osoase simetrice, unul în femur și altul în tibia, în momentul în care începe să se efectueze flexia, aceste repere nu își mai păstrează simetria (fig. 3.11). Distanța parcursă de punctul tibial este mai scurtă decât cea parcursă de punctul femural, care s-a învârtit dinainte-înapoi, dar a și alunecat dinapoi-înainte (Weber).

A. Menschik (1974—1975) a arătat că deplasarea segmentelor este diferită în raport de modul de acțiune a membrului inferior (fig. 3.13). Dacă membrul inferior acționează ca un lanț cinematic deschis, femurul este luat drept segment fix și tibia alunecă pe el, în final observându-se o retropoziție femurală (fig. 3.12 a). Dacă membrul inferior acționează ca un lanț cinematic închis, gamba fixată pe sol este luată drept segment fix și femurul alunecă pe platoul tibial, în final observându-se o retropoziție tibială (fig. 3.12 b). Când genunchiul ajunge la o flexie de 70° se asociază și o mișcare de rotație internă, care poate să ajungă până la 20° amplitudine.

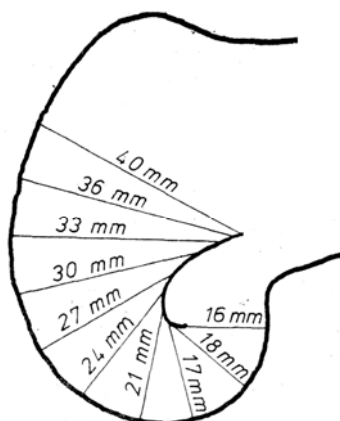


Fig. 3.10 — Deplasarea axei de mișcare se datorează formei condililor femurali.

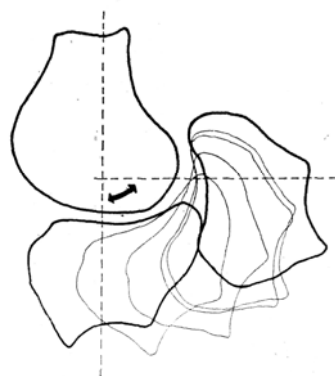


Fig. 3.11 — Deplasarea axei de mișcare se datorează formei condililor femurali.

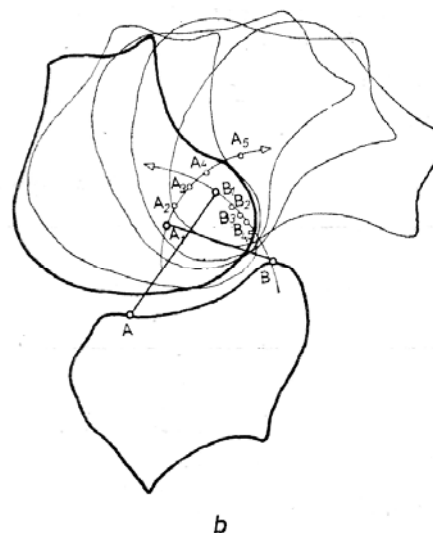
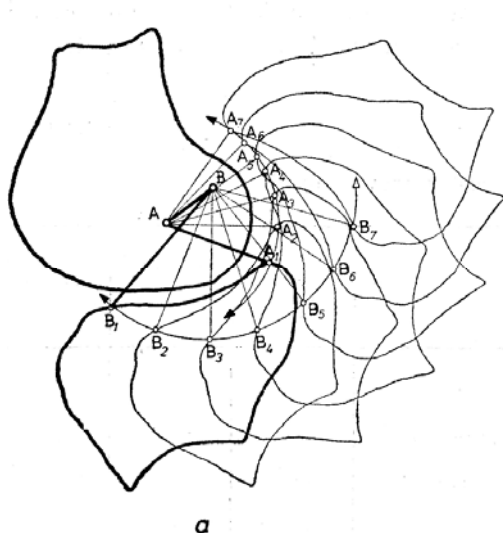


Fig. 3.12 — Deplasarea segmentelor în raport cu modul de acțiune a membrului inferior (A. Menschik). a — retropoziție femurală; b — retropoziție tibială. A — A. — evolventa; B — B. — evoluta.

Mușchii motori ai mișcării de flexie în cadrul lanțului cinematic deschis sunt, în primul rând, bicepsul și semimembranosul, iar accesoriu semitendinosul, gemenii, popliteul, plantarul subțire, dreptul intern și croitorul.

Forța de acțiune a acestor mușchi a fost determinată de R. Fick. În tabelul următor al flexorilor genunchiului sunt anexate datele obținute de acest autor în ceea ce privește scurtarea mușchilor în timpul contracției (în metri), suprafața secțiunii lor fiziologice (în cm^2) și forța lor de acțiune (în kilogrammetri), care rezultă din scurtarea (în metri) X

secțiunea fiziologică (în cm^2) X 10.

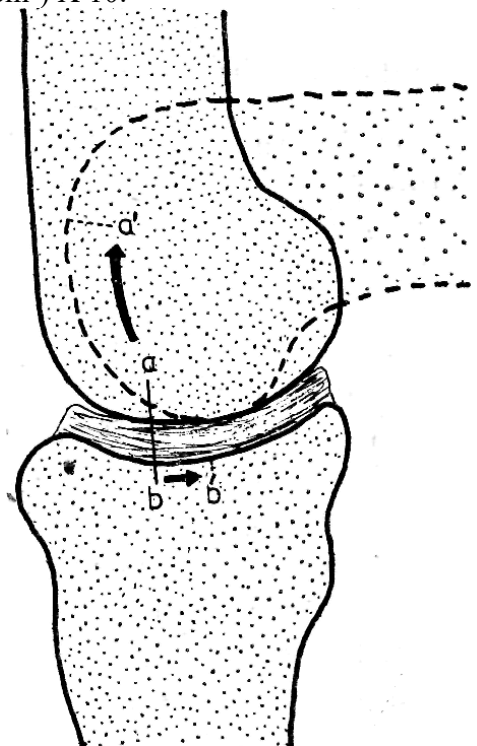


Fig. 3.13 — Experiența lui Weber.

Când genunchiul este extins, punctele de contact femurotibiale sunt $a-b$. Când genunchiul este flectat la 90° , aceste puncte se deplasează și devin a' și b' . Faptul că $a-a'$ este mai mare decât $b-b'$ arată că a rulat condilul femural, dar a și alunecat dinainte-înapoi (F. Pouzet).

Limitarea mișcării de flexie este practic realizată de întâlnirea feței posterioare a gambei cu fața posterioară a coapsei. Tendonul rotulian solidarizează rotula la tibie, dar alungirea cvadricepsului permite o mișcare de flexie totală.

Mișcarea de extensie este cea prin care fața posterioară a gambei se depărtează de fața posterioară a coapsei. La început mișcarea se face prin rotirea extremității femurului, apoi prin rostogolirea lui pe platoul tabei, până când axul lung al gambei ajunge să continue axul lung al coapsei (vedere din profil). Mișcării de extensie i se asociază și o mișcare de rotație în afară a gambei pe coapsă, datorită contracției bicepsului crural.

Denumirea	Insertia		Scurtarea [m]	Secțiunea fizologică [cm ²]	Travaliul [kgxm]
	Proximală	Distală			
Biceps femural	Tuberozitatea ischiatică. Linia aspră	Capul peroneului	0,059	17,37	10,248
	Tuberozitatea ischiatică	Condilii tibiali	0,064	26,38	16,833
	Tuberozitatea ischiatică	Laba de gâscă	0,134	7,27	13,242
Gemen extern	Condilul femural extern	Calcaneu	0,075 0,07 Total:	4,11 3,17	3,082 2,319 45,724
Gemen intern	Condilul femural intern	Calcaneu			
Popliteu	Condilul femural extern	Fața posterioară a tibiei			
Planar subțire	Condilul femural extern	Calcaneu			
Drept intern	Unghiul pubisului	Laba de gâscă	0,075 0,07 Total:	4,11 3,17	3,082 2,319
Croitor	Spina iliacă	Laba de gâscă			

Mușchii motori ai extensiei sunt, în primul rând, cvadricepsul și tensorul fasciei lata. Ei realizează, împreună cu tendonul cvadricipital, rotula, aripioarele rotuliene și tendonul rotulian, un aparat complex de extensie a genunchiului, în tabelul următor este indicată și forța lor de acțiune, calculată identic ca pentru flexori.

Denumirea	Insertia		Scurtarea [m]	Secțiunea fizologică [cm ²]	Travaliul [kgxm]
	Proximală	Distală			
Vasul extern și intern Drept femural Tensor fascia lata	Linia aspră	Tuberozitatea anterioară a tibiei	0,08	148,3	118,64
		Tuberozitatea anterioară a tibiei	0,081	28,89	23,4
	Spina iliacă anteroinferioară Spina iliacă anterosuperioară	Tuberozitatea anterioară a tibiei	0,1	7,56	0,756
		Tuberozitatea superioară a tibiei	Total:		142,796

Biomecanica membrului inferior

După cum rezultă din acest tabel, extensorii au o forță de acțiune totală de 142,796 kgm, pe când flexorii de numai 45,774 kgm. Faptul este ușor explicabil, deoarece mușchii extensori au de luptat împotriva greutății corpului, în timp ce flexorii nu susțin și greutatea corpului. Acest excedent de forță a apărut mai târziu în evoluția filogenetică și coincide cu poziția ortostatică a primatelor și a omului. Incompletă la maimuțele evoluate, care merg încă cu genunchii ușor flectați, funcția de stabilizare a cvadricepsului nu își atinge perfecțiunea decât la om. Con tracția cvadricepsului are ca efect presarea puternică a suprafețelor articulare una asupra alteia, ceea ce împiedică prăbușirea genunchiului. Am văzut că, pentru a ajunge la extensia completă, genunchiul suferă o mișcare de alunecare și una de rotație („*screw home motion*”). Odată extins, genunchiul ajunge într-o poziție de zăvorâre, în care acțiunea musculară nu mai este necesară („*locked position*”).

Extensorii acționează cu toată forța lor atunci când se face extensia forțată a genunchiului flectat sau când se execută o mișcare forțată de blocare a genunchiului în ușoară flexie, situații care se întâlnesc frecvent în activitatea de educație fizică, sport și în diferite munci fizice. Uneori, forța lor de acțiune este atât de mare, încât se rupe aparatul extensor al genunchiului la un nivel oarecare, ajungându-se la o ruptură de tendon cvadricipital, la o fractură de rotulă, la o ruptură de ligament rotulian sau la o smulgere de apofiză tibială anterioară. Ruptura tendonului cvadricipital are loc de obicei la fotbaliști și rugbiști, iar aceea a ligamentului rotulian la alpinști.

Mișcarea de extensie este limitată, în primul rând, de ligamentul posterior Winslow și de ligamentul încrucișat anterior și în mod accesoriu de ligamentul încrucișat posterior, de mușchii ischiogambieri și de ligamentele laterale, care se întind în momentul extensiei.

Mișcările de rotație înăuntru și în afară. Mișcările de rotație ale gambei pe coapsă se explică prin înălțimea diferită a condililor femurali și se asociază mișcărilor de flexie-extenise. Intervin, de asemenea, și ligamentele încrucișate, care rotează gamba în afară, în poziția finală de flexie și înăuntru, în poziția finală de extensie.

Amplitudinea mișcării de rotație activă este de 15—20°, iar de rotație pasivă de 35—40°. Axul în jurul căruia se execută mișcarea este vertical și trece prin centrul spinelor tibiale.

Rotația în afară este făcută de biceps, iar rotația înăuntru de semimembranos, popliteu, semitendinos, drept intern și croitor. Dacă se face calculul comparativ al forței de acțiune a înotătorilor, se constată că rotatorii interni sunt mai puternici decât rotatorii externi, ceea ce se poate explica prin faptul că flexia combinată cu o rotație înăuntru

Biomecanica membrului inferior

reprezintă mișcarea obișnuită a genunchiului, în timp ce rotația în afară, o mișcare excepțională.

În rotația externă, ligamentele laterale se întind, iar ligamentele încrucișate se relaxează, în timp ce în rotația internă se întind ligamentele încrucișate și se destind ligamentele laterale.

Mișcările de înclinare laterală sunt limitate de ligamentele laterale. Cum înclinarea trebuie limitată în special în mers, ligamentele laterale sunt puse sub tensiune maximă odată cu extensia genunchiului. În flexia completă ligamentul lateral extern se relaxează, dar cel intern se menține, ușor destins. În semiflexie însă, se obține o relaxare maximă a ligamentelor.

Deplasarea înainte și înapoi a platoului tibial pe condilii femurali, când genunchiul este extins, este limitată de ligamentele încrucișate. Ligamentul încrucișat anterior limitează deplasarea înainte, iar cel posterior, deplasarea înapoi. Ligamentul încrucișat anterior se întinde în extensie, se relaxează în flexia ușoară și se întinde din nou în hiper-extensie, în timp ce ligamentul încrucișat posterior se întinde în flexie completă, se relaxează în semiflexie și se întinde din nou ușor în extensie. În semiflexie, ambele ligamente încrucișate fiind mai destinse, se poate obține o ușoară mișcare de alunecare în sens anteroposterior a platoului tibial pe condilii femurali.

În diferitele activități sportive, aparatul ligamentar care limitează mișcările genunchiului este deosebit de solicitat. Forțarea genunchiului în valg (înăuntru) sau în var (în afară), însoțită sau nu de răsucirea gambei pe coapsă, duce la leziuni de diferite intensități ale ligamentelor laterale. Astfel, este clasică entorsa ligamentului colateral intern, cunoscută sub denumirea de „schi-punct” (fig. 3.14). Ligamentul încrucișat anterior se poate rupe prin mai multe mecanisme. De exemplu, poate fi lezat în urma unui traumatism puternic asupra feței anterioare a genunchiului aflat în extensie sau asupra suprafeței posterioare a gambei, genunchiul fiind flectat la 90°. De asemenea, mai poate fi lezat prin trecerea forțată de la flexie la extensie, cu genunchiul rotat extern. Ligamentul încrucișat postero-extern se rupe foarte rar când lovitura pe gambă surprinde genunchiul în flexie.

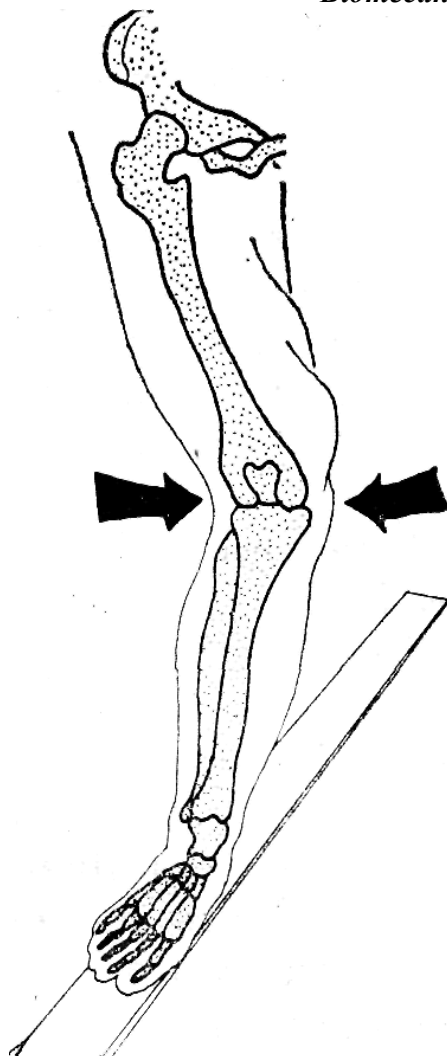


Fig. 3.14 — Modul de producere a „schi-punctului”.

3.3. Biomecanica meniscurilor

Meniscurile (fig. 3.15), deși solidare la tibie, se deplasează în flexie dinainte-înapoi pe platoul tibial și se apropie ușor între, ele prin extremitățile lor posterioare, în flexia completă, meniscul extern ajunge la 1 cm și cel intern la 0,8 cm de marginea anterioară a platoului. În extensie, meniscurile se deplasează în sens invers, adică dinapoi-înainte, ating marginile anterioare ale platoului tibial și se depărtează ușor unul de altul. Alunecările meniscurilor pe platoul tibial se fac prin modificarea formei lor, dat

fiind că extremitățile lor sunt fixate.

În timpul mișcărilor, afară de aceste alunecări pe platoul tibial, meniscurile se deplasează și împreună cu platoul față de condilii femurali, situându-se mereu pe aceea parte a platoului care suportă presiunea condililor. În extensie, condilii alunecă înainte, împingând meniscurile înaintea lor, iar în flexie, condilii alunecă înapoi, împingând meniscurile înapoia lor.

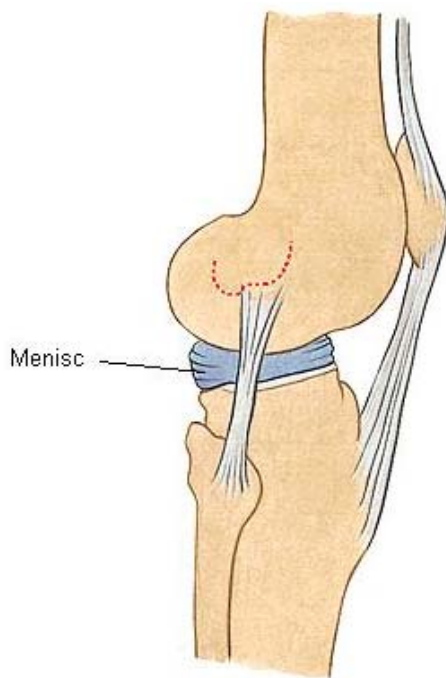


Figura 3.15. Reprezentarea schematică a meniscurilor în cadrul articulației genunchiului

Meniscurile sunt antrenate și în timpul mișcărilor de rotație. În mișcarea de rotație a gambei în afară, partea anterioară a meniscului intern urmează capsula, la care aderă, și se deplasează dinapoi-înainte și dinăuntru-înafară în timp ce extremitatea sa posterioară este împinsă înapoi de condilul femural, ceea ce are drept rezultat o puternică distensie a meniscului. Meniscul extern poate suferi în timpul mișcării de rotație externă o deplasare asemănătoare, dar în sens invers. El fiind mai rezistent și mai mobil, se deplasează făcând excursii mai întinse, în timp ce meniscul intern, mai subțire și, mai ales, mai puțin mobil la cornul posterior, nu poate urma uneori deplasarea condilului femural intern și este strivit.

Rolul meniscurilor în biomecanica articulației genunchiului este complex. R. Bouillett și Ph. van Graver afirmă că aceste formațiuni fibrocartilaginoase au cinci funcții biomecanice importante:

Biomecanica membrului inferior

1) completează spațiul liber dintre suprafața curbă a femurului și suprafața plană a tibiei și împiedică astfel protruzia sinovialei și a capsulei în cavitatea articulară, în cursul mișcărilor;

2) centrează sprijinul femurului pe tibie în cursul mișcărilor. Importantă din acest punct de vedere este, în special, periferia meniscurilor, care este mai rezistentă (Trillat);

3) participă la lubrifierea suprafețelor articulare, asigurând repartizarea uniformă a sinoviei pe suprafața cartilajelor (Smillie și Mc Connil);

4) joacă rolul unui amortizor de șoc între extremitățile osoase, mai ales în mișcările de hiperextensie și hiperflexie (Fairbank);

5) reduc în mod important frecarea dintre extremitățile osoase.

C. H. Hjorstjo a arătat că frecarea dintre suprafețele cartilaginoase ale unei articulații depinde de felul mișcărilor și din acest punct de vedere se pot descrie trei varietăți de mișcare:

a) *Rularea* este asemănătoare mișcării unei roți care înaintează pe sol. Teoretic, în acest caz, se poate afirma că nu există frecare, deoarece roata își derulează suprafața, punct cu punct, pe planul care o suportă. Flexia genunchiului, de exemplu, în primele ei grade se face folosind această varietate de mișcare („*rolling joint*”) (fig. 3.16 a).

b) *Frecarea simplă* este asemănătoare mișcării unei roți care patinează pe sol. De data aceasta toate punctele periferice ale roții intră succesiv în contact cu aceleași puncte ale solului, rezultând deci importante forțe tangențiale, care atrag uzura celor două suprafețe în contact („*grinding joint*”) (fig. 3.16 b).

c) *Frecarea accentuată* este asemănătoare mișcării unei roți anexate unui alt mobil, care o trage într-o direcție opusă celei pe care trebuie să o urmeze. Frecarea cu punctele de contact ale solului este dublă, cele două suprafețe derulându-se în sens invers, una față de cealaltă (fig. 3.16 c).

Meniscul plasat sub roata dată ca exemplu împarte articulația roată-sol, în care frecarea este accentuată, în două articulații distincte, în care frecarea devine simplă (fig. 3.16 d).

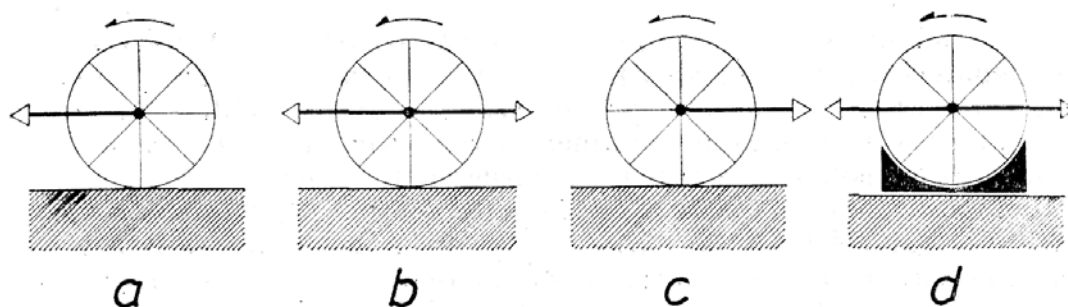


Fig. 3.16 — Cele trei varietăți de mișcare, a — rulare; b — frecare simplă; c — frecare accentuată; d — rolul meniscurilor.

Rotula care alunecă pe trohlea femurală suferă o mișcare de tipul „*accentuated grinding joint*”. Între suprafețele articulare ale femurului și tibiei, dacă nu ar fi existat meniscurile, ar fi trebuit să se producă o mișcare tot de acest tip. Prezența meniscurilor împarte articulația femurotibială în două articulații distincte, în care frecarea devine simplă, de tipul „*grinding joint*”.

O. Lindahl și A. Movin (1967) au verificat aceste considerații teoretice pe genunchii sănătoși, studiind cu ajutorul radio și artrografiilor în serie, forțele care intră în acțiune în flexia și extensia genunchiului. Ei au arătat că în primele 20—30° flexie se petrece o mișcare combinată de rulare-alunecare, după care tibia se deplasează pe femur printr-o mișcare de frecare simplă.

Majoritatea rupturilor de menisc se datorează accidentelor de sport, în special celor care urmează mișcărilor rapide și puternice sau care își modifică direcția în timpul efectuării lor. Jucătorul de fotbal, de exemplu, face dese mișcări bruște de rotație a trunchiului, în timpul ce piciorul este fixat pe crampe pe sol. Piciorul fixat nu are cum să mai fie mobilizat și se stabilește un decalaj la nivelul genunchiului între răsucirea puternică a corpului și a femurului. Se mai pot adăuga loviturile sau supraîncărcările prin căderile unui jucător peste altul. Astfel, meniscurile sunt supuse unor presiuni foarte mari și se pot rupe. Statistica lui C. Doboșiu, Cl. Baci și D. Tomescu arată că la noi în țară frecvența pe ramuri de sport a rupturilor de menisc este următoarea: fotbal — 56%, rugby și gimnastică — 10%, handbal — 5%, baschet și turism — 3%, volei și schi — 1%, atletism — 1%.

Rotula (figura 3.17) este menținută pe locul ei de un sistem complicat de Muri de origine musculară, ligamentară și tendinoasă.

În sens vertical, este fixată de tendonul rotulian și de tendonul cvadricipital.

Biomecanica membrului inferior

Acestea nu se continuă în linie, ci fac între ele un unghi deschis în afară (denumit „unghiul Q”). Închiderea acestui unghi favorizează apariția luxației recidivante a rotulei. Dintre cele două tendoane, numai cel cvadricipital este motor și soliciată direct rotula, trăgând-o în afară, dar în același timp aplicând-o puternic în șanțul trohlean.

În sens transversal, rotula este menținută de cele două aripioare rotulienne. Aripioara internă, care se întinde de la marginea internă a rotulei la fața internă a condilului intern, este întărită de inserția vastului intern și de ligamentul meniscorotulian intern și este deosebit de solicitată. Aripioara externă, care se întinde de la marginea externă a rotulei la fața externă a condilului extern, deși este întărită de vastul extern, *fascia lata* și ligamentul meniscorotulian extern, este mai slab dezvoltată.

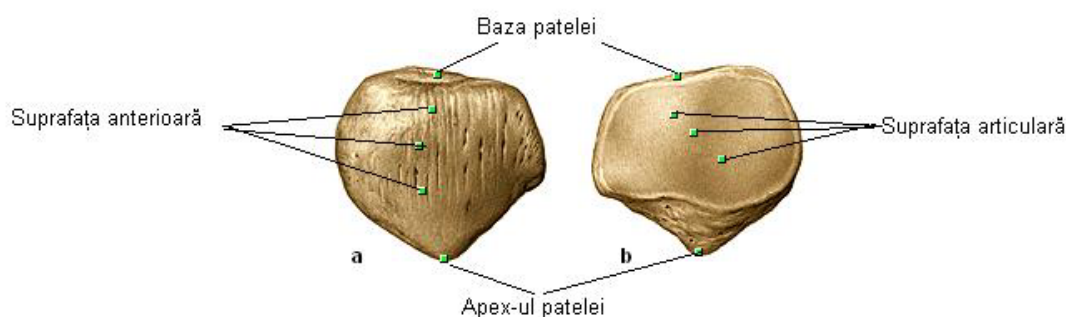


Figura 3.17. Rotula (patela) descriere anatomică

În afara acestor formațiuni, elemente fibroase se încrucișează peste rotulă, formând o veritabilă rețea, care o așază în șanțul trohlean. Ele provin din expansiunile directe și încrucișate ale vaștilor, din expansiunile croitorului, ale *fasciei lata*, aponevrozei gambiere și ale dreptului anterior.

Datorită grosimii, rotula are rolul ca în timpul mișcării de extensie să mențină tendonul la distanță de trohleea femurală. Deplasând tendonul cvadricipital față de axa de rotație a genunchiului, prezența rotulei mărește brațul de pârghie al cvadricepsului cu aproximativ 50% (Hervert Maxton, Steindler etc).

Dar acțiunea rotulei este încă și mai complexă (fig. 3.18). Storck a comparat genunchiul cu o vârtelniță de puț, în care axa centrală a vârtelniței este reprezentată de centrul de rotație al genunchiului, coarda care trage găleata fiind tendonul rotulian, iar manivela, brațul de pârghie a femurului. La vârtelniță, rezistența (R), reprezentată de coardă își păstrează un braț de pârghie constant, egal cu raza vârtelniței pe care se înrolează coarda, iar forța necesară manivelei va fi cu atât mai mare cu cât manivela va fi mai aproape de orizontală. La genunchi, rezistența (R) reprezentată de cvadriceps și apa-

Biomecanica membrului inferior

ratul rotulian are un braț de pârghie variabil cu poziția genunchiului. Cu cât flexia este mai mare, cu atât mai mare va fi brațul de pârghie asupra căruia apasă greutatea corpului. Prezența rotulei ușurează deci activitatea cvadri-cepsului. În același timp se naște, în momentul flexiei, o rezultantă care apasă puternic rotula pe trohleea femurală.

Această rezultantă este bisectoarea unghiului format de tendonul rotulian cu direcția de acțiune a forței cvadricepsului. Această rezultantă este egală cu 0 când genunchiul este extins, dar crește pe măsură ce genunchiul se flectează. La coborârea unei scări — la un individ de 80 kg — în momentul sprijinului unilateral, cu genunchiul flectat la 50° , rotula ajunge să fie aplicată pe trohleea femurală cu o forță de 150 kg.

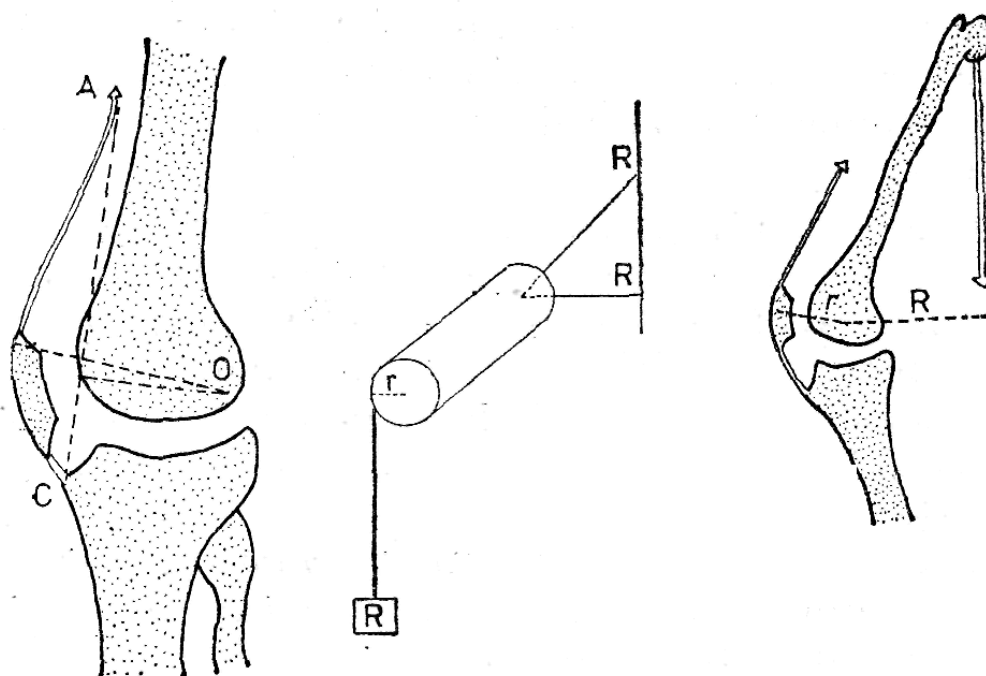


Fig. 3.18 — Brațul de pârghie al cvadricepsului este mărit de prezența rotulei.

În timpul diverselor mișcări, aplicarea rotulei pe trohleea femurală se face cu o intensitate și mai mare, datorită forței mari de contracție a cvadri-cepsului. Apariția leziunilor de uzură ale cartilajului articular al feței posterioare a rotulei și a artrozei femuropatelare este urmarea directă a acestor acțiuni.

Rotula este considerată fie ca un os sesamoid, dezvoltat în grosimea tendonului cvadricipital, fie drept extremitatea proximală a osului vechi „intermediar crural”, pe cale de regresie (De Vriese), fie, mai simplist, ca un olecran detașat. Solidarizată la tibie printr-un tendon practic inextensibil, ea alunecă pe trohleea femurală ca o coardă pe un mosor și deci este necesar să se adapteze acestuia din urmă.

Biomecanica membrului inferior

Când genunchiul este în hiperextensie și cvadricepsul contractat, rotula ocupă poziția cea mai înaltă, deasupra suprafeței articulare a trohleei și puțin în afara scobiturii supratrohleare. Suprafața lui articulară se găsește în acest moment în raport direct cu plica sinovială a fundului de sac cvadricipital. Dacă cvadricepsul nu este contractat, iar genunchiul se menține în extensie, suprafața articulară a rotulei în jumătatea ei inferioară ia contact cu suprafața articulară a trohleei. În timpul mișcării de flexie, fiind trasă cu tendonul rotulian, rotula ia contact progresiv cu întreaga suprafață articulară a trohleei și se înscrie în șanțul trohlean. Traiectul urmat de rotula în timpul mișcării de flexie nu este rectiliniu, ci concav în afară. Pornind de sus și ușor din afară, unde este menținută de contracția cvadricepsului, rotula coboară spre linia mediană, trece peste linia verticală a trohleei, apoi, odată cu intrarea în șanțul dintre cei doi condili, se îndreaptă din nou în afară, pentru ca la sfârșitul mișcării de flexie să acopere aproape exclusiv condilul extern. Acest traiect este datorit formei deosebite a condilului femural extern, care la partea lui superioară este mai proeminent înainte decât cel intern și mai puțin dezvoltat la partea lui inferioară.

Contactul dintre suprafața articulară a rotulei și trohleea femurală este mai complex. La începutul mișcării de flexie, rotula, ia contact cu trohleea prin treimea sa inferioară; când flexia ajunge la 45° , contactul cu trohleea este făcut de treimea medie a rotulei, iar când flexia depășește 60° , contactul este făcut de treimea superioară a rotulei. Schimbarea punctelor de contact evită ca presiunea excesivă să fie suportată de aceeași zonă de cartilaj, ceea ce a determinat împărțirea feței articulare a rotulei în cele trei suprafețe orizontale descrise de De Palma. Dar în același timp suprafața de sprijin a rotulei reducându-se la o treime din totalitatea ei, presiunea care se execută asupra uneia din cele trei zone se mărește de trei ori.

Contracția cvadricepsului în totalitate deplasează rotula în mod diferit de la individ la individ. Steindler considera că rezultanta globală a contracției tuturor celor patru porțiuni ale mușchiului ar trage rotula în sus și în afară. De Palma, Tavernier, Marion și Barcat considerau, de asemenea, că rotula ar fi trasă vertical în sus și interpretau drept patologică orice deplasare a osului în afară. R. Bouillet și Ph. van Graver au găsit însă că sunt posibile trei varietăți de mișcare: în 49% din cazuri, rotula este trasă în sus și ușor în afară, pe direcția axei lungi a diafizei femurale; în 36% din cazuri este trasă strict vertical, iar în 15% din cazuri este trasă la început pe traiect vertical sau ușor oblic și odată ajunsă deasupra trohleei, se îndreaptă în afară și se plasează deasupra condilului extern.

De reținut faptul că lipsa rotulei după patelectomie nu diminuea forța de extensie a

Biomecanica membrului inferior

gambei. A. A. Freehafer (1962) a demonstrat experimental acest fapt pe 25 de membre inferioare amputate pentru diverse afecțiuni, la care a fost măsurată forța de tracțiune a tendonului rotulian, înainte și după patelectomie. Concluzia autorului citat este că funcția rotulei este numai de a forma o punte solidă între tendonul cvadricipital și ligamentul rotulian. Rezultatele funcționale bune obținute și în clinică după patelectomie confirmă acest punct de vedere.

3.4. Biomecanica articulației tibio-femurală

Tibia, situată la partea anterointernă a gambei, tibia este osul cel mai voluminos al acestui segment și prin care se transmit de la femur la picior tensiunile de presiune în poziție ortostatică. Curburile tibiei sunt explicate de Steindler tot prin aplicarea „legii coloanelor” a lui Euler. În plan frontal, tibia se comportă ca o coloană ușor încărcată excentric, ale cărei capete sunt fixe (fig. 3.19 a), urmarea fiind apariția unei curburii cu concavitatea în treimea medie, dirijată medial. În plan sagital, tibia se comportă ca o coloană încărcată central, cu capul superior fix și cel inferior liber (fig. 3.19 b), urmarea fiind apariția unei curburii unice cu concavitatea posterioară pe toată lungimea osului. Ca orice os lung prezintă o extremitate superioară, un corp și o extremitate inferioară.

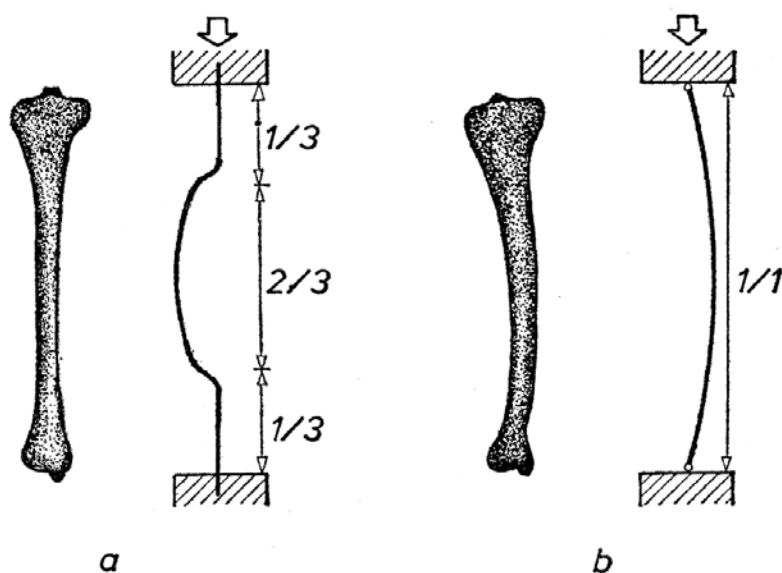


Fig. 3.19— Apariția curburilor tibiei explicată prin „legea coloanelor” (Kapandji). a — în plan frontal; b — în plan sagital.

Biomecanica membrului inferior

Când membrul inferior acționează ca un lanț cinematic închis, cu piciorul fixat pe sol, ca în statică, mers, alergare, momentul bății în săritură, cădere de la înălțime etc., segmentul gabei se comportă ca o pârghie de gradul I, cu punctul de sprijin la mijloc, deci ca o pârghie de sprijin (fig. 3.20).

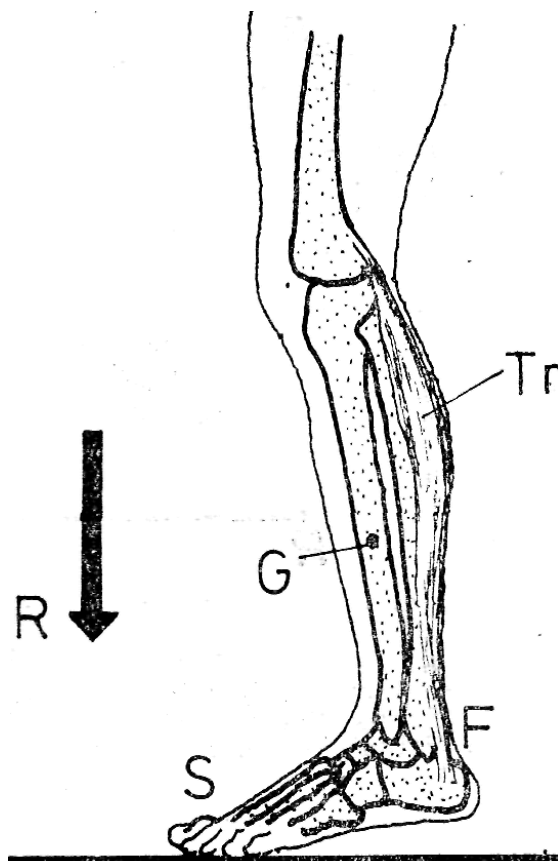


Fig. 3.20 — Membrul inferior acționează ca un lanț cinematic închis, iar gamba ca o pârghie de sprijin (gr. I). Tr. — triceps sural; R — rezistența; S — punctul de sprijin; F — forța motorie a extensorilor piciorului; G — centrul de greutate al cuplului cinematic picior-gambă.

Funcția mecanică a pârghiei se deduce din formula de echilibru.

$$F.L = R.r. \text{ sau } \frac{F.L}{R.r.} = 1 \text{ sau } F = 2 \cdot R.r.$$

în care F = forța de acțiune a extensorilor piciorului pe gambă (flexorii plantari);
R = greutatea corpului (de exemplu, 70 kg); r = brațul rezistenței RS (de exemplu, egal cu 10 cm); r = brațul forței SP (de exemplu, egal cu 22 cm).

Biomecanica membrului inferior

Deci, în aceste condiții statice, forța necesară menținerii echilibrului pârghiei este:

$$F = \frac{70 \cdot 10}{22} = 31,81 \text{ kgf}$$

Dacă la forța minimă necesară menținerii echilibrului pârghiei se adaugă greutatea corpului, tibia va suporta $31,81 + 70 = 101,81 \text{ kg}$.

Valorile se măresc însă impresionant atunci când se execută mișcarea de propulsie în pasul din mers, care presupune ruperea echilibrului și învingerea forțelor gravitaționale, ceea ce impune ca extensorii piciorului pe gambă să acționeze cu o forță care depășește 500 kgf. Pentru a se realiza propulsia în momentul bătăii la săritură, forța depășește 1 000 kgf, iar în momentul căderii pe sol, forțele care se exercită asupra tibiei pot depăși 2 000 kgf.

Când membrul inferior acționează ca un lanț. cinematic deschis, gamba acționează ca o pârghie de gradul al III-lea și permite mobilizarea genunchiului și a gleznei (fig. 3.21).

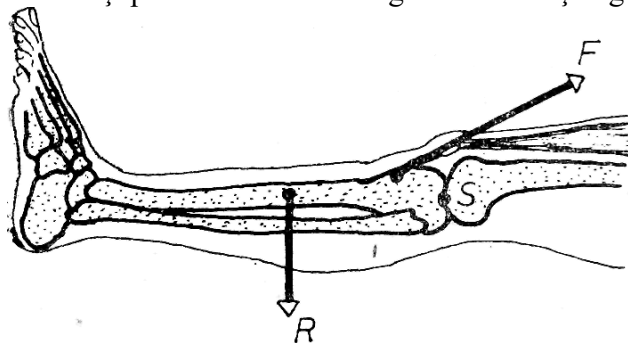


Fig. 3.21 — Gamba acționează ca o pârghie de gradul al III-lea.

În aceste condiții piciorul nu este fixat la sol, punctul de aplicare a forței se află la mijloc, deci gamba acționează ca o pârghie de viteză (fig. 3.22).

Forța F, cu care poate activa cuplul cinematic gambă-picior poate fi determinată prin formula:

$$F = R \frac{SL}{SF_1 \cdot \sin \alpha} = 4,5 \frac{47}{8} = 26,437 \text{ kgf}$$

în care greutatea R = greutatea însumată a piciorului + gambă + obiectul eventual lovit (de exemplu în lovirea unei mingi ($1,050 + 3,090 + 0.360 = 4,500 \text{ kg}$);

SL = lungimea cuplului cinematic picior-gambă = 47 cm; SF_1 = lungimea brațului forței = 8 cm; $\alpha = 90^\circ$, deci $\sin \alpha = 1$.

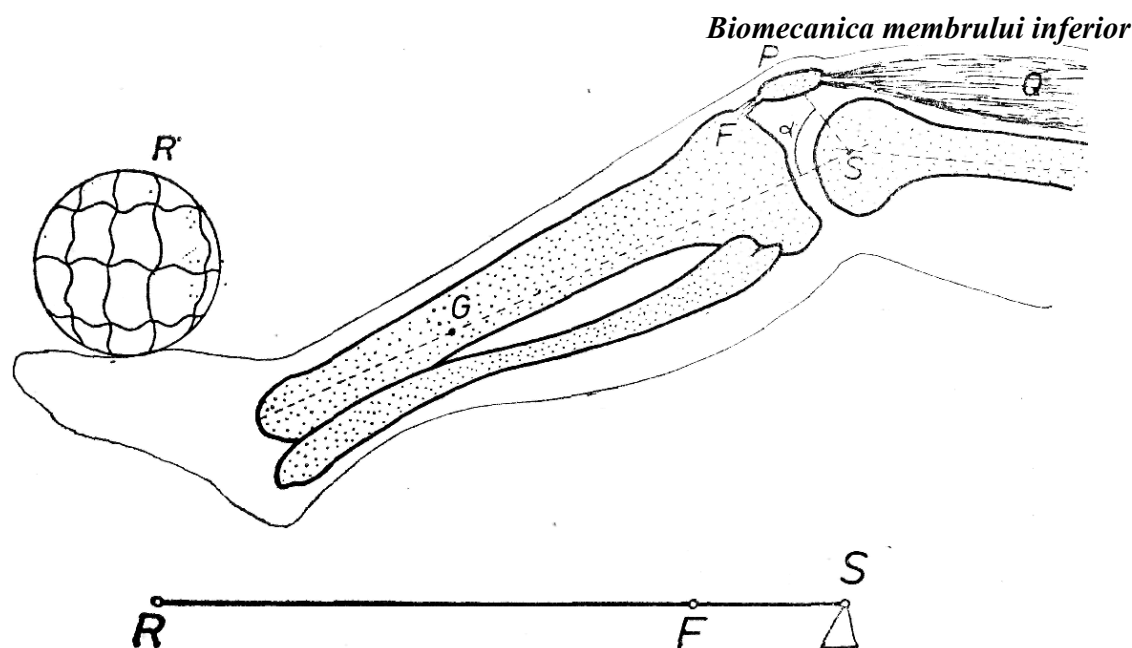


Fig. 3.22 — Membrul inferior acționează ca un lanț cinematic deschis, iar gamba ca o pârghie de viteză. Q — cvadriceps; P — rotulă; S — punctul de sprijin; F — forța motoare a extensorilor gambei pe coapsă; R — rezistența; $P-S$ — braț de pârghie virtual; α — unghiul brațului de pârghie virtual; G — centrul de greutate al cuplului cinematic picior-gambă.

La rezultanta de 26,437 kgf se adaugă însă forța de contracție a extensorilor gambei pe coapsă, care depășește 140 kgf, precum și valorile accelerației uniforme rezultate din pendularea gambei spre înainte. Rezultă că o minge de fotbal poate fi lovită cu o forță de aproximativ 200 kg, chiar de un individ neantrenat și care nu dispune de o tehnică deosebită.

Indiferent dacă membrul inferior acționează ca un lanț cinematic închis sau deschis, punctul principal de aplicare a forțelor este reprezentat de centrul de greutate al cuplului cinematic picior-gambă, centru care se găsește situat imediat deasupra treimii distale a gambei (fig. 3.21 și fig. 3.22). Atunci când suprasolicitarea (în special cea rotațională) depășește valorile de rezistență a tibiei, osul se va fractura la acest nivel. Aceasta este explicația frecvenței localizării în acest loc a focarului de fractură prin mecanisme indirecte. În afara acestor acțiuni statice și kinetice, biomecanica gambei mai cunoaște și un alt aspect caracteristic, legat de prezența celor două articulații tibioperoniere.

Biomecanica articulației tibioperoniere superioare. Fiind o artrodie, articulația tibioperonieră superioară nu permite decât mișcări de alunecare de mică amplitudine a

Biomecanica membrului inferior

celor două suprafețe articulare una față de cealaltă. Aceste mișcări minimale nu contribuie cu nimic la dinamica articulației femuro-tibiale, dar sunt indispensabile dinamicii articulației tibioperoniere inferioare și gleznei, de care este strâns legată funcționării.

Biomecanica articulației tibioperoniere inferioare. Articulația tibioperonieră inferioară intervine în mișcările de flexie-extensie ale piciorului pe gambă. În timpul acestor mișcări, mosorul astragalian rulează înainte și înapoi pe fața articulară, a pensei tibioperoniere. Corpul astragalului nu are însă o lățime uniformă, fiind mai lat anterior decât posterior.

Când piciorul se găsește la unghi drept față de gambă, pensa tibioperonieră se află în situația de repaus, fiind în contact cu partea posterioară mai îngustă a mosorului astragalian. Când însă piciorul începe să se flecteze dorsal, astragalul alunecă dinainte-înapoi și în pensa tibioastragaliană pătrunde partea anterioară, mai lată, a mosorului astragalian, care împinge ambele maleole lateral, ca o pană, tinzând să depărteze astfel extremitatea inferioară a peroneului de cea a tibiei. Când se revine la poziția inițială, deci piciorul face mișcarea de extensie (flexia plantară), partea anterioară, mai lată, a mosorului astragalian părăsește pensa tibioperonieră, în care revine partea posterioară, mai îngustă, a mosorului astragalian. În aceste condiții extremitatea inferioară a peroneului tinde și ea să se reapropie de extremitatea inferioară a tibiei.

Articulația tibioperonieră inferioară, o articulație ligamentară, fără cartilaj articular și fără sinovială, permite aceste deplasări laterale și aceste reveniri ale extremității inferioare a peroneului. Ea permite deci adaptarea funcțională a diametrului transversal al pensei tibioperoniere la diametrul transversal schimbător al mosorului astragalian.

Rolul ligamentelor articulației tibioperoniere inferioare și în special al ligamentului interosos este de a menține în contact cele două extremități ale oaselor gambei în mișcările piciorului și în statică. Ligamentele peroneo-tibiale trebuie să fie suficient de rezistente pentru a învinge forțele care tind să depărteze cele două extremități inferioare ale oaselor gambei, atunci când greutatea corpului apasă pe astragal, prin pensa tibioperonieră. Ele trebuie să fie, de asemenea, suficient de elastice pentru a permite o distensie de 1—2 mm și revenirea la normal, deci pentru a permite jocul normal al lărgirii și îngustării diametrului transversal al pensei tibioperoniere. Leziunea lor atrage o îndepărtare a celor două extremități și instalarea *diastazisului tibioperonier*, care tulbură grav funcția gleznei.

3.5. Biomecanica articulației talo-crurale

Piciorul reprezintă — după coapsă și gambă— a treia pârghie principală a membrului inferior, structurată și adaptată funcțiilor complexe care-i revin. Fiind o pârghie terminală, reprezintă punctul de legătură dintre corpul omenesc și sol în timpul acțiunilor biomecanice curente (statică, mers, alergare etc).

Funcțional, piciorul trebuie înțeles ca fiind o structură complexă, alcătuită din diferite formațiuni anatomice interdependente. Scheletul este format din 26 de oase scurte (în afară de oasele sesamoide și eventualele oase suplimentare), care se îmbină într-un minunat sistem arhitectonic. Ele sunt legate între ele sau menținute prin ligamente sau formațiuni fibroase relativ scurte, dar foarte puternice, care realizează 32 de articulații. Diversele segmente osoase primesc inserțiile celor 11 mușchi ai gambei (din cei 12 pe care îi are gamba) și încă 20 de mușchi proprii ai piciorului.

Dată fiind complexitatea arhitecturală și funcțională a piciorului, G. Hofmann a afirmat, pe bună dreptate, că „piciorul este una din operele de artă ale naturii”.

Articulația gleznei poate fi asemuită cu un cilindru plin (astragalul), încastrat în segmentul cilindric săpat în pilonul tibial și menținut pe laturi de cele două maleole.

În articulația gleznei au loc mișcările de flexie și extensie ale piciorului. Axul biomecanic în jurul căruia se execută aceste mișcări, deși transversal, face un unghi de 8° cu linia bimaleolară, așa încât dacă piciorul se așază în flexie dorsală, vârful lui se duce în adducție.

Dar față de axul transversal de flexie-extensie al genunchiului, plasat în plan frontal strict, axul transversal de flexie-extensie al articulației tibiotarsiene are și o înclinație de $20\text{—}50^\circ$, datorită rotației externe normale a tibiei (fig. 3.22). La nou-născuți tibia nu este rotată extern decât cu 2° , dar rotația se accentuează progresiv, pentru a ajunge către vârsta de 7 ani, la valorile de $15\text{—}30^\circ$, care se mențin și la adult (15° Steindler, iar Poirier 30°). Pentru Steindler ar fi egală cu unghiul de declinație al colului femural.

Rotația externă a tibiei se datorează adaptării la necesitățile funcționale ale mersului (fig. 3.23). În mers, centrul de greutate principal al corpului oscilează de o parte și de alta. În prima jumătate a perioadei de sprijin, axul de rotație al articulației gleznei nu este perpendicular pe linia de înaintare geometrică a corpului, dar se menține aproximativ perpendicular pe traiectoria oscilantă a centrului de greutate principal al corpului, ceea ce permite articulației gleznei o libertate de acțiune favorabilă (fig. 3.24).

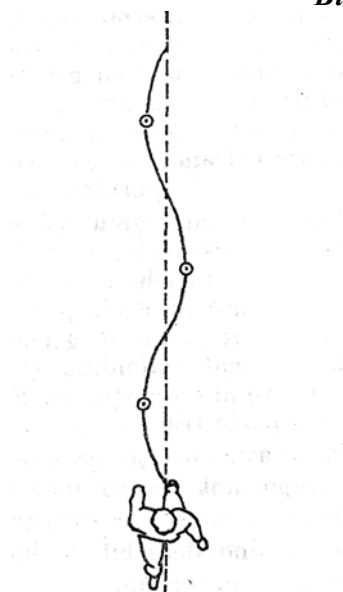


Fig. 3.22 — Oscilațiile centrului de greutate principal al corpului, de o parte și de alta.

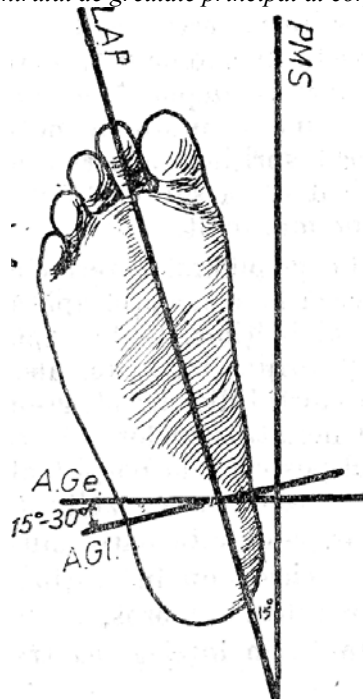


Fig. 3.23 — Axa transversală de flexie-extensie a articulației gleznei are față de axa transversală a articulației genunchiului o înclinație de 15° – 30° . LAP — lungul as al piciorului; PMS — planul mediosagital al corpului; A.Ge. — axa transversală a genunchiului; A.Gl. — axa transversală a gleznei.



Fig. 3.24 — în timpul primei jumătăți a perioadei de sprijin, axa transversală a gleznei nu este perpendiculară pe linia de înaintare geometrică a corpului, dar se menține aproximativ perpendiculară pe traiectoria proiecției centrului de greutate principal al corpului.

TPCG — traiectoria proiecției centrului de greutate; LPCG — linia de progresie geometrică a corpului; A.Gl. — axa articulației gleznei.

Amplitudinea totală a mișcării de flexie-extensie este de 55° , dintre care 20° revin flexiei dorsale, iar 35° flexiei plantare sau extensiei (fig. 3.25).

Mobilitatea articulației tibiotarsiene variază de la individ la individ. În cazurile de hipermobilitate se ajunge la o hiperextensie forțată, astfel că piciorul, prelungind gamba, ajunge la unghi drept față de sol, ca în poantă de balet („*coup-de-pied*”).

În afară de această mișcare mai există și o extrem de redusă mișcare de lateralitate a astragalului în pensa tibioperonieră. Mișcările de lateralitate ale piciorului sunt împiedicate de maleole și în special de maleola peronieră.

Mișcările anteroposterioare ale piciorului sunt de foarte mică amplitudine. Mai accentuată este deplasarea îndărăt, atunci când oprirea din mers se face brusc și astragalul este reținut de marginea posterioară a tibiei.

Articulația tibioperonieră inferioară are o deosebită importanță funcțională în realizarea mișcărilor de flexie-extensie. Despre rolul acestei articulații s-a vorbit la gambă.

Biomecanica articulațiilor piciorului. Deși în cele mai multe din articulațiile sale mișcările sunt foarte reduse sau chiar aproape neglijabile (de exemplu, în articulația scafoidocuneiformă sau în articulațiile intertarsocuneiforme), în totalitatea lui piciorul se poate mișca în toate sensurile, având mișcări de flexie și extensie, de abducție și adducție, de rotație internă și externă și de circumducție.

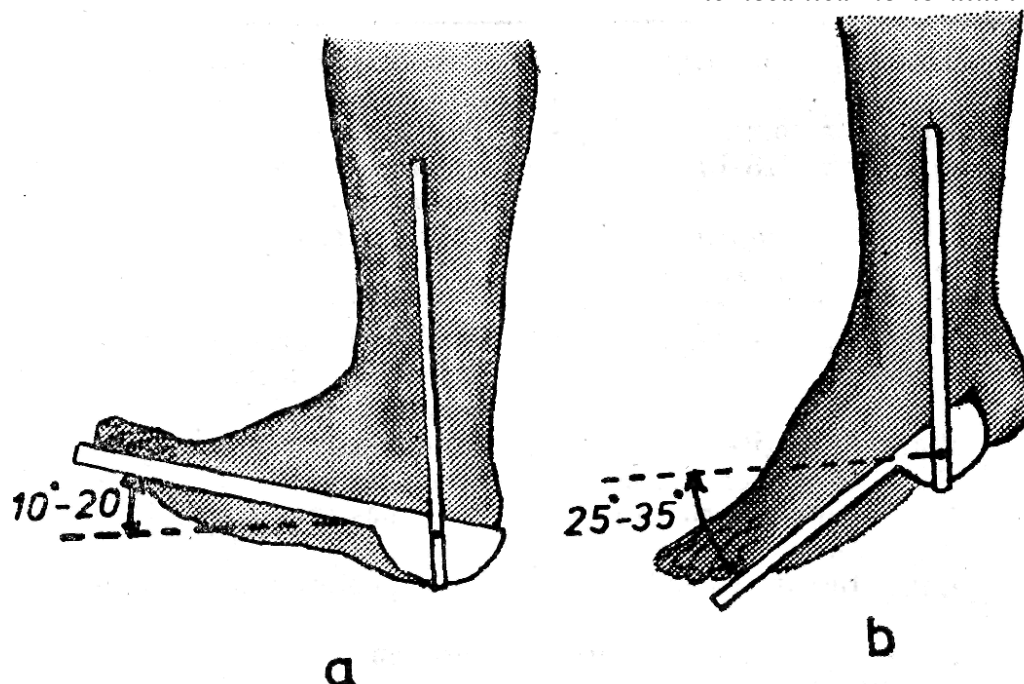


Fig. 3.25 — Amplitudinea de mișcare a gleznei. a — flexia dorsală;
b — flexia plantară (extensia).

Mișcările de flexie și extensie se realizează în special din articulația gleznei, dar în mai mică măsură intervin și celelalte articulații.

Articulația mediotarsiană este o trohlee, iar mișcările de rotație se petrec, în primul rând, între capul astragalului și scafoid. Cuboidul descrie în același timp o mișcare pe fața anterioară a calcaneului, dar cu amplitudine mult mai mică, angajând, într-o măsură oarecare, și calcaneul.

Articulația subastragaliană permite o mișcare de învârtire a calcaneului într-un sens sau altul și de alunecare înainte cu deplasarea extremității lui anterioare în abducție sau adducție. Mișcarea de învârtire a calcaneului pe astragal se face în jurul unui ax unic, care pleacă din partea superioară internă a gâtului astragalului, se îndreaptă în jos și în afară, trece prin *sinus tarsi* și ajunge pe marginea inferioară posteroexternă a calcaneului (J.T. Manter, 1941; E. Shephard, 1951; J.H. Hicks, 1953; M.C. Hali, 1959). Abducția și adducția întregului picior se execută mai cu seamă în articulația subastragaliană în jurul acestui ax și are o amplitudine de 10—20°.

Supinația și pronația piciorului se fac, în primul rând, în articulația mediotarsiană și apoi în cea subastragaliană. Dar toate aceste mișcări nu se execută izolat, ci se combină între ele, realizând *inversiunea* și *eversiunea piciorului*. Inversiunea rezultă din asocierea adducției cu rotația internă și este ușurată de extensia piciorului. Eversiunea rezultă din asocierea abducției cu rotația externă și este ușurată de flexia dorsală a piciorului.

Înainte de a fi frânate de contactul dintre marginea pilonului tibial și astragal, mișcările vor fi limitate de ligamente și de rezistența musculară. În cazul mișcărilor rapide, mușchii antagoniști intră în contracție și frânează mișcarea, înainte ca aceasta să ajungă la limită. Deci, principala frână a mișcării o constituie musculatura (Leshaft) și de aceea amplitudinea mișcărilor active este mai mică decât cea a mișcărilor pasive. Flexia

Biomecanica membrului inferior

va fi limitată deci de: factori musculari (în special rezistența tricepsului), factori capsuloliga-mentari (partea posterioară a capsulei se întinde ca și fasciculele posterioare ale ligamentelor mediale și laterale) și factori osoși (contactul colului astragalului de marginea anterioară a pilonului). Flexia plantară (extensia) va fi limitată tot de factorii musculari (rezistența extensorilor), capsuloligamentari (capsula anterioară și fasciculul anterior al ligamentului lateral) și osoși (tuberculii posteriori ai astragalului, mai ales cel lateral, care vin în contact cu marginea posterioară a tibiei).

Stabilitatea anteroposterioară și coaptarea sunt asigurate de greutatea care aplică talusul sub pilonul tibial, ale cărui margini — anterioară și posterioară — împiedică ieșirea talusului; mușchii sunt coaptatori activi, iar ligamentele laterale asigură o coaptare pasivă. Când mișcarea depășește amplitudinea normală, unul din elementele care limitează această mișcare trebuie să cedeze.

Biomecanica degetelor. Mișcarea de flexie a degetelor este realizată prin flectarea primei falange pe metatarsiene, a celei de a doua falange pe prima și a celei de a treia pe a doua (figura 3.26, 3.27).

Flectarea primei falange pe metatarsiene o realizează, la ultimele patru degete: inter-osoșii, lombricali, lungul flexor comun și lungul flexor propriu, iar la haluce: scurtul flexor plantar, adductorul halucelui și scurtul flexor al halucelui. La degetul mic flexiunea este făcută de abductorul degetului mic și scurtul flexor al degetului mic.

Flectarea celei de a doua falangă pe prima o face scurtul flexor plantar (flexorul perforat) pentru ultimele patru degete și flexorul propriu pentru haluce.

Flectarea celei de a treia falange pe a doua o face lungul flexor comun (flexorul perforant).

Mișcarea de extensie a degetelor este efectuată prin extensia primei falange pe metatarsiene, a celei de a doua falange pe prima și a celei de a treia falange pe a doua.

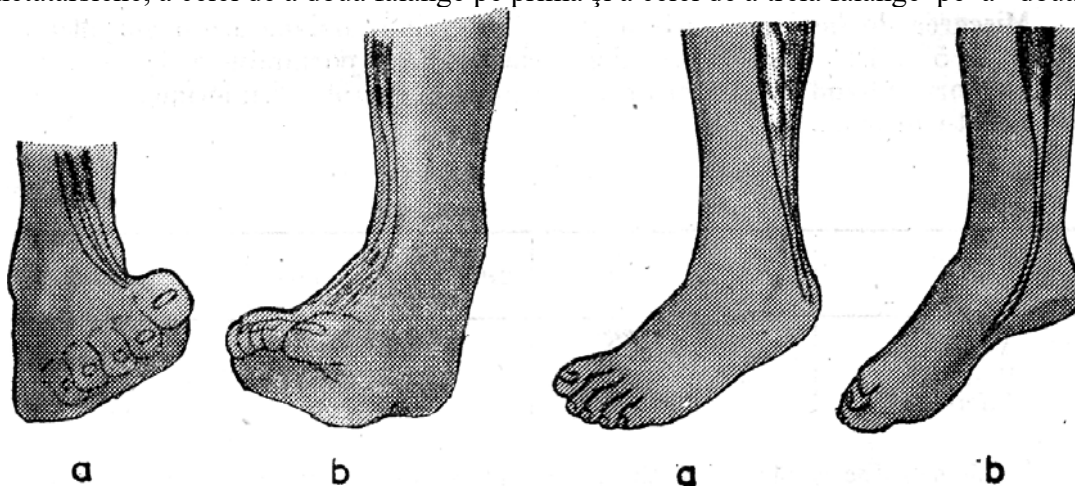


Fig. 3.26— Mișcarea de flexie dorsală, a — acțiunea tibialului anterior și a extensorului lung al halucelui; b— acțiunea extensorului comun al degetelor.

Fig. 3.27— Mișcarea de flexie plantară. a- acțiunea tricepsului sural; b — acțiunea lungului peronier lateral.

Biomecanica membrului inferior

Extensia primei falange pe metatarsiene o face extensorul comun pentru ultimele patru degete, extensorul propriu pentru haluce și pediosul pentru degetele I —IV.

Extensia celei de a doua falange pe prima și a celei de a treia falange pe a doua este realizată de interosoșii, lombricali, extensorul comun și pedios.

În linii mari, aparatele flexoare și extensoare ale degetelor piciorului se aseamănă cu cele ale mâinii.

Aparatul extensor rezultă din unirea tendoanelor extensorului lung, extensorului scurt și a unor expansiuni trimise de mușchii interosoși și lombricali. Acest aparat se inseră pe baza primei falange, apoi formează trei langhete: una mediană, care se inseră pe falanga a doua și două laterale, care se insera pe falanga a treia.

Aparatul flexor este reprezentat de tendoanele flexorului comun profund (perforant), care se insera pe baza ultimelor falange și de tendoanele flexorului scurt (perforat), care se insera prin câte două langhete pe fețele laterale ale falangelor mijlocii.

Goniometria normală. Articulația tibioastragaliană este o trohleartroză cu un singur grad de libertate, care permite efectuarea mișcărilor de flexie-extensie ale piciorului. La această mișcare contribuie însă și celelalte articulații ale piciorului.

Mișcarea de flexie-extensie a articulației tibiotarsiene are o amplitudine totală de 55°. Determinarea goniometrică se face pornindu-se de la poziția zero, piciorul făcând un unghi drept cu gamba. Amplitudinile medii normale sunt redată în tabelul următor.

	Flexie dorsală	Extensie (flexie plantară)	Total
Activ	20° (0-20°)	35° (0-35°)	55°
Pasiv	30° (0-39°)	55° (0-55°)	85°
Diferența	10°	20°	30°

Goniometrul se așază în mod atipic, neglijându-se nivelul axului biomecanic principal, de mișcare (axul transversal care unește vârfurile celor două maleole). Se plasează în plan sagital pe fața externă a gambei, gleznei și piciorului, cu baza posterior și în dreptul axului lung al gambei. Axul indicatorului se așază în dreptul marginii plantare externe, într-un punct situat sub vârful maleolei externe. Indicatorul se îndreaptă anterior și urmărește marginea externă a plantei (fig. 3.28).

Goniometria inversiunii și eversiunii nu este posibilă în mod corect fără goniometre speciale pentru determinări concomitente în trei direcții.

Încercările care se fac pentru determinarea separată a abducției de adducție și a rotației interne de cea externă, mai ales pentru mișcările active, sunt iluzorii și nu pot să surprindă mișcarea în toată complexitatea ei. Ce rămâne totuși practic posibil este determinarea mișcărilor de valg și de var ale postpiciorului (fig. 3.29).

Mișcarea de valg (înclinația peronieră) și de var (înclinația tibială) a postpiciorului se efectuează în plan frontal, în jurul unui ax biomecanic ante-roposterior, care trece prin mijlocul articulației gleznei. Are o amplitudine maximă de 30° pentru valg și de 60° pentru var.

Biomecanica membrului inferior

Bolnavul este așezat în picioare pe o masă, cu călcâiele spre margine. Goniometrul se plasează în plan frontal, cu baza în sus, cu axul indicatorului pe mijlocul reliefului tendonului ahilian în dreptul articulației gleznei, cu indicatorul în jos spre nadir (deci la 90° pe semicercul gradat). În executarea mișcărilor de valg-var se va fixa planta pe planul mesei, la nivelul antepiciorului.

Articulațiile metatarsofalangiene sunt articulații condiliene cu trei grade de libertate. Pasiv, sunt posibile mișcări de flexie-extensie, înclinare laterală și ca o rezultantă a acestora, de circumducție. Activ, în mod normal, prin atrofierea mușchilor abductori și adductori ai degetelor, aceste articulații nu mai prezintă decât mișcări de flexie-extensie.

Mișcările de flexie-extensie se efectuează în plan sagital în jurul unui ax biomecanic transversal, care trece prin condilii metatarsieni, puțin deasupra inserțiilor superioare ale ligamentelor colaterale. Amplitudinea medie normală de mișcare este de $20-30^\circ$ flexie plantară și de $40-80^\circ$ flexie dorsală (extensie), deci în total $60-110^\circ$. Goniometria se folosește, practic, numai pentru determinarea amplitudinii de flexie-extensie a articulației metatarso-haluciene (fig. 3.30).

Articulațiile interfalangiene sunt trohleartroze cu un singur grad de libertate care permit mișcarea de flexie-extensie. Goniometria lor clinică este posibilă cu un goniometru mic, plasat în plan sagital, dar se efectuează numai cu totul excepțional.

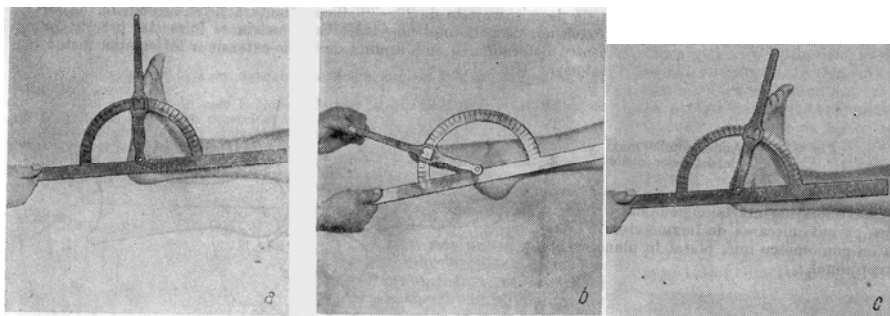


Fig. 3.28 — Goniometria gleznei și a piciorului. Flexia-extensia. a - poziția de start; b - poziția finală a extensiei (flexiei plantare); c —poziția finală a flexiei dorsale.

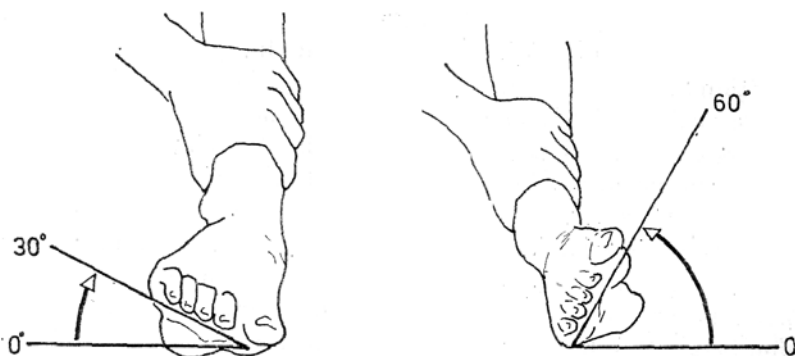


Fig. 3.29 — Determinarea valgului și a varusului produse din articulațiile subastragaliene (astragalocalcaneană și astragaloscafoidiană). a — în valgus (30°); b — In varus (60°).

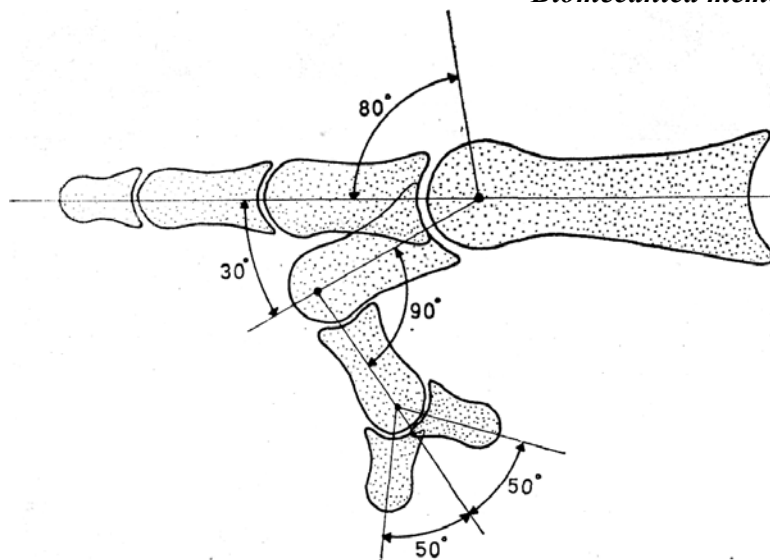


Fig. 3.30 — Amplitudinile maxime ale mișcărilor de flexie-extensie ale degetelor piciorului (Forni și Capellini).

3.6. Biomecanica membrului inferior în totalitate

Bazinul, șoldul, coapsa, genunchiul, gamba, glezna și piciorul acționează în cursul diferitelor poziții și mișcări ca un lanț cinematic deschis sau închis.

Ca lanț cinematic închis acționează în următoarele poziții și mișcări: susținerea corpului în poziție ortostatică, stând pe genunchi sau șezând; propulsia corpului în sus, înainte sau înapoi (ridicarea pe vârfuri, propulsia în mers, bătaia la sărituri etc); amortizarea căderii pe sol (căderea în picioare).

Ca lanț cinematic deschis, membrul inferior acționează în următoarele mișcări: abducție și adducție; mișcarea de rotație externă și internă; mișcările de circumducție; lovirea cu piciorul; împingerea cu piciorul și, în cazuri speciale, chiar apucarea cu piciorul.

În cadrul acțiunilor ca lanț cinematic deschis, gradele de libertate ale segmentelor membrului inferior se însumează, ceea ce atrage amplificarea posibilităților de mișcare. Astfel, pârghia coapsei dispune de trei grade de libertate, iar pârghia gambei și a piciorului de câte un grad de libertate fiecare, piciorul ajungând să dispună în totalitate de cinci grade de libertate, deoarece poate folosi în diversele lui mișcări și gradele de libertate ale pârghiilor supra-iacente.

Dintre toate posibilitățile funcționale ale membrului inferior în totalitate, se rezumă numai la studiul a două dintre ele, esențiale atât pentru înțelegerea condițiilor normale, cât și a celor patologice în care se poate afla, și anume menținerea poziției ortostatice și realizarea deplasării prin mers.

Baza de susținere. Se înțelege prin bază de susținere o suprafață de formă geometrică variabilă, delimitată fie de marginile exterioare, fie de punctele prin care segmentele

Biomecanica membrului inferior

corpului omenesc iau contact cu solul. Astfel, baza de susținere în poziția ortostatică poate fi reprezentată de suprafața trapezoidală cuprinsă între marginile externe ale plantelor (fig. 3.31), în poziție stând pe un picior (suprafața plantară; a piciorului de sprijin), în poziția stând pe vârfuri (suprafața plantară a antepicioarelor), sau în poziția stând în poante (pulpa degetelor piciorului) etc. În unele situații această suprafață ajunge să fie redusă practic la un punct (ca în dansul pe poante) sau la o linie (ca la patinaj, în alunecarea pe o singură patină sau în mersul pe sârmă).

Menținerea echilibrului se face cu atât mai greu cu cât baza de susținere își micșorează suprafața.

Determinarea poziției centrului de greutate principal al corpului- se face luându-se în considerație pozițiile centrelor de greutate secundare și greutatea fiecărui segment în parte.

Astfel, pentru un corp omenesc cu greutatea totală de 58,71 kg, F. Van-dervael a stabilit următoarele valori ale diverselor segmente (tabelul următor).

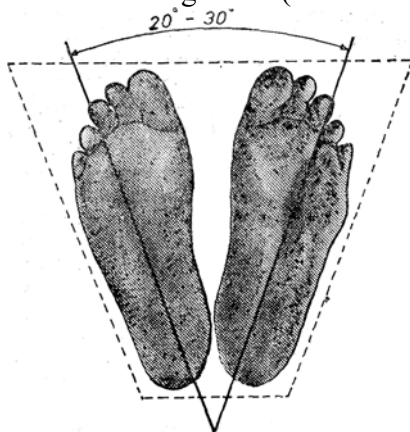


Figura 3.31 — Baza de susținere în poziția orto-statică plantigradă.

Segmentul	Greutatea segmentului în kg	Poziția aproximativă a centrului de greutate al segmentului
Cap	4,14	Șaua turcească
Trunchi	25,06	Fața anterioară a vertebrei L ₁
Trunchi și cap	29,20	Fața anterioară a vertebrei D ₁₁
Braț	1,98	Mijlocul humerusului
Cap, antebrăț și mână	1,83	Treimea anterioară a antebrățului
Mână	0,49	Extremitatea distală a

Biomecanica membrului inferior

		metacarpienelor II
Membru superior	3,81	Articulația cotului
Trunchi, cap și membre superioare	35,82	35 de cm deasupra articulațiilor coxo-femorale
Coapsă	6,8	Treimea superioară a femurului (pe marginea internă)
Gambă	3,09	Treimea superioară a tibiei (pe fața posterioară)
Picior	1,05	Articulația mediotarsiană (pe marginea internă)

Cunoscând pozițiile aproximative ale centrelor de greutate și greutatea a două segmente vecine izolate, se poate găsi centrul de greutate al ambelor segmente reunite.

Acesta este situat pe linia dreaptă care unește centrele de greutate ale celor două segmente într-un punct situat la o distanță invers proporțională cu greutatea segmentelor considerate. De exemplu cuplul gambă-picior va avea centrul de greutate comun la nivelul unirii treimii medii cu treimea superioară a gambei, iar centrul de greutate comun al piciorului, gambei și coapsei, va ajunge să fie plasat în treimea inferioară a coapsei (fig. 3.32). Combinând astfel, din aproape în aproape, centrele de greutate ale diferitelor părți ale corpului, se poate găsi poziția centrului de greutate al întregului corp aflat într-o poziție oarecare (fig. 3.33).

Unghiul de stabilitate este format de proiecția centrului de greutate principal al corpului cu dreapta care unește centrul de greutate cu marginea bazei de susținere (fig. 94). Cu cât acest unghi este mai mare, cu atât stabilitatea devine mai mare. Teoretic, unghiul de stabilitate este cu atât mai mare cu cât centrul de greutate este situat mai jos, iar baza de susținere mai mare. Practic însă, acest unghi nu are o valoare indicată absolută, deoarece proiecția centrului de greutate se deplasează pe diversele puncte ale suprafeței bazei de susținere. Unghiul de stabilitate va fi altul, pentru o aceeași poziție, în raport cu marginea bazei de susținere față de care se calculează. În poziția șezând, de exemplu, unghiul de stabilitate este foarte mare dacă se face referire la marginea anterioară a bazei de susținere, dar este foarte mic dacă se face referire la marginea posterioară a acestei baze.

Rolul reflexelor posturale în menținerea echilibrului. Din punct de vedere biomecanic, starea de echilibru — conform legii echilibrului — se realizează atunci când proiecția verticală a centrului de greutate principal al corpului omenesc cade în interiorul bazei de susținere. Cum stabilitatea poziției este cu atât mai mare cu cât proiecția centrului de greutate este mai apropiată de centrul bazei de susținere pentru menținerea echilibrului, urmează ca activitatea tuturor grupelor musculare să fie coordonată în acest sens.

Biomecanica membrului inferior

Într-adevăr, din punct de vedere neuromuscular, menținerea echilibrului în poziția ortostatică este, în ultimă instanță, rezultatul unui ansamblu de acte reflexe. Exteroreceptorii trimit permanent spre centru înștiințări asupra modificărilor de repartizare a presiunii la plante. Proprioceptorii trimit, de asemenea, permanent spre centru înștiințări asupra modificărilor intensităților tensionale, la care sunt supuse tendoanele, ligamentele, articulațiile și mușchii întregului corp. Mușchii și în special joncțiunile tendinomusculare prezintă, după cum știm, o bogată rețea de elemente receptoare sensibile la tensiune, rețea ale cărei elemente caracteristice sunt reprezentate de fusurile neuromusculare. Când tensiunea se mărește datorită unei tracțiuni oarecare, influxurile senzitive declanșează un reflex miotatic, al cărui răspuns constă în intensificarea tensiunii musculare de contracție. Cu cât tensiunea de tracțiune este mai mare, cu atât mai numeroase vor fi elementele receptoare care vor intra în joc. Astfel, contracția reflexă dezvoltată este paralelă cu tracțiunea exercitată. O alungire de 8 mm poate să declanșeze o mărire de tensiune de 2 000 g, iar o distensie prelungită menține o contracție și mai durabilă. Când corpul omenesc tinde să se aplece înainte lanțul triplei extensii este pus în tensiune, iar șirul reflexelor miotatice intră în acțiune, împiedicând prăbușirea lui. Când corpul omenesc tinde să se aplece înapoi, este pus în tensiune lanțul triplei flexii, care se contractă și împiedică prăbușirea.

De o mare importanță pentru procesele de coordonare care mențin poziția ortostatică sunt și canalele semicirculare din urechea internă (care trimit înștiințări asupra poziției capului față de trunchi), precum și senzațiile vizuale care înștiințează centrul asupra poziției întregului corp în raport cu corpurile înconjurătoare. De aceea, în tulburările patologice labirintice, apar și tulburări de postură, iar la bolnavii cu alterări ale sensibilității profunde (tabes, polinevrită etc), simpla închidere a ochilor accentuează eventualele tulburări de echilibru static, deoarece lipsa vederii suprimă singurul element informativ al creierului, care înlocuia până la un punct lipsa de informație periferică a sensibilității profund alterate. Apariția sau accentuarea tulburărilor de echilibru static, după închiderea ochilor, constituie *semnul Romberg*.

Pozițiile sau posturile se mențin deci datorită travaliului static al grupelor musculare, travaliu dirijat prin *reflexele posturale* de *centrii posturali* ai sistemului nervos central. Toate informațiile primite de acești centri declanșează o serie de reacții, sistematizate de R. Magnus în: *reacții statice locale*, *reacții statice segmentare* și *reacții statice generale*, care dirijează travaliul static muscular în vederea menținerii echilibrului corpului omenesc în timpul diverselor poziții.

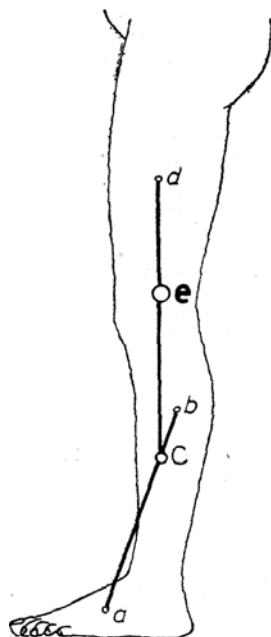


Figura 3.32 — Determinarea centrului de greutate comun al piciorului (1,050 kg), al gambei (3,090 kg) și al coapsei (6,800 kg). a — centrul de greutate al piciorului; b — centrul de greutate al gambei; c — centrul de greutate comun picior + gambă; d — centrul de greutate al coapsei; e — centrul de greutate comun picior + gambă + coapsă.

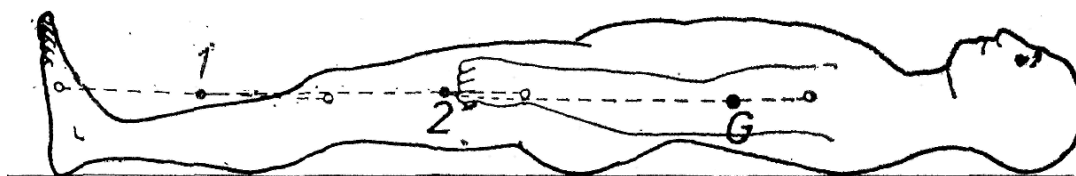


Fig. 3.33 — Determinarea centrului de greutate principal al corpului în poziția culcat.

Poziția ortostatică bipedă plantigradă

Stațiunea bipedă și plantigradă a omului primitiv a reprezentat unul din primele salturi care l-au diferențiat de antropoide, transformându-l în „*homo erectus*”. Întregul organism a fost nevoit să se adapteze acestei situații, legată de noile condiții de viață. Curburile coloanei vertebrale s-au accentuat, toracele s-a turtit în plan frontal (la animale este turtit în plan sagital), iar centura pelvină s-a lărgit.

Un salt dificil în momentul trecerii de la stațiunea patrupedă la stațiunea bipedă l-a făcut, printre altele, regiunea lombosacrată. La animalul patruped, greutatea corpului s-a repartizat aproape în mod egal spre cele patru unghiuri ale periferiei corpului; aceeași greutate a fost repartizată la animalul biped numai spre membrele inferioare, care au ajuns să suporte o greutate dublă. Regiunea lombosacrată a, devenit astfel, la animalul biped, locul principal de întâlnire a celor două forțe cu acțiune contrarie, care mențin corpul în poziție de echilibru: pe de o parte greutatea masei corporale, adică puterea cu

Biomecanica membrului inferior

care un corp este tras spre pământ și care tind să coboare centrul de greutate al corpului, iar pe de altă parte acțiunea comună a forțelor interne, care tind să-l mențină într-o poziție convenabilă necesităților de viață. Pentru satisfacerea acestor solicitări, regiunea a fost întărită cu puternice ligamente lomboiliace, lombosacrate și sacroiliace. La om, în stațiunea bipedă, aparatul locomotor s-a adaptat astfel acestei poziții ortostatice, care este fundamentală pentru statica și dinamica lui. Cum liniile principale de forță care acționează asupra corpului omenesc sunt cele verticale, modificările structurale ale organelor de susținere s-au orientat în această direcție. Așezarea traveelor din diferitele segmente osoase constituie o dovadă concludentă, orice tulburare patologică în statica și dinamica corpului atrăgând o schimbare a direcției acestor travee, pentru a se respecta liniile verticale ale solicitărilor legate de orientarea geotropică.

Poziția segmentelor. În statica bipedă și plantigradă simetrică, repartizarea greutății corpului se face în mod egal pe ambele membre inferioare, segmentele se găsesc în raporturile descrise la poziția anatomică, cu excepția membrelor superioare, care nu sunt rotate în afară și supinate. În poziția de drepti din gimnastică marginile radiale ale antebrațelor și mâinilor privesc înainte, iar palmele, lipite de corp, privesc median. Umerii și spinele iliace anterosuperioare se află pe linii orizontale și paralele între ele. Sprijinul pe sol al ambelor membre inferioare este plantigrad și simetric.

Baza de susținere se limitează la suprafața trapezoidală descrisă de marginea externă a plantelor picioarelor aflate în rotație externă de 10—15° fiecare și cu călcăiele apropiate.

Poziția centrului de greutate. Așa cum a arătat Borelli încă din 1682, centrul de greutate principal al corpului se află la încrucișarea planului transversal care trece prin partea superioară a celei de a 2-a vertebre lombare cu planul mediosagital și cu planul mediofrontal. Văzut din profil, firul cu plumb care indică direcția gravitației trece prin fața vertebrei L₂, prin fața articulației coxo-femorale și puțin înapoia axului transversal al genunchiului, înaintea articulației tibioastragaliene și cade în mijlocul bazei de susținere. Văzut din față, firul cu plumb se suprapune planului mediosagital și cade în mijlocul bazei de susținere. Centrul de greutate principal mai are doi centri secundari, situați în mijlocul articulațiilor coxo-femorale. Proiecția acestor centri secundari cade în zonele plantare, undeva mai la mijloc și mai înapoia lor (fig. 3.34).

Unghiul de stabilitate este mic și se micșorează cu cât baza de susținere se micșorează prin ridicarea pe vârfuri și cu cât ridicarea pe vârfuri se face mai sus, ca în sprijinul digitigrad.

Oscilațiile corpului. Ca un efect al travaliului static muscular necesar menținerii echilibrului în poziția ortostatică în repaus, corpul nu stă perfect imobilizat, ci prezintă o serie de mici oscilații în toate direcțiile. Ritmul și amplitudinea acestor oscilații sunt dictate de necesitățile dinamice de menținere a proiecției centrului de greutate în interiorul poligonului de susținere, în vederea menținerii echilibrului.

Înregistrarea deplasărilor proiecției centrului de greutate ia denumirea de *posturografie* și se realizează cu un aparat special, denumit statokinezimetru (firma Electronique Appliquee, Montrouge). Aparatul plasat într-o cameră semiobscură dispune de o platformă de detectare a forțelor oscilațiilor posturale cu ajutorul unor „mărci” care transformă presiunile exercitate asupra lor în informații electrice. Informațiile sunt tratate

Biomecanica membrului inferior

electronic, obținându-se pe ecranul unui osciloscop urmele deplasărilor. O fotografie făcută cu expunere lungă (1 minut) înregistrează ansamblul deplasărilor (figura 3.35).

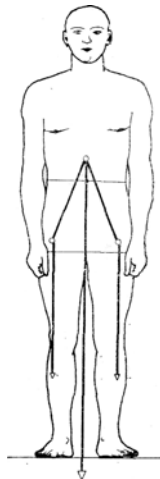


Fig. 3.34 - Centrul de greutate principal și centri de greutate secundari.

Bolnavul este așezat în picioare pe platforma statokinezimetrului, cu călcâiele lipite și picioarele deschise înainte la un unghi de 45° , în timp ce cu ochii deschiși privește fix o bară fluorescentă verticală, situată la 5 m înaintea lui. Fotografia ansamblului deplasărilor indică suprafața de extensie a acestora, localizarea și repartizarea presiunilor suportate atât de piciorul drept, cât și de cel stâng.

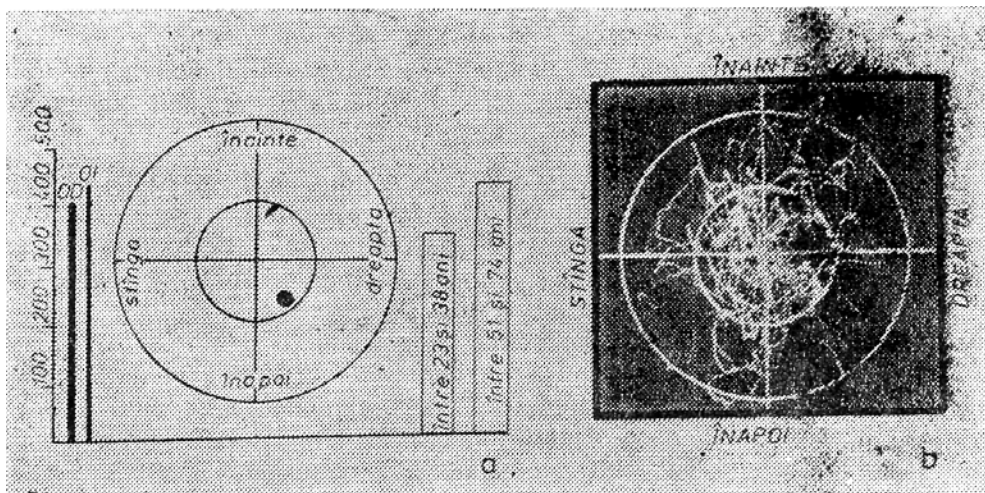


Figura 3.35— Studiu postural-graific (G. Lord) a — rezultate globale, înălțimea coloanelor traduce calitatea echilibrului; scăderea acestora, reprezintă un echilibru mai stabil. Cu ochii deschiși (OD), echilibrul este mai stabil decât cu ochii închiși. (OI) La indivizii tineri este mai stabil decât la vârstnici. Centrul reproduce schematic suprafața de extensie a deplasărilor și plasarea proiecției centrului de greutate cu predominanță mai înapoi și mai la dreapta, față de centrul poligonului de sustentare; b - statokinezigrama normală la un sportiv de 25 ani. Suprafața de extensie a deplasărilor = 25 mm. Proiecția centrului de greutate predominant mai înapoi și mai la dreapta centrului poligonului de sustentare.

Biomecanica membrului inferior

Experiențele efectuate de G. Lord cu ajutorul statokinezimetrului pe indivizi normali au demonstrat următoarele:

- 1) Deplasările anteroposterioare sunt mai puțin ample decât cele laterale.
- 2) Suprafața de extensie a deplasărilor depinde de vârstă. La indivizii în vârstă de 25—38 de ani, suprafața medie este de 29 mm^2 , în timp ce la indivizii în vârstă de 51—74 de ani, se mărește la 45 mm^2 (fig. 3.35 a).
- 3) Teoretic, echilibrul este cu atât mai stabil cu cât suprafața de extensie a deplasărilor este mai aproape de centrul poligonului de sustentatie, dar, practic, se constată că în 78—80% din cazuri proiecția centrului de greutate se situează mai la dreapta și mai înapoia centrului poligonului de sustentatie (fig. 3.35 a și b). Sprijinul în poziția ortostatică nu se realizează deci simetric pe ambele membre inferioare, ci preferențial, în special pe membrul inferior drept, care poate fi denumit *membrul inferior predominant pilier*. Acest lucru poate să explice de ce procentul de leziuni degenerative (cox-artroze, gonartroze etc.) este mai mare pentru membrul inferior drept.
- 4) Dacă individul examinat închide ochii, amplitudinea deplasărilor crește mult, sistemele senzitivo-motorii de reglare fiind private de importanța contribuție a impresiilor vizuale (fig. 3.35 a).

Când omul devine purtător al unor greutateți (pe spate sau în mână), echilibrul devine mai puțin stabil, deoarece proiecția centrului de greutate se deplasează de partea greutateții, spre marginea poligonului de susținere. Pentru a stabili echilibrul, trunchiul se apleacă de partea opusă a greutateții, astfel că proiecția centrului de greutate principal al sistemului om-greutate să cadă cât mai în mijlocul poligonului de susținere.

Travaliul static muscular. Grupele musculare care participă la menținerea poziției ortostatice, dat fiind faptul că membrele inferioare acționează ca lanțuri cinematice închise, își iau puncte fixe pe inserțiile lor periferice și acționează asupra inserțiilor lor centrale. Gemenii și ischiogambierii susțin coapsa să nu se flecteze pe gambă; tricepsul sural susține gamba să nu se flecteze pe picior. Bazinul oscilează între a bascula înainte și înapoi prin jocul dintre ischiogambieri și psoas. Trunchiul este echilibrat să nu cadă înapoi, prin contracția tonică a marilor drepti abdominali sau înainte prin intervenția mușchilor șanțurilor vertebrale. Gâtul și capul, care tind să cadă înainte, sunt susținuți de mușchii cefei.

În același timp cu reflexele asupra mușchilor în tensiune se produce și o reflexie de acțiune inversă asupra mușchilor antagoniști, cărora li se micșorează tensiunea (legea inducției reciproce — Scherrington), întregul sistem muscular ajunge să se găsească într-o tensiune moderată, într-o stare de contracție posturală reflexă, adică în tonus. Tonusul static sau tonusul de atitudine apare astfel ca fiind rezultatul luptei mușchilor contra acțiunii permanente a gravitației. Statica presupune deci participarea unui mare număr de grupe musculare, ceea ce duce la creșterea metabolismului cu până la 22%, față de metabolismul de repaus.

Mijloacele de stabilizare pasivă. În statica omului normal, forței greutateții corpului i se opune însă nu numai forța activă a mușchilor, ci și cea pasivă a formațiilor capsuloligamentare. Stabilitatea obținută prin contracția tonică a mușchilor poate fi chiar parțial sau total suplinită în unele cazuri patologice — ca în paraliziile poliomielitice — de stabilitatea pasivă. În acest scop genunchiul în hiperextensie se stabilizează prin punerea în tensiune a ligamentelor posterioare și prin inextensibilitatea capsulei (fig.

Biomecanica membrului inferior

3.36). Şoldul în hiperextensie este oprit prin tensiunea ligamentului ilio-femural Bertin-Bigelow (ligamentul poziţiei în picioare). Când muşchii genunchiului şi ai şoldului sunt deficitari sau lipsiţi total de funcţie, bolnavul poate totuşi să-şi menţină o stabilitate pasivă prin hiperextensia şoldului şi a genunchiului, situaţie în care proiecţia centrului de greutate trece posterior de şold şi anterior de genunchi. Staţiunea în picioare este astfel posibilă fără intervenţia vreunui muşchi, cu excepţia acţiunii tonice a tricepsului sural, care împiedică glezna să se flecteze sub greutatea corpului şi care rămâne indispensabilă.

Acţiunea pârgărilor osteoarticulare. Membrele inferioare acţionează ca lanţuri cinematice închise, deci pârgăriile vor fi de gradul I, de sprijin. Axele lor biomecanice nu se suprapun, ci au orientări diferite (fig. 3.37, 3.38, 3.139. Membrele superioare acţionează ca lanţuri cinematice deschise, deci pârgăriile lor vor fi de gradul al III-lea de viteză.

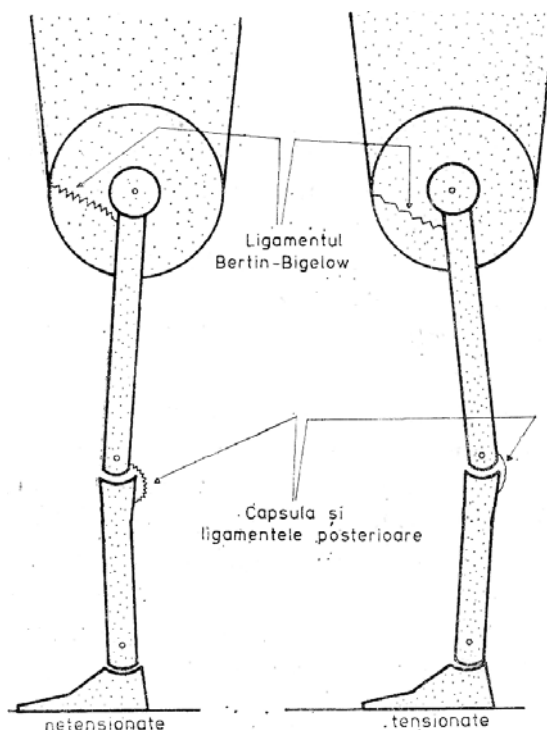


Fig. 3.36— Stabilizarea pasivă a membrului inferior se realizează prin punerea sub tensiune a ligamentului Bertin-Bigelow şi a capsulei şi ligamentelor posterioare ale genunchiului. Proiecţia centrului de greutate trece înapoia axei transversale a şoldului, înaintea axei transversale a genunchiului şi înaintea axei transversale a gleznei.

Condiţiile minime pentru sprijinul biped. Pentru ca un bolnav cu paralizii întinse ale membrilor inferioare să se poată menţine în poziţie orto-statică, sunt necesare trei condiţii minime:

- 1) să se păstreze o atitudine funcţională a membrilor inferioare paralizaţi ;
- 2) să se păstreze măcar parţial capacitatea funcţională a cel puţin unuiu dintre tricepşii surali;

Biomecanica membrului inferior

3) să se păstreze măcar parțial capacitatea funcțională a unora dintre mușchii abdominali și mușchii spatelui.

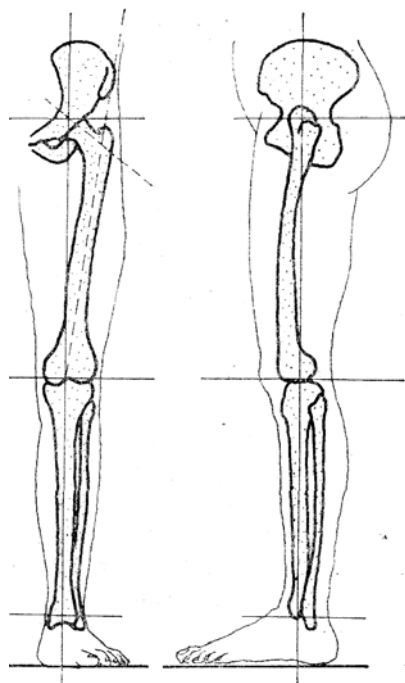


Fig. 3.37— Vedere din față și din profil a membrului inferior, cu raporturile axelor de mișcare.

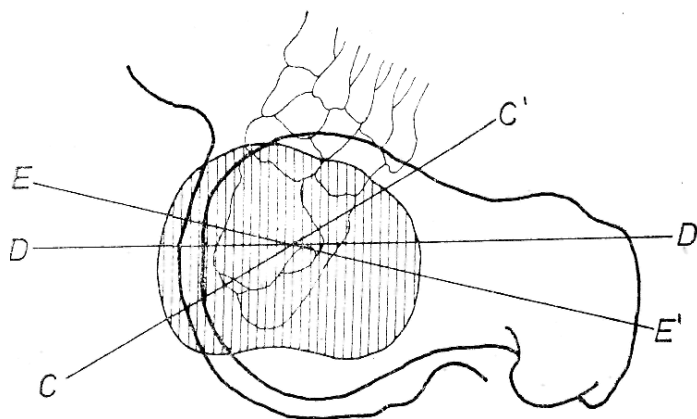


Fig. 3.38. Nesuprapunerea funcțională a axelor transversale ale gleznei (E—E'), genunchiului (D—D') și șoldului (C—C'). Genunchiul este prezentat hașurat.

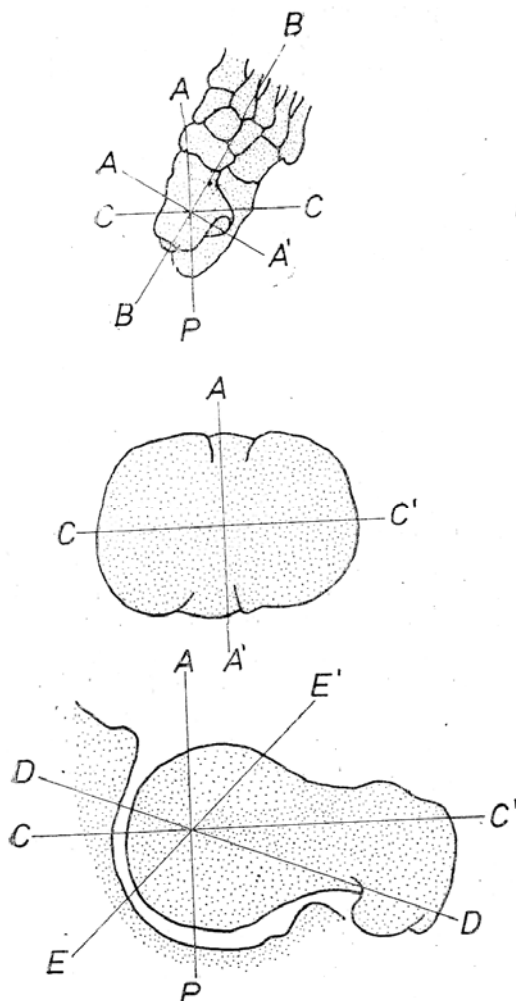


Fig. 3.39 — Axele gleznei, genunchiului și șoldului, văzute de sus. Axele biomecanice ale acestor articulații sunt suprapuse. Axa gleznei (A—A') este rotată în afară, axa genunchiului (C—C) este situată în plan frontal, iar axa șoldului (E—E') este rotată intern.

Statica unipedă

Poziția ortostatică unipedă (sprijinul monopodal) se întâlnește în numeroase deprinderi motorii și de aceea vom insista asupra ei.

Poziția segmentelor. În cadrul staticii unipede membrul inferior de sprijin este extins din șold și genunchi, cu piciorul flectat la 90° pe gambă, trunchiul în rectitudine, în continuarea membrului inferior de sprijin. Membrul inferior liber, ca și membrele superioare, poate fi în poziții variate, întregul corp este ușor înclinat spre partea membrului inferior de sprijin.

Baza de susținere se reduce numai la suprafața plantară a piciorului de sprijin (fig. 3.40).

Poziția centrului de greutate se situează undeva la mijlocul distanței dintre L_2 și D_{10} , adică la nivelul lui L_1 — L_2 ; întreaga greutate este transmisă prin liniile de forță spre membrul inferior de sprijin și proiecția centrului de greutate se deplasează spre acesta. Centrul de greutate secundar al membrului inferior de sprijin (b b') apare pe aceeași

Biomecanica membrului inferior

verticală cu centrul de greutate principal (a'), ceea ce atrage o înclinare a corpului de partea acestui membru (fig. 3.41). Înclinarea face ca întregul membru inferior să fie forțat în *valgus*, pentru ca proiecția centrului de greutate să cadă în interiorul micșorat al bazei de susținere, care se rezumă numai la plantă.

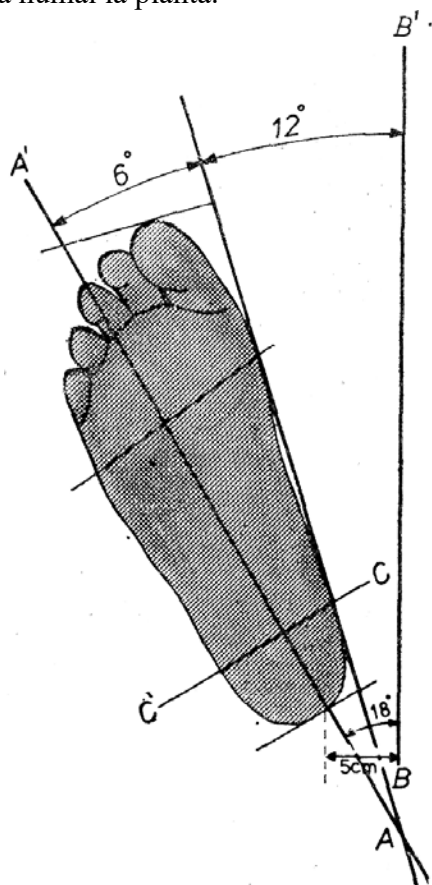


Fig. 3.40 — Statica piciorului în poziția normală. $A - A'$ — axa longitudinală a piciorului; $B - B'$ — axa mediană a corpului; $G - C$ — linia bimaleolară.

Coapsa se duce în ușoară adducție, genunchiul în valgus, iar piciorul, pentru a se așterne mai bine pe sol, se va așeza și el în valgus.

Unghiul de stabilitate. Micșorarea bazei de susținere la o singură suprafață plantară face ca unghiul de stabilitate să fie și el mult micșorat.

Menținerea echilibrului se face mai greu pe baza informațiilor căpătate pe de o parte de la telereceptori, iar pe de alta de la exteroceptorii suprafeței plantare de sprijin și ai proprioceptorilor întregului membru inferior de sprijin.

Travaliul static muscular. În general, grupele musculare principale rămân aceleași care susțin și poziția bipedă, numai că întreaga sarcină este preluată de lanțurile musculare ale membrului inferior de sprijin.

Un rol cu totul deosebit în menținerea poziției îl joacă cuplul muscular psoas-iliac-fesier mijlociu. Psoasul iliac se suprapune ca direcție axului biomecanic al membrului inferior. De la inserția lui vertebrală, care se suprapune centrului de greutate, psoasul iliac se îndreaptă în jos și în afară, trece prin fața centrului geometric al capului

Biomecanica membrului inferior

femural, se unghiulează (în plan sagital) spre înapoi, formând un unghi de 40° deschis înapoi, care înconjură capul femural și se inseră distal pe micul trohanter.

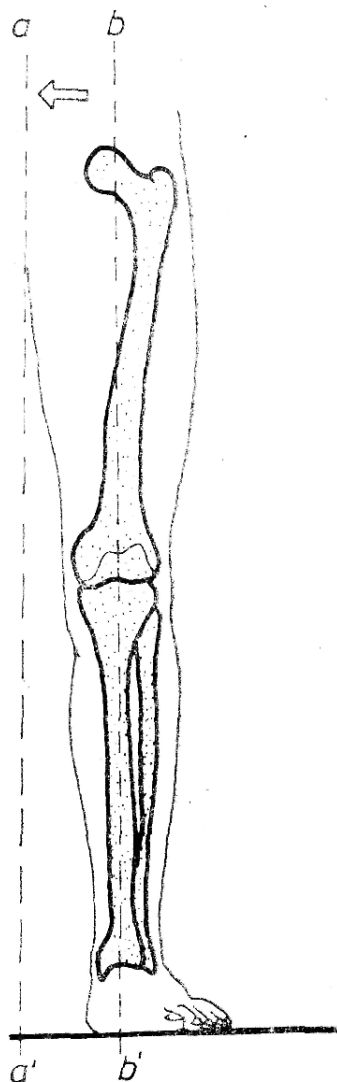


Fig. 3.41— Suprapunerea proiecției centrului de greutate principal ($a-a'$) cu proiecția centrului de greutate secundar ($b-b'$).

Dacă direcția lui s-ar continua în jos, se constată că se proiectează exact în spațiul intercondilian al extremității inferioare a femurului. Prin așezarea și direcția lui, psoasul iliac formează la partea anterioară a articulației coxofemorale o veritabilă chingă musculară, care împinge capul femural înapoi.

Fesierul mijlociu dispus ca un echer cu unghiul spre înăuntru formează o chingă musculară laterală, care apasă pe fața laterală a marelui trohanter, apăsînd astfel capul femural în cotil.

În sprijinul unipodal, psoasul iliac reprezintă un *stabilizator antero-intern*, iar fesierul mijlociu, un *stabilizator lateral al șoldului*.

Biomecanica membrului inferior

Cuplul psoasul iliac-fesierul mijlociu realizează un echilibru de forțe și determină o reacție articulară, care se adaugă aceleia a greutateii însăși a corpului (fig. 3.42). În cadrul sprijinului uniped, în faza de echilibru se poate nota:

$$F_1 \cdot 40 = F_2 \cdot 15$$

în care F_1 = forța dezvoltată a fesierului mijlociu; F_2 = forța dezvoltată de psoasul iliac; 40 și 15 = distanțele în mm ale proiecțiilor celor doi vectori pe punctul A.

Dacă se admite că F_1 este egal cu unitatea = 1, rezultă că:

$$F_2 = 1 \cdot \frac{40}{15} = 2,66$$

de unde reacția:

$$R = (F_1 + F_2) = 3,63.$$

O deplasare oricât de mică a zonei de sprijin A spre interior atrage mărirea importantă a reacției R. Astfel, o deplasare de numai 5 mm atrage:

$$F_2 = 1 \cdot \frac{45}{10} = 4,66$$

Considerând F_1 , în continuare, egal cu unitatea = 1, rezultă că reacția R va crește de la 3,66 la 5,5 deoarece:

$$R = -(F_1 + F_2) = 5,5$$

Aceasta înseamnă că pentru o forță, de exemplu de 50 kg, dezvoltată de fesierul mijlociu, se va produce o reacție articulară $A = 183$ kg, în condițiile echilibrului de forțe ale cuplului psoasul iliac-fesierul mijlociu, dar se va produce o reacție articulară $A = 275$ kg dacă punctul de sprijin A se deplasează cu numai 5 mm mai înăuntru.

Oscilațiile anteroposterioare și laterale ale corpului, necesare menținerii echilibrului, în poziția stând pe un picior sunt mai mari decât în poziția bipedă și produc deci importante modificări de presiune asupra segmentelor osoase ale articulației șoldului.

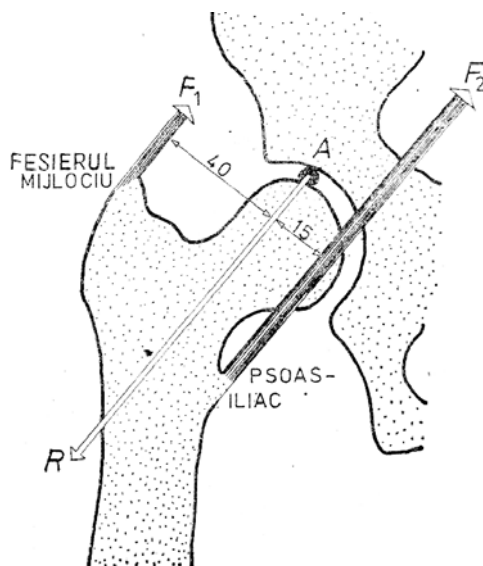


Fig. 3.42 — Diagrama vectorilor care materializează forțele dezvoltate de cuplul muscular psoas-iliac (F_2) și fesierul mijlociu (F_1) și reacția articulară R, în sens contrar, exercitate în punctul A, care reprezintă zona de contact dintre capul femural și cavitatea cotiloidă. Valorile cifrice indică distanțele în mm ale proiecției vectorului pe punctul A.

Biomecanica membrului inferior

Mijloacele de stabilizare pasivă rămân aceleași ca și pentru poziția bipedă, cu deosebirea că întreaga sarcină este preluată de un singur membru inferior. În aceste condiții, ligamentul Bertin-Bigelow al șoldului și ligamentele posterioare ale genunchiului sunt puse sub tensiune dublă față de poziția bipedă.

Acțiunea pârghiilor osteoarticulare. Se știe că articulația coxofemurală, care acționează ca o pârghie de sprijin, prin natura construcției ei, suportă de patru ori greutatea corpului.

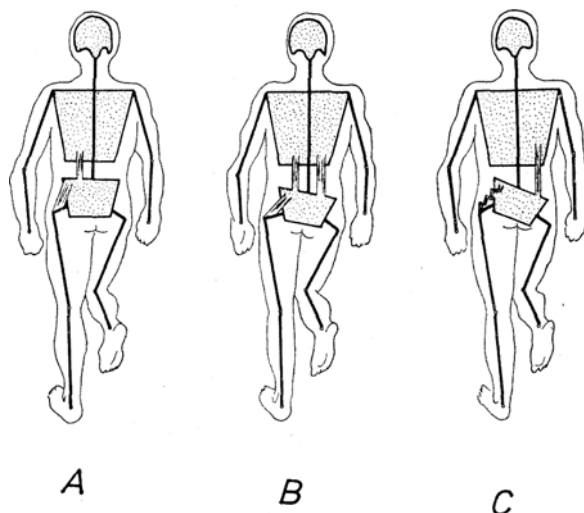


Fig. 3.43 — Rolul fesierului mijlociu. Fesierul mijlociu normal menține echilibrul la orizontală (A). Fesierul mijlociu deficitar lasă bazinul să cadă de partea opusă (B și C).

Deficiența abductorilor paralizați, dar mai ales a fesierului mijlociu, atrage în mod inevitabil o dezechilibrare a bazinului. Când sprijinul se face pe membrul bolnav, bazinul cade în partea sănătoasă, ceea ce constituie un important semn clinic, semnul Trendelenburg (fig. 3.43). Uneori însă, prin jocul compensator al trunchiului care se apleacă de partea bolnavă (semnul Duchenne direct) și al mușchilor toracopelvieni (semnul Trendelenburg-inversat), bazinul poate fi ridicat de partea sănătoasă.

Analiza biomecanică a poziției stând pe un picior poate fi dusă mai departe, așa cum au demonstrat P. Rabischong și J. Avril. Pornind de la aceeași situație, în care se consideră că verticala care trece prin centrul de greutate G_x se proiectează în interiorul bazei de susținere a membrului inferior de sprijin (fig. 3.44), verticala va rămâne totuși înăuntrul axului anteroposterior al articulației coxofemorale (O), ceea ce presupune, pentru echilibrare, intrarea în joc a forței stabilizatoare a fesierului mijlociu (F). Se poate calcula deci:

$$(P - p)a = F \cdot b$$

în care: P = greutatea corpului; p = greutatea membrului inferior; F = forța stabilizatoare a fesierului mijlociu; a = distanța dintre proiecția verticală a lui G_1 și punctul O (în mm) și b = distanța dintre vectorul F și punctul O (în mm).

Punctul O se consideră a nu fi centrul geometric al articulației, ci zona de sprijin al capului femural pe cavitatea cotiloidă. Se realizează astfel un echilibru de balanță, iar în centrul O va apărea reacția R:

$$R = P - p + F$$

$$F = (P - p) \frac{a}{b}$$

de unde:

$$R = (P - p) \left(I + \frac{a}{b} \right) = P - p \left(\frac{a + b}{b} \right)$$

de unde:

$$R = (P - p) \frac{a + b}{b}$$

Rezultă deci că forțele care se exercită asupra șoldului sunt direct dependente de distanța b , adică distanța dintre vectorul F (forța fesierului mijlociu) și punctul O (contactul dintre extremitățile osoase articulare).

La un gimnast de 80 kg, al cărui membru inferior cântărește aproximativ 10 kg și care prezintă o distanță $a = 6$ cm și o distanță $b = 12$ cm (deci distanța $a + b = 18$ cm), reacția totală R pe care o va suporta articulația coxofemurală în poziția stând pe un picior va fi:

$$R = (80 - 10) \frac{60 + 120}{120} = 1,050 \text{ kg}$$

Genunchiul va acționa ca o pârgă de sprijin, cu punctul de sprijin la mijloc. Caracteristic se va comporta articulația gleznei, deoarece, așa cum plastic se exprimă Vierrordt, corpul în echilibrul unipodal se găsește ca o tijă în vârful degetului unui jongler și, după cum remarcă Thomas, nici degetul, nici tija nu sunt imobile, fiind supuse travaliului static muscular de postură.

Precum a arătat Steindler, articulația gleznei se stabilizează atunci când proiecția centrului de greutate trece cu 4 cm înaintea ei și nu prin centrul articulației. Explicația constă pe de o parte în instabilitatea sistemului cardanic tibioastragalocalcanean, care trebuie menținut în poziție corectă prin jocul forțelor musculare ale flexorilor și extensorilor piciorului. Cum flexorii plantari dispun de o forță de acțiune mult mai mare decât extensorii, proiecția centrului de greutate al corpului este plasată mai anterior și mai extern față de centrul astragalului.

Pentru ca pensa tibioperonieră să nu cedeze, intervin forțe deosebit de importante. Dacă deschiderea pensei este pasivă și poate fi pusă în seama elasticității ligamentare, apropierea maleolei interne de cea externă este activă și se datorează contracției flexorilor piciorului și a peronierilor, care acționează cu o forță de strângere, așa cum a arătat Pol le Coeur, de aproximativ 200 kg.

Condițiile minime pentru sprijinul uniped. Pentru ca un bolnav cu paralizii întinse ale unui membru inferior să se poată menține totuși pe acesta în timpul sprijinului uniped, sunt necesare trei condiții minime:

- 1) să se păstreze o atitudine funcțională a membrului inferior paralizat, pentru a fi posibilă stabilizarea pasivă;
- 2) să se păstreze măcar parțial capacitatea funcțională a tricepsului sural, care să nu permită prăbușirea gambei pe picior;
- 3) să se păstreze măcar parțial capacitatea funcțională fie a fesierului mijlociu de partea membrului de sprijin, fie a mușchilor abdominali și toracopelvieni de partea opusă.

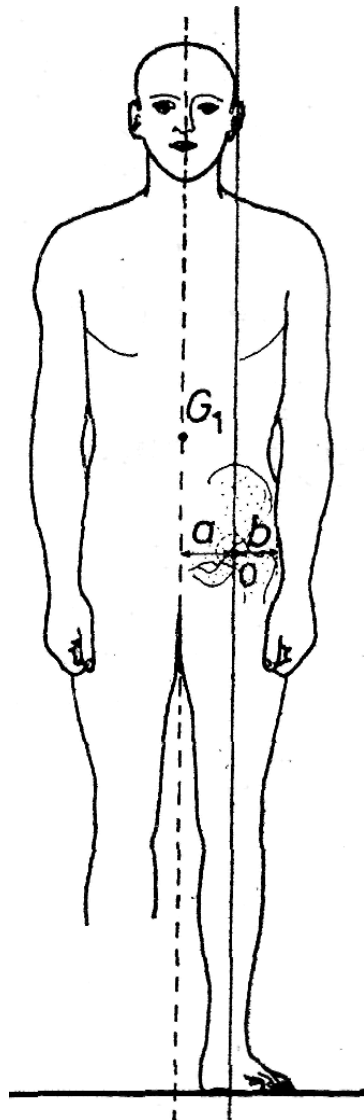


Fig. 3.44— Analiza biomecanică a poziției pe un picior (stâng). G_1 — centrul de greutate principal al corpului; O — axa antero-posterioară a articulației coxofemorale; a — distanța dintre proiecția verticală a lui G , și punctul O în mm; b — distanța în mm dintre vectorul F (forța stabilizatoare a fesierului mijlociu) și punctul O .

IV. Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

4.1. Biomecanica mișcării de mers normal și alergare

Mersul este deprinderea motorie prin care se realizează în mod obișnuit deplasările corpului omenesc. Mecanismul principal pe care se bazează mersul este mișcarea alternativă și constantă a celor două membre inferioare, care își asumă pe rând funcția de suport și funcția de propulsor. Acest mecanism a fost denumit de Steindler „*alternating bipedalism*”, iar de Oliver Holmes „o cădere continuă cu ridicare proprie continuă (*self-recovery*)”.

Evoluția filogenetică a dus la dezvoltarea unor astfel de forme arhitecturale ale corpului omenesc, încât acesta să poată acționa cu o remarcabilă conservare de energie și în același timp să respecte cele două mari cerințe ale mersului: stabilitatea și mobilitatea. Stabilitatea este esențială, deoarece balansarea și echilibrul trebuie susținute în timpul accelerării, deaccelerării și oscilațiilor care se produc cu fiecare pas. Mobilitatea, care rezultă din coordonarea activității musculare, a gravitației și a inerției sistemelor de pârghii, este indispensabilă dirijării diferitelor segmente ale corpului pe traiectoria de progresiune.

Scurt istoric al studiului mersului. În decursul anilor, studiul mersului a fost abordat de numeroși cercetători din cele mai diferite specialități. Cum recunoaște și Grossiord, mersul este un act atât de obișnuit încât trebuie admirați fără rezervă în primul rând cei care și-au pus pentru prima dată problema acestui mecanism, care ne permite să ne deplasăm cu atâta siguranță, eficacitate și armonie.

Nu se pot preciza care au fost aceștia, dar nici nu putem trece cu vederea descrierile care ne-au rămas de la celebrul artist Florentin Leonardo da Vinci, în același timp arhitect, inginer și fizician. „Mersul omului, scrie Da Vinci, are caracteristica generală a patrupedelor care își mișcă membrele în cruce. Când merge, omul își mișcă cele patru membre ca și calul, în cruce: pășește întâi cu dreptul și întinde în același timp înainte mâna stângă sau invers”. Filozoful și fizicianul Descartes, care a trăit în prima jumătate a secolului al XVII-lea, ne-a lăsat unele texte referitoare la mersul omului, care dovedesc un remarcabil spirit de observație. Lui Borelli (1682) îi revine probabil meritul de a fi determinat poziția centrului de greutate al corpului și de a fi încercat să identifice rolul diverselor grupe musculare în mers. Frații Weber (1856) și Duchenne de Boulogne (1867), bazându-se tot pe observația vizuală, au continuat studiul mersului, lăsând câteva studii remarcabile. Marey singur (1872), iar mai apoi cu Demeny și Carlet (1873, 1887, 1891) au introdus în studiul mersului controlul presiunilor pe sol și cronofotografia. Braune și Fischer (1885) analizează matematic mersul, calculând vitezele și accelerațiile diferitelor segmente, ca și fluctuațiile presiunilor pe sol, ajungând astfel să observe în timpul unui pas dublu 31 de faze distincte. Scherb studiază, întâi palpatoriu și apoi cu ajutorul electromiografiilor, acțiunea diverselor grupe musculare în mers.

Mersul bolnavilor de diverse afecțiuni a preocupat printre altele pe Gh. Marinescu (1910), Kozyrey (1937), Joel Harrley (1943), Pol le Coeur (1948), Grossiord (1955- Al, Rădulescu și CI. Baci (1956), Ducroquet (1965), etc.

Traectoria centrului de greutate și acțiunea forțelor exterioare. Mersul, ca orice deprindere motorie, se bazează pe acțiuni biomecanice. Corpul omenesc, considerat un mobil, este supus în deplasare acțiunii următoarelor forțe care acționează asupra centrului de greutate (C): gravitatea (G), care-l atrage în jos și rezistența aerului (A) care i se opune din față (fig. 4.1). Aceste două forțe, conform principiului paralelogramului forțelor, dau rezultanta R , care trebuie învinsă de forța F . Pentru a fi posibilă deplasarea, forța F trebuie să depășească cu puțin în valoare rezultanta R (fig. 4.2).

Mersul este deci inițiat și controlat din punct de vedere mecanic de forțe externe, cum ar fi gravitatea și rezistența aerului, care se aplică asupra centrului de greutate sub forma rezultantei R . Valoarea acestei rezultante este strâns legată și de alți factori dependenți de rezistența și aderența solului. Toate aceste forțe trebuie învinse de forțele interne ale corpului, forțe reprezentate de grupele musculare care intră în acțiune prin intermediul sistemului de pârghii osteoarticulare. Mișcarea odată pornită, forței musculare i se adaugă inerția și viteza de propulsie, factori pur mecanici, care pot să suplinească până la un punct chiar forța musculară și la care se poate apela în programul de reeducare a mersului, la bolnavii care prezintă o forță musculară deficitară. Odată câștigată, viteza de propulsie este și un factor de echilibru, care acționează ca o componentă utilă diminuării amplitudinilor deplasărilor laterale.

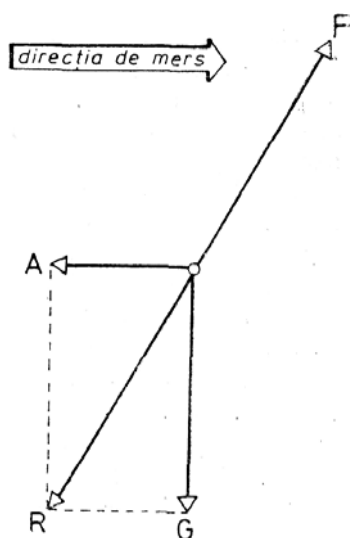


Figura 4.1 — Forțele care acționează asupra centrului de greutate în mers.

În mersul normal, drept înainte, individul se deplasează pe o linie de progrese imaginare. Această linie este considerată ca cea mai scurtă între două puncte prin care a trecut individul și este în relație cu planul sagital al corpului.

Marginea internă a plantelor cade pe această linie, obținându-se astfel cea mai mare economie de consum de energie musculară și cea mai bună stabilitate.

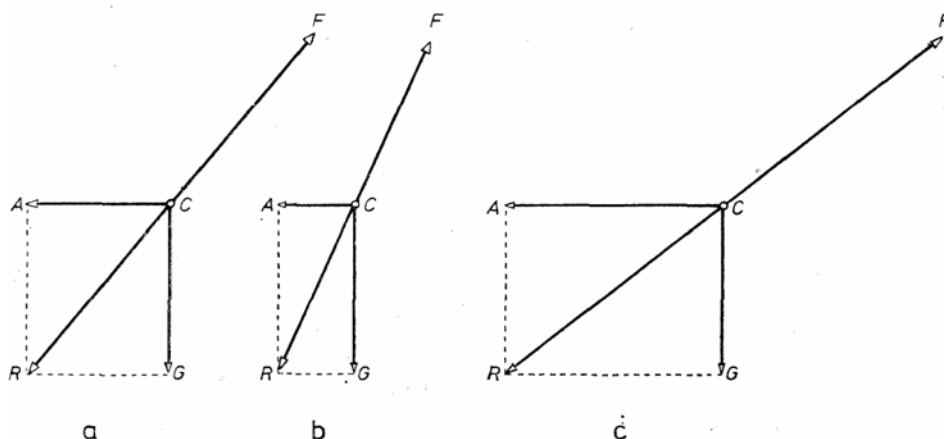


Figura 4.2 — Forța F depășește rezultanta R în mersul normal (a), în mersul cu greutateți (b) și în mersul cu vânt în față (c).

Oscilațiile corpului. În timpul mersului, corpul execută în plus oscilații în sens vertical, transversal și longitudinal, care complică adevărata traiectorie pe care o parcurge centrul de greutate.

Oscilațiile verticale, în medie de 4,5 cm (Saunders) sau 4—6 cm (De-meny), au maximele în momentul verticalei și minimele în perioadele de sprijin bilateral.

Deci, în timp ce membrul pendulant execută faza posterioară, corpul se ridică, iar în timp ce membrul pendulant execută pasul anterior, corpul coboară.

Oscilațiile transversale, de 4,4 cm (Saunders), au maxima în momentul verticalei și corespund înclinărilor alternative ale trunchiului pe partea membrului de sprijin. Ele au scopul de a apropia proiecția centrului de greutate de bază de susținere.

Oscilațiile longitudinale redau înclinările trunchiului în sens antero-posterior. În perioada de sprijin bilateral, corpul are o poziție verticală; în faza posterioară a perioadei de sprijin unilateral, el se înclină înapoi; în momentul verticalei are din nou o poziție verticală, iar în faza anterioară a perioadei de sprijin unilateral se înclină înainte.

În afara deplasărilor verticale și transversale, bazinul prezintă și o mișcare de rotație în jurul unui ax vertical de câte 4° de fiecare parte (în total 8°), precum și o mișcare de rotație în jurul unui ax anteroposterior de câte 5° (Saunders).

Traectoria centrului de greutate nu este deci rectilie, ci sinuoasă. Corpul omenesc în mers nu se înfige în spațiu, ci se înșurubează în el (fig. 4.3).

Fazele mersului. Ca în orice mișcare pe care o execută corpul omenesc, primul impuls pornește din apropierea centrului de greutate. Trunchiul se apleacă înainte, pentru ca proiecția centrului de greutate să treacă înaintea bazei de susținere; aproape concomitent, membrul inferior se extinde și corpul este proiectat înainte și puțin în sus; tot concomitent, celălalt membru inferior, care devine pendulant, părăsește solul și este proiectat înaintea membrului de sprijin și fixat din nou pe sol. Lucrurile se repetă apoi cu membrele inversate.

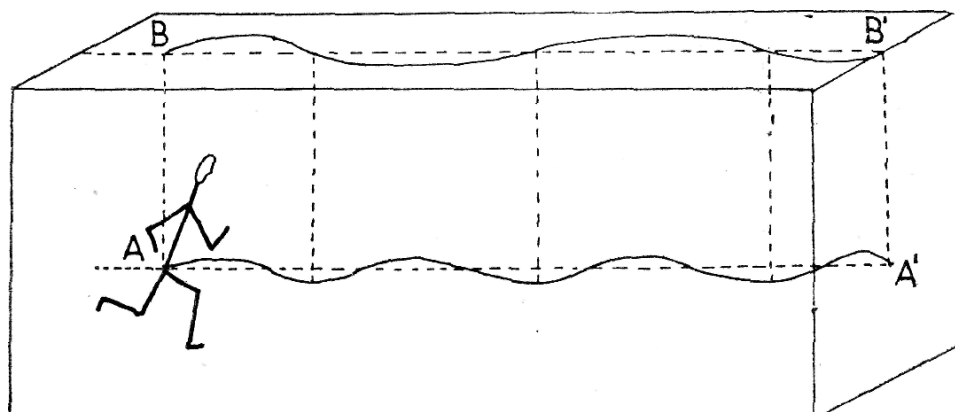


Figura 4.3 — Traiectoria centrului de greutate principal al corpului în timpul mersului și alergării.

Mersul se compune din perioade de sprijin unilateral, separate între ele prin perioade de sprijin dublu (fig. 4.4). „Pasul” a fost diferit interpretat. Pentru Littre ar corespunde intervalului dintre două sprijine, iar pentru Marey unui pas dublu, care corespunde seriei de mișcări ce se succed între cele două poziții identice ale unui singur picior. Această ultimă interpretare este astăzi cea acceptată, diverși autori recunoscând în cadrul unui pas o serie de momente mai importante.

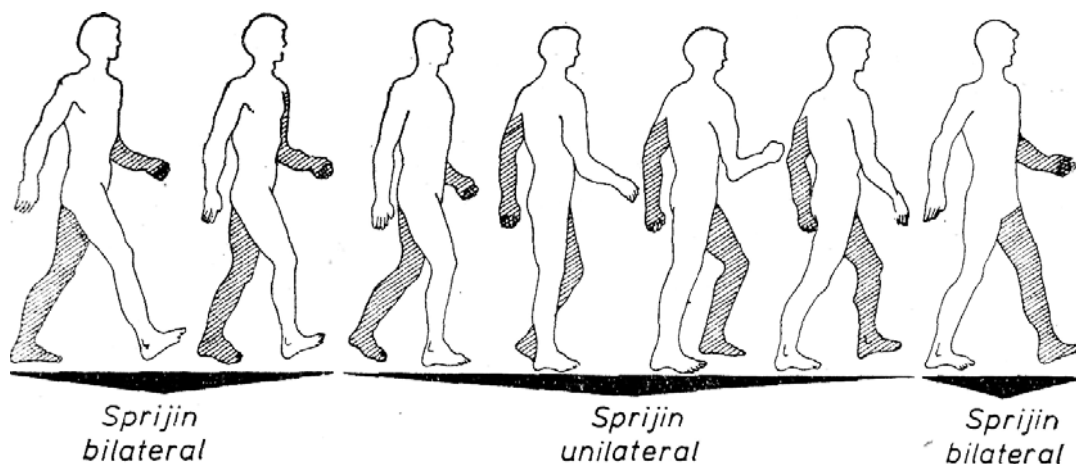


Figura 4.4 — Fazele mersului.

Astfel, Ducroquet împarte pasul în patru timpi: 1) dublul sprijin posterior de elan; 2) perioada oscilantă; 3) dublul sprijin anterior de recepție și 4) sprijinul unilateral.

Grossiord și alți autori mai recenti, care au studiat mersul cu ajutorul înregistrărilor cinematografice de mare viteză (100 de imagini pe secundă), împart pasul în următorii timpi: 1) debutul dublului sprijin; 2) dublul sprijin; 3) sprijinul unilateral cu: a) semipasul posterior; b) momentul verticalei; c) semipasul anterior și 4) debutul dublului sprijin anterior etc.

Debutul dublului sprijin se face cu membrul inferior anterior, având piciorul la unghi drept pe gambă, genunchiul extins și coapsa la 30° față de verticală, în timp ce membrul inferior posterior are calcaneul ridicat de pe sol, genunchiul în ușoară flexie și șoldul în hiperextensie de 15°. Lanțul muscular al triplei extensii a membrului inferior posterior intră în acțiune. Mușchiul principal al elanului este tricepsul sural, care extinde (flectează plantar) piciorul pe gambă. Cu cât pasul va fi mai lung, cu atât puterea dezvoltată de tricepsul sural va fi mai mare. Extensia (flexia plantară) din articulația tibioastragaliană ajunge la aproximativ 30° și se însoțește și de flexia degetelor. În același timp ischiogambierii extind șoldul și genunchiul.

Propulsia din membrul inferior posterior se însoțește și de înclinări laterale. Înainte de ridicarea călcâiului de pe sol, tibia se înclină medial și astfel are loc, din articulația astragalocalcaneană, o înclinație în varus a piciorului. Apoi, după ce călcâiul se desprinde de sol, se produce o înclinare inversă de deviere în valgus a piciorului, de data aceasta însă având ca punct principal de producere articulația mediotarsiană.

Dublul sprijin ocupă 1/6 (Marey), 1/4—1/8 (Demeny), sau mai puțin de 1/4 (Grossiord) din durata unui semipas. În timp ce membrul inferior anterior își așterne piciorul pe sol, gamba face 10° cu verticala, apoi se verticalizează, genunchiul se flectează ușor, apoi se extinde și șoldul își reduce lent flexia. În același timp, la membrul inferior posterior, de la 15° flexie dorsală, piciorul trece la unghi drept și ajunge la o flexie plantară de 30° cu primele falange în hiperextensie; genunchiul se flectează până la 50°, hiperextensia șoldului descrește și piciorul părăsește solul.

Sprijinul unilateral urmează perioadei de sprijin dublu. Membrul părăsește solul și devine pendulant (semipasul posterior), trece pe lângă membrul de sprijin dirijat la verticală, realizând astfel momentul verticalei (articulația gleznei se găsește în dreptul proiecției centrului de greutate) și devine anterior (semipasul anterior). În perioada de sprijin unilateral, membrul de sprijin este blocat de șoldul și genunchiul în hiperextensie, datorită mușchilor fesieri, ischiogambieri și cvadricepsului, care alcătuiesc un manșon puternic în jurul acestor articulații, în timp ce tricepsul sural și gambierul anterior controlează mișcarea de rulare a plantei pe sol. Planta atinge solul întâi cu călcâiul, care absoarbe primul șoc al contactului cu solul, apoi cu marginea externă, pentru ca în final întreaga greutate a corpului să se transmită prin bolta anterioară, din afară — înăuntru, spre capul primului metatarsian. Tibialul anterior are rolul de a susține greutatea piciorului (la care se adaugă greutatea încălțăminteii), pentru ca acesta să nu cadă brusc pe sol, atunci când planta atacă solul cu călcâiul.

Peronierilor le revine rolul de a redresa piciorul în valgus, după ce acesta a rulat pe marginea externă în ușor varus, iar tricepsului sural, extensorului comun al degetelor, extensorului propriu al halucelui și peronierilor, rolul de a face extensia piciorului, astfel încât la începutul perioadei următoare de sprijin bilateral doar halucele să mai păstreze contactul cu solul.

În timp ce faza posterioară a perioadei de sprijin unilateral este o fază exclusiv de sprijin, faza anterioară, care urmează după momentul verticalei, este o fază atât de sprijin, cât și de propulsie a corpului înainte și în sus. Propulsia se realizează prin extensia șoldului, a genunchiului și a piciorului, deci prin intrarea în acțiune a lanțului triplei extensii. Cunoașterea acestui mecanism explică de ce la bolnavii cu paralizii — la care sprijinul se realizează prin blocarea pasivă a șoldului și a genunchiului în hiperextensie

— propulsia este foarte greu de realizat, deoarece hiperextensia necesară acesteia a fost utilizată pentru sprijin.

Extensia labei piciorului pe gambă se face într-o primă fază pe principiul unei pârghee de gradul al II-lea (FRS): sprijinul (S) la degete, rezistența (R) la articulație tibiotarsiană și forța (F) la nivelul inserției tendonului ahilian pe calcaneu (fig. 4.5). Într-o fază următoare, echilibrul corpului este ridicat pe vârful piciorului, proiecția centrului de greutate (R) se deplasează înaintea sprijinului (S) și mișcarea continuă pe principiul unei pârghee de gradul I (FSR)

Concomitent cu toate aceste acțiuni pe care le suferă membrul inferior de sprijin, membrul inferior pendulant prezintă și el o serie de acțiuni importante. Imediat înainte de a deveni pendulant (la sfârșitul perioadei de sprijin dublu), el se extinde din șold și se flectează din genunchi, datorită acțiunii ischio-gambierilor. Chiar în momentul în care halucele pierde contactul cu solul, flexia genunchiului, care atinge în acest moment aproximativ 60° , este frânată de contracția cvadricepsului. În mod normal, în această poziție, întregul membru poate să penduleze înainte fără să atingă solul, prin ușoara flexie a coapsei pe bazin.

După ce trece de momentul verticalei, gamba se extinde și continuă să penduleze înainte, nu atât prin acțiune musculară, cât prin inerție. Mușchii ischiogambieri intervin blocând această extensie atunci când gamba a ajuns în poziție optimă pentru a ataca solul. În acest moment, călcâiul atacă solul și se intră în perioada de sprijin bilateral, care se efectuează când laba piciorului a rulat și se sprijină numai prin antepicior, iar călcâiul piciorului anterior ia contact cu solul. Treptat, în timp ce ambele picioare rulează, greutatea corpului se transmite de pe piciorul posterior pe cel anterior și în cele din urmă halucele piciorului posterior părăsește solul.

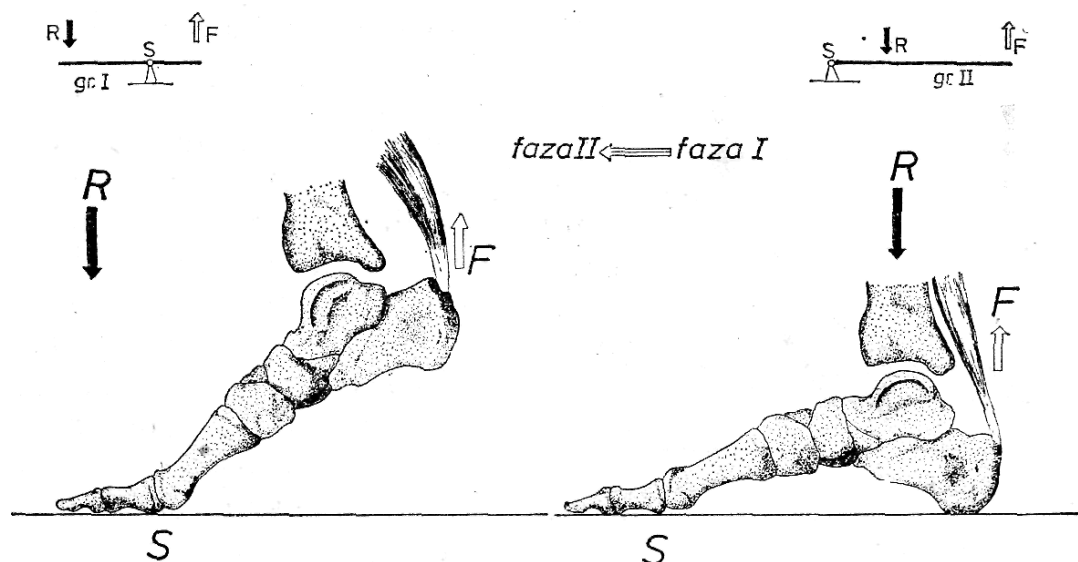


Figura 4.5. — În mers, în prima fază, piciorul se comportă ca o pârghie de gradul II (FRS), iar în a doua fază, ca o pârghie de gradul I (FSR).

Flexia plantară a halucelui se face datorită acțiunii lungului flexor propriu și ca mecanism de pârghee cunoaște trei etape: în prima etapă acțiunea este cea a unei pârghee

de gradul I cu sprijinul la mijloc, deoarece rezistența reprezentată de proiecția centrului de greutate cade pe metatarsiene. Prin derularea piciorului și deplasarea centrului de greutate înainte, rezistența ajunge înaintea sprijinului, între acesta și punctul de aplicare a forței, iar pârghia devine o pârghie de gradul al II-lea. După ce halucele pierde contactul cu solul, rezistența se deplasează înaintea punctului de aplicare a forței și segmentul ajunge să acționeze în cadrul unui lanț cinematic deschis conform mecanismului unei pârghii de gradul al III-lea (fig. 4.6).

În această fază, membrul anterior se pregătește pentru blocajul necesar în perioada de sprijin unilateral, care are loc prin mecanismul descris, iar membrul posterior se pregătește pentru a deveni membru pendulant, prin contracția ischiogambierilor.

Grupele musculare principale. Acțiunea marilor grupe musculare în timpul mersului este însă mult mai complexă decât a fost prezentată. Complexitatea nu se rezumă numai la ordinea intervenției lor și la modificările de intensitate, ci și la schimbarea rapidă a modurilor lor de acțiune, după cum membrul inferior este pendulant, deci acționează ca un lanț cinematic deschis sau devine membru de sprijin, deci acționează ca un lanț cinematic închis.

Fesierul mare intervine foarte puțin sau deloc, cu excepția cazurilor când omul merge pe un teren alunecos, este purtător de greutate sau urcă o pantă.

În aceste situații, mușchiul, luându-și punct fix proximal, începe să se contracte izotonic înainte de a se atinge solul cu călcâiul, ceea ce face ca flexia șoldului să se micșoreze treptat, până în momentul în care genunchiul ajunge în extensie maximă. Când piciorul se sprijină pe sol, fesierul mare, luându-și punct fix de inserție periferic, se contractă izotonic puternic, pentru a extinde coapsa și se relaxează când se intră în faza de sprijin dublu și de pendulare.

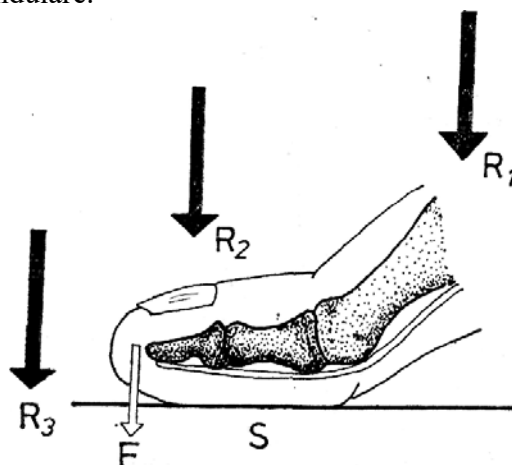


Figura 4.6 — Evoluția mecanismelor de pârghii la haluce.

R_1 — în prima etapă rezistența se aplică pe metatarsiene; R_2 — În a doua etapă rezistența ajunge între sprijin și forță; R_3 — în a treia fază halucele părăsește solul și rezistența ajunge înaintea forței.

Abductorii șoldului mențin membrul pendulant pe linia de mijloc, nepermițând abducția lui. Imediat înainte și în timp ce membrul a devenit membru de sprijin, ei servesc la stabilizarea șoldului, iar la sfârșitul fazei de sprijin se contractă, pentru a menține corpul pe linia de progresie.

Cvadricepsul previne flexia bruscă sau excesivă a genunchiului și devine activ imediat înainte și în timpul fazei de sprijin. Înainte de a atinge solul cu călcâiul, menține genunchiul în extensie, iar când călcâiul a atins solul și genunchiul se flectează ușor, cvadricepsul își ia ca punct fix inserția periferică și se contractă izometric puternic, activând ca un regulator al acestei flexii și nelăsând genunchiul să se prăbușească. La sfârșitul fazei de sprijin, când axul transversal al genunchiului trece înaintea axului articulațiilor metatarsofalangiene și genunchiul tinde să se prăbușească brusc sub influența gravitației și a inerției coapsei spre înainte, cvadricepsul este din nou activ, pentru a preveni flexia bruscă.

Mușchii posteriori ai coapsei (ischioambierii) luându-și punctele fixe central se contractă izotonic, în ultima parte a fazei de pendulare, extinzând genunchiul înainte de a se atinge solul cu călcâiul. Imediat după ce călcâiul a atins solul, ei își schimbă punctele fixe periferie, se contractă izometric și ajută la stabilizarea genunchiului, iar atunci când este cazul, la întărirea acțiunii fesierului mare (de extensie a șoldului). Când mersul este rapid și se fac pași mari, ei ajută la flexia genunchiului în timpul ultimei părți a fazei de sprijin și al primei părți a fazei de pendulare.

Tricepsul sural intră în acțiune când planta s-a așternut pe sol și luându-și punct fix periferic și contractându-se izometric stabilizează piciorul pentru a nu se flecta dorsal în timpul perioadei de sprijin. Când planta începe să ruleze înainte, acțiunea devine mai puternică și atinge maximum când călcâiul este ridicat de pe sol. Când greutatea corpului s-a deplasat înainte și flexia genunchiului s-a efectuat, puterea de contracție descrește, pentru a diminua când piciorul a părăsit solul.

Grupul tibial anterior (tibialul anterior, extensorul propriu și extensorul comun) este activ, dar cu intensități diferite în tot timpul mersului. Luându-și punct fix de inserție periferic, se contractă puternic și izometric când călcâiul atinge solul. Con tracția atinge maximum când planta se așterne pe sol, prevenind căderea bruscă a piciorului. În restul fazei de sprijin stabilizează glezna. Când piciorul părăsește solul, grupul tibial anterior își schimbă punctul fix de inserție central și se contractă ușor și izotonic, pentru a permite piciorului pendulant să treacă deasupra solului.

În partea finală a pendulării, contracția izotonică se mărește din nou, pentru a menține piciorul pendulant la unghiul necesar sub care va ataca solul.

Mușchii peronieri sunt stabilizatorii laterali ai piciorului și gleznei. Luându-și puncte fixe de inserție periferice și contractându-se izometric, ei sunt activi în faza de sprijin, activitatea lor maximă fiind atinsă imediat ce călcâiul este ridicat de pe sol. Apoi duc piciorul în valgus, mutând greutatea corpului pe capul celui de al doilea și al primului metatarsian.

Întâi intră în acțiune scurtul peronier, apoi lungul peronier, împreună forțând piciorul în valgus, acțiune la care se împotrivesc cei doi tibiali.

Mișcările asociate ale trenului superior. Trenul superior participă și el la mers. Umerii și membrele superioare sunt proiectate înainte și înapoi prin torsiuni ale coloanei, în același ritm cu deplasările membrelor inferioare, dar în sens opus acestora, corpul echilibrându-se astfel în jurul centrului de greutate. Rotația vertebrală se efectuează în special la nivelul coloanei lombare și este cu atât mai importantă, cu cât lungimea pasului se mărește. Mișcările de proiecție ale membrelor superioare înainte contribuie, prin inerția ce o imprimă, la deplasarea centrului de greutate spre înainte. Proiectarea brațului

înainte pune în tensiune dorsalul mare, iar rotația trunchiului, fibrele micului oblic abdominal. Inerția creată ajută progresiunea șoldului, care va fi oprită prin punerea în tensiune a centurii laterale a trunchiului (formată de marele pectoral, marele dințat și marele oblic).

Mișcările sincrone ale trunchiului și extremităților superioare ajută balansarea și ritmul de înaintare prin menținerea centrului de greutate într-o poziție convenabilă.

Kinemograma mersului. Grafic, mersul poate fi înregistrat cu ajutorul fotografiilor succesive. Interpretarea datelor pe care le furnizează această kinemograma este de mare interes pentru studiul mersului (fig. 4.7).

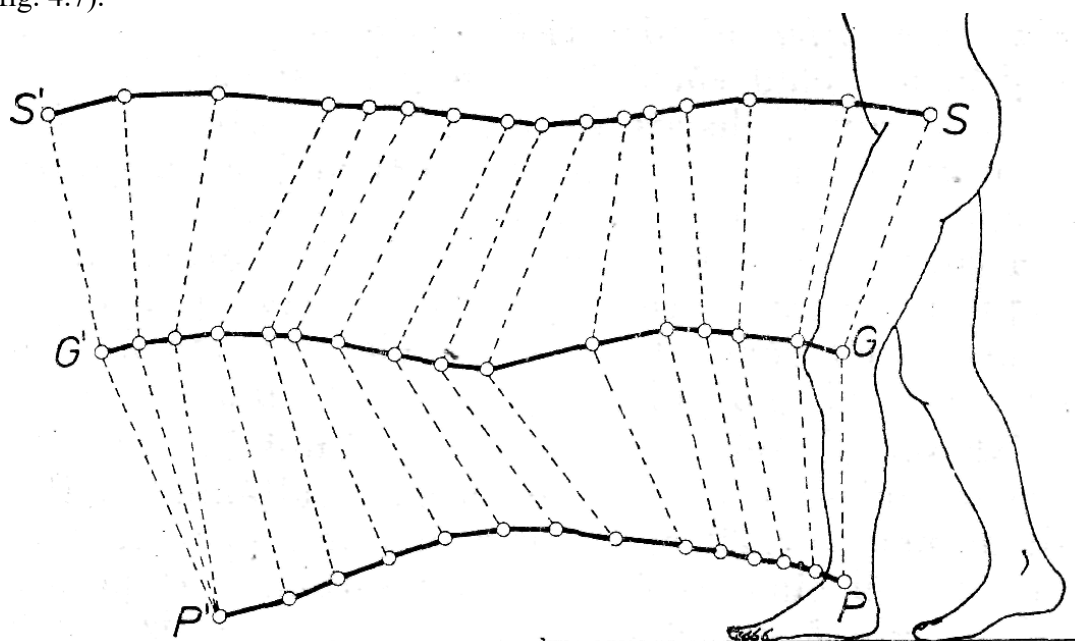


Figura 4.7 — Kinemograma mersului normal. $S-S'$ — traiectoria axei transversale a șoldului; $G-G'$ — traiectoria axei transversale a genunchiului; $P-P'$ — traiectoria axei transversale a gleznei.

Traectoria șoldului (SS') prezintă două oscilații verticale: una în faza de sprijin și una în faza de pendulare. Curba este joasă când călcâiul atinge solul, se urcă treptat în timp ce corpul rotează pe genunchi și apoi pe gleznă, pentru a atinge punctul în care centrul de greutate este vertical pe șold, genunchi și gleznă. De la acest punct, curba scade treptat. Arcul de cerc cu centrul în articulația gleznei se datorează faptului că șoldul se menține în extensie, iar genunchiul și glezna sunt fixate de tendonul ahilian; în felul acesta centrul de rotație se mută de la gleznă înainte spre articulațiile metatarsofalangiene. Această schimbare a centrului de greutate are și scopul de a lungi extremitatea și se menține până când călcâiul membrului opus atinge solul, începând astfel faza de sprijin dublu. Când începe faza de pendulare, curba șoldului se ridică din nou treptat, corpul fiind ridicat de membrul opus; de această dată, arcul de cerc este mai lin.

Urmărind *traectoria genunchiului (GG')*, când călcâiul atinge solul, genunchiul este în extensie. Curba coboară ușor din momentul în care piciorul se pregătește să părăsească solul. Genunchiul trece în flexie, gamba se rotează ușor în afară și piciorul se

extinde puțin, ceea ce atrage o urcare a curbei. Când piciorul se așterne pe sol, traiectoria continuă să urce lent, genunchiul fiind acum flectat la 15° față de perpendiculară. Din acest punct traiectoria începe să coboare, dar mai neregulat decât la urcare deoarece centrul de rotație s-a mutat pe articulațiile metatarsofalangiene, glezna fiind fixată de tendonul ahilian. Astfel se efectuează și alungirea relativă a membrului. Când piciorul părăsește solul pentru a intra în faza de pendulare, începe flexia coapsei și curba merge repede în sus, pentru a atinge maximum când coapsa este în flexie totală, iar genunchiul în flexie de 40° . Curba cade apoi brusc când genunchiul este întins, călcâiul atinge solul și începe faza de dublu sprijin. Această cădere este rezultatul trecerii întregii greutate corporale asupra membrului inferior.

Traietoria articulației gleznei (PP')

este puțin mai complicată. Ea merge înainte și în jos, când călcâiul atinge solul și piciorul se așază pe sol, dar rămâne la acest nivel, deoarece extremitatea rotează deasupra gleznei și centrul de rotație se mută înainte pe articulațiile metatarsofalangiene. Când această deplasare s-a efectuat și piciorul pășește solul, curba se ridică rapid, pentru a coborî apoi, după ce genunchiul a atins maximum eficient de flexie și coapsa a început să se flecteze. Din acest punct, curba coboară cu atât mai mult cu cât genunchiul se extinde; coboară lin până când este atinsă extensia maximă, apoi coboară brusc până când călcâiul atinge solul.

Rolul încălțămintei. Modul în care se transmit în mers tensiunile de presiune asupra solului este legat și de forma încălțămintei. Piciorul a fost astfel construit de natură încât să suporte în cele mai bune condiții tensiunile de presiune atunci când axul lung al acestuia este perpendicular pe axul gambei. Sub această incidență, presiunea se repartizează în mod egal la tarsul posterior și la tarsul anterior.

Lipsa exercițiilor fizice și viața sedentară au atras însă o prăbușire a bolții plantare. De aceea s-a adăugat la încălțămintă un toc de 2 cm înălțime, care are rolul să accentueze bolta plantară și deci să reconstruiască sistemul arhitectural normal al piciorului.

Înălțarea excesivă a tocului atrage însă tulburări grave la repartizarea tensiunilor de presiune și calcaneul nu mai ajunge să primească decât $2/5$ din greutatea corpului, restul transmițându-se antepiciorului. Efectele înălțării excesive a tocului, în special la femei, se observă nu numai local, prin apariția diverselor deformități ale picioarelor, ci și la distanță și în special la coloana lombară, obligată să intre în hiperlordoză.

Mersul la deficienții locomotori

În semiotica aparatului locomotor, studiul mersului are o valoare cu totul deosebită, modificările care apar având adesea caractere patognomonice. Un specialist cu experiență poate stabili diagnosticul atât din punct de vedere al localizării, cât și al naturii afecțiunii din momentul în care bolnavul a intrat pe ușa cabinetului de consultații.

Condițiile minime pentru mers. Mersul rămâne posibil chiar în cadrul unor deficiențe musculare grave. Pentru aceasta mecanismele de deplasare se modifică atât segmentar, cât și în totalitate, folosindu-se la maximum forțele musculare restante și apelându-se la mecanismele de stabilizare pasivă (fig. 4.8).

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

Fiind complexă, locomoția umană găsește aproape totdeauna posibilitățile cele mai economice de adaptare la situațiile cele mai dificile. La aceasta contribuie faptul că mersul pretinde o utilizare minimă de forță și, odată mișcarea începută, continuitatea ei intră sub dependența forțelor exterioare, în special a inerției. Înaintările succesive ale membrelor inferioare pot să ajungă astfel să acționeze ca două pendule care lucrează în contra timp.

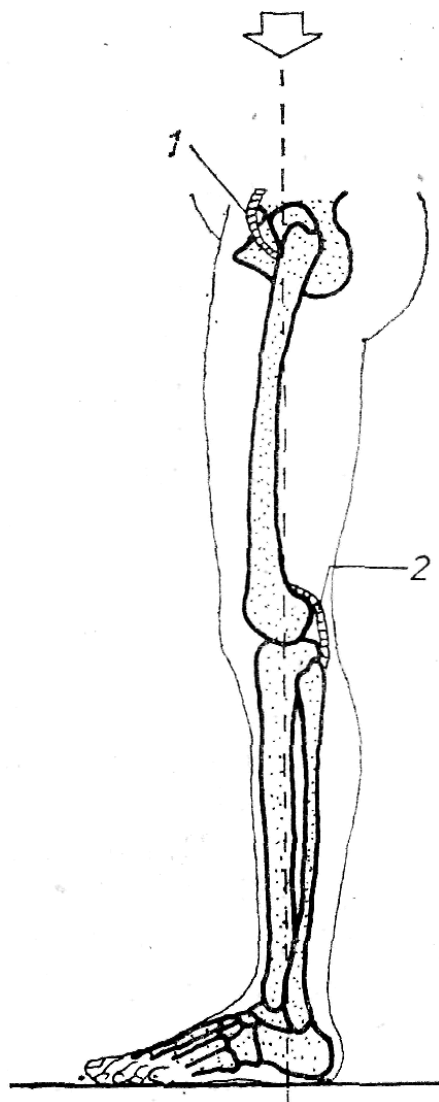


Figura 4.8 — Mecanismul de stabilizare pasivă a membrului inferior în mers, prin punerea sub tensiune a ligamentului Bertin-Bigelow (1) și a capsulei și ligamentelor posterioare ale genunchiului (2).

Totuși, posibilitățile de mers ale bolnavilor cu deficiențe musculare rămân legate de o serie de condiții minime din partea grupelor musculare. Aceste condiții pot fi redată sumar în felul următor:

— se poate umbla fără baston sau cârje, cu paralizie totală a unui membru inferior (cu excepția marelui fesier sau a psoasului, care trebuie să fie cel puțin parțial funcționali), cu

condiția ca celălalt membru să fie sănătos sau să prezinte numai paralizie de cvadriiceps și de tibial anterior;

— un baston este necesar când baza de susținere se reduce la o linie, în cazul paraliziei celor doi mari fesieri, al paraliziei bicepsilor femurali, sau al paraliziei marelui fesier de o parte și al tricepsului sural de cealaltă parte;

— este nevoie de două bastoane în cazul paraliziei mușchilor șoldului de ambele părți. În această situație, bolnavul proiectează gambele înainte printr-o mișcare de torsiune a trunchiului și trebuie să ia sprijin alternativ pe fiecare baston;

— se poate umbla cu două cârje, având membrele superioare sănătoase, chiar în cazul unei paralizii totale a membrelor inferioare, dar cu conservarea relativă a mușchilor abdominali sau cu paralizia flancului de o parte și conservarea mușchilor șoldului de aceeași parte.

Recomandarea bastonului sau cârjelor este legată însă și de capacitatea funcțională a membrelor superioare. Bastoane se recomandă numai bolnavilor care au o musculatură suficient de puternică (în special flexorii degetelor, tricepsul brahial și adductorii brațului). Cârjele canadiene se pot recomanda bolnavilor cu deficiențe mai mari, cu condiția ca tricepsul brahial și adductorii brațelor să fie sănătoși. Cârjele cu sprijin axilar se recomandă celor care au deficiențe și mai mari ale membrelor superioare, dar își mențin totuși un grad oarecare de mișcare la flexorii degetelor și la adductorii brațului.

Modificările mersului în afecțiunile genunchiului. Mersul devine caracteristic în multe din afecțiunile genunchiului. Astfel, în osteoartrita tuberculoasă, bolnavul se ferește să execute o presiune mai accentuată asupra membrului bolnav și de aceea izbește mai puternic cu cel sănătos, producând un zgomot inegal prin lovirea solului (semnul geambașului, Marjolin).

Examenul mersului se face nu numai pe teren plat, ci și la urcatul și coborâtul scărilor; cu această ocazie se observă o accentuare a tulburărilor de dinamică a genunchiului, care prezintă laxități capsuloligamentare sau redori.

Mersul poate fi posibil cu un cvadriiceps parțial sau chiar total paralizat, în acest din urmă caz, înaintarea făcându-se cu psoasul sau cu tensorul fasciei lata. Când membrul inferior interesat devine membru de sprijin, stabilitatea genunchiului se obține prin proiecția centrului de greutate înaintea axului transversal al genunchiului și prin acțiunea fesierilor, care blochează coapsa față de bazin, și a tricepsului sural, care blochează gamba față de picior. În acest fel, genunchiul nu se flectează, deoarece atât coapsa, cât și gamba, sunt blocate.

Teoretic, în *genu flexum* paralytic, mersul și statica ar trebui să fie imposibile. Totuși, cu o flexie chiar de 20—25°, unii bolnavi pot să urce scările, deoarece diformitatea este însoțită de obicei de un șold strâmb în flexie, iar bolnavul își apleacă mult înainte trunchiul, ceea ce face ca proiecția centrului de greutate al corpului să cadă totuși înaintea axului de flexie a genunchiului.

Genunchiul balant paralytic se stabilizează prin intrarea în poziție de recurbat și punerea în tensiune a ligamentelor posterioare. Bolnavul „salută” la fiecare pas, înclinându-se spre membrul bolnav. Uneori, pentru a căpăta o și mai mare stabilitate, își împinge genunchiul înapoi, fixându-și mâna pe extremitatea inferioară a coapsei.

Adesea, bolnavii rotează genunchiul în afară cu 90° , pentru a-și oferi o stabilitate și mai mare; în acest mod ligamentul lateral devine anterior și cel colateral devine posterior.

Mersul unui bolnav cu genunchi balant este caracteristic: în primul timp al pasului, membrul este aruncat înainte printr-un mecanism care diferă în funcție de întinderea leziunilor; în momentul sprijinului pe sol, bolnavul blochează genunchiul, fie printr-o contractură a marelui fesier, fie fixând piciorul în echin, astfel ca pârghia formată de picior și de gamba solidarizată să oblige extremitatea superioară a tibiei să se deplaseze înapoia proiecției centrului de greutate. În momentul când membrul se pregătește să pășească înainte, pentru a înlocui intervenția cvadricepsului paralizat, bolnavul duce repede gamba sănătoasă înainte, sprijinindu-se pe ea și anticipând flexia genunchiului bolnav. De aceea, pasul membrului deficitar este mult mai scurt și mersul este sacadat. Pe teren înclinat înșă, când bolnavul este obligat să se aplece înapoi, proiecția centrului de greutate se mută înapoia centrului genunchiului, blocajul nu se mai face și bolnavul cade, pierzându-și echilibrul.

Dacă în timpul mersului bolnavul se sprijină cu genunchiul ușor flectat, iar atunci când vrea să extindă genunchiul acuză durere și simte un „clic” pe fața externă a genunchiului, trebuie să se gândească asupra posibilității unei luxații recidivante tibioperoniere superioare, luxație care survine în timpul mersului numai în perioada de sprijin, după ce s-a depășit momentul verticalei și se reduce apoi spontan. Mecanismul ei de producere — explicat de noi — este legat de acțiunea lanțurilor musculare. Înainte de momentul verticalei, ischiogambierii și bicepsul crural, în special, se află în tensiune maximă, ceea ce menține extensia genunchiului care suportă greutatea întregului corp. Pe de altă parte, mușchii peronieri se află și ei în tensiune, deoarece, ca antagoniști ai tibialului anterior, trebuie să contracareze rularea piciorului pe sol. Atât ischiogambierii, cât și peronierii fiind contractați, capul peroneului este menținut în poziție normală (fig. 4.9 a). După ce depășește momentul verticalei, sub influența gravitației, genunchiul se flectează sub controlul contracției izometrice a cvadricepsului. Bicepsul crural își scade intensitatea de contracție, în schimb mușchii peronieri, care-și iau punct fix de inserție periferic spre baza de susținere, se contractă puternic și luxează anterolateral capul peroneului (fig. 4.9 b). În ultima fază a sprijinului, bicepsul crural intră din nou în contracție puternică, pentru a participa la realizarea extensiei genunchiului și capul peroneului este readus în poziția lui normală (fig. 4.9 c).

Se amintește că în aceste cazuri se constată, la examenul uzual al genunchiului, mobilizarea facilă a capului peroneului fie prin apăsarea cu policele, genunchiul fiind flectat (semnul Al. Tudor), fie prin folosirea manevrei Appley, pentru leziunile de menisc extern, manevră echivalentă cu semnul Rădulescu pentru luxația traumatică tibioperonieră superioară. Recunoașterea sindromului de luxație recidivantă tibioperonieră superioară este deosebit de importantă, în cadrul diagnosticului diferențial al leziunilor de menisc extern.

Modificările mersului în afecțiunile gleznei și piciorului. Boala Kohler II își demască existența în timpul mersului, deoarece îi obligă pe copiii să calce pe marginea externă a labei și să ferească încărcarea bolții interne. Copiii cu picior plat rahitic ajung să meargă cu picioarele înăuntru, deși ele sunt deviate în plat-valg. Piciorul plat al adolescenților și adulților, de obicei dureros din cauza artrozelor articulațiilor

intertarsiene, determină un mers caracteristic, cu vârful picioarelor depărtate, formând un unghi deschis, cu sprijin accentuat pe călcâie și cu lărgirea bazei de susținere. Membrile inferioare par oarecum rigide și fiecare pas este făcut cu greutate și evident dureros.

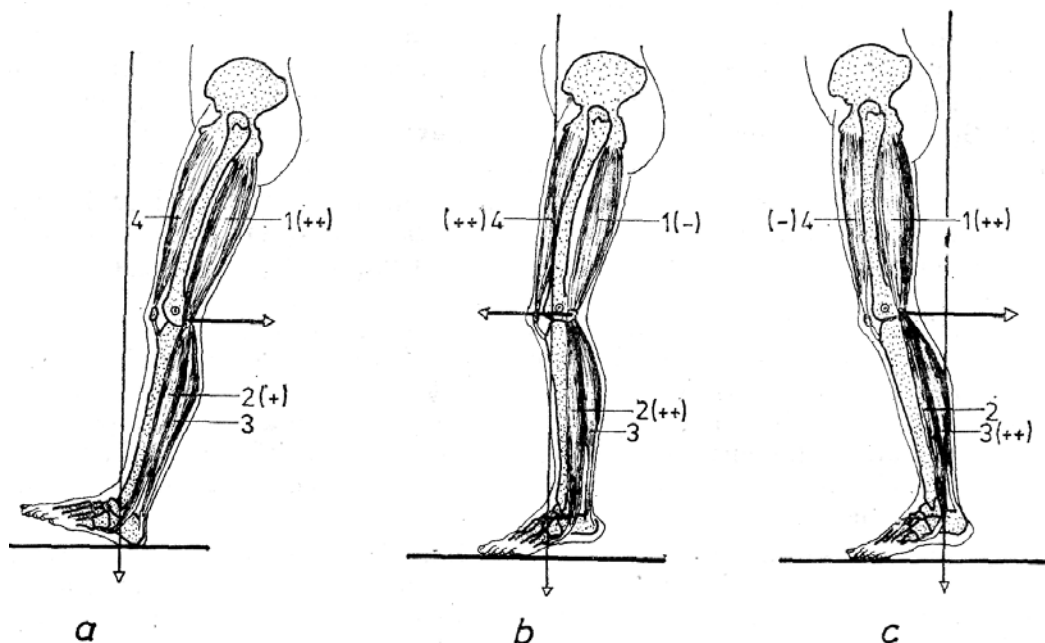


Figura 4.9 — Rolul grupelor musculare în producerea luxației recidivante tibioperoniere superioare în timpul mersului. a — înainte de momentul verticalei; b — imediat după momentul verticalei; c — în ultima fază de propulsie; 1 — ischiogambierii; 2 — peronierii; 3 — tricepsul sural; 4 — cvadricepsul.

Mersul bolnavului cu picior echin paralytic este, de asemenea, caracteristic: în stepaj, contactul cu solul făcându-se prin antepicior, călcâiul se apropie de sol, dar de multe ori acest contact nu se face (Kozireev). Pentru ca piciorul în înaintare să nu atingă solul, este necesară o flexie mai mare a șoldului și a genunchiului, dar și o mișcare de adducție și rotație a membrului inferior, care este alungit. Genunchiul se flectează la 80° în loc de 60° cât este normal. La începutul perioadei de sprijin, traiectoria genunchiului coboară în scară, pentru a permite călcâiului să atingă solul. După această coborâre urmează imediat o ridicare, datorită reacției tricepsului sural normal sau a corzii întinse ca un resort a tendonului lui Ahile, când mușchiul este retractat. Mersul este caracteristic, săltat.

Mersul cu piciorul echin paralytic variază cu gradul echinismului. În formele ușoare, tulburările sunt minime. În echinismul între 10° și 20° , mersul continuă să fie aproape normal, călcâiul atingând solul; de obicei, această formă atrage și un *genu-recurvatum*. În echinismul peste 30° flexie plantară, în care excesul de lungime duce de obicei la *genu-flexum*, bolnavul ajunge să meargă, așa cum s-a descris anterior.

Paralizia totală a mușchilor unui picior reduce sprijinul la un punct, iar paralizia ambelor picioare reduce poligonul de susținere la o linie, ceea ce face ca echilibrul să nu mai fie posibil.

La bolnavii cu picior *talus-valgus* poliomieltic, talusul se accentuează la maximum în sprijin. După ce călcâiul atinge solul, antepiciorul ia și el contact imediat din cauza paraliziei gambierilor și piciorul fuge în valg. Călcâiul rămâne în contact cu solul mai mult decât normal și se așază în direcție verticală, prelungind tibia și dând bolnavului un mers caracteristic, de pilon. Piciorul înaintează la mică distanță de sol și traiectoria gleznei nu mai urcă la începutul perioadei de înaintare, așa cum se întâmplă în mersul normal. Kinemograma arată doar o mică urcare, urmată de un platou înainte de pregătirea pentru sprijin, apoi piciorul coboară cu ușurință și călcâiul ia contact cu solul. Genunchiul rămâne aproape permanent extins și traiectoria lui, de forma unui arc, se datorează pivotării pe călcâi.

În redorile dureroase ale gleznei, piciorul intră în ușor echinism. Pentru a evita mișcările de flexie dorsală și flexie plantară ale piciorului, bolnavul își rotează piciorul lateral. Pasul se lungește, deși impulsul propulsor al tricepsului sural nu mai este utilizat. Ridicarea piciorului de pe sol nu mai începe cu călcâiul, ci se face global, odată cu toată planta; de asemenea, contactul cu solul se reia tot cu toată planta. Piciorul fiind rotat lateral și sistemul cardanic tibioastragal-calcaneu răsucit la 90°, articulația astragalocalcaneană cu axul dispus acum frontal încearcă să preia rolul tibiotarsienei dureroase. În perioada de sprijin unilateral, pentru a se menține proiecția centrului principal de greutate al corpului în cadrul noului poligon de sustentație, corpul se înclină de partea de sprijin.

În anchilozele tibioastragaliene postinflamatorii sau create chirurgical, articulația tibioastragaliână nu mai este dureroasă, dar dispariția mobilității ei determină o proiectare și o înclinare înainte a corpului și apariția așa numitului „salut”. Amplitudinea „salutului” este determinată pe de o parte de gradul de echinism, iar pe de altă parte de lungimea pasului; el se produce la începutul perioadei de dublu sprijin și se prelungește în perioada de sprijin unilateral, în momentul părăsirii solului, „salutul” este maxim. Membrul inferior devine oscilant și flectează mult genunchiul pentru a se preveni atingerea solului cu pulpele degetelor. La reluarea contactului cu solul, gamba se înclină mult posterior, oblicitate care obligă la repetarea „salutului”.

De aceea, anchiloza de gleznă în echinism poate să atragă o distensie progresivă a capsulei articulare posterioare a genunchiului și până la urmă instalarea unui *genu-recurvatum* de compensare. *Genu-recurvatum* va fi cu atât mai accentuat cu cât echinismul este mai accentuat.

În anchiloza de gleznă cu piciorul în *talus*, contactul cu solul a întregii plante obligă gamba la o înclinare înainte și la o flexie a genunchiului. Oricare ar fi situația, în anchiloza de gleznă nedureroasă, compensarea nu se rezolvă în articulația astragalocalcaneană, ca în redorile dureroase ale gleznei, ci se rezolvă la nivelul genunchiului.

Poziția funcțională ideală în cazul indicației unei anchiloze de gleznă în scop terapeutic rămâne și în funcție de înălțimea tocului preferat de bolnavi. Pentru bărbați, un echinism de 10—15° este suficient. Pentru femei, echinismul în care se va fixa glezna urmează să fie stabilit preoperator, de comun acord.

Examenul încălțăminte. Aproape toate afecțiunile membrelor inferioare obligă încălțăminte deficientului la solicitări deosebite. Din această cauză, la sfârșitul examenului clinic se recomandă și examinarea încălțăminte bolnavului, ale cărei

deformări pot să dea informații prețioase asupra condițiilor în care merge bolnavul. Astfel, la copiii cu picioare plate, ghetuțele capătă formă de corăbii, cu talpa bombată în exterior, iar la adulți, pantofii se deformează înăuntru, la locul unde proemină capul estragalului, iar tocul se uzează rapid spre interior și vârful se ridică.

La bolnavii cu picior *varus* se uzează mai repede marginea externă a tocului și tălpii pantofului, iar la bolnavii cu picior *talus*, marginea posterioară a tocului. Pentru un ochi experimentat, numai examenul încălțămintei este suficient pentru a se preciza diagnosticul de diformitate.

Examenul atent al încălțămintei rămâne obligatoriu și pentru verificarea condițiilor tehnice de executare a acesteia conform necesităților de mișcare ale deficiențelor locomotorii și indicațiilor medicale prescrise.

Mersul la amputați. Eficiența mersului cu proteză depinde, în primul rând, de nivelul amputației, lungimea și condiția bontului, forța musculară și mobilitatea articulațiilor supraiacente. În al doilea rând, depinde de calitățile și posibilitățile de adaptare ale membrului artificial. În al treilea rând, depinde de starea mintală a amputatului, îndemânarea lui și calitatea programelor de recuperare funcțională efectuate.

Lipsa membrului inferior de la treimea mijlocie a gambei atrage tulburări minime de mers, deoarece mușchii coapsei pot să acționeze asupra treimii superioare a gambei și deci a protezei. Un picior artificial bine confecționat poate să rezolve satisfăcător și necesitățile funcționale ale acestei ultime părți.

Lipsa membrului inferior de la coapsă atrage un mers care se poate asemana, până la un punct, cu mersul unui bolnav cu paralizie de cvadriceps. Eficacitatea mersului depinde de stabilitatea și de controlul genunchiului artificial. Invalidul fiind purtător al unei proteze cu manșon de coapsă cu pânză și sprijin pe ischion, fesierul mare se contractă, extinzând coapsa și în același timp manșonul protezei, genunchiul artificial intrând în ușor recurbat. Pentru aceasta axul transversal al genunchiului artificial este plasat mai în spate, sau se apelează la diferite tipuri de articulații policentrice. Lipsa acțiunii mușchilor gambei este suplinită prin orientarea și menținerea elastică a piciorului artificial în ușoară flexie plantară.

Calitățile și posibilitățile de adaptare ale membrului artificial (așa cum remarcă, pe bună dreptate, Thomas Atha) depind, în primul rând, de lungimea protezei și de plasarea axelor mecanice ale articulațiilor mecanice și numai în mod secundar de materialele folosite și de complexitatea diverselor mecanisme, auxiliare.

Lungimea protezei trebuie să fie egală cu lungimea membrului sănătos. Excepție de la această regulă fac numai bonturile scurte de coapsă și cazurile în care mușchii flexori ai coapsei sunt insuficienți (bătrâni, debili, recuperare incompletă etc). În aceste cazuri proteza va fi mai scurtă cu 1—2,5 cm și se impune și o chingă de suspensie umerală.

După ce s-a controlat lungimea protezei, vor fi controlate și amplasările axelor ei mecanice. În plan frontal axele mecanice ale protezei coincid cu centrele șoldului, genunchiului și gleznei. Cum centrul șoldului corespunde unei axe centrale acetabulare, articulația artificială a șoldului trebuie să fie plasată înaintea marelui trohanter. Axul transversal al genunchiului artificial este plasat frontal, ca la genunchiul normal, dar mai în spate decât la acesta. Axul de flexie-extensie al gleznei fiind orientat tot dinainte-

înapoi și dinăuntru în afară se suprapune pe axul șoldului artificial. Cum piciorul artificial nu permite mișcări de *varus* și de *valgus*, el poate fi comparat din acest punct de vedere, cu un picior care a suferit o artrodeză subastragaliană. Axul articulațiilor degetelor piciorului artificial, corespunzător axului articulațiilor metatarsofalangiene, este și el oblic posteroextern.

Deoarece studiul mersului invalizilor cu proteze ridică probleme atât medicale, cât și tehnice și recuperatorii este corect ca el să fie făcut de chirurgul ortopedist, împreună cu un tehnician protezist și cu un recuperator.

4.2. Biomecanica mișcării de săritură

Isaac Newton a descoperit trei legi de mișcare prin care este captată esența mișcării corpurilor, incluzând și corpul uman. Una dintre ele, cea de-a treia spune că acțiunea și reacțiunea sunt egale dar de semne contrare. Dacă membrele superioare ale corpului uman sunt ridicate, forța musculară necesară realizării acestei mișcări este egală dar de semn contrar cu reacțiunea de împingere a corpului uman, ce ia naștere la contactul tălpii cu solul.

Dacă această mișcare este realizată pe un cântar, atunci se poate observa cum greutatea indicată scade sau crește. Motivul realizării acestei variații este acela că instrumentul de măsură a greutății reprezintă un traductor de forță care măsoară reacțiunea în timpul contactului cu solul. Pe baza acestui aspect, în antichitate, grecii știau despre efectul ridicării și coborârii membrelor superioare, fapt pentru care ei utilizau bucăți de piatră, așa zisele haltere, cu care aceștia realizau exerciții fizice în vederea creșterii forței musculare. De asemenea odată ce luaseră la cunoștință despre acest efect, aceștia au profitat de el, aplicându-l și la alte exerciții fizice care solicitau membrele inferioare obținând astfel alergări mai rapide și sărituri mai lungi.

Punctul cheie al săriturii corpului uman constă în modificarea accelerației acestuia, de fapt corpul uman poate ridica membrele superioare cu valori de accelerare diverse în vederea satisfacerii mișcării de săritură.

Mișcarea de săritură este posibilă în practică prin pierderea contactului cu solul ridicând membrele superioare cu o anumită accelerație (figura 4.10).

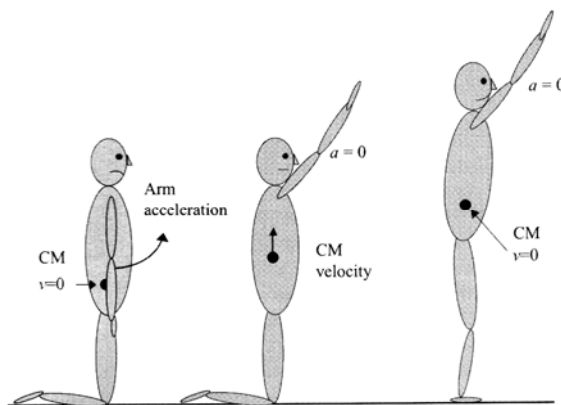


Figura 4.10. Mișcarea de săritură realizată numai prin utilizarea membrelor superioare

Această strategie necesită păstrarea întregului corp uman ca un rigid în timpul accelerării și decelerării riguroase ale membrelor superioare în vederea realizării elanului.

De fapt acest fenomen este interpretabil în figura 4.10, atunci când corpul uman trebuie să se ridice în poziție bipedă din poziția ce solicită flexia genunchilor. Prin utilizarea membrelor superioare în vederea schimbării poziției, aceasta constituie o strategie, deoarece masa membrelor superioare este relativ mică în comparație cu masa corpului uman. Dar pornind de la relația că $F = m \cdot a$, forța dezvoltată la nivelul umerilor poate fi amplificată numai dacă membrele superioare sunt ridicate cu o accelerație mărită. Astfel dacă accelerația acestora nu ar fi suficient de mare, atunci musculatura umerilor nu poate contribui la dezvoltarea efectului necesar ridicării în poziție bipedă.

Forța necesară deplasării centrului de greutate a corpului uman în momentul schimbării poziției (din cea cu genunchii flexați la poziția bipedă), este dată de relația:

$$\int_{i=1}^{i=n} F_{CM} \cdot ds_{CM} = \sum_{i=1}^{i=n} \int F_i \cdot ds_i \quad (1)$$

unde:

F_{CM} – reprezintă forța necesară deplasării centrului de greutate al corpului uman.

ds_{CM} – reprezintă derivata deplasării centrului de greutate al corpului uman pe verticală în timpul săriturii.

F_i – reprezintă forța dezvoltată de „i” mușchi ai membrului superior.

Odată ce mușchii contribuie la generarea unui moment pe o articulație, ecuația (1), mai poate fi scrisă:

$$Efectul\ muscular = \sum \left(\int_{i=1}^{i=n} M_i \cdot d\theta_i \right) \quad (2)$$

unde:

M_i – reprezintă momentul dezvoltat la nivelul unui mușchi sau grupe musculare.

θ_i – reprezintă deplasare unghiulară a brațului asupra căruia acționează momentul M_i .

Relațiile (1) și (2) sunt echivalente de îndată ce sunt exprimate în aceleași unități de măsură $kg \cdot m^2 / s^2$.

Practic efectul muscular reprezintă acel efect care adaugă energie cinetică și potențială în timpul unei deplasări de translație sau rotație asupra sistemului. Nu toți mușchii corpului uman posedă capacitatea de a contribui la dezvoltarea acestui efect. Cei mai importanți care contribuie la realizarea acestui efect sunt aceia care permit o deplasare semnificativă a elementelor corpului uman de dimensiuni mari (ex: membrele superioare sau inferioare).

În acest context, considerând utilizarea indirectă a membrelor ce nu se află în contact direct cu solul ce contribuie la realizarea mișcării de săritură, în timpul acestui proces este necesară deplasarea centrului de greutate al fiecărui membru pe o distanță cât mai mare, acest aspect conducând și la deplasarea centrului de greutate al corpului uman.

Pe baza creării acestui proces, se desprinde contribuția majoră a membrelor superioare, fapt pentru care acest lucru poate fi simulat cu ajutorul calculatorului pe un

model virtual simplificat al corpului uman în vederea studiului dinamic al mișcării acestora.

Modelul virtual este creat din două segmente rigide:

- primul este format din membrele inferioare, trunchi și cap;
- al doilea este format din cele două membre superioare, așa cum se poate observa în figura 4.11.

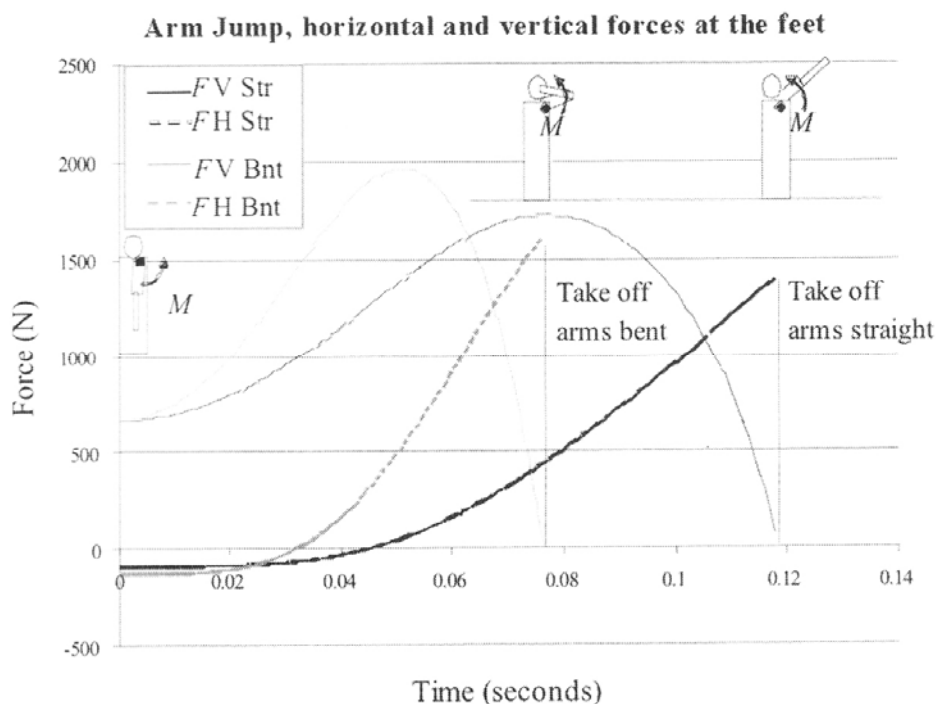


Figura 4.11. Contribuția membrelor superioare în vederea generării forțelor pentru realizarea săriturii

Cel de-al doilea segment permite realizarea mișcării de rotație echivalente articulației de la nivelul umărului, această mișcare fiind generată pe baza unui moment M considerat constant.

Modelul virtual se află în poziție inițială bipedă, staționar, și membrele superioare coborâte pe lângă corp. În acest context au fost utilizate două versiuni de modele virtuale, unul cu membrele superioare considerate rigide, iar celălalt cu membrele superioare ce permit flexia de la nivelul articulației cotului.

Efectul muscular a fost creat prin intermediul mușchilor flexori de la nivelul umărului, iar membrele inferioare au fost considerate în contact cu solul.

Prin simularea săriturii, modelul virtual a fost studiat începând de la pierderea contactului cu solul al membrelor inferioare, cele superioare ce erau întinse, au fost flexate producându-se energii cinetice de valori 527,5 J în primul caz și în al doilea 515,3J. Fiecare valoare a acestei energii cinetice a fost distribuită în scopul măririi energiei potențiale pentru deplasarea centrului de greutate al sistemului.

Simularea a fost utilizată în vederea studierii procesului de săritură obținându-se astfel două variante:

- prima variantă, cu membrele superioare rigide;
- a doua variantă cu posibilitatea flexării acestora de la nivelul articulației cotului;

Prin balansarea membrilor superioare, în cazul primei variante, este generată o forță ce acționează pe direcție verticală mai mare decât forța generată prin greutatea modelului virtual al corpului uman pentru o perioadă de timp mult mai mare decât în cazul celei de-a doua variante.

Zona aflată sub curba forței ce acționează pe verticală, variabilă în timp, pentru fiecare variantă, reprezintă impulsul mecanic $\int Fdt$, ce este responsabil de schimbările pe direcție verticală ale momentului sistemului virtual.

Așa cum se observă și pe diagramă, variația acestor forțe este diferită pentru ambele variante, fapt pentru care desprinderea modelului virtual prin pierderea contactului dintre sol și membre inferioare, se realizează la diferite viteze ale centrului de greutate al modelelor virtuale.

Profilele acestor viteze descompuse pe direcție verticală v_V , respectiv orizontală v_H sunt expuse în figura 4.12.

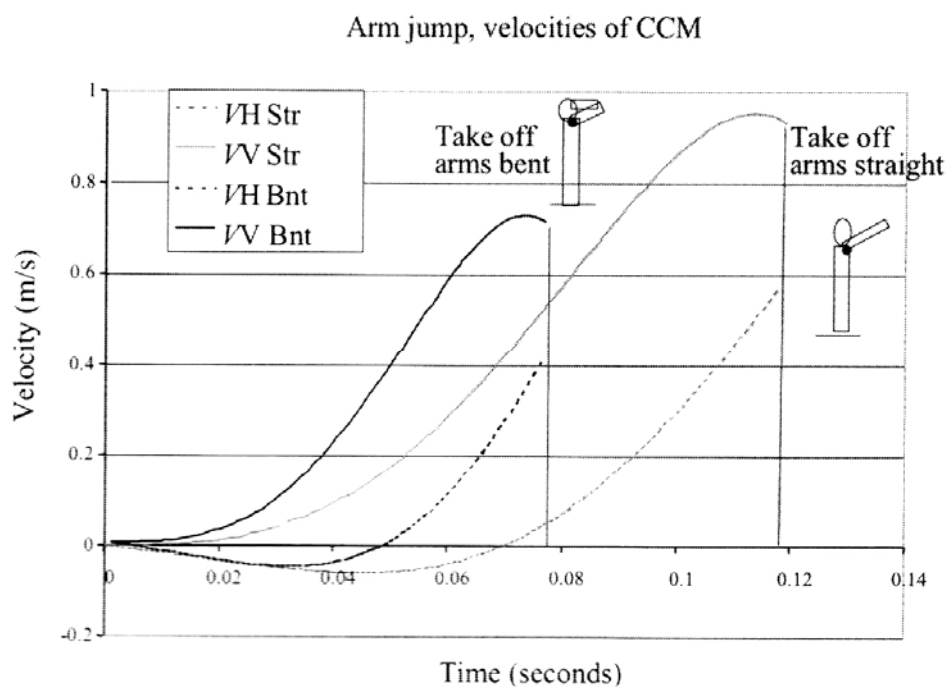


Figura 4.12. Diagrama de variație a profilelor vitezelor în timpul săriturii.

Concluzia moajoră desprinsă în urma studierii acestei variații este aceea că, componenta vitezei pe direcție verticală pentru varianta cu membrele superioare considerate rigide este mai mare decât cea din varianta cu posibilitatea flexării acestora de la nivelul articulației cotului v_{VBnt} .

Motivul este acela că variația componentei forței pe verticală are valori constante atunci când membrele inferioare intră în contact cu solul, deoarece forța gravitațională

amplifică efectul coborârii modelului pe sol, reducând viteza centrului de greutate pe verticală.

Practic alina aceste curbe ale componentelor forțelor pe verticală pentru cele două variante este identică, numai că viteza este diferită.

De asemenea pe această diagramă sunt reprezentate și cele două componente orizontale care au aceeași alinire, dar valori diferite. Motivul fiind acela că atunci când segmentul brațului se ridică, centrul de greutate al acestuia posedă o componentă orizontală a mișcării suplimentară față de cea verticală.

La începutul balansării brațului ia naștere o reacțiune ce încearcă să rotească restul corpului în sens invers sensului de rotație orar. Componenta forței pe orizontală este atunci negativă, ceea ce explică faptul că forțele de frecare ce apar între tălpile membrilor inferioare este suficient de mare pentru a împiedica alunecarea acestora spre înainte, producându-se astfel mișcarea de săritură.

Această simulare este considerată ca fiind mai mult o săritură generată numai cu ajutorul membrilor superioare, dar aceasta reprezintă unele dintre segmentele care contribuie la realizarea majoră a elanului. De asemenea dacă s-ar realiza o simulare a săriturii prin care să se ia în considerare toate articulațiile corpului uman, atunci deplasarea centrului de greutate al acestuia ar fi una combinată atât pe direcție verticală cât și pe orizontală.

Atleții utilizează diferite moduri de realizare a unei sărituri așa cum se poate observa și în figura 4.13.

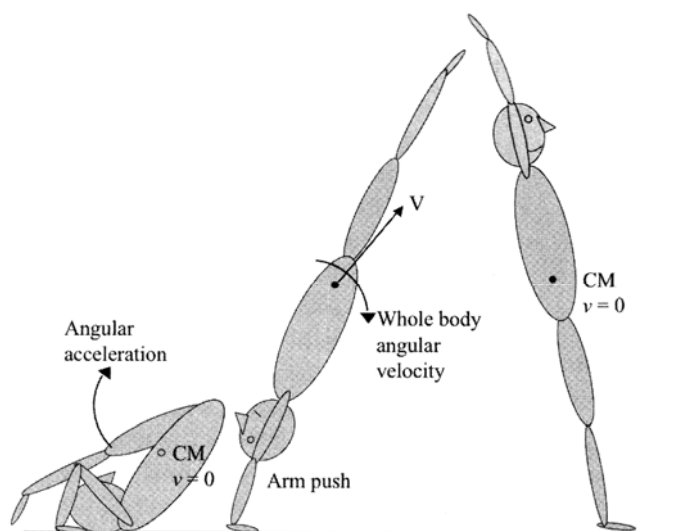


Figura 4.13. Realizarea mișcării de săritură de către atleți

În acest caz, sunt necesare grupe musculare suficient de puternic dezvoltate la nivelul trunchiului și pelvisului capabile să genereze accelerații ridicate ale centrului de greutate al corpului, amplificate și de grupele musculare masive ale membrilor inferioare. Forțele și reacțiunile ce i-au naștere în timpul procesului de săritură între la nivelul umerilor și în cazul contactului cu solul, au valori foarte mari, viteza în momentul

pierderii contactului cu solul a centrului de greutate, este ridicată, aceasta reprezentând motivul prin care atletii încheie săritura în poziție bipedă.

Un punct de interes este acela al vitezei unghiulare ale corpului uman, care în figura 4.13, aceasta este generată odată cu viteza liniară a centrului de greutate.

Accelerațiile membrelor inferioare posedă două componente ale vitezei, una liniară și cealaltă unghiulară. Componenta liniară amplifică viteza centrului de greutate în momentul pierderii contactului cu solul în vederea ridicării corpului uman în aer. Componenta unghiulară generează o viteză unghiulară asupra membrelor inferioare, necesară desprinderii acestora de pe sol. Atunci când membrele inferioare sunt corelate perfect în vederea realizării mișcării de săritură, întreg corpul obține o viteză unghiulară necesară realizării acesteia.

Uneori este dificil de apreciat ce efect este generat asupra corpului uman, prin generarea vitezelor membrelor superioare, iar momentul necesar realizării săriturii poate avea diferite valori fiind influențat de parametrii dimensionali ai corpului uman, de timpul de reacție, etc., acesta nefiind întotdeauna constant.

Teoretic acesta poate fi considerat ca fiind dat de relațiile:

$$\begin{aligned} \text{Momentul} &= m_{\text{picioare}} \times v_{\text{picioare}} = m_{\text{întregului corp}} \times v_{\text{întregului corp}} \\ v_{\text{întregului corp}} &= v_{\text{picioare}} \times [m_{\text{picioare}} / m_{\text{întregului corp}}] \end{aligned} \quad (3)$$

Dacă valoarea numerică a raportului din parantezele drepte este mai mică decât 1, viteza întregului corp va fi mai mică decât viteza membrelor inferioare. Aceeași ecuație ar fi valabilă și în contextul exemplului din figura 7.1, ceea ce arată că oprirea din mișcare a brațelor față de restul corpului uman, contribuie la scăderea vitezei unghiulare a întregului corp uman.

Ori de câte ori, vectorul forței verticale trece prin centrul de greutate, are loc o translație pură a întregului corp. Dacă acest vector nu trece prin acest centru, ia naștere o accelerație unghiulară α , a întregului corp ce îl înclină față de acest vector așa cum se observă în figura 4.14.

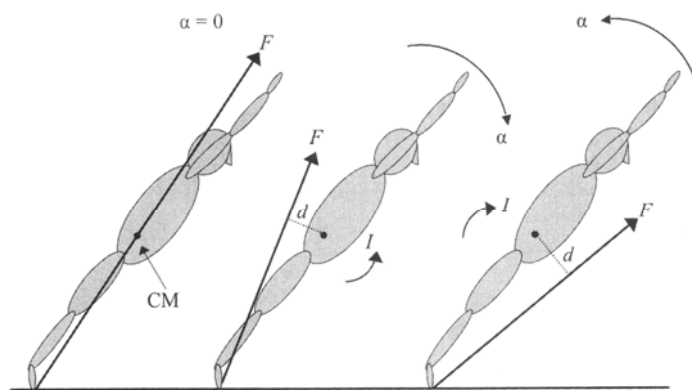


Figura 4.14. Mișcarea segmentală determină direcția vectorului forță generat la contactul tălpii cu solul și efectul acestuia asupra poziției centrului de greutate

În figura 4.14, I – reprezintă momentul de inerție generat de segmentele corpului uman, acesta fiind rotațional, echivalent cu masa întregului corp, iar d reprezintă perpendiculara pe vectorul forței dusă din centrul de greutate al corpului uman.

Accelerația gravitațională este neglijată în acest caz, în vederea simplificării modelului, dar pentru realizarea unei analize mecanice complete și corecte, aceasta trebuie să fie luată în considerare.

4.3. Biomecanica mișcării de balans și a menținerii echilibrului

În cazul în care se consideră corpul uman ce urmează să pășească pe o suprafață îngustă, (figura 4.15), atunci obținerea echilibrului corpului uman se face prin dezvoltarea unor momente unghiulare la nivelul articulației umărului, în vederea menținerii acestuia în poziție bipedă pe tot parcursul deplasării suprafeței înguste.



Figura. 4.15. Aspectul menținerii echilibrului corpului uman

Creșterea momentului unghiular nu poate fi contracarată dacă corpul uman menține o configurație fixă a elementelor componente din structura acestuia, așa cum este prezentat în figura 4.16.

Singura cale prin care corpul uman își poate menține poziția de echilibru împotriva căderii acestuia, este aceea realizată prin transferul momentului unghiular asupra anumitor segmente ale acestuia. După cum se știe, corpul uman este împărțit în segmente, iar rigidizarea acestora poate fi echivalată, pentru menținerea echilibrului, cu un cilindru și un disc, această echivalare depinzând de arhitectura mișcărilor realizate de aceste segmente în timpul menținerii echilibrului (figura 4.17).

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

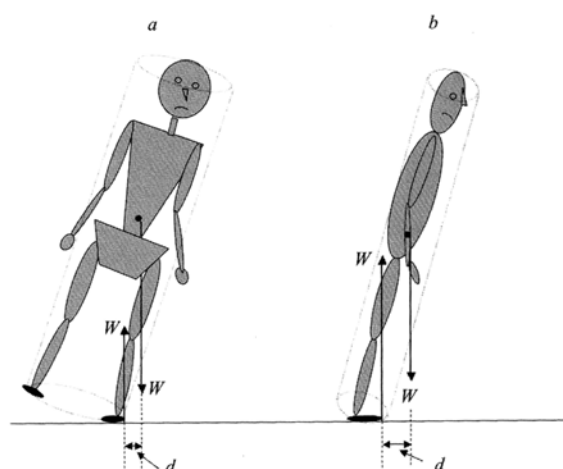


Figura 4.16. Interpretarea menținerii echilibrului în vederea păstrării poziției bipede a corpului uman

Astfel, discul este descris de mișcarea de rotație a membrilor superioare în jurul axei de simetrie a centrului articulației umărului.

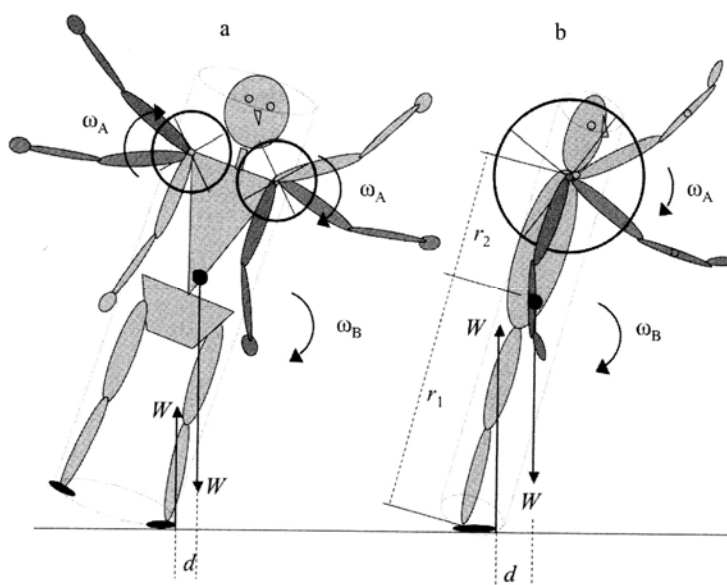


Figura 4.17. Echivalarea corpului uman cu modele geometrice rezultate în baza mișcării de menținere a echilibrului

În figura 4.17, este prezentat conceptul simplificat al corpului uman, în timpul menținerii echilibrului. În cele două poziții a și b, corpul uman se rotește în jurul axei verticale cu o viteză unghiulară notată cu ω_B . Brațele se rotesc cu o viteză unghiulară ω_A , aceasta fiind considerată că acționează în plan frontal, având sensul de orientare echivalent cu sensul orar.

În poziția b, este realizată aceeași mișcare a brațelor, dar aceasta nu poate fi considerată circulară datorită restricțiilor impuse de articulația umărului. Momentul unghiular total instantaneu notat cu AM, a sistemului cilindru – disc, față de planul pe care corpul uman pășește, este dat de relația:

$$AM = [I_B + m_B \cdot r_1^2 + m_A(r_1 + r_2)^2] \cdot \omega_B + I_A \cdot \omega_A$$

unde:

I_B – reprezintă momentul de inerție pentru corpul uman considerat fără membrele superioare;

I_A – reprezintă momentul de inerție al membrilor superioare;

m_B – reprezintă masa corpului uman considerat fără membrele superioare;

m_A – reprezintă masa membrilor superioare;

r_1, r_2 – reprezintă cotele în funcție de care este identificată poziția centrului de greutate.

Dacă viteza unghiulară a membrilor superioare crește treptat, până ce momentul unghiular dezvoltat la nivelul articulației umărului va fi egal cu momentul unghiular total instantaneu, atunci momentul unghiular dezvoltat la baza corpului uman va fi egal cu 0.

În cazul în care se dezvoltă un moment unghiular la nivelul brațelor, atunci momentele unghiulare ale elementelor din structura corpului uman sunt egale cu 0, iar corpul uman rămâne în poziție bipedă staționară.

Un exemplu al acestui aspect este redat în figura 4.18, unde brațele sunt utilizate în vederea trecerii corpului uman din poziția a în poziția b.

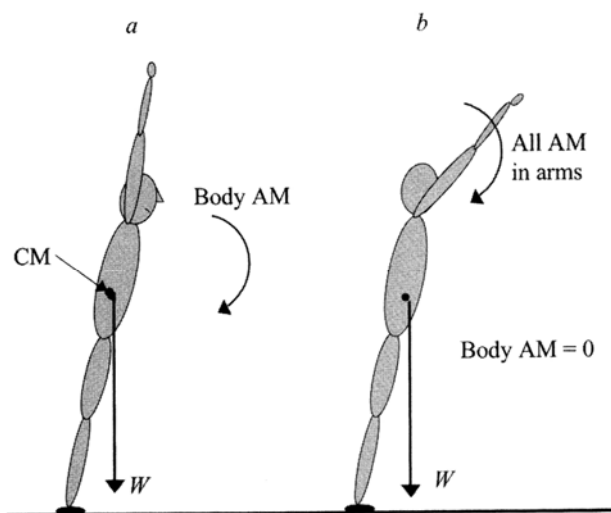


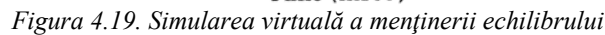
Figura 4.18. Transferul momentelor unghiulare dezvoltate la nivelul articulațiilor corpului uman la membrele superioare

De asemenea trebuie considerată și forțele musculare dezvoltate de mușchii ce contribuie la rotirea brațelor, care prin aceste forțe are loc creșterea energiei cinetice generate de brațe.

În figura 4.19, este prezentată o simulare virtuală a echilibrului corpului uman prin considerarea acestuia ca fiind format din două segmente.

Segmentul inferior echivalează membrele inferioare, acestea fiind considerate elemente rigide.

Dacă asupra articulației șoldului se aplică un moment de 250 Nm, cele două segmente s-ar dezintegra dacă nu ar fi legate prin articulația șoldului, fapt pentru care la nivelul acestei articulații viteza unghiulară a celor două segmente se mărește proporțional cu momentul aplicat.



151

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

Dacă momentul aplicat ar avea o valoare negativă, sensul de acționare fiind invers, atunci centrul de greutate al modelului virtual s-ar situa înaintea centrului articular al gleznei.

Dacă acest moment ar alterna de la o valoare negativă la una pozitivă, atunci modelul virtual se menține în timp în echilibru.

V. Biomecanica membrului superior. Mișcări complexe dezvoltate la nivelul articulațiilor

Pentru studiul posibilităților de mișcare, a gradelor de libertate date de articulația umerală, este insuficientă studierea mișcărilor ca entități separate: flexie, extensie, abducție, adducție, rotație internă, rotație externă. Insuficiența este dată de interdependența acestor mișcări. Astfel, anumite mișcări sunt posibile cu amplitudine limitată într-o poziție prestabilită a încheieturii mâinii sau a articulației centurii scapulare (articulația sternoclaviculară sau articulația acromioclaviculară). Amplitudinea poate fi mărită odată cu libertatea de mișcare a articulațiilor mai sus menționate. Dependența mișcărilor este rezultatul acțiunii mușchilor în mod diferit, și în procente variabile în funcție de poziția membrului superior la un moment dat și al transferului de sarcină de la un mușchi la altul în evoluția mișcărilor.

De aici rezultă necesitatea studiului mișcărilor independente și mai ales a mișcărilor complexe generate de complexul umărului împreună cu articulațiile influente (figura 5.1).

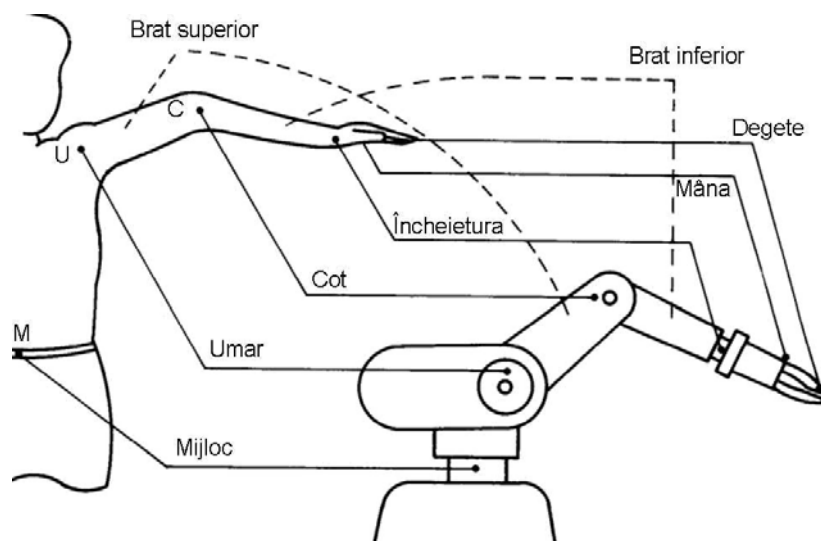


Figura 5.1. Aspect al echivalării membrului superior uman cu cel al unui robot industrial

5.1. Mișcarea în plan frontal

Când brațul și antebrațul sunt în poziție anatomică normală, suprafața antecubitală orientată anterior, membrul superior mătură o suprafață circulară în plan frontal. Punctul periferic al extremității trasează un domeniu de acțiune figura 5.2.

În poziția 1 umărul este în rotație neutră și extremitatea poate fi ridicată în jumătatea exterioară a cercului, din poziția 2 în poziția 3. Cotul nu contribuie la

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

explorarea funcțională pe acest sector al arcului de mișcare. Dacă încheietura mâinii este inițial menținută în rotație neutră, mâna mătură un spațiu $E3$ și degetele explorează interiorul acestui spațiu în domeniul $E4$. Din poziția 3, umărul se rotește în exterior și ridicarea completă se realizează în poziția 4. În acest al doilea arc de cerc, prin flexia cotului antebrațul explorează spațiul în domeniul $E2$.

Măturarea jumătății interioare a cercului coronal este acum posibilă din poziția 4 și 5 prin rotația interioară a umărului. Acțiunea cotului dispare (considerând acest plan). Din poziția 5 la 6 umărul se rotește în exterior și capacitatea funcțională a cotului re apare în timp ce, cu rotația externă ulterioară de la 6 la 1 capacitatea funcțională a cotului dispare din nou. Când umărul este menținut în rotație neutră mișcarea membrului superior este limitată, figura 5.3, și nu este posibilă nici o mișcare a cotului în acest plan. Menținerea membrului superior în rotație exterioară completă permite explorarea cu ușurință a jumătății exterioare a cercului frontal în timp ce mișcările în jumătatea interioară sunt limitate.

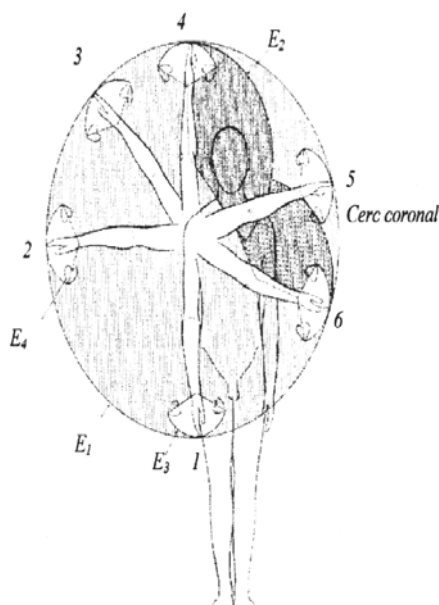


Figura 5.2. Mișcarea în plan frontal, începând cu poziția neutră a membrului superior, poziția 1. Este posibil să se exploreze spațiul din pozițiile 1-2 fără o rotație exterioară asociată. Nu este posibilă acțiunea cotului. Membrul este mai departe ridicat din pozițiile 3-4 prin asocierea rotației exterioare. Coborârea din pozițiile 4-5 extremitatea se rotește înapoi pentru a ajunge în poziție neutră.

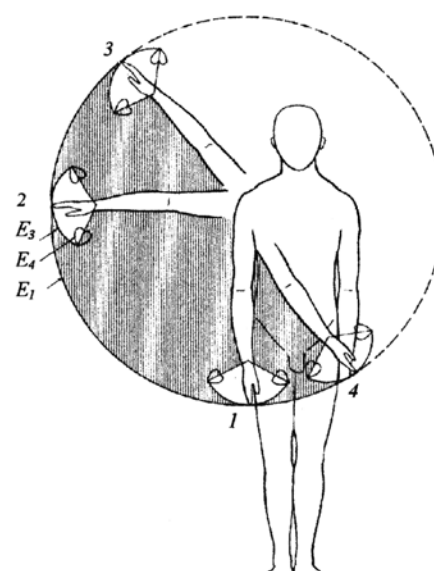


Figura 5.3. Mișcarea în plan frontal cu membrul superior în rotație neutră. În acest plan nu este prezentă acțiunea cotului

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

Așezarea membrului superior în rotație internă completă limitează semnificativ câmpul de mișcare (figura 5.4). Acțiunea cotului este posibilă pe tot intervalul dintre pozițiile 1 la 2.

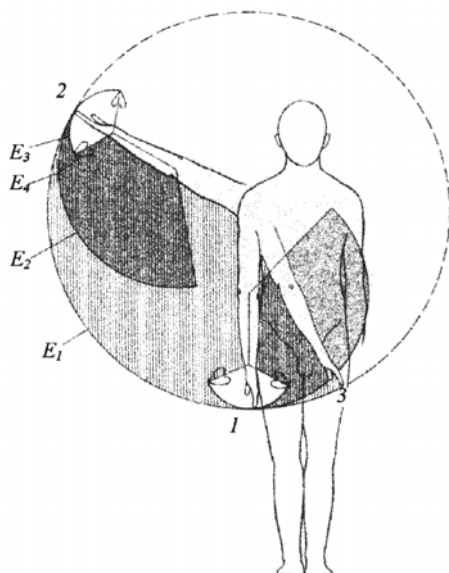


Figura 5.4. Mișcarea în plan frontal cu membrul superior în rotație internă completă. Câmpul de mișcare e1 este limitat, dar mișcarea cotului este posibilă în explorarea spațiului E2. Încheietura mâinii și degetele sunt funcționale continuu.

Planul coronal este de asemenea explorat posterior în spațiul jumătății interioare, figura 5.5. Cu o poziție de rotație interioară la umăr, membrul trasează un arc mic de deplasare, suficient pentru ca mâna, încheietura mâinii și cotul să măture o suprafață corespunzătoare suprafeței fesiere și până la regiunea opusă scapulară. Din poziția 3 domeniul de acțiune al cotului baleează zona posterioară a capului, gâtului și umărului.

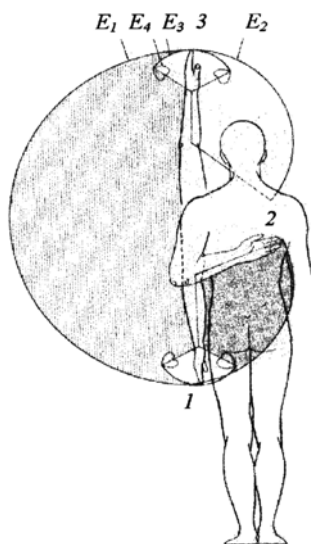


Figura 5.5. Mișcarea în plan frontal posterior corpului. Suprafața fesieră, spatele inferior și mijlocul sunt atinse când membrul superior rotit intern, ajunge în poziția 1, combinată cu câmpul de mișcare a cotului, poziția 2. Zona părții posterioare a gâtului și umerii este atinsă prin rotirea exterioară, poziția 3, combinată cu câmpul de mișcare al cotului.

În timpul ridicării membrului superior în planul frontal, mișcarea este determinată de articulația scapulohumerală și rotația scapulotoracică în sus. Articulațiile

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse acromioclaviculară și sternoclaviculară au o participare sincronizată (figura 5.6). Rotația exterioară însoțește elevația (ridicarea) pentru a realiza o mișcare lentă.

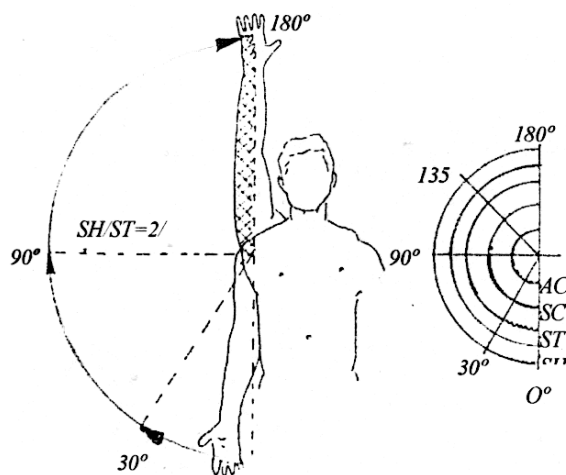


Figura 5.6. Ridicarea membrului superior de la 0° la 180°.

De la 0°-30° mișcarea este mai mult scapulo-humerală. Mișcarea scapulo-toracică este variabilă. De la 30°-180° există o relație între mișcarea scapulo-toracică, scapulo-humerală cu proporția $SH/ST=2/1=100\%/50\%$. Mișcarea sternoclaviculară sub formă de ridicare claviculară de 40° apare pe durata a 90° inițiale. Începând de aici apare rotația claviculară pe axa lungă de 40°-50° și apoi de la 135°-180°.

La o elevație de 90° este necesară o rotație exterioară pentru a elibera o tuberozitate mai mare din procesul acromial și a se oferi o suprafață humerală mai mare glenoidului opus, figura 5.7.

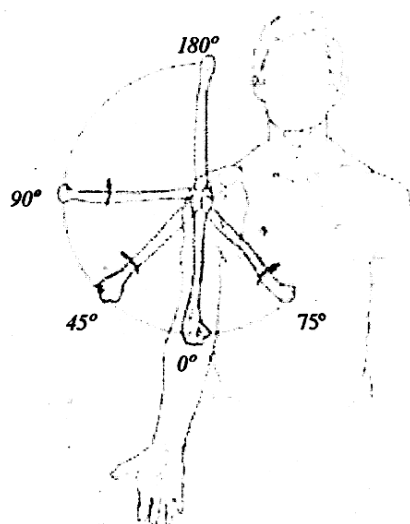


Figura 5.7. Elevația naturală a membrului superior în planfrontal implică 90° de rotație externă. Elevația în segmentul interior și inferior al cercului implică rotație internă.

De la 0°-30° de elevație, figura 5.6 – mișcarea apare la articulația scapulo-humerală și mișcarea scapulară este variabilă. Aceasta este fază de stabilire a mișcării scapulare.

În arcul de mișcare rămas, de 50° mișcarea articulației scapulohumerale SH și mișcarea de rotație în sus scapulotoracică ST participă în proporție:

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse
SH/ST = 2/1 = 100°/50° măsurată în plan frontal.

Contribuția totală a articulației scapulohumerale este de 130°. Clavicula nu rămâne nemișcată. În cele 90° de mișcare, clavicula este ridicată în zona articulației sternoclaviculare cu aproximativ 40°, iar cea de-a doua jumătate a arcului de mișcare, clavicula se rotește în jurul propriei axe longitudinale cu 40°-50°.

O mișcare combinată acromioclaviculară de 20° apare pe durata fazelor inițiale și faza finală de elevație. Unitățile motoare pentru elevația scapulohumerală sunt segmentul mijlociu al mușchiului deltoid și componentele mușchiului rotator: mușchii supraspinatus, infraspinatus, teres minor și subscapularis, figura 5.8.

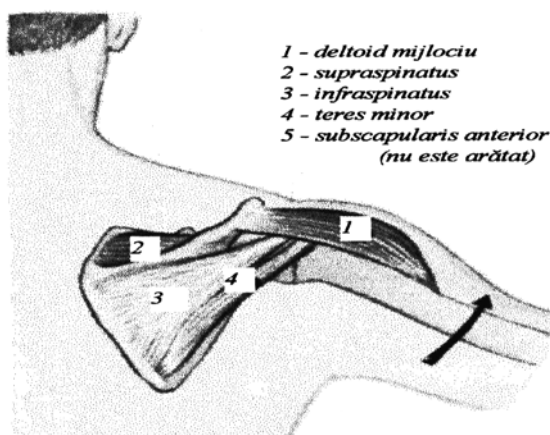


Figura 5.8. Unitățile motoare pentru elevația scapulohumerală

Mușchiul deltoid acționează ca o componentă superioară a vectorului unui cuplu de forță în timp ce mușchiul rotator stabilizează capul humeral și acționează ca vector inferior al cuplului de forță. Studiul electromiografic al acestor mușchi, figura 5.9, indică faptul că:

- Potențialul de acțiune al deltoidului crește constant cu elevația, atinge maxim de 110° și menține nivelul de activitate al platoului cu un vârf final la o elevație completă.
- Mușchiul supraspinatus atinge de asemenea un vârf de semnal la 110° și în jurul acestei valori curba semnalului are aspect de sinusoidă.
- Mușchiul subscapularis atinge maximum de activitate la 100° menține nivelul atins curba luând un aspect de platou până la 130°, valoare după care își diminuează imediat acțiunea.
- Mușchiul teres minor atinge maximum de activitate la 120° menținând la un nivel înalt de activitate – dar inconstant.
- Mușchiul infraspinatus își mărește constant activitatea din poziția inițială în aceea de elevație completă.

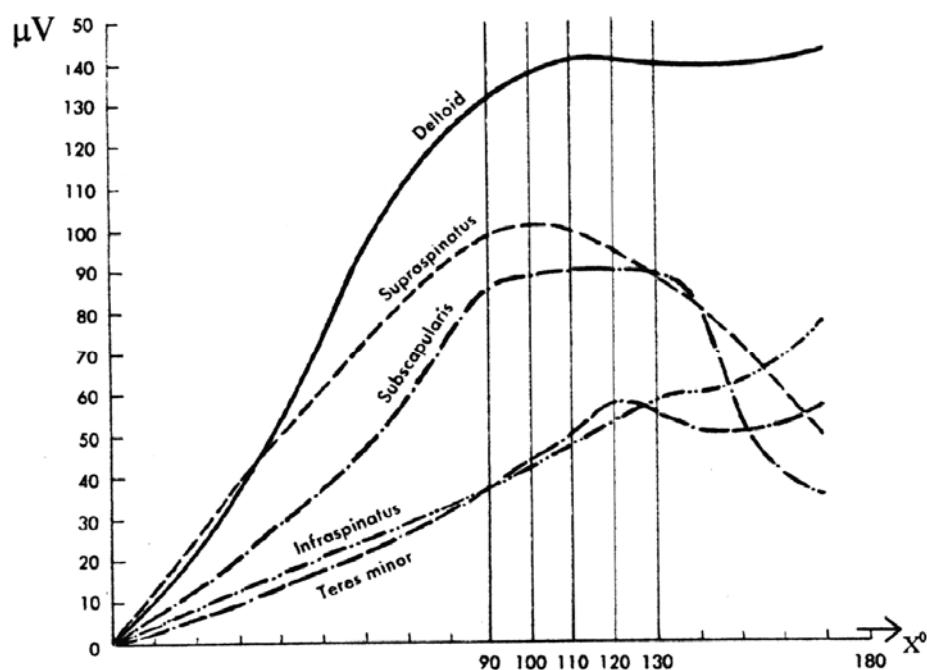


Figura 5.9. Activitatea electromiografică a mușchilor elevatori de la articulația scapulohumerală în plan frontal (x° - grade de ridicare a mâinii)

5.2. Mișcarea în plan sagital

Din poziția neutră de rotație, membrul superior se mișcă în plan sagital măturând suprafața dintre pozițiile 1-3, figura 5.10. Cotul, încheietura mâinii și mâna sunt capabile să funcționeze în acest plan prin domeniile lor de acțiune E2, E3, E4.

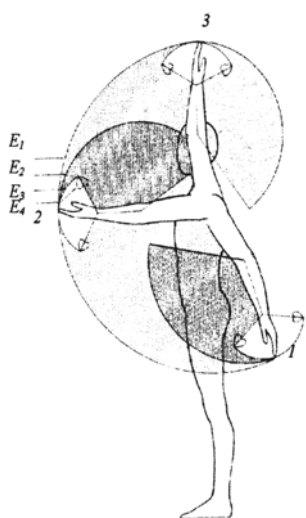


Figura 5.10. Ridicarea în plan sagital. Explorarea spațiului de la poziția 1 la 3 este posibilă în poziția de rotație neutră a umărului. Acțiunea cotului E2 este prezentată în plan. În poziția 3 segmentul posterior al spațiului este atins prin acțiunea cotului.

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

În poziția 3 acțiunea cotului se extinde mai departe posterior, mâna atingând poziția posterioară a umărului. Deplasarea mai departe în jumătatea posterioară a câmpului este posibilă prin rotația internă a umărului urmată de rotația exterioară treptată pentru a ajunge în poziția inițială neutră, figura 5.11. Elevația membrului superior sau flexia din poziția 1 la 3 este determinată de segmentul anterior al mușchiului deltoid, bicepsul coracobrachialis și capul clavicular al mușchilor pectoralis major, figura 5.12. Rotator cuff este de asemenea activă în stabilizarea capului humeral. Mecanismul scapulo-toracic participa la mișcare prin rotația scapulară în sus în procent de $SH/ST = 2/1$.

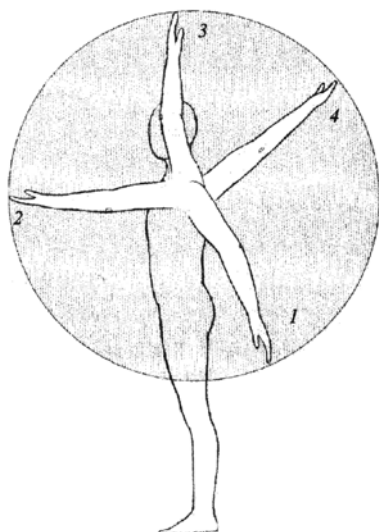
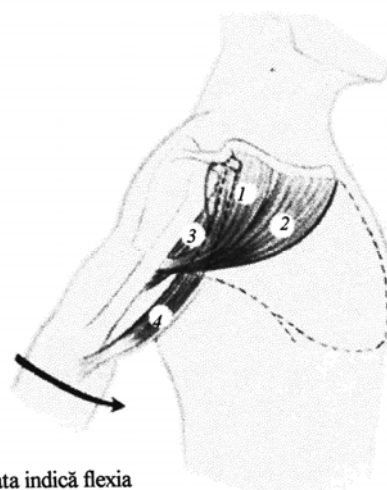


Figura 5.11. Mișcarea în plan sagital. Deplasarea mai departe în jumătatea câmpului posterior, 3-4, este posibilă prin rotația internă a umărului, urmată de o rotație exterioară treptată pentru a ajunge în poziția neutră.



Săgeata indică flexia

Figura 5.12. Mușchii flexori ai articulației scapulohumerale:

- 1 – segment anterior al mușchiului deltoid
- 2 – segment clavicular al mușchiului pectoralis major
- 3 – coracobrachialis

5. 3. Mișcarea în plan orizontal

Când extremitatea superioară este ridicată la 90° în planul frontal, punctul distal al membrului baleează planul orizontal, trasând un arc de 165°, figura 5.13. Mușchii flexori și extensori ai articulației scapulohumerale controlează mișcarea.

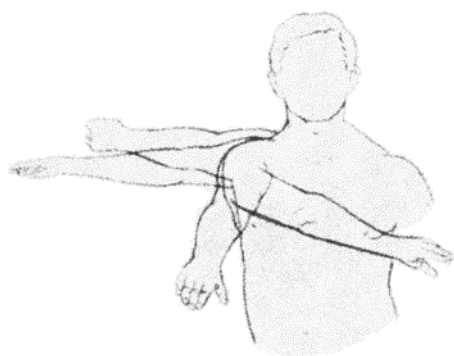
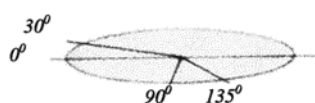


Figura 5.13. Mișcarea în plan orizontal; flexie de 135° și extensie de 30° .



5. 4. Capacitatea de rotație a complexului umărului

Când extremitatea superioară este menținută în poziție neutră de rotație la umăr și cotul este flexat la 90° , punctul distal periferic trasează un arc de rotație interioară de 80° și un arc de rotație exterioară de 60° . Cu umărul ridicat la 90° în plan frontal, această capacitate de rotație se schimbă la 90° de rotație exterioară și 70° de rotație interioară (figura 5.14).

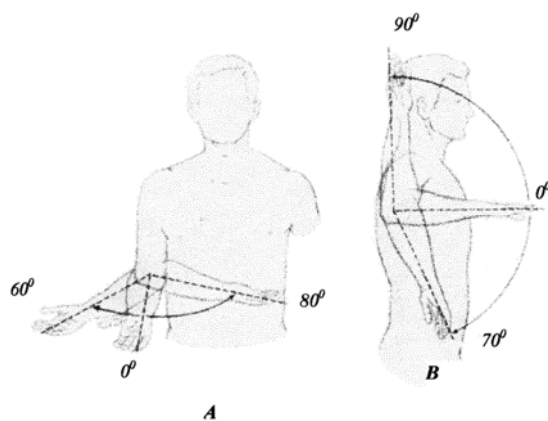


Figura 5.14. Rotația la articulația scapulohumerală:

A – rotație cu brațul în elevație neutră, rotație exterioară de 60° și rotație interioară de 80°

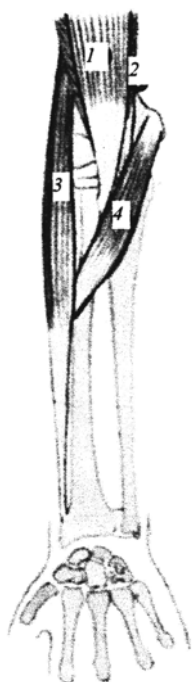
B – rotație cu brațul ridicat la 90° , rotație exterioară de 90° și rotație interioară de 70°

5.5. Cotul

Articulația cotului determină un arc de mișcare E_2 de 150° .

Orientarea planului de acțiune este mult influențată de poziția de rotație a articulației umărului. Când brațul este ridicat în plan frontal, de exemplu, domeniul de acțiune E_2 al cotului se află în acest plan, umărul este în rotație exterioară sau interioară. Principalii mușchi flexori ai cotului sunt brachialis și biceps.

Brachioradialis și pronator teres sunt mușchii flexori suplimentari (figura 5.15).



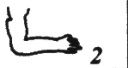
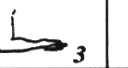
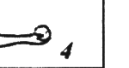
	 1	 2	 3	 4
Brachialis	++	++	++	+++
Biceps	+	+	- la ±	+++
Brachioradialis	+	++	+	++
Pronator teres	-	-	-	++

Figura 5.16. Flexia cotului

1 – flexie în supinație fără rezistență

2 – flexie în poziție neutră fără rezistență

3 – flexie în pronatie fără rezistență

4 – flexie în supinație cu rezistență

+++ activitate maximă

++ activitate medie

+ activitate mică

- fără activitate

Figura 5.15. Mușchii flexori ai cotului:

1 – flexor; mușchi flexor de rezervă

2 – brachialis; mușchi flexor principal

3 – brachioradialis; mușchi flexor suplimentar

4 – pronator teres; mușchi flexor suplimentar

Între mușchii flexori ai cotului există o interacțiune reciprocă complexă. Mușchiul brachialis este mușchiul flexor de baza, acesta acționând în orice poziție de rotație a antebrăului și la orice viteză și cu sau fără greutate aplicat antebrăului în flexie (figura 5.16).

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

Aceasta acționează, de asemenea în situația cotului flexat sau în timpul extensiei antebrăului, acționând ca un mușchi de antigravitație. Bicepsul este un mușchi flexor al antebrăului în supinație și activitatea sa este evidențiată de îndată ce se aplica o rezistență semnificativă antebrăului fixat în pronție. Bicepsul este minim activ ca mușchi de antigravitație sau în menținerea unei poziții statice flectate. Mușchiul brachioradialis este activ când antebrăul se flexează rapid în orice poziție de rotație. Acesta este un mușchi flexor de rezerva în timpul flexiei contra rezistenței în special în poziția neutră a brațului. Mușchiul pronator teres participă ca mușchi flexor, numai dacă pe durata flexiei întâlnește rezistență. Mușchiul extensor principal al cotului este tricepsul; el este ajutat de anconeus (figura 5.17).

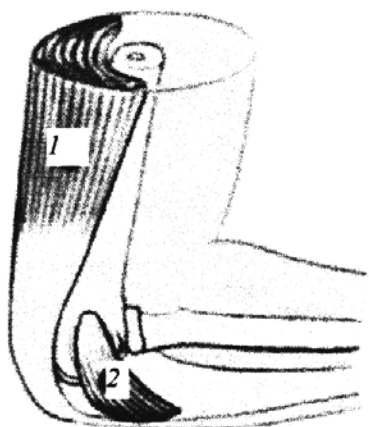


Figura 5.17. Mușchii extensori ai cotului:
1 – triceps
2 – anconeus

Mușchiul de baza activ în timpul extensiei este capul median al tricepsului. Fără să fie aplicată o greutate, capul lung nu este activ, în timp ce capul lateral are activitate minimă. Acești ultimi doi mușchi extensori de rezerva între în acțiune când se aplica o rezistență la mișcarea de extensie (figura 5.18).

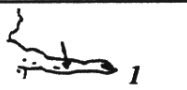
	 1	 2
Triceps capul medial	++	+++
Capul lateral	+	++
Capul alungit	-	++

Figura 5.18. Extensia cotului

1 – fără rezistență

2 – cu rezistență

+++ activitate maximă

++ activitate medie

+ activitate mică

- fără activitate

5. 6. Rotația antebrăului

Domeniul mediu ce ține cont de variațiile de la om la om, de realizare a mișcării de pronție-supinație a antebrăului cu cotul flexat la 90° , este de 173° măsurat la nivelul mâinii. Rotația corespunzătoare, măsurată la încheietura mâinii, este de 156° . Diferența de 17° indică participarea articulațiilor radiocarpene și midcarpiene. Când radiusul periferic și capul ulnei sunt aliniate în plan vertical, delimitând poziția neutră la nivelul încheieturii mâinii, mână este într-o poziție de supinație minimă de 11° . Intervalul mediu de pronție este de 69° variind de la 86° la 122° . Axa pronție-supinație variază ca poziție. Aceasta unește centrul capului radial cu terminația periferică a radiusului și ulnei (figura 5.19).

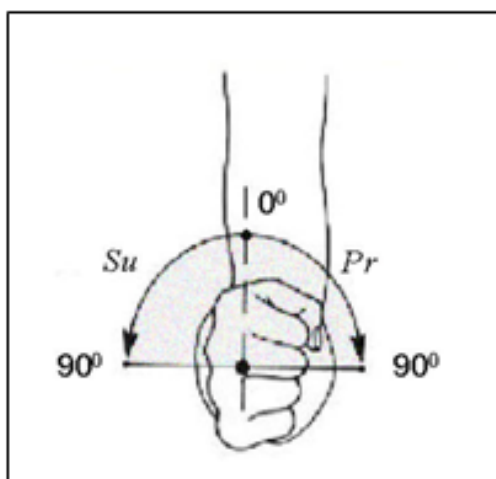


Figura 5.19. Rotația antebrăului

În rotația obișnuită axa trece prin mijlocul radiusului distal. De la supinație la pronție radial styloid trasează curba 1 și capul ulna trasează curba 2. De la supinație S, la neutru N, capul ulna este întins și deplasat lateral. De la neutru N, la pronție P, este flexat și în continuare deplasat lateral. Când axa de mișcare trece prin centrul capului ulnar cel din urmă rămâne nemișcat în timpul rotației, în timp ce radial styloidul trasează o curbă foarte mare³. Locul axei de rotație este determinat de punctul periferic de fixare

În mișcarea obișnuită axa trece prin radius periferic, ce este aliniat cu al treilea os metacarpian sau degetul lung (figura 5.20). Începând cu poziția de supinație, capul ulnei este extins și deplasat lateral în poziție neutră. În timpul pronției capul este flexat și mai departe deplasat lateral. Când mână rămâne pe limita sa ulnară de pe o suprafață și rotația este inițiată, mișcarea în jurul axei ce trece prin capul ulnei și degetul mic. Capul ulnei rămâne nemișcat. Mână face apoi o schimbare de poziție circumferențială. Procesul styloid al radiusului trasează un arc larg de mișcare (figura 5.20).

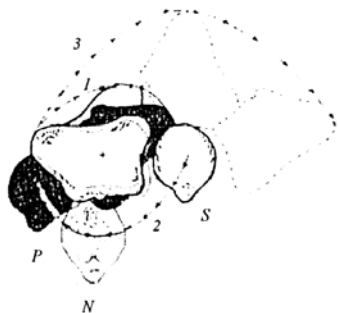


Figura 5.20. Rotația la articulația radioulnară distală.

Când mișcarea de rotație apare de-a lungul unei axe ce trece prin mijlocul degetului și aproape de procesul stiloid radial, capul ulnei trasează un arc de mișcare mult mai larg decât radiusul. Pentru a aprecia cu ușurință deplasarea axei de rotație în timpul mișcării de supinație sau pronatie a antebrăului, cotul se menține în flexie la 90° cu vârful unui deget extins aplicat pe un perete sau pe marginea unei mese. Cu alte cuvinte punctul periferic de fixație, prin deget, determina capătul axei sau al pronatiei-supinației. Când rotația apare de-a lungul axei oblice, cu trecere prin capul ulnei, styloidul radial trasează un arc corespunzător la baza conului. În timpul pronatiei complete, procesul styloid pare să fie mai puțin periferic comparativ cu capul ulnei. Membrana interosoasă ce unește radiusul și ulna se relaxează sau se întinde în timpul mișcării pronatiei-supinației. Distanța interosoasă măsurată în trei plane: periferic, mediu și aproximativ $1/3$ din antebră este cea mai mare în poziția neutră și cea mai mică în timpul pronatiei complete (**figura 5.21**).

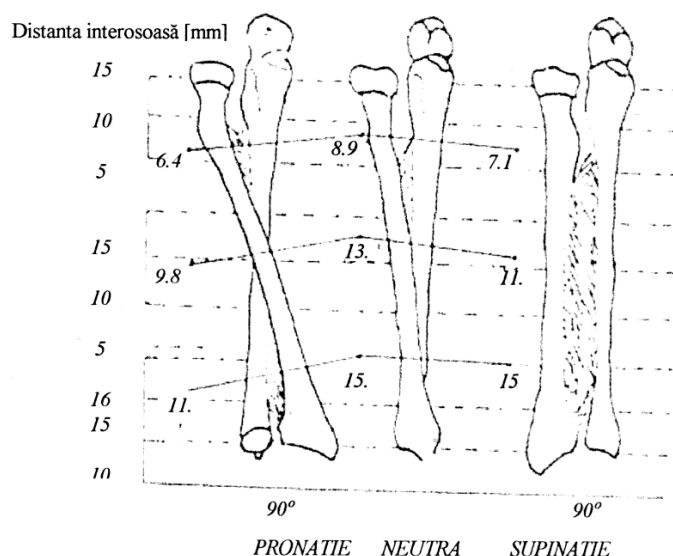


Figura 5.21. Distanța interosoasă în pozițiile pronatie, neutră și supinație. Distanța este maximă în poziția neutră și minimă în pronatie

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

Tensiunea în membrană este minimă în timpul pronației complete. în timpul unei căderi pe o mână în pronație membrana interosoasă întinsă nu este un element principal de transmitere a presiunii spre cot prin ulna. Când se aplica o greutate antebrăului, din direcție distroproximală, radiusul transmite direct spre humerus 57% din greutate și spre ulna 43%. Antebratul intra în pronație cu ajutorul mușchilor pronator quadratus și pronator teres (figura 5.22).

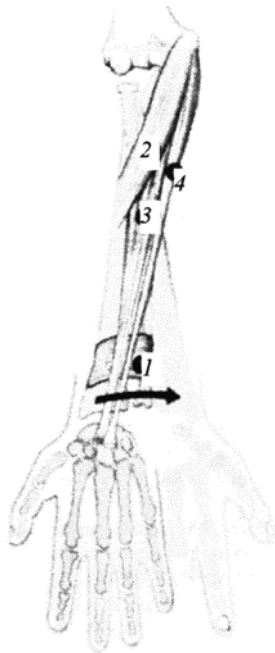


Figura 5.22. Mușchii pronatori ai antebrăului
 1 – pronator quadratus; mușchi pronator principal
 2 – pronator teres; mușchi pronator de rezervă
 3 – flexori carpi radialis; mușchi pronator suplimentar
 4 – palmaris longus; mușchi pronator suplimentar

Mușchiul pronator principal este pronator quadratus, acțiunea mușchiului fiind independentă de poziția cotului. Mușchiul pronator teres este un mușchi pronator de rezerva care își mărește acțiunea atunci când este necesară viteza sau când se aplica rezistența mișcării (figura 5.23).

	1	2	3
Pronator teres	+	+	+++
Pronator quadratus	++	++	+++

Figura 5.23. Pronația antebrăului

1 – cu cotul flexat fără rezistență

2 – cu cotul extins fără rezistență

3 – contra unei rezistențe

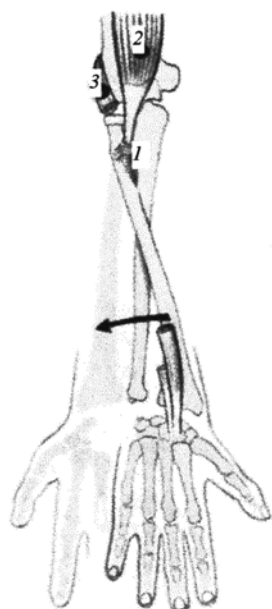
+++ activitate maximă

++ activitate medie

+ activitate mică

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

Mușchii flexor carpi radialis și palmaris longus sunt mușchi pronatori suplimentari. Antebrațul intra în supinație cu ajutorul mușchiului supinator (figurile 5.24, 5.25). Mușchii extensori carpi radialis și brevis sunt mușchi supinatori suplimentari.



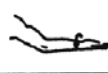
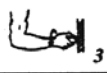
			
Supinator	++	++	+++
Biceps	+	±	+++

Figura 5.25. Supinația antebrațului

1 – cu cotul flexat fără rezistență

2 – cu cotul extins fără rezistență

3 – contra unei rezistențe

+++ activitate maximă

++ activitate medie

+ activitate mică

- fără activitate

Figura 5.24. Mușchii supinatori ai antebrațului

1 – supinator – supinator principal

2 – biceps – supinator de rezervă

3 – extensor carpi radialis longus și brevis – mușchi supinatori suplimentari

Săgeata indica supinația

5.7. Încheietura mâinii

Încheietura mâinii realizează un domeniu de activitate E_3 (figura 5.25) de tip sferoid care permite mâinii să se miște fără mișcarea degetelor. Ea se flexează, deviază lateral și are o participare minimă de pronăție-supinație. Încheietura mâinii trasează un arc de 121° de flexie-extensie cu minim 84° și maxim 169° . Arcul mediu de extensie este de 55° , variind de la 31° la 79° iar arcul mediu de flexie este de 66° variind de la 38° la 120° . Măsurătorile s-au efectuat pe un număr de 5 de persoane adulte. Articulațiile mid-carpene și radiocarpine participă la aceasta mișcare. Flexia și extensia sunt inițiate în articulația mid-carpiană și 37° la articulația radio-carpiană. Articulația mid-carpiană contribuie 33,5% din arcul de extensie, articulația radio-carpiană contribuie 66,5% (figura 5.26).

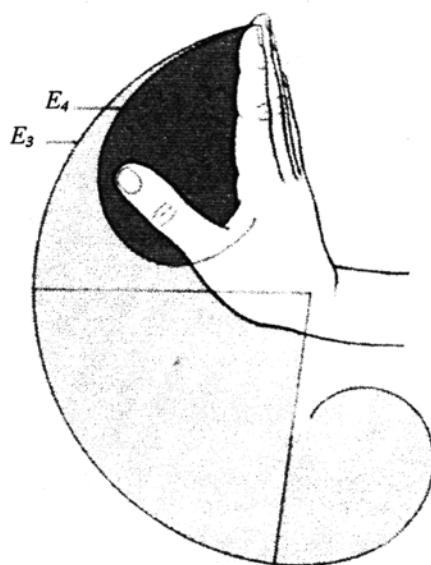


Figura 5.25. Mișcările realizate la nivelul încheieturii mâinii

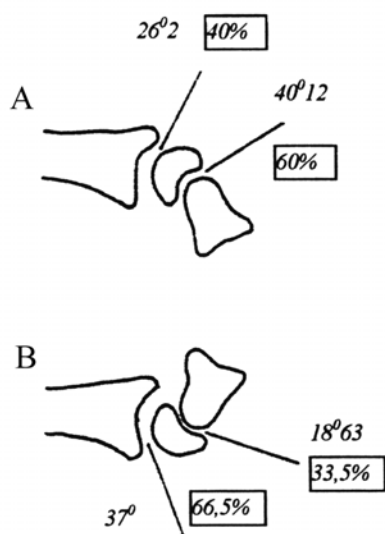


Figura 5.26. Participarea articulațiilor radiocarpice și midcarpiene în flexie-extensie:

- A – Flexia: 60% este midcarpiană
40% este radiocarpiană
- B – Extensia: 60% este midcarpiană
40% este radiocarpiană

Scafoïdului aparține din punct de vedere anatomic ambelor sin totuși din punct de vedere funcțional face parte din coloana distală în extensie și din coloana cea mai apropiată în flexie. Acest comportament al scafoïdului se corelează bine cu conceptul de carpien devenind un grup strâns în flexie. Rigiditatea masei carpiene favorizează fractura scafoïdului sau a terminației distale a radiusului la impact. Combinația între extensia încheieturii mâinii și pronația-supinația permite mâinii să exploreze jumătatea exterioară a cercului (figura 5.27). Încheietura mâinii flexate, când se rotește permite mâinii să exploreze jumătatea interioară a cercului (figura 5.28). Această din urmă mișcare se referă mai mult la activități legate de corpul nostru.

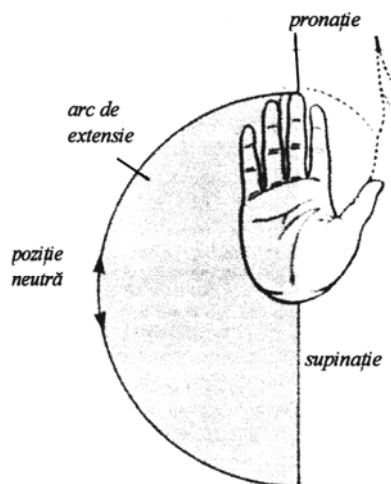


Figura 5.27. Înceietura mâinii extinsă, când este rotită, explorează jumătatea exterioară de cerc, care leagă baza sferoidei E_3 .

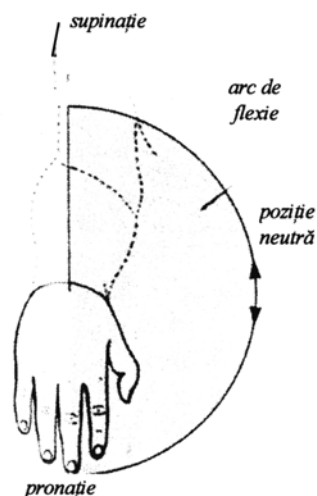


Figura 5.28. Înceietura mâinii flexată, când este rotită, explorează jumătatea de cerc, care este baza sferoidei E_3 .

Din punct de vedere funcțional mâna este folosită mai frecvent cu încheietura mâinii extinsă și deviată radial sau cu flexia combinată cu deviația ulnară. Încheietura mâinii este flexată prin flexor carpi-radialis, flexor carpi-ulnaris și palmaris-longus. Mușchii flexori ai degetului lung sunt mușchii flexori suplimentari ai încheieturii mâinii. Mușchii extensori și încheietura mâinii este în medie de 40° cu 30° în direcție ulnară și 15° în direcție radială. Coloanele proximală și distală ale corpului participă și se mișcă în direcție opusă. În timpul deviației ulnare coloana distală se rotește cu metacarpienele și coloana cea mai apropiată, inclusiv scafoidul. Raza de acțiune a deviației ulnare este mai mare când mână este în supinație. În timpul deviației radiale, scafoidul se rotește postero-anterior, polul proximal devine și polul distal împreună cu tuberozitatea sa devin anterioare. Forma de semilună urmărește scafoidul și se flexează. În deviația ulnară scafoidul se rotește înapoi expunându-și profilul complet.

Pronația apare când mână se întinde în direcție radială începând din poziția neutră de rotație. Supinația însoțește mișcarea de flexie cu deviația ulnară.

Această combinație de mișcare devine evidentă în timpul funcțiilor manipulative ale mâinii și când încheietura mâinii este implicată în realizarea unor acțiuni (cum ar fi: balansarea unui bat, bătutul cu ciocanul, aruncarea unditei la pescuit). Centrul de rotație în timpul deviației radio-ulnare se află în capul formei capitale (de cap). Mușchii deviatori radiali longus și brevis, mușchii extensori lungi ai degetului index și mușchiul flexor carpi radialis. Mușchii deviatori ulnari sunt extensori carpi ulnaris, flexor carpi ulnaris și mușchii extensori lungi ai degetelor mic, inelar și mijlociu.

Încheietura mâinii este o articulație de baza privind activitățile funcționale ale mâinii. Capacitatea de prindere/strângere este maximă când încheietura mâinii este în flexie maximă. Când încheietura mâinii este în extensie și degetele se strâng ușor (pumn), mușchii motori activi ai încheieturii mâinii în ordine descrescătoare ca participare sunt

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

extensor carpi radialis brevis, extensor carpi ulnaris și extensori carpi radialis longus. La o strângere mai puternică, toți cei trei mușchi extensori sunt maxim activi. Când degetele sunt încet întinse și încheietura mâinii este menținută în extensie, sunt activi mușchii extensori carpi ulnaris și flexori carpi ulnaris. Deschiderea puternică a degetelor pune în acțiune în ordine descrescătoare a activității următorii mușchi motori suplimentari: extensori carpi radialis brevis, palmaris longus, extensori carpi radialis longus și flexori carpi radialis.

5. 8. Biomecanica mișcării de manipulare a obiectelor

În timpul procesului de apucare a unui obiect, se desprind două cazuri:

- primul caz în care are loc o apucare cu vârfurile falangelor – apucare prin care contactul se realizează în puncte.
- al doilea caz în care are loc apucarea cu participarea tuturor falangelor – apucare ce realizează deplasarea obiectului prin puncte succesive de contact.

Cele două cazuri sunt evidențiate în figura 5.29, în care se consideră modelul simplificat al mâinii reprezentat prin falangele distale și proximale ale policelui, ce constituie un element, iar cel de-al doilea element fiind reprezentat de restul falangelor.

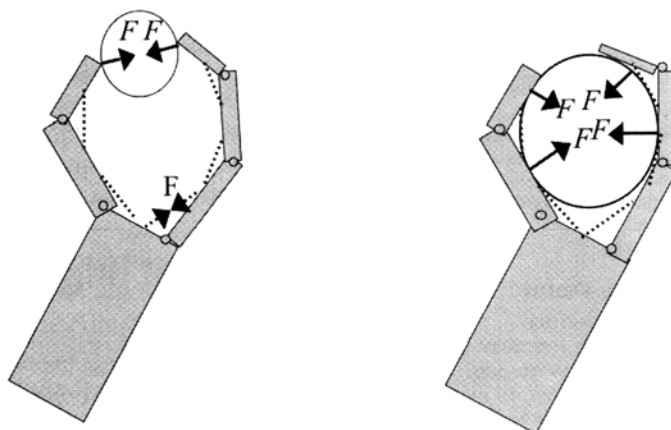


Figura 5.29. Cele două cazuri ale procesului de apucare a obiectelor

Pe modelul simplificat poate fi desprinsă ipoteza, în care, cu cât numărul articulațiilor luate în considerare pe modelul simplificat este mai mare, cu atât trebuie luate în considerare și grupele musculare aferente acestora, ce generează forțe active (F_{M1} , F_{M2} ,.....). Acestea, la rândul lor creează momente dezvoltate la nivelul fiecărei articulații ($F_{M1} \cdot d_1$, $F_{M2} \cdot d_2$,.....) așa cum este reprezentat în figura 5.30.

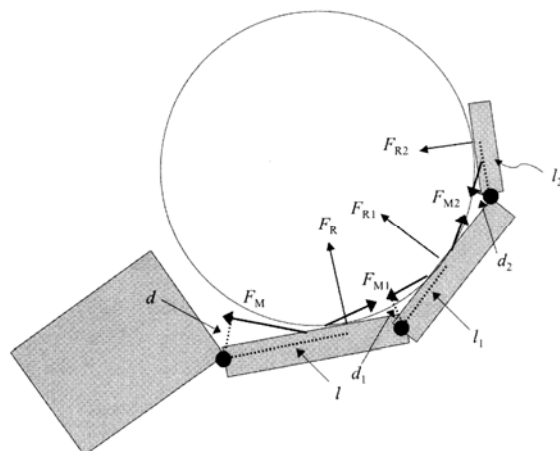


Figura 5.30. Momentele create de forța musculară F_M asupra obiectului ce urmează a fi apucat.

Pe baza figurii 5.30, în majoritatea articulațiilor distale, forța F_{M2} , produce un moment $F_{M2} \cdot d_2$, care acesta la rândul lui, este responsabil de generarea unui alt moment $F_{R2} \cdot l_2$.

Acest lucru se datorează faptului că forța F_{M1} , dă naștere la un moment $F_{M1} \cdot d_1$, căruia îi corespunde momentul $F_{R1} \cdot l_1$, plus o reacțiune generată de efectul de strângere aplicat obiectului. Acest efect este cauzat de forța F_{M2} .

Efectul de strângere dă naștere la forța de strângere, ce nu este reprezentată în figura 5.30, dar nu este neglijată.

Forța musculară F , generează de asemenea un moment și susține efectul de strângere la nivelul articulațiilor distale.

Această analiză este valabilă pentru ambele cazuri anterior menționate. În primul caz numai o singură forță este aplicată asupra obiectului în vederea prinderii acestuia.

În al doilea caz, în timpul apucării obiectului se produce o rotație în articulațiile falangelor, dar și freacarea prin deplasarea obiectului în vederea apucării lui.

Forța de frecare ia naștere prin alunecarea relativă a suprafeței obiectului cu suprafața țesutului extern al mâinii, așa cum este reprezentat în figura 5.31.

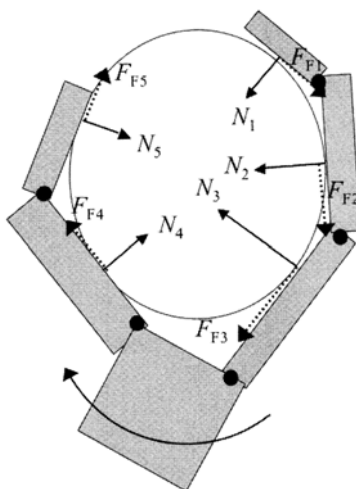


Figura 5.31. Forțele normale rezultate în urma apucării.

În acest caz forțele din falange devin forțe normale (N), corelate cu forțele de frecare F_F , acestea fiind tangente la suprafața obiectului de apucat.

Astfel se poate nota:

$$F_F = \mu \cdot N \quad (1)$$

unde:

μ – coeficientul de frecare ce ține seama de materialul din care este confecționat obiectul ce urmează a fi apucat și țesutul extern al mâinii.

Forța totală de frecare tinde să rotească obiectul apucat în sens orar:

$$\sum F_F = F_{F1} + F_{F2} + F_{F3} + F_{F4} + F_{F5} \quad (2)$$

Înlocuind (1) în (2) obținem:

$$\sum F_F = \mu \cdot N_1 + \mu \cdot N_2 + \mu \cdot N_3 + \mu \cdot N_4 + \mu \cdot N_5 \quad (3)$$

Așadar, ținând cont de faptul că aceste forțe sunt tangente la suprafața obiectului apucat, fiecare va contribui la realizarea momentului total de apucare aplicat asupra obiectului, de către mână.

În cazul în care fiecare din aceste forțe normale sunt reduse, forța totală de frecare va fi și aceasta redusă.

Biomecanica activității de apucare a obiectelor

Flexibilitatea membrului superior se datorează unei structuri complexe ce cuprinde un număr de 14 oase, toate aparținând falangelor proximale și distale, 5 metacarpiene și 8 oase care formează încheieturile palmei.

Structura osoasă deosebit de complexă poate deveni utilizabilă numai prin intermediul multor grupe musculare atașate de aceste oase.

În figura 5.32 este reprezentată o vedere simplificată a modului de dispunere a unei grupe musculare pe oasele ce formează un deget.

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

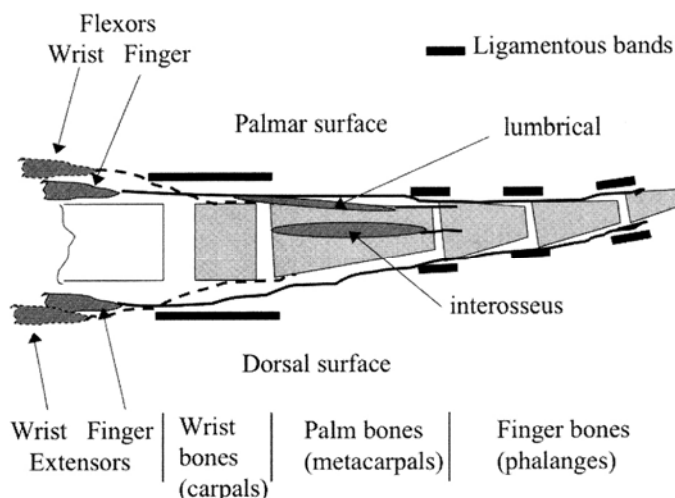


Figura 5.32. Grupele musculare ale falangelor implicate în timpul procesului de apucare

Mușchii care permit mișcarea degetelor sunt dispuși pe antebrațul membrului superior. Aceștia contribuie la realizarea flexiei și extensiei falangelor, încheieturii palmei, și a antebrațului, permițând de asemenea rotirea laterală a palmei – abducție și adducție.

Alte grupe musculare mici și intrinseci cum ar fi cei interosoși, permit abducția și adducția laterală a falangelor. Unele grupe musculare traversează articulațiile cotului și palmei în așa fel încât forțele generate de acestea contribuie la formarea momentului necesar realizării mișcării. Mușchii mâinii sunt situați în locații variate chiar și suprafețele radiusului și respectiv ulnei. Tendoanele multor mușchi permit limitarea deplasărilor falangelor, fiecare fiind înconjurat de o teacă sinovială.

Modul de dispunere al grupelor musculare permite controlul unui număr foarte mare de configurație a deplasărilor intersegmentale.

Aceste configurații reprezintă un beneficiu mecanic semnificativ datorat modalității de dispunere a mușchilor pe membrul superior. Momentul de inerție al antebrațului raportat la o axă de rotație al articulației cotului este redus prin amplasarea proximală a celei mai mari mase musculare a membrului superior.

Așadar, momentul de inerție al întregului membru raportat la axa de rotație a articulației umărului este redus.

Un alt beneficiu este acela că amplitudinea mișcării articulațiilor la nivelul palmei nu este limitată de masa musculară voluminoasă a brațului membrului superior.

O bandă de țesut ligamentos înconjoară palma, aceasta servind la menținerea ligamentelor în aceeași poziție pe parcursul mișcărilor de flexie sau extensie ale antebrațului.

Într-o modalitate similară, există benzi de țesut ligamentos care înconjoară articulațiile dintre metacarpiene și falangele proximale. Aceste legături sunt aliniate față de un plan transversal și oblic. Mișcările oaselor mâinii, antebrațului și brațului, sunt foarte variate, fapt pentru care apucarea obiectelor necesită momente flexoare bine dezvoltate la nivelul articulațiilor metacarpo – falangiene și interfalangiene. Asemenea

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse

momente produc forțe ridicate la nivelul vârfurilor degetelor. Alte activități mai complexe cum ar fi cântatul la pian, implică dezvoltarea și memorarea unor mișcări complexe ce pot fi desprinse prin învățare și exersare individuală. În orice fel de activitate, articulațiile trebuie să fie lubrificate.

Acest aspect se realizează în baza acțiunii de rulare a unei suprafețe pe cealaltă, ceea ce face ca lichidul sinovial din capsula sinovială să fie redistribuit pe aceste suprafețe. Cercetători în domeniu, cum ar fi Sagowski și Piekarski au demonstrat că la nivelul articulațiilor metacarpo-falangiene are loc o deplasare prin dezvoltarea unei mișcări complexe de tip roto-alunecător (rostogolire + alunecare). Aceste mișcări, schimbă poziția centrului de rotație articular și totodată modifică valorile momentelor ce depind de unghiul articulației în cauză.

O problemă particulară în procesul de apucare îl reprezintă efectul „corzii muzicale”. Acesta este rezultatul ruperii ligamentelor ce înconjoară articulația, precum și tendonul ce se desprinde de pe elementul osos, așa cum este prezentat în figura 5.33.

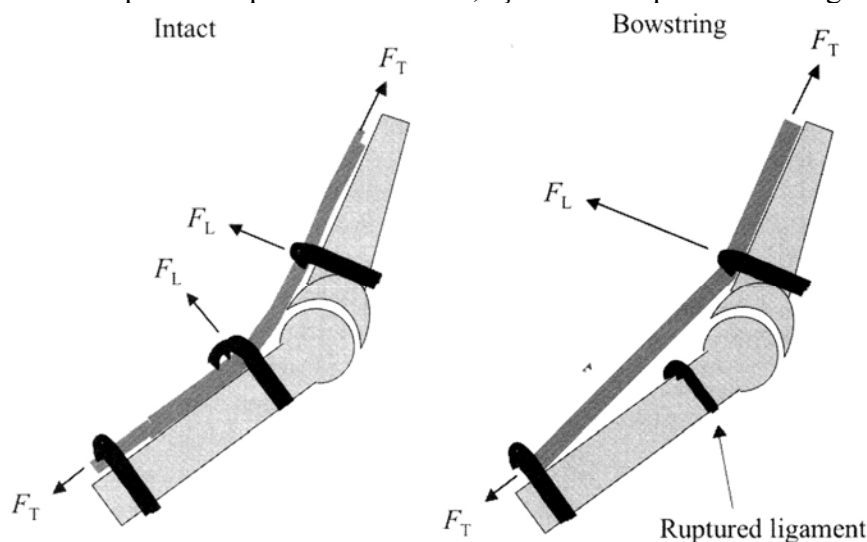


Figura 5.33. Aspect al comportamentului ligamentelor și tendoanelor falangelor în timpul procesului de apucare

În figura 5.33 sunt reprezentate și forțele active într-o articulație metacarpo-falangială. În starea inițială, forța de flexie creată de tendon F_T , ține tendonul tensionat. Ligamentele se opun acestei acțiuni încercând să mențină tendonul în poziția sa inițială, prin intermediul forței F_L . În starea finală, ligamentele sunt suprasolicitate fiind amenințate de fenomenul ruperii, cauza fiind întrebuințarea tumultoasă a procesului de apucare. De asemenea un alt factor (extern), care ar putea conduce la asemenea rupturi este reprezentat de traumele rezultate în urma interacțiunii mâinii cu unele corpuri ascuțite (tăierea cu anumite corpuri ce posedă muchii ascuțite). Tendonul este supus la solicitări consecutive de întindere – retragere din starea lui normală.

O problemă care ar putea influența procesul de apucare o reprezintă aceea a producerii unei forțe de frecare suficient de mare astfel încât să mărească aderența suprafeței de apucare situată la nivelul țesutului extern al mâinii. În cazul subiecților

Biomecanica corpului uman corelată cu activitățile impuse umani ce prezintă un strat ridicat de grăsime la nivelul mâinii, se produce efectul de alunecare al obiectelor în timpul procesului de apucare.

Acest efect este prezentat în figura 5.34, în care forța normală F_N , alternează cu o forță distribuită F_S .

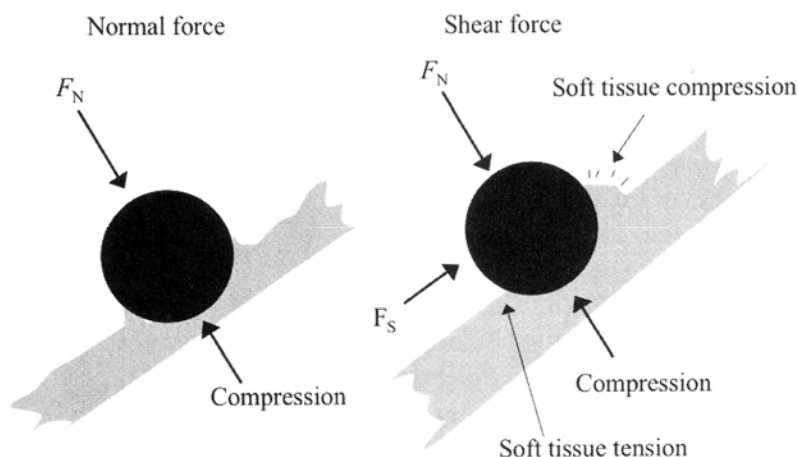


Figura 5.34. Repartizarea țesutului extern în momentul apucării obiectelor

În timpul acțiunii generate de forța normală, are loc o comprimare a țesutului extern în partea opusă a obiectului, odată cu întinderea acestuia pe aceeași direcție pe care acționează forța normală.

În cazul distribuției, se va produce o comprimare puternică pe o parte a aplicării forței normale, în timp ce pe partea cealaltă se produce o întindere semnificativă a țesutului extern.

Acesta este mecanismul fenomenului de alunecare a obiectelor în timpul procesului de apucare a acestora.

Astfel frecarea este reprezentată de efectul disipativ în căldură generată în timpul alunecării, fiind de altfel, consecința evidentă a fenomenului de ardere a țesutului extern de pe suprafața palmară a mâinii.

O altă cauză ce stă la baza imposibilității apucării obiectelor fiind aceea generată de artrită sau osteoporoză, la nivelul articulațiilor elementelor osoase din structura mâinii.

Determinarea Experimentală a unor Parametrii Cinematici din Structura Aparatului Locomotor Uman



- 6.1. Aspect general
- 6.2. Activitatea de pășire
- 6.3. Activitatea de urcare/coborâre trepte scară
- 6.4. Schimbarea poziției corpului.

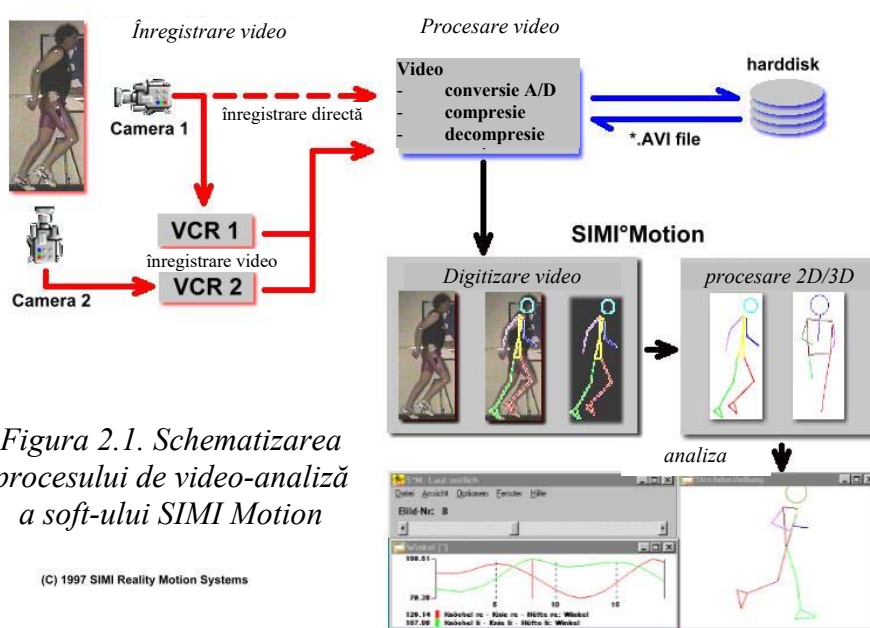
6.1. Aspect general

În contextul acestui capitol se urmărește determinarea pe cale experimentală a parametrilor cinematici din structura aparatului locomotor uman în vederea evidențierii legilor de mișcare la nivelul articulațiilor genunchiului, gleznei și falangelor.

Motivația acestei cercetări experimentale este cea dată de imposibilitatea obținerii acestor legi de mișcare, pe cale analitică datorită complexității aparatului locomotor uman.

În vederea obținerii acestor legi de mișcare s-a utilizat un sistem de achiziție și analiză imagine - SIMI Motion, (SIMI Reality Motion Systems GmbH - <http://www.simi.com>) aflat în dotarea Facultății de Sport și Kinetoterapie a Universității din Craiova.

Procesul de obținere a parametrilor cinematici prin captură video și analiză imagine este descris în figura 6.1.



Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

Sistemul de achiziție date și prelucrare imagini este format dintr-o cameră video ultra-rapidă PANASONIC, și un notebook ACER – Aspire 3000 Series (figura 6.2), iar procedura de analiză are la bază atașarea unei serii de marcheri pe sistemul biomecanic ce urmează a fi analizat, poziționarea acestor marcheri reprezentând practic identificarea de către software-ul SIMI a articulațiilor sistemului studiat.



Figura 6.2. Sistemul de achiziție date și camera video ultra-rapidă.

Prin atașarea marcherilor, soft-ul generează automat modelul biomecanic echivalent al sistemului studiat și urmărește deplasarea acestora în timpul real funcționării sistemului studiat pe fiecare cadru captat de către camera video, înregistrând și analizând simultan pozițiile marcherilor, ce servesc în vederea obținerii curbelor cinematice (legile de mișcare) pentru fiecare articulație a modelului experimental dedicat acestui studiu.

Având în vedere obiectivele analizei, cu ajutorul acestui sistem de achiziție date, este realizată analiza cinematică experimentală a membrului inferior din structura aparatului locomotor uman pentru 3 tipuri de activități:

- Activitatea de pășire;
- Activitatea de urcare/coborâre trepte ale unei scări;
- Schimbarea poziție corpului uman (ridicare/așezare pe scaun).

Aceste activități sunt desfășurate de către doi subiecți umani:

- primul subiect uman este de sex masculin, vârstă – 26 ani, înălțime – 1,73 greutate – 65 kg, $l_{femur}=401\text{mm}$; $l_{tibia}=322\text{ mm}$; $l_{talpa}=210\text{ mm}$; $l_{calcaneu-glezna}=66,5\text{ mm}$; $l_{calcaneu-metatarsiene}=130\text{ mm}$;
- al doilea subiect uman, este de sex masculin, vârstă – 23 ani, înălțime – 1,80 greutate – 85 kg, $l_{femur}=406\text{mm}$; $l_{tibia}=324\text{ mm}$; $l_{talpa}=215\text{ mm}$; $l_{calcaneu-glezna}=69\text{ mm}$; $l_{calcaneu-metatarsiene}=137\text{ mm}$.

Cel de-al doilea subiect uman a fost selectat datorită unei deficiențe în structura aparatului locomotor, datorată dezarticulării membrului inferior drept de deasupra genunchiului, având membrul inferior protezat.

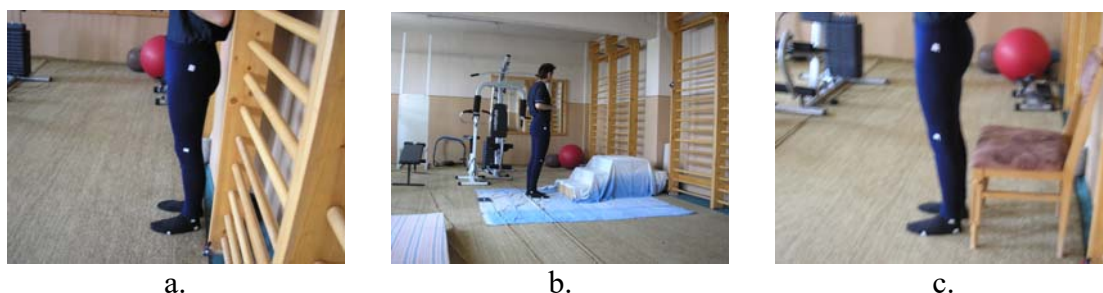
6.2 Determinarea experimentală a legilor de mișcare din structura aparatului locomotor uman a unui subiect uman fără dezabilități locomotorii

În vederea evidențierii legilor de mișcare realizate la nivelul articulațiilor: genunchiului, gleznei și falangelor, s-au realizat o serie de experimente pe un voluntar de sex masculin, vârstă – 26 ani, înălțime – 1,73 greutate – 65 kg, $l_{femur}=401\text{mm}$; $l_{tibia}=322\text{ mm}$; $l_{talpa}=210\text{ mm}$; $l_{calcaneu-glezna}=66,5\text{ mm}$; $l_{calcaneu-metatarsiene}=130\text{ mm}$, aceste experimente constituind determinarea in-vivo a cinematicii articulațiilor pentru următoarele activități:

- activitate de pășire (figura 6.3, a);

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

- activitate de urcare/coborâre trepte scară (figura 6.3, b);
- schimbare a poziției corpului (ridicare/așezare de pe scaun – figura 6.3, c).



a.

b.

c.

Figura 6.3. Aspecte privind desfășurarea activităților în cadrul experimentului: a – activitate pășire; b - activitate de urcare/coborâre trepte scară; c - schimbare a poziției corpului.

Ciclul de obținere a datelor cinematice presupune atașarea unei serii de marcheri pe membrul inferior uman al subiectului, astfel folosindu-se pentru atașarea acestora, punctele anatomice care caracterizează identificarea la nivel anatomic ale pozițiilor centrelor articulațiilor de interes (figura 6.4).

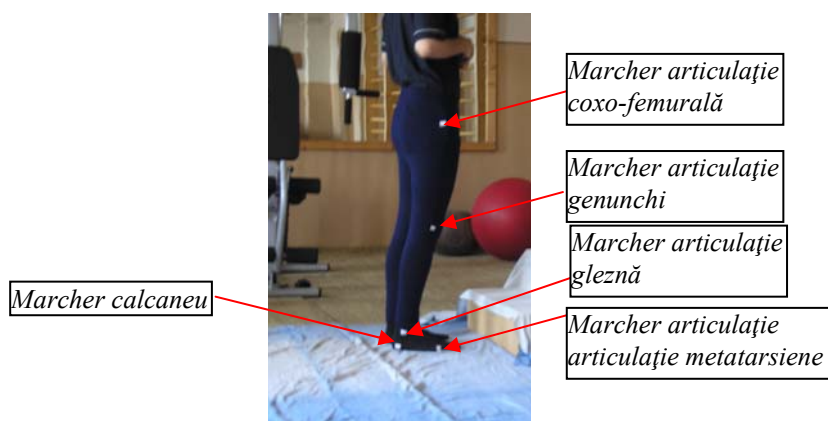


Figura 6.4. Aspect privind atașamentul marcherilor

Modelul cinematic obținut prin participarea subiectului uman, presupune o corelare dimensională a poziției marcherilor în raport cu modelul cinematic teoretic echivalent membrului inferior uman.

S-a obținut astfel un set de date cinematice, pentru diferitele activități, ce pot servi în vederea proiectării unui nou sistem exo-protetic, dar și în vederea studiului modelelor endo-protetice cu elemente finite în vederea îmbunătățirii comportamentelor acestora prin modificări geometrice.

În continuare vor fi expuse datele prelevate în urma experimentelor realizate pentru fiecare activitate studiată.

6.2.1. Activitatea de pășire

Aceasta s-a desfășurat într-un plan 2D în care subiectul s-a deplasat în direcția axei x pe o distanță de 2,5 m, într-un interval de timp de 4,2 secunde, așa cum este prezentat în figura 6.5.

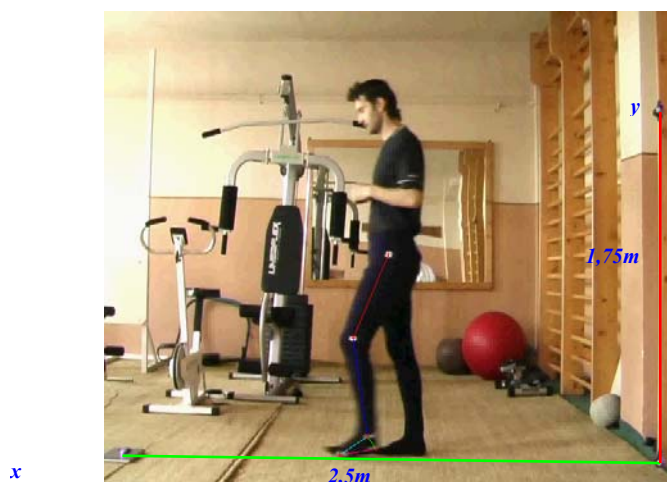


Figura 6.5. Aspect privind desfășurarea activității de pășire și crearea modelului cinematic echivalent cu ajutorul soft-ului SIMI Motion

Pe baza analizei cinemactice realizate cu ajutorul echipamentului, soft-ul a generat în mod automat modelul cinematic având la bază modul de amplasare al markerilor (figura 6.6).

Soft-ul a permis generarea calculului deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor pentru fiecare articulație de interes în spațiul alocat prin calibrarea camerei, în funcție de timpul în care s-a realizat filmarea, și totodată a permis și stabilirea variațiilor unghiulare ale articulațiilor de interes în funcție de timp, fiind prezentate în baza schemei convenționale din figura 6.7.

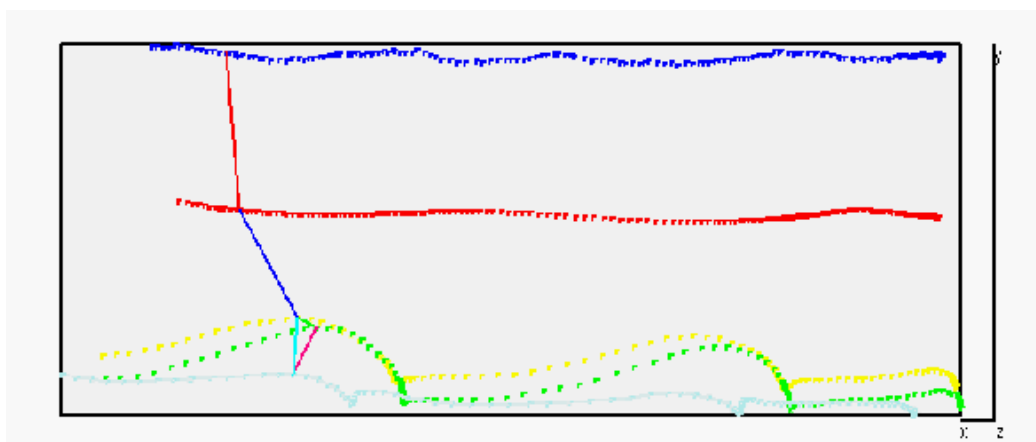


Figura 6.6. Modelul cinematic al membrului inferior studiat în cazul activității de pășire

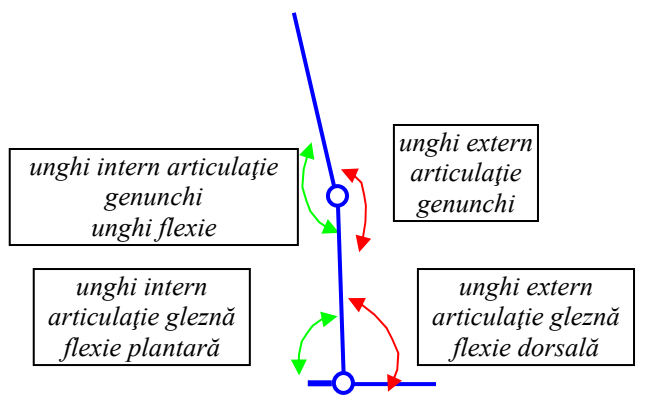
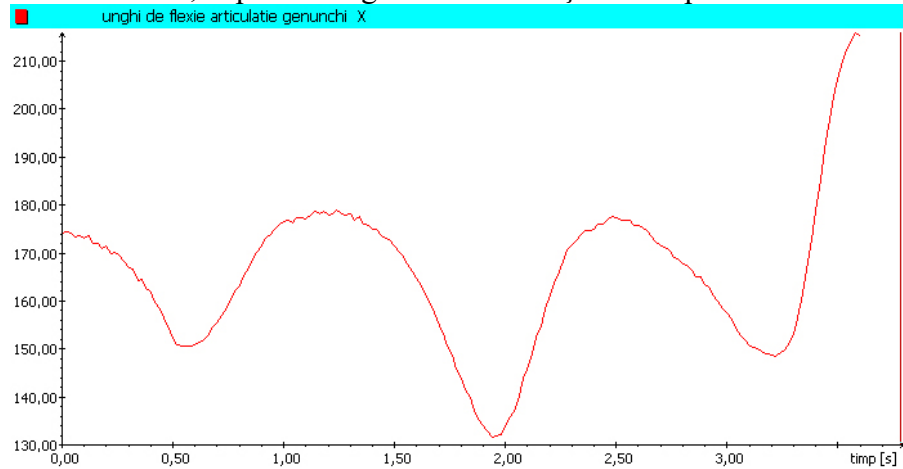


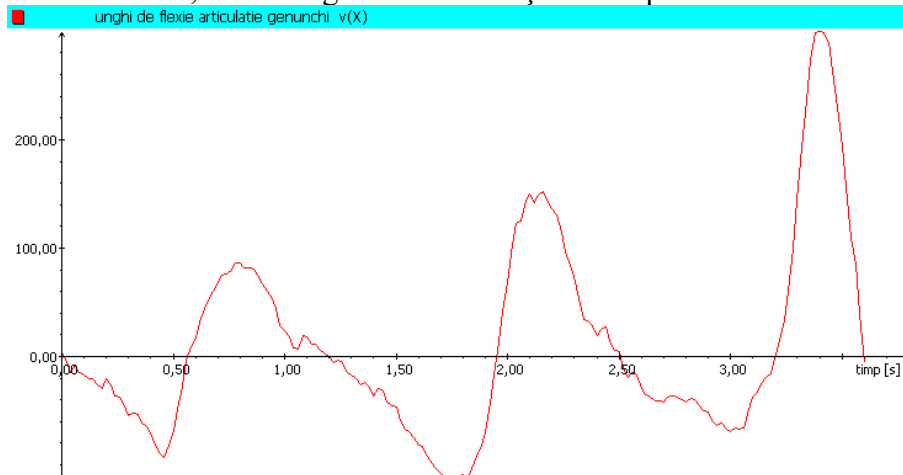
Figura 6. 7. Reprezentarea schematică a unghiurilor articulațiilor de interes

A. Articulația genunchiului

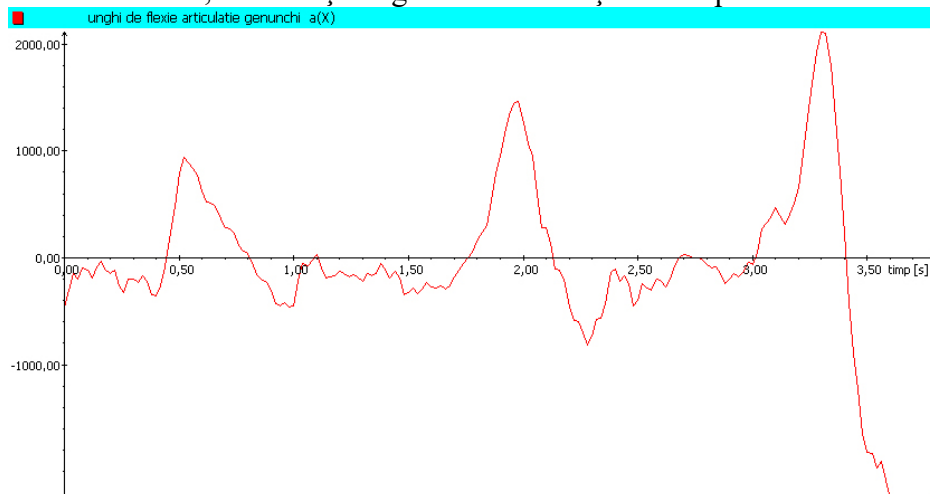
Unghiul intern – flexie, deplasări unghiulare în funcție de timp:



Unghiul intern – flexie, viteze unghiulare în funcție de timp:



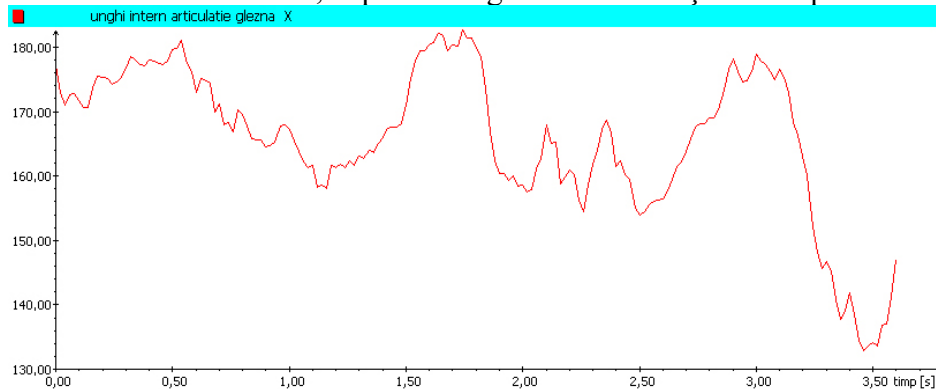
Unghiul intern – flexie, accelerații unghiulare în funcție de timp:



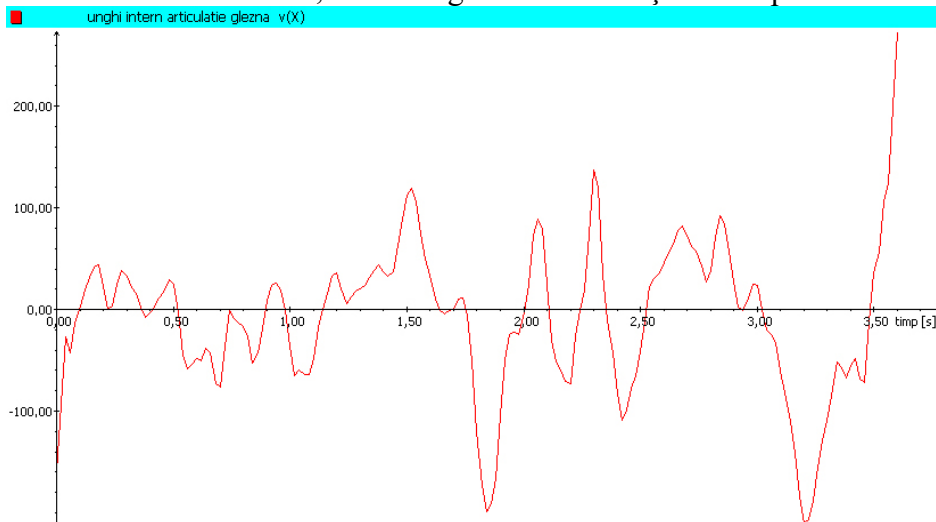
Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 6.1 din anexa 1.1.

B. Articulația gleznei

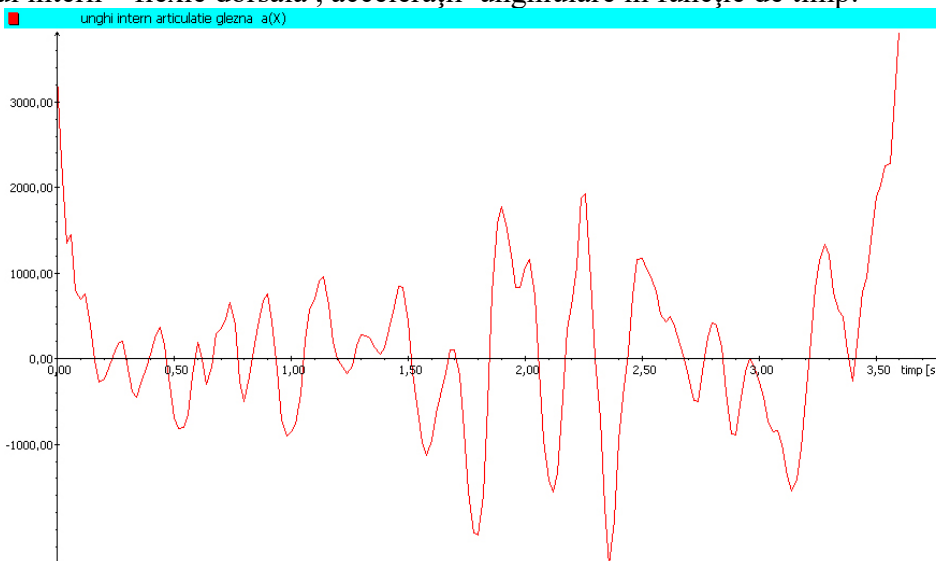
Unghiul intern – flexie dorsală , deplasări unghiulare în funcție de timp:



Unghiul intern – flexie dorsală , viteze unghiulare în funcție de timp:

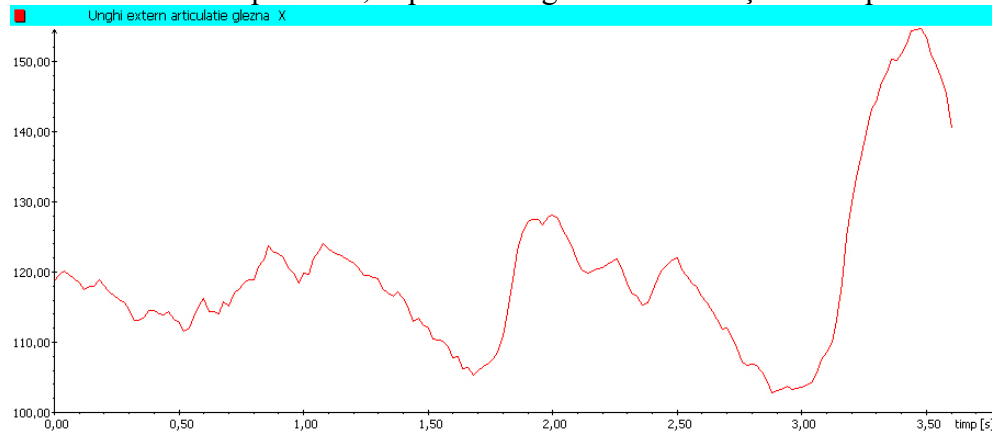


Unghiul intern – flexie dorsală , accelerații unghiulare în funcție de timp:

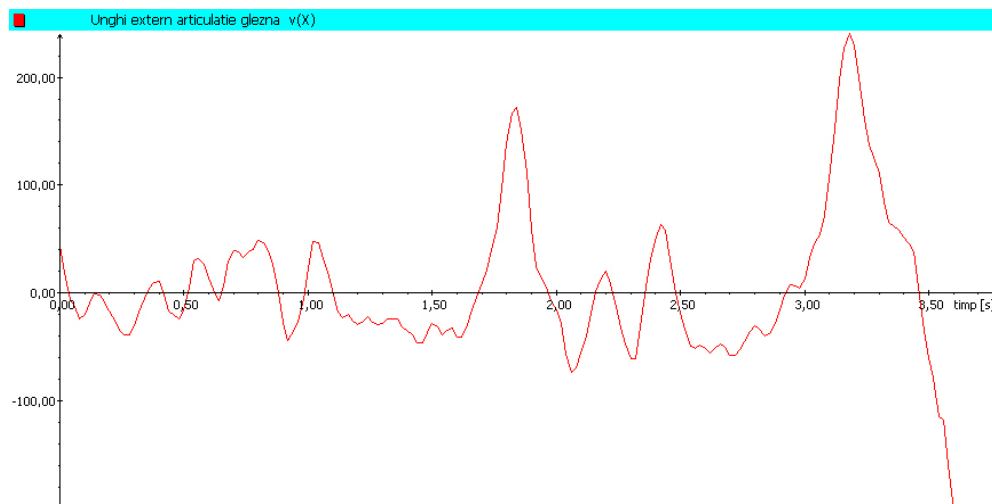


Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 6.2 din anexa 1.1.

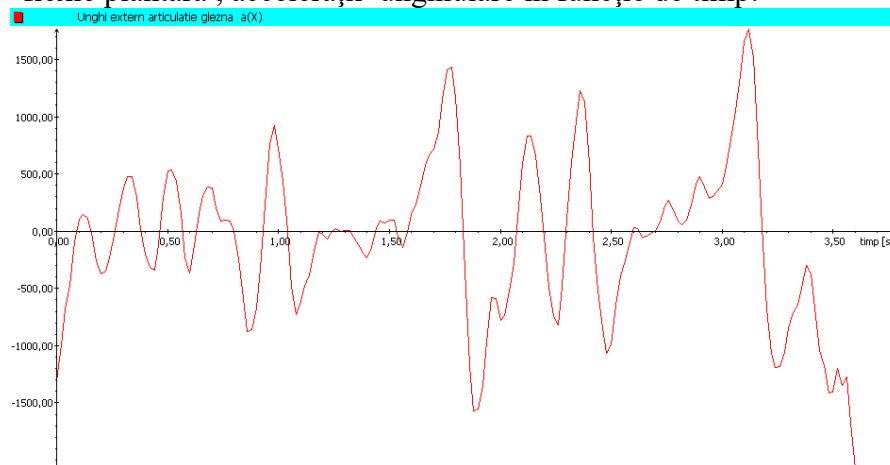
Unghiul extern – flexie plantară , deplasări unghiulare în funcție de timp:



Unghiul extern – flexie plantară , viteze unghiulare în funcție de timp:



Unghiul extern – flexie plantară , accelerații unghiulare în funcție de timp:



Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 2.3 din anexa 1.1.

6.2.2. Activitatea de urcare/coborâre trepte scară

Aceasta s-a desfășurat într-un plan 2D în care subiectul s-a deplasat în direcția axelor x , y , acestea fiind calibrate pe o distanță de $2,5 \times 1,75$ m, într-un interval de timp de 4 secunde, așa cum este prezentat în figura 6. 8.

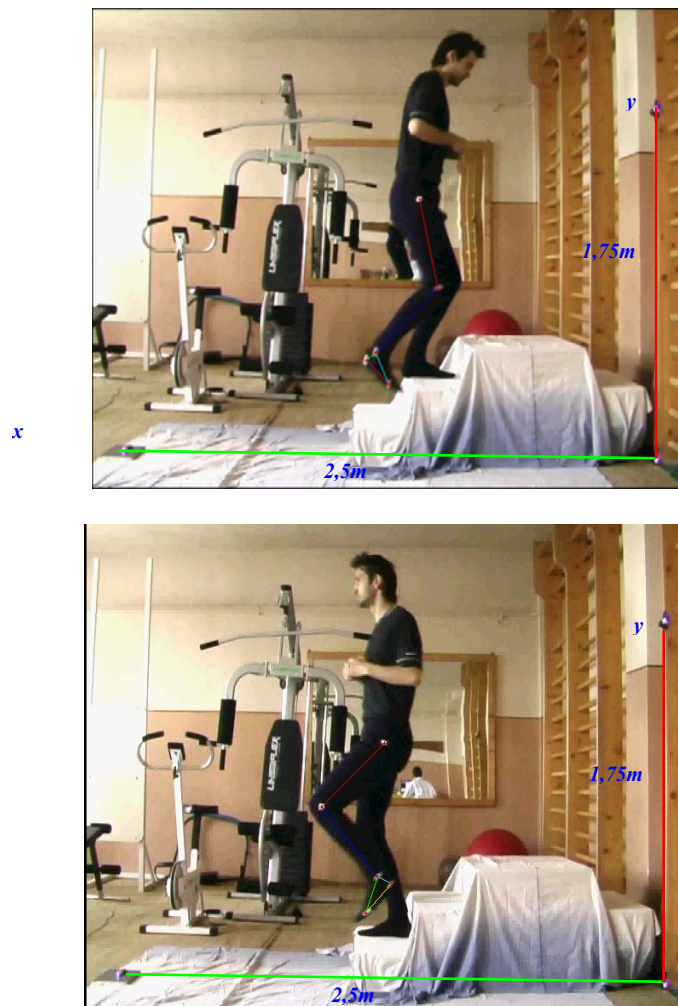


Figura 6.8. Aspecte privind desfășurarea activității de urcare/coborâre și crearea modelului cinematic echivalent cu ajutorul soft-ului SIMI Motion

Pe baza analizei cinematice realizate cu ajutorul echipamentului, soft-ul a generat în mod automat modelul cinematic având la bază modul de amplasare al marșurilor (figura 6.9).

Soft-ul a permis generarea calculului deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor pentru fiecare articulație de interes în spațiul alocat prin calibrarea camerei, în funcție de timpul în care s-a realizat filmarea, și totodată a permis și stabilirea variațiilor unghiulare ale articulațiilor de interes în funcție de timp, fiind prezentate în baza schemei convenționale din figura 6.10.

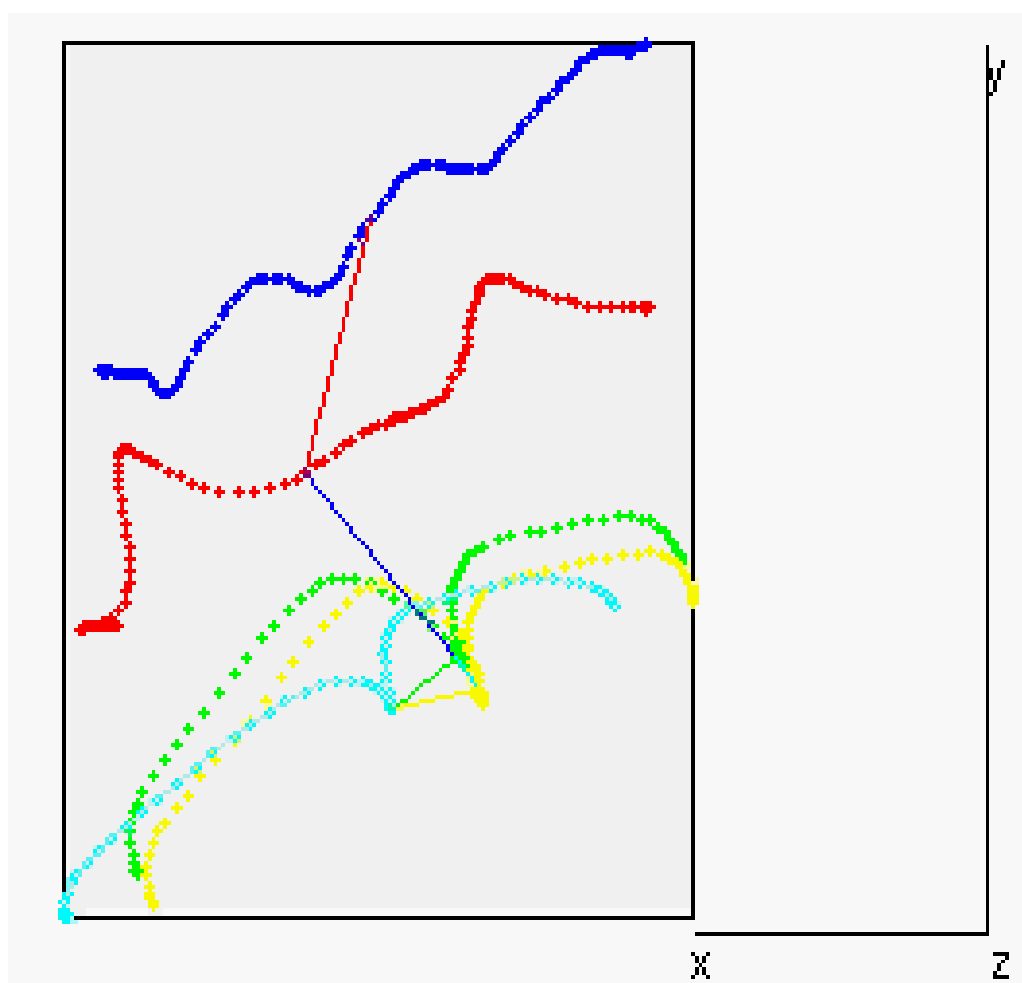


Figura 6.9. Modelul cinematic al membrului inferior studiat în cazul activității de urcare/coborâre trepte scară

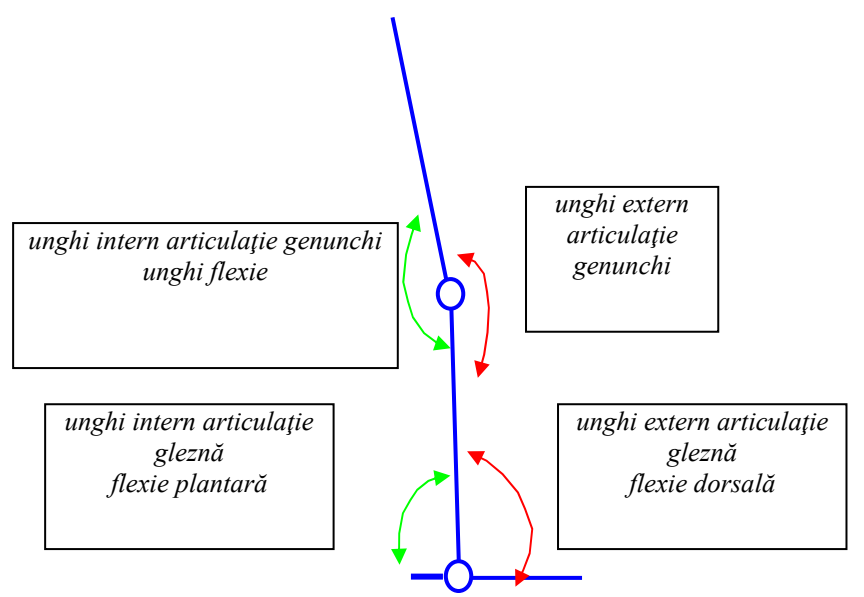
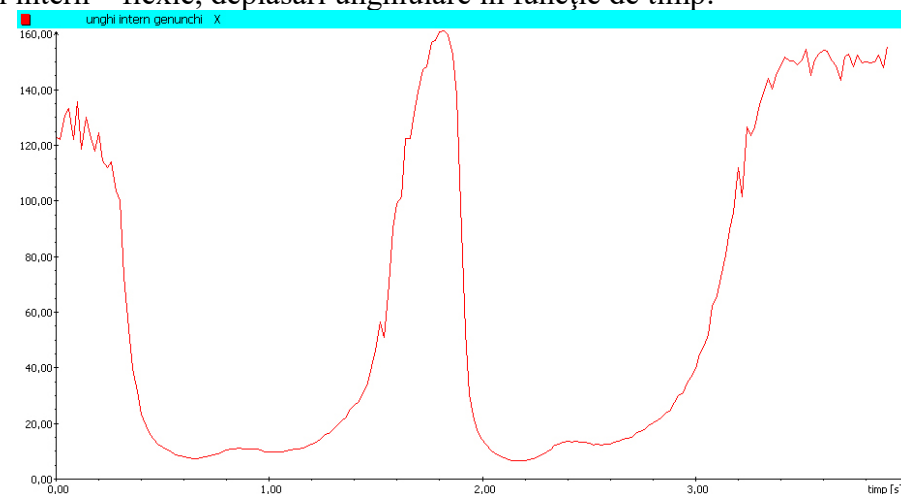


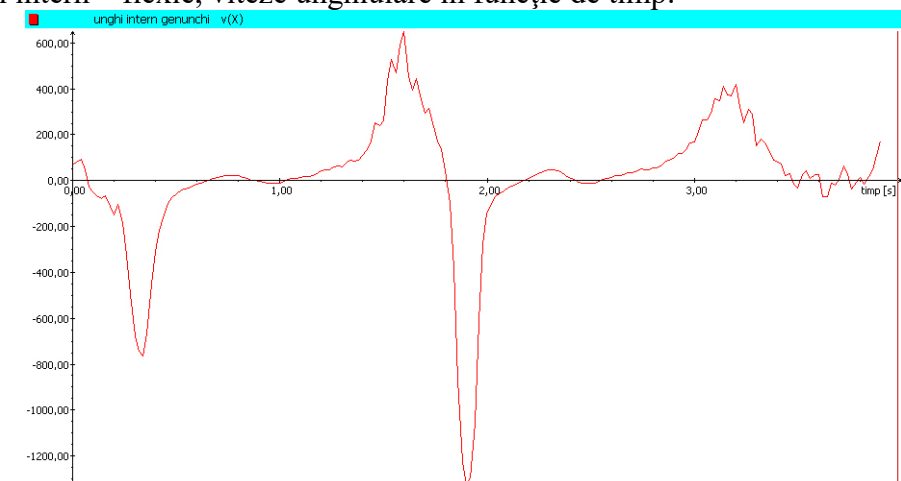
Figura 6.10. Reprezentarea schematică a unghiurilor articulațiilor de interes

A. Articulația genunchiului

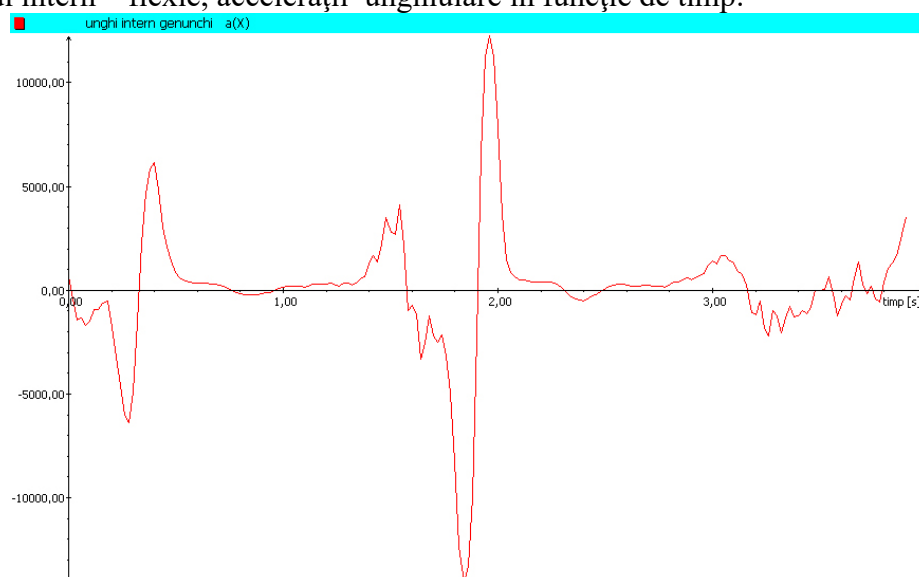
Unghiul intern – flexie, deplasări unghiulare în funcție de timp:



Unghiul intern – flexie, viteze unghiulare în funcție de timp:



Unghiul intern – flexie, accelerații unghiulare în funcție de timp:



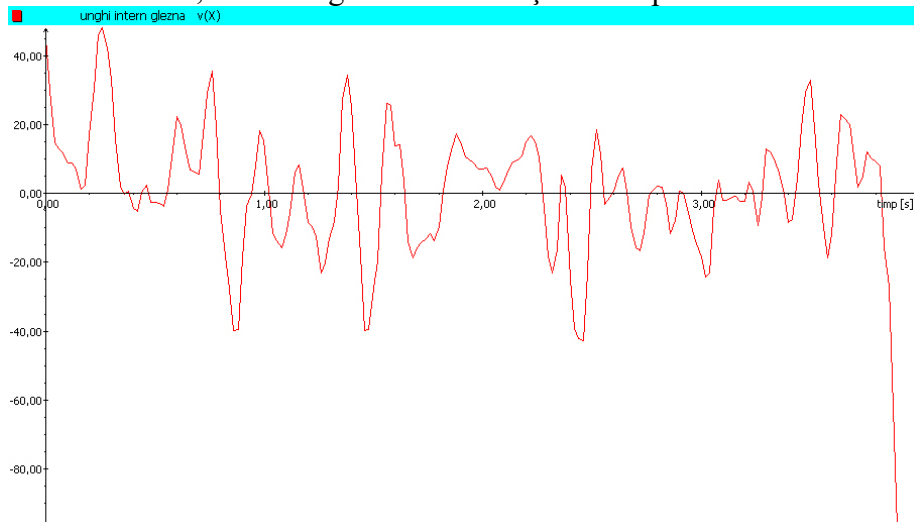
Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 2.4 din anexa 1.1.

B. Articulația gleznei

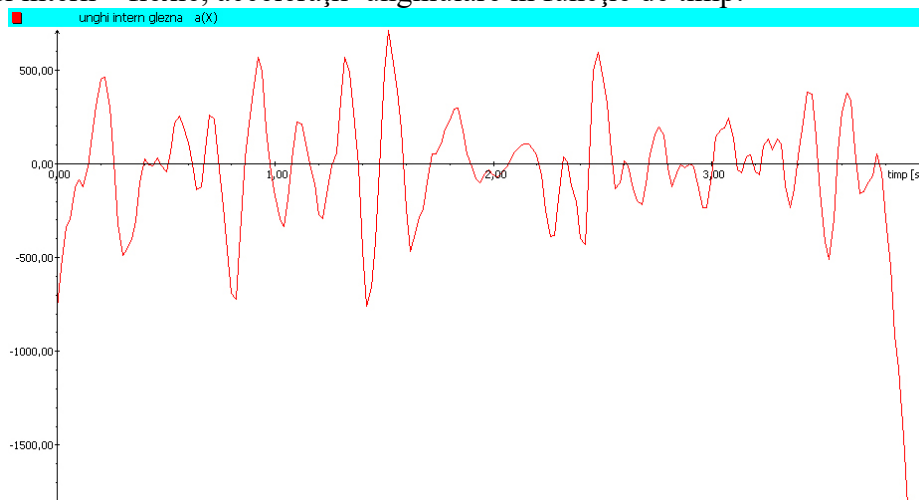
Unghiul intern – flexie, deplasări unghiulare în funcție de timp:



Unghiul intern – flexie, viteze unghiulare în funcție de timp:

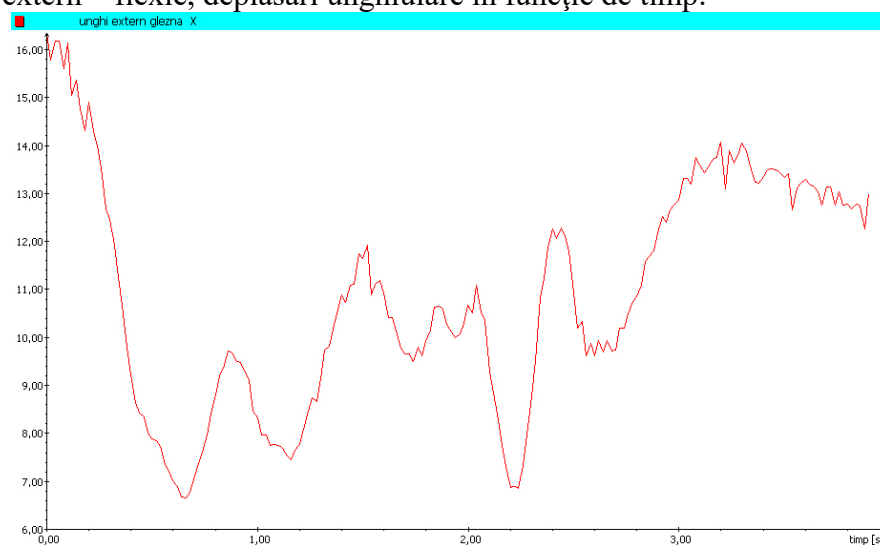


Unghiul intern – flexie, accelerații unghiulare în funcție de timp:

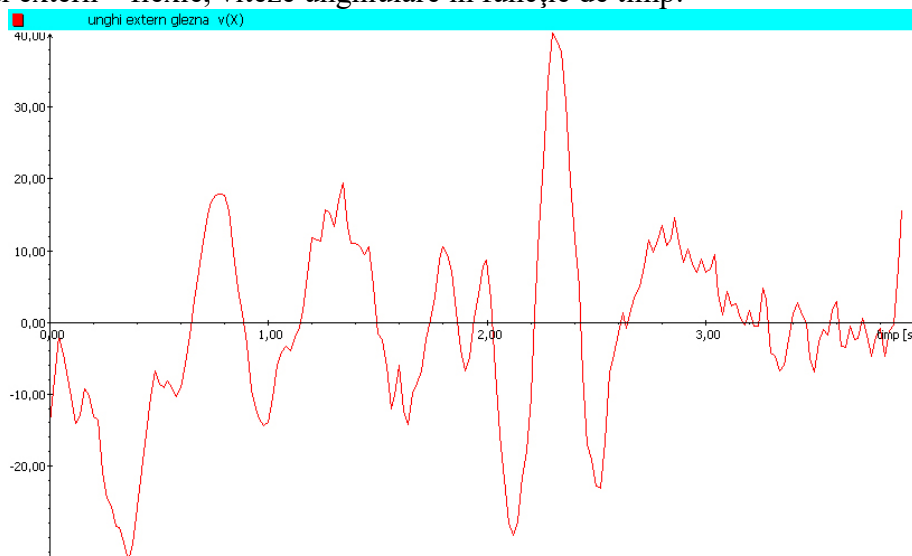


Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 2.5 din anexa 1.1.

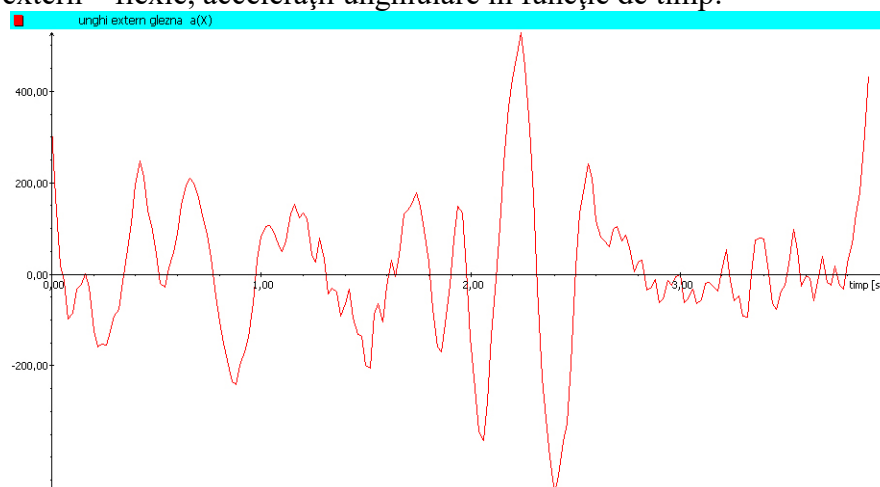
Unghiul extern – flexie, deplasări unghiulare în funcție de timp:



Unghiul extern – flexie, viteze unghiulare în funcție de timp:



Unghiul extern – flexie, accelerații unghiulare în funcție de timp:



Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 2.6 din anexa 1.1.

6.2.3. Schimbarea poziției corpului (ridicare/așezare de pe scaun)

Aceasta s-a desfășurat într-un plan 2D în care subiectul s-a deplasat în direcția axelor x și y , fiind calibrate pe o distanță de $2,5 \times 1,75$ m, într-un interval de timp de 4,8 secunde, așa cum este prezentat în figura 6.11.

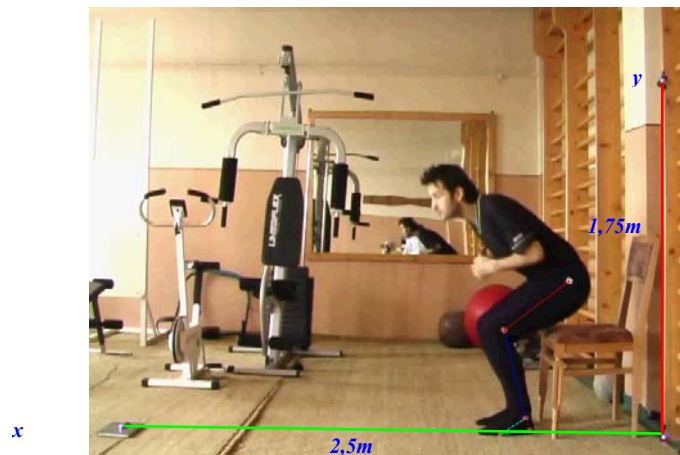


Figura 6.11. Aspecte privind desfășurarea activității de schimbare a poziției corpului (ridicare/așezare pe scaun) și crearea modelului cinematic echivalent cu ajutorul soft-ului SIMI Motion

Pe baza analizei cinematice realizate cu ajutorul echipamentului, soft-ul a generat în mod automat modelul cinematic având la bază modul de amplasare al markerilor (figura 6.12).

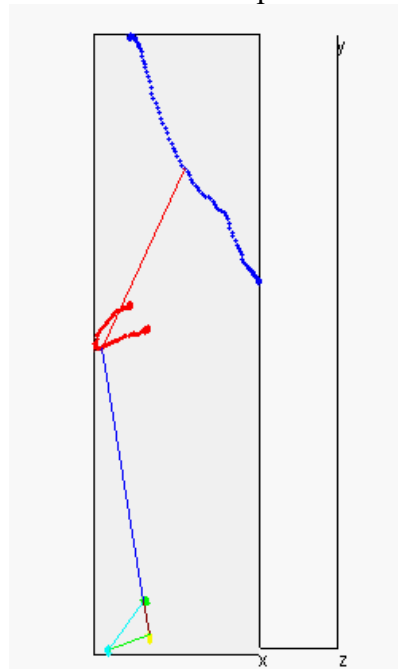


Figura 6.12. Modelul cinematic al membrului inferior studiat în cazul activității de pășire

Soft-ul a permis generarea calculului deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor pentru fiecare articulație de interes în spațiul alocat prin calibrarea camerei, în funcție de timpul în care s-a realizat filmarea, și totodată a permis și stabilirea variațiilor unghiulare ale articulațiilor de interes în funcție de timp, fiind prezentate în baza schemei convenționale din figura 6.13.

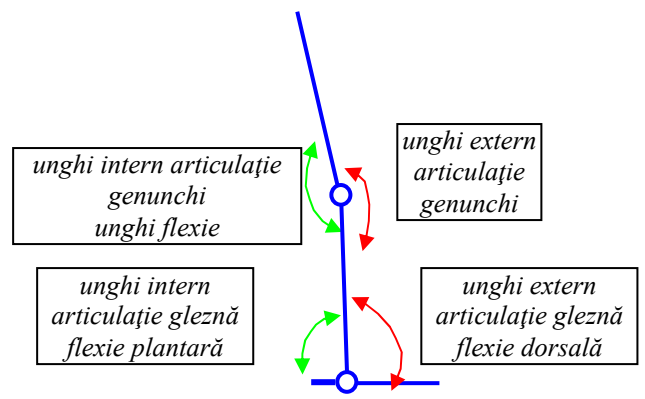
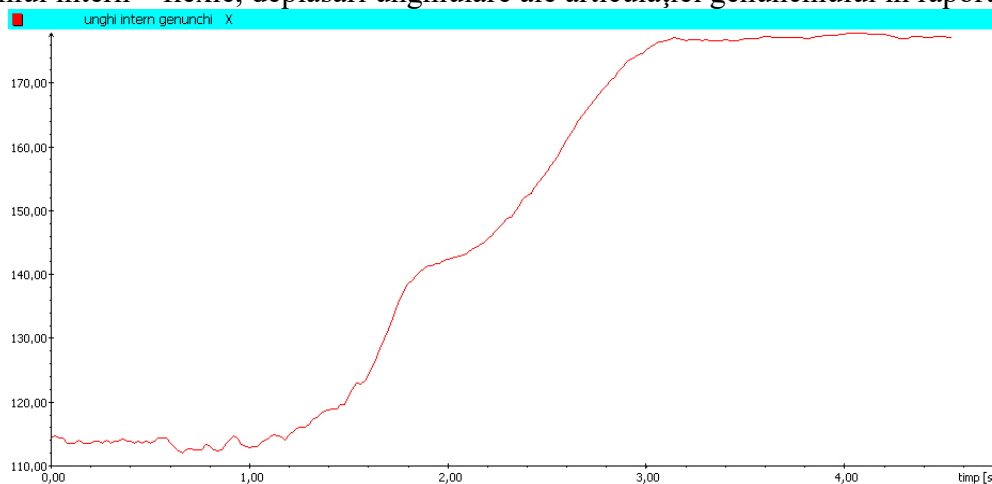


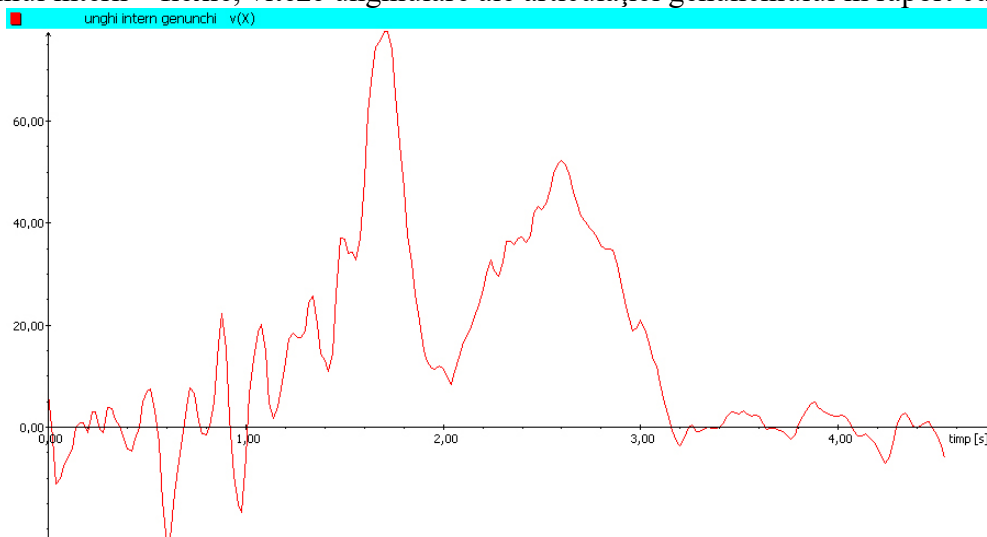
Figura 6.13. Reprezentarea schematică a unghiurilor articulațiilor de interes

A. Articulația genunchiului

Unghiul intern – flexie, deplasări unghiulare ale articulației genunchiului în raport cu timpul:

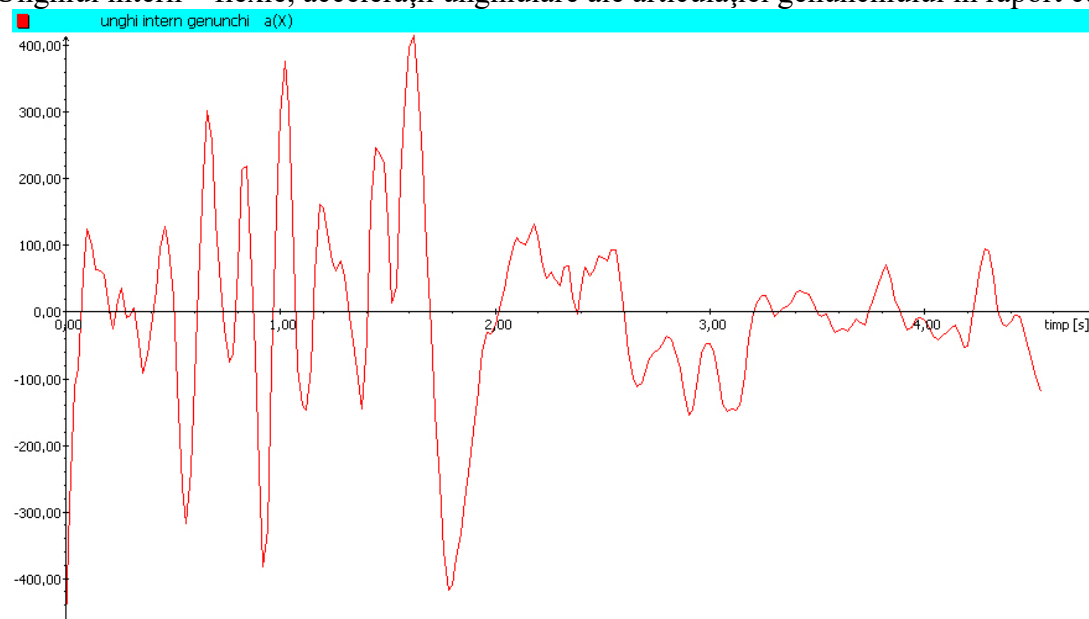


Unghiul intern – flexie, viteze unghiulare ale articulației genunchiului în raport cu timpul:



Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

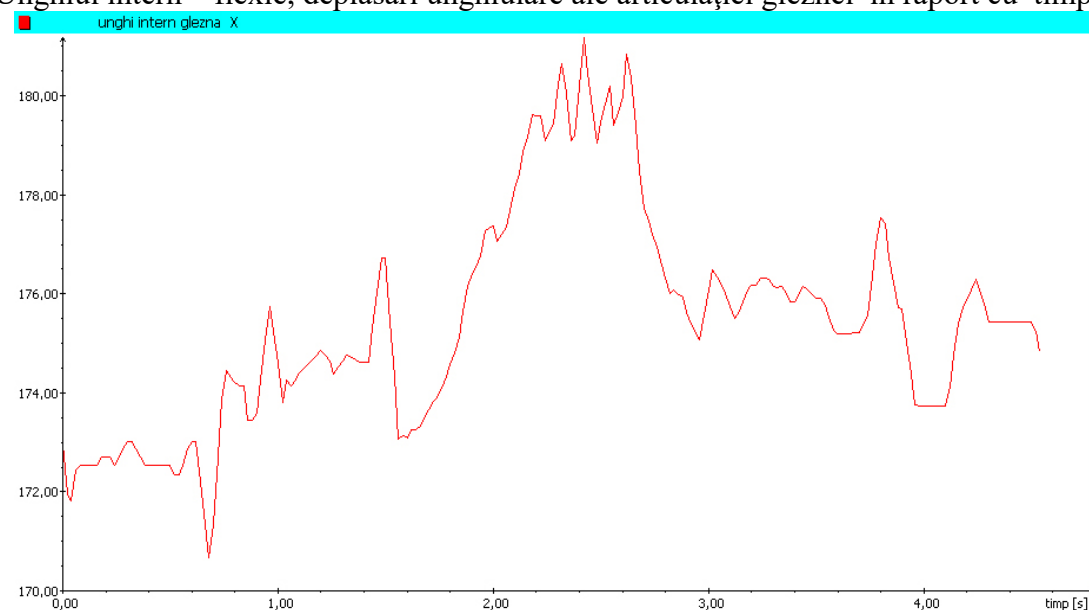
Unghiul intern – flexie, accelerații unghiulare ale articulației genunchiului în raport cu timpul:



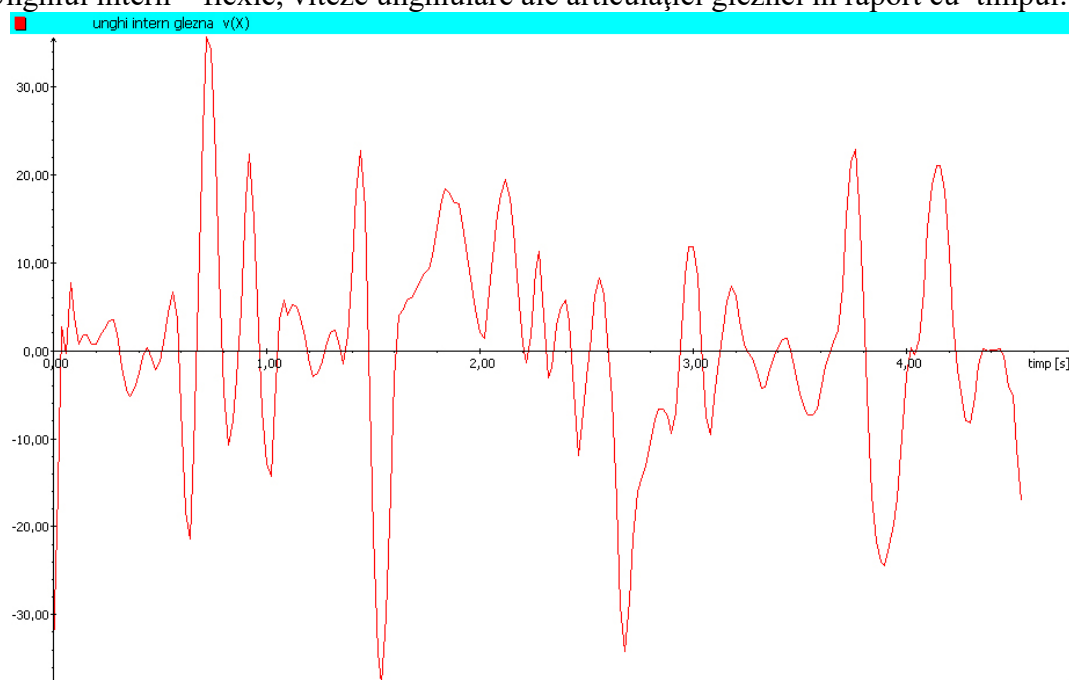
Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 2.7 din anexa 1.1.

B. Articulația gleznei

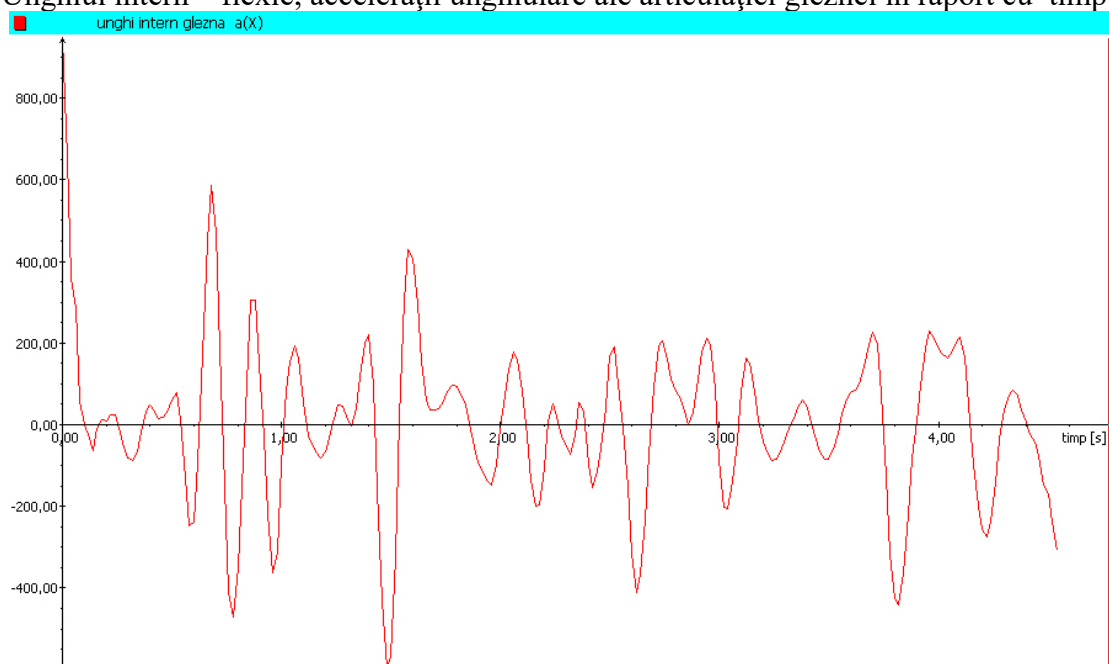
Unghiul intern – flexie, deplasări unghiulare ale articulației gleznei în raport cu timpul:



Unghiul intern – flexie, viteze unghiulare ale articulației gleznei în raport cu timpul:



Unghiul intern – flexie, accelerații unghiulare ale articulației gleznei în raport cu timpul:

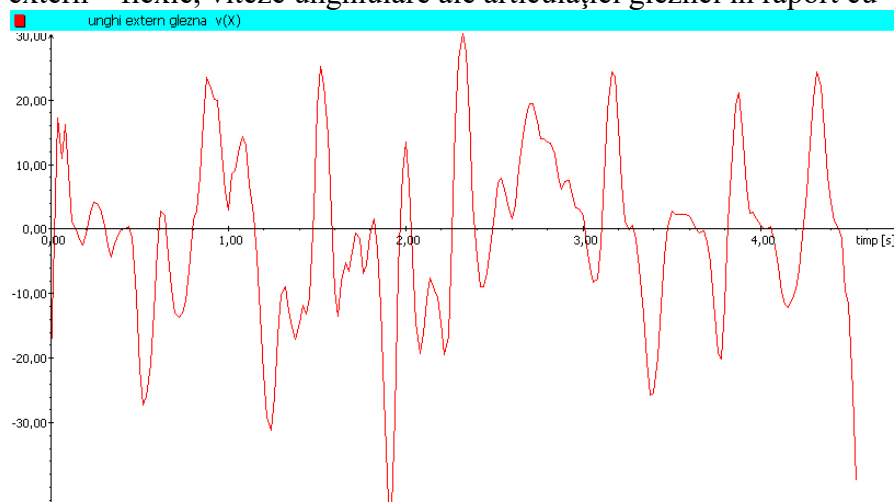


Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 2.8 din anexa 1.1.

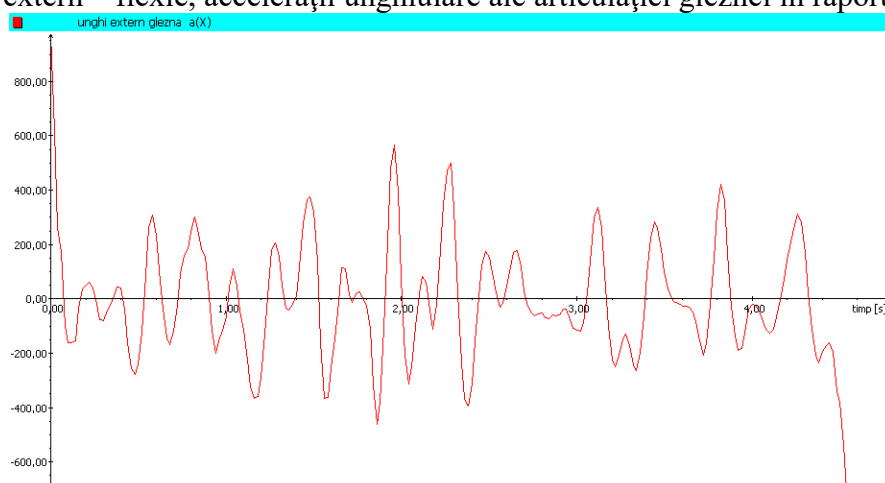
Unghiul extern – flexie, deplasări unghiulare ale articulației gleznei în raport cu timpul:



Unghiul extern – flexie, viteze unghiulare ale articulației gleznei în raport cu timpul:



Unghiul extern – flexie, accelerații unghiulare ale articulației gleznei în raport cu timpul:



Valorile obținute, în baza cărora s-au trasat graficele de mai sus sunt prezentate în tabelul 2.9 din anexa 1.1.

Anexe

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

Anexa 1.1. Valorile legilor de mișcare obținute în baza analizei cinematice experimentale cu ajutorul soft-ului SIMI Motion. Cazul subiectului uman fără dezabilități locomotorii

Activitatea de pășire

C. Articulația genunchiului

Tabel 1.1.

Nr. crt.	Temp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s²]	Nr. crt.	Temp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s²]
1	0	0	0	0	93	1.920868	143.9201355	-109.4885101	161.4457703
2	0.020879	0.02	0.02	0.02	94	1.941747	141.5019531	-111.9941254	240.0497437
3	0.041758	172.0608826	5.03844643	-467.694397	95	1.962626	139.9918213	-103.5497284	303.5599365
4	0.062637	172.2879944	-2.7203064	-307.3086548	96	1.983505	137.3007813	-91.78781128	537.3372192
5	0.083516	172.1231537	-12.47905922	-146.9229279	97	2.004384	135.1726379	-85.30295563	785.7904053
6	0.104395	173.2281952	-7.70644855	-201.3560638	98	2.025263	133.9820557	-70.65795898	949.381958
7	0.125274	173.6601105	-12.40212917	-90.43006134	99	2.046142	132.9936066	-42.6875267	1163.170166
8	0.146153	172.9697418	-16.65979385	-118.6340103	100	2.067021	131.6776428	-17.62713623	1338.765747
9	0.167032	173.557724	-20.18241119	-186.8146668	101	2.0879	131.8448944	13.03704071	1440.228149
10	0.187911	172.0471802	-20.30613327	-89.16294098	102	2.108779	132.0800476	41.36363602	1462.636841
11	0.20879	171.9582214	-26.51633263	-29.69693756	103	2.129658	133.682312	68.05480957	1263.242798
12	0.229669	170.960495	-29.03784561	-115.9032974	104	2.150537	135.8557282	103.6236649	1065.632324
13	0.250548	171.4776154	-20.77419662	-145.8607636	105	2.171416	137.0620728	122.599556	952.0646973
14	0.271427	169.8528595	-25.62782478	-119.0006485	106	2.192295	140.2339935	122.9245453	596.2841797
15	0.292306	170.1874237	-36.95283127	-260.569458	107	2.213174	143.9672241	143.9599457	282.1931152
16	0.313185	169.343811	-37.96270752	-323.8072815	108	2.234053	145.883255	150.4556122	281.5429077
17	0.334064	168.2750855	-45.21094894	-202.6207428	109	2.254932	148.9634552	141.8380127	136.4563751
18	0.354943	166.9919128	-52.66300201	-192.3011169	110	2.275811	152.426239	148.7681122	-109.360527
19	0.375822	166.6130524	-51.9312973	-225.7320404	111	2.29669	152.5843964	152.1718445	-117.3225555
20	0.396701	162.3494263	-53.55680084	-163.6686859	112	2.317569	158.3147583	141.8048248	-203.8471985
21	0.41758	162.5378113	-61.28105164	-219.8484497	113	2.338448	161.199173	136.1845093	-465.2766419
22	0.438459	162.6025696	-65.20223999	-345.4423523	114	2.359327	163.7355347	130.8396759	-582.2437744
23	0.459338	161.7978821	-70.34788513	-359.9476318	115	2.380206	166.0881653	112.8246307	-592.2989502
24	0.480217	159.6213684	-81.94367218	-260.8555298	116	2.401085	168.1405335	96.46717072	-699.4118042
25	0.501096	158.259613	-89.62818146	-85.46104431	117	2.421964	170.6479034	73.8910638	-817.1713706
26	0.521975	156.4039459	-93.65129089	166.4407349	118	2.442843	171.7545013	73.84100342	-727.9428711
27	0.542854	152.4457855	-82.34389496	478.4837036	119	2.463722	172.6092529	53.45177078	-580.1554565
28	0.563733	152.1855164	-67.83310699	790.2476807	120	2.484601	173.9974365	32.20599365	-563.4115601
29	0.584612	150.9249115	-49.40832138	936.7706299	121	2.50548	172.7483673	33.30604553	-428.1917725
30	0.605491	150.6364594	-26.86461258	882.5439453	122	2.526359	172.7849426	28.05937576	-141.4448395
31	0.62637	150.59198	-3.25431705	836.4022827	123	2.547238	172.9170685	19.7476635	-102.7539978
32	0.647249	150.4960632	8.94705105	772.7576904	124	2.568117	176.0512543	25.2824688	-218.5300293
33	0.668128	150.7665253	17.09371567	630.1495972	125	2.588996	176.1248627	27.73658943	-170.7546539
34	0.689007	151.3933411	32.26584244	518.8533325	126	2.609875	176.9007568	12.66235542	-242.1014557
35	0.709886	151.8375092	42.36821747	512.3500366	127	2.630754	177.6048126	6.14185095	-448.4177551
36	0.730765	152.961319	52.45823288	481.3867493	128	2.651633	177.2562561	2.52467442	-392.7773132
37	0.751644	152.5079956	59.71073151	365.3450623	129	2.672512	176.72789	-11.15175438	-235.8029785
38	0.772523	155.5149994	68.57023621	282.001648	130	2.693391	176.8209229	-19.02452278	-285.3451233
39	0.793402	157.1047211	75.0144043	271.6044006	131	2.71427	176.8006744	-12.38053139	-300.1524658
40	0.814281	158.095047	75.51577759	227.1239014	132	2.735149	175.670639	-16.71879387	-196.3793945
41	0.83516	160.3423462	79.84030914	117.3881989	133	2.756028	175.7021637	-29.07510185	-223.6986084
42	0.856039	161.9819794	85.86759186	62.54130173	134	2.776907	175.239212	-32.91756439	-271.7426453
43	0.876918	163.2255096	86.26979065	45.58917618	135	2.797786	172.7124329	-37.53991318	-192.2294922
44	0.897797	165.3960419	82.07826233	-46.86703491	136	2.818665	173.2376099	-41.09374619	-75.87245941
45	0.918676	166.8253326	81.83692169	-161.6121674	137	2.839544	172.3486939	-41.11491776	-0.40850624
46	0.939555	168.7421875	80.78622437	-211.3382111	138	2.860423	171.5161743	-42.2339592	32.35777664
47	0.960434	170.077713	72.96620941	-229.8829651	139	2.881302	171.2946777	-38.01369858	25.26182175
48	0.981313	171.4703674	66.50102234	-308.7780457	140	2.902181	170.4334564	-35.88179016	1.9340508
49	1.002192	173.1763916	60.37582397	-426.4141541	141	2.92306	169.197052	-37.51073074	-2.57541227
50	1.023071	173.9621887	56.04576492	-453.7610474	142	2.943939	168.7371674	-40.6009903	-20.28513718
51	1.04395	172.9578552	43.95953751	-415.4746399	143	2.964818	167.8466644	-42.4447873	-63.02487564
52	1.064829	175.9636841	28.87743759	-455.9323425	144	2.985697	167.4261475	-38.68648148	-97.9369278
53	1.085708	176.594223	23.58117676	-450.9380493	145	3.006576	166.2919617	-39.8020313	-87.16127014
54	1.106587	176.7745056	18.65564156	-223.3517761	146	3.027455	162.9885407	-45.8553772	-149.8775787
55	1.127466	176.3787231	8.22410297	-49.99780273	147	3.048334	165.0849152	-50.45488358	-243.2091065
56	1.148345	177.2840576	7.2055788	-72.65724182	148	3.069213	163.3870392	-51.36672211	-192.4281006
57	1.169224	177.2672882	19.69419289	-17.38094521	149	3.090092	162.741333	-60.28846741	-150.8904877
58	1.190103	177.199234	17.86460114	31.98583412	150	3.110971	160.9595795	-63.45085144	-182.4871063
59	1.210982	177.9393463	11.10820293	-98.56996918	151	3.13185	159.8739471	-61.09152603	-122.1092682
60	1.231861	178.8175201	11.74799156	-187.6655884	152	3.152729	158.2807465	-66.99069977	-39.9625473
61	1.25274	178.2717133	5.61446905	-172.2371979	153	3.173608	157.634079	-69.15916443	-62.53834534
62	1.273619	178.6499634	2.38806319	-163.666275	154	3.194487	156.0969849	-66.36560059	55.51361465
63	1.294498	178.0226746	0.34402198	-128.4107208	155	3.215366	152.2924652	-67.47084045	271.4670105
64	1.315377	178.2969055	-5.8888731	-142.1417236	156	3.236245	152.8355103	-66.02386475	327.4786682
65	1.336256	178.9646912	-3.48472452	-181.449997	157	3.257124	151.9775085	-48.53386688	379.2008667
66	1.357135	178.1159668	-6.07388592	-152.1798096	158	3.278003	150.548172	-37.08392715	470.8322449
67	1.378014	177.8191681	-12.96943855	-191.2821503	159	3.298882	150.3765411	-33.46931458	399.0877991
68	1.398893	178.0362701	-17.17414093	-216.2451325	160	3.319761	150.180191	-22.10156631	317.9784546
69	1.419772	176.914093	-20.59007454	-150.4614258	161	3.34064	149.3326874	-19.2813797	409.0906982
70	1.440651	177.4993744	-26.64692116	-169.9463501	162	3.361519	148.8927918	-15.64680099	512.6785278
71	1.46153	176.1287689	-22.06087494	-148.2698059	163	3.382398	148.7110291	-1.95191622	661.6154785
72	1.482409	175.6438599	-28.81824684	-50.26447296	164	3.403277	148.348114	12.34745216	969.5582886
73	1.503288	175.0720215	-36.30871964	-109.4304047	165	3.424156	149.3434296	32.74375916	1312.755493
74	1.524167	172.9002228	-29.55111313	-187.7444916	166	3.445035	149.8899994	60.60680389	1629.869629
75	1.545046	173.7010498	-31.54359245	-121.7418442	167	3.465914	151.3078308	99.73210907	1922.933838
76	1.565925	172.9898987	-41.61286163	-189.9167328	168	3.486793	153.1371765	142.6020203	2111.586623
77	1.586804	172.6679688	-45.68123627	-349.5621338	169	3.507672	156.3861084	192.6818085	2101.047363
78	1.607683	171.5280151	-47.02349854	-322.2854919	170	3.528551	161.4491882		

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

87	1.795594	157.6144867	-102.9644852	-265.5766602	179	3.716462	210.0790405	156.867157	-1828.152832
88	1.816473	152.798584	-107.8915482	-176.1751404	180	3.737341	212.5302734	109.0138321	-1970.315308
89	1.837352	153.2919769	-113.5821228	-118.3345947	181	3.75822	212.2392426	85.50545502	-1907.928467
90	1.858231	150.5128479	-113.3364563	-48.20055771	182	3.779099	215.8956146	39.68276978	-2078.144531
91	1.871911	148.7571564	-113.6518631	-1.06525373	183	3.799978	215.1701813	-6.13991356	-2248.360352
92	1.899989	145.838028	-111.5356674	49.46337891					

D. Articulația gleznei

Tabel 1.2.

Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]	Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]
1	0	0	0	0	93	1.920868	179.8755798	-120.5275345	-2060.855225
2	0.020879	0.02	0.02	0.02	94	1.941747	178.4672241	-172.8813782	-1598.929565
3	0.041758	177.028717	-159.9208374	3293.903809	95	1.962626	173.5767212	-198.8674622	-532.9073486
4	0.062637	172.9939423	-93.3216095	2320.787109	96	1.983505	166.9357605	-191.441391	763.548584
5	0.083516	171.0485077	-26.72238922	1347.670288	97	2.004384	162.2925568	-166.0927429	1579.815186
6	0.104395	172.584259	-42.4810257	1455.248169	98	2.025263	160.3253784	-102.7123795	1777.135742
7	0.125274	172.823822	-13.00092793	792.1878052	99	2.046142	160.4269867	-49.55181885	1579.830811
8	0.146153	171.7054138	3.6602006	692.5203247	100	2.067021	159.3685761	-25.02065277	1212.647827
9	0.167032	170.6805267	19.67333984	757.2045898	101	2.0879	160.0586243	-22.80100822	827.5368042
10	0.187911	170.5413971	31.84972191	386.2189331	102	2.108779	158.3907929	-22.5754776	829.3425903
11	0.20879	173.7651672	41.88160706	-25.40742302	103	2.129658	158.5429382	-3.25329971	1071.902832
12	0.229669	175.4612274	43.52256393	-277.6820068	104	2.150537	157.5395203	25.06426811	1152.636108
13	0.250548	175.3324432	22.6451149	-240.7829285	105	2.171416	157.9424896	72.94372559	729.4794922
14	0.271427	175.1314392	0.40664658	-109.6938934	106	2.192295	161.1364899	88.59166718	-142.1523285
15	0.292306	172.1920624	3.8426702	30.76900291	107	2.213174	162.7448273	80.02386475	-953.0476074
16	0.313185	172.6220245	25.19905281	178.0322723	108	2.234053	167.9151917	25.16262245	-1416.02356
17	0.334064	175.3888245	38.9016304	201.6287231	109	2.254932	165.0130615	30.597229	-1555.786011
18	0.354943	176.6849823	33.16044998	-45.52471161	110	2.275811	165.1988678	-51.79180527	-1332.930664
19	0.375822	178.6243591	21.42720985	-386.6450501	111	2.29669	158.8450317	-58.94588852	-462.0770569
20	0.396701	177.9436188	15.57610226	-448.3431702	112	2.317569	159.8304291	-70.99720764	340.4237061
21	0.41758	177.2983551	2.00716567	-281.3927612	113	2.338448	160.9346314	-73.06839752	622.9048462
22	0.438459	177.0988159	-7.69843769	-112.8771896	114	2.359327	160.190094	-25.90686899	1076.632324
23	0.459338	177.9253845	-3.14248276	49.59659576	115	2.380206	156.2237701	-1.06258345	1878.410645
24	0.480217	177.9091644	2.31011629	277.9993591	116	2.401085	152.4358063	18.71356201	1930.951538
25	0.501096	177.5015411	11.90744591	368.8442383	117	2.421964	158.6452332	73.14699029	916.6571045
26	0.521975	177.1949616	16.66252708	156.6563873	118	2.442843	161.8371735	136.8685455	6.4041748
27	0.542854	177.766449	28.80966377	-315.3609009	119	2.463722	163.8957367	120.9080505	-697.1871338
28	0.563733	179.5452881	25.07106972	-692.3684082	120	2.484601	167.2097321	32.91355896	-1738.385986
29	0.584612	179.7362518	-1.90696645	-811.9551392	121	2.50548	168.5982056	-11.67487621	-2412.267578
30	0.605491	180.9675751	-42.61312103	-807.3190308	122	2.526359	166.736084	-42.23910904	-1880.463379
31	0.62637	178.0553131	-58.28130341	-648.5924683	123	2.547238	161.5337372	-82.90446472	-953.9106445
32	0.647249	176.1388702	-53.98156738	-196.4969025	124	2.568117	162.3488312	-108.7530975	-439.23172
33	0.668128	172.9971314	-48.20726395	186.93927	125	2.588996	160.1768036	-98.61726379	83.37413025
34	0.689007	175.815186	-50.66885104	0.79325008	126	2.609875	159.5301056	-77.68862915	729.756897
35	0.709886	172.8123779	-37.77807617	-297.7758484	127	2.630754	155.0608215	-62.69667053	1155.169434
36	0.730765	172.4119721	-42.68046951	-93.33892822	128	2.651633	153.8665924	-41.59474182	1172.44519
37	0.751644	169.9527741	-72.49778748	293.9382324	129	2.672512	152.3607636	-10.823246	1042.036743
38	0.772523	171.146759	-76.40187073	348.2633057	130	2.693391	155.4919281	22.8089832	959.3636475
39	0.793402	167.9030457	-35.91237259	463.7693787	131	2.71427	156.1231842	30.2897644	781.211792
40	0.814281	168.3128662	-1.33603358	656.3952637	132	2.735149	156.3198853	36.27044678	156.2924194
41	0.83516	166.8143616	-8.83610725	390.2418518	133	2.756028	156.5039978	46.75322723	429.3876953
42	0.856039	170.2335053	-13.16356182	-267.1424866	134	2.776907	157.6724701	55.16704941	488.9452049
43	0.876918	169.5228424	-17.11736679	-496.3680725	135	2.797786	159.5287781	62.75515747	378.0018921
44	0.897797	167.701889	-27.10029793	207.6410675	136	2.818665	161.4011231	77.94663239	165.7868195
45	0.918676	165.859726	-52.28460312	105.7203751	137	2.839544	162.1079102	82.23651123	7.83398628
46	0.939555	165.6541138	-42.50499344	382.1691589	138	2.860423	163.7284851	73.43639374	-205.8192749
47	0.960434	165.6820831	-18.85589714	677.5050659	139	2.881302	165.7761231	62.45248413	-490.5968018
48	0.981313	162.514679	8.87209225	761.5730591	140	2.902181	167.5017242	57.62485886	-506.9641724
49	1.002192	162.6861725	23.18394089	432.4068298	141	2.92306	168.0288849	42.94870758	-142.8384247
50	1.023071	165.250351	26.12036705	-136.4671478	142	2.943939	168.0852661	27.03678322	248.2681427
51	1.04395	167.6741486	19.32359505	-719.2504883	143	2.964818	169.0484619	37.8993187	416.1335051
52	1.064829	167.9260254	-1.19317329	-909.7660523	144	2.985697	169.0802002	70.65000916	398.3491821
53	1.085708	167.1506653	-35.78210068	-858.9212036	145	3.006576	170.3541412	92.85388947	138.6612854
54	1.106587	165.4810638	-65.2243042	-770.3264771	146	3.027455	173.3599701	82.54974365	-402.3752747
55	1.127466	163.8347626	-59.67843628	-410.3586731	147	3.048334	176.5866242	57.2890358	-876.5325317
56	1.148345	162.1248169	-63.75183105	209.7447968	148	3.069213	178.2433319	27.62411188	-890.4197998
57	1.169224	161.3150177	-62.19872284	570.125	149	3.090092	176.1980133	2.4947474	-537.0233765
58	1.190103	161.7107337	-48.1579895	692.390625	150	3.110971	172.5814972	-1.16106617	-152.9605866
59	1.210982	158.3045807	-17.38827324	909.1605225	151	3.13185	172.8342133	11.47288799	7.80280304
60	1.231861	158.6496277	-0.14584853	960.0792847	152	3.152729	176.2310791	22.30584335	-88.70579529
61	1.25274	158.0690765	16.05401993	631.0288869	153	3.173608	178.8531494	23.64704514	-272.9538879
62	1.273619	161.5950165	32.46528625	189.5930939	154	3.194487	177.8970642	0.40251398	-452.0775147
63	1.294498	161.334198	36.60543823	-2.27770329	155	3.215366	177.3317413	-20.02639008	-722.5849609
64	1.315377	161.8431702	20.70235443	-93.32907867	156	3.236245	176.2025604	-22.80595016	-853.7765503
65	1.336256	161.2227783	5.93356848	-179.5671692	157	3.257124	172.9855499	-32.06626892	-832.9511719
66	1.357135	162.2719116	12.9690752	-90.1747818	158	3.278003	176.4797211	-61.15103531	-1010.186768
67	1.378014	161.5616303	18.0691967	158.6040344	159	3.298882	175.2279053	-82.00769043	-1366.221436
68	1.398893	163.1044769	20.15373611	276.3867188	160	3.319761	173.046402	-109.5799942	-1550.360962
69	1.419772	162.678421	23.3347702	263.3657532	161	3.34064	168.374054	-141.8126526	-1406.586426
70	1.440651	163.9318237	31.79536247	223.5724945	162	3.361519	166.2388611	-183.3537293	-1047.74231
71	1.46153	163.6288452	38.54629135	132.8721771	163	3.382398	163.1476135	-210.1903076	-475.8294983
72	1.482409	165.0033569	43.84693909	53.74163437	164	3.403277	160.0010071	-206.8538513	217.835846
73	1.503288	165.9859009	37.3764038	128.2567444	165	3.424156	152.0556793	-187.5861359	819.9394531
74	1.524167	167.4292145	33.00067902	339.9081726	166	3.445035	148.2070923	-155.4484711	1141.600098
75	1.545046	167.6600189	37.32863996	610.7928467	167	3.465914	145.5904236	-129.0053101	1333.089233
76	1.565925	167.4841461	62.87578583	850.3886719	168	3.486793	146.6556397	-108.5992355	1216.178223
77	1.586804	168.0515595	89.31092834	832.5167847	169	3.507672	145.2884064	-85.56941223	775.763794
78	1.607683	170.9816895	112.8688355	422.8074036	170	3.528551	140.8101349	-51.72657394	562.6220703
79	1.628562	175.0873566	119.8857803	-159.0548859	171	3.54943	137.7982636	-56.73946762	487.5845032
80	1.649441	177.7379608	105.511879	-610.2646484	172	3.570309	139.0416718	-67.72426605	82.88400269
81	1.67032	179.4682007	72.20263672	-977.4279175	173	3.591188	141.8817291	-55.44539642	-262.0429641
82	1.691199	179.3847351	49.2724915	-1131.735107	174	3.612067	138.5100861	-48.78092957	172.3408696
83	1.712078	180.2609863	32.25374222	-948.7920530					

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

91	1.87911	181.4703217	-5.65693951	-1556.490356	183	3.799978	147.1029205	273.4077454	3815.370117
92	1.899989	181.4874878	-49.99991608	-2038.651733					

Tabel 1.3.

Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s²]	Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s²]
1	0	0	0	0	93	1.920868	110.8632813	138.6700745	1170.056152
2	0.020879	0.02	0.02	0.02	94	1.941747	112.2552261	166.9224091	570.4948731
3	0.041758	118.692543	43.72555161	-1305.982056	95	1.962626	118.8442841	172.1866303	-338.2840576
4	0.062637	119.7383118	18.92032623	-992.1150513	96	1.983505	123.0511322	151.4643097	-1176.563721
5	0.083516	120.1557159	-5.88489914	-678.2480469	97	2.004384	125.8415222	111.6357651	-1569.343262
6	0.104395	119.5526276	-12.68856812	-472.794281	98	2.025263	127.23909	59.02218246	-1555.809204
7	0.125274	119.1075745	-23.86766052	-91.2305603	99	2.046142	127.5503388	22.26499367	-1348.905029
8	0.146153	118.3628006	-19.83727646	102.0975494	100	2.067021	127.5401993	13.64319611	-962.1133423
9	0.167032	117.5279923	-8.87355423	146.6670837	101	2.0879	126.6493835	5.91878653	-582.1367188
10	0.187911	117.9991303	-1.23160636	113.3523789	102	2.108779	127.7788849	-7.35765791	-585.4816895
11	0.20879	117.9551849	-1.63313484	-62.24945068	103	2.129658	128.17453	-15.52028084	-778.0983276
12	0.229669	118.8443375	-8.6298275	-261.9588318	104	2.150537	127.6898956	-28.00419044	-736.03125
13	0.250548	118.1427918	-16.43825531	-369.8809815	105	2.171416	126.025444	-56.48064041	-520.9277954
14	0.271427	117.2206345	-25.49389839	-352.6097717	106	2.192295	122.9167557	-73.711586	-282.8394775
15	0.292306	116.5307541	-32.31935501	-233.4546814	107	2.213174	123.5317307	-69.64951324	119.3909683
16	0.313185	116.1007919	-38.63809967	-35.0015564	108	2.234053	121.435997	-55.61413193	592.9309082
17	0.334064	115.6180496	-38.80114746	190.7485657	109	2.254932	120.2995453	-39.96020889	830.2086792
18	0.354943	112.6391068	-30.45262146	372.7602844	110	2.275811	119.8244019	-19.130476	831.9362793
19	0.375822	113.1485138	-17.64293671	477.5924377	111	2.29669	120.0950623	0.8721348	655.982666
20	0.396701	113.092012	-5.2899758	473.2522278	112	2.317569	120.4997177	12.32643986	291.8700256
21	0.41758	113.5910721	2.64006853	297.5253906	113	2.338448	120.6134567	20.70254517	-142.8873749
22	0.438459	112.5955277	9.78809643	12.1211834	114	2.359327	121.0958862	9.18051052	-488.2224426
23	0.459338	112.5236816	10.47874641	-198.0822296	115	2.380206	121.6263809	-12.08416176	-747.4671631
24	0.480217	112.0404739	-2.17971706	-311.888031	116	2.401085	121.9143066	-32.37948608	-816.682312
25	0.501096	113.9822617	-16.14773369	-336.8172607	117	2.421964	120.2088165	-46.78651047	-480.2184448
26	0.521975	112.4350433	-20.99834251	-121.1204224	118	2.442843	118.4930725	-61.02858353	105.5449143
27	0.542854	113.2674255	-23.44937897	295.6256409	119	2.463722	116.8987656	-60.51544189	600.4151001
28	0.563733	112.8601303	-16.52891731	528.6094971	120	2.484601	116.5503235	-30.94166565	962.9172974
29	0.584612	111.6320343	5.92358685	537.9188232	121	2.50548	115.2662125	5.7398138	1225.756545
30	0.605491	112.004715	30.1037674	433.2522278	122	2.526359	115.5710831	31.08808517	1130.198364
31	0.62637	113.5359345	31.74205208	156.5098572	123	2.547238	117.1869659	49.28780746	591.9877319
32	0.647249	115.373909	27.05890846	-231.1418152	124	2.568117	119.0700378	63.20098877	-50.04005814
33	0.668128	116.1811295	12.45750618	-363.9529724	125	2.588996	120.3565064	58.47019577	-512.9962158
34	0.689007	112.3988953	3.74329734	-122.5316925	126	2.609875	121.1086655	31.08287239	-842.4417725
35	0.709886	112.4229126	-6.57348394	151.1013947	127	2.630754	121.7948074	0.27055728	-1067.983521
36	0.730765	112.0395889	6.12312698	308.7030029	128	2.651633	122.0029802	-18.39726067	-989.644043
37	0.751644	115.7108154	29.90969467	382.9763794	129	2.672512	120.3411713	-33.66462708	-649.6171875
38	0.772523	115.1549606	38.79586792	379.0155335	130	2.693391	119.4430847	-49.23646927	-387.5013428
39	0.793402	116.9587555	38.36449051	206.4118347	131	2.71427	118.472229	-51.65724182	-278.6582336
40	0.814281	117.474144	32.84882355	86.76913452	132	2.735149	117.7514877	-48.41796112	-122.3369904
41	0.83516	118.4516373	38.11745834	92.42942047	133	2.756028	116.5555801	-51.15011215	32.95235825
42	0.856039	118.8387451	40.38615036	89.85993958	134	2.776907	115.6265259	-56.0123558	21.14676666
43	0.876918	118.8461838	48.97471619	-1.17085731	135	2.797786	112.3407745	-51.86196518	-51.86437988
44	0.897797	120.8621903	46.83432388	-243.7485657	136	2.818665	113.3023834	-46.91249084	-41.61148071
45	0.918676	121.7677078	39.59778214	-591.3172607	137	2.839544	111.9413071	-50.77830505	-6.65807438
46	0.939555	123.6761932	26.63817978	-877.7380371	138	2.860423	112.0127716	-57.20981979	-0.84193516
47	0.960434	122.792511	0.2091089	-861.864624	139	2.881302	110.5599213	-57.4603157	79.54079437
48	0.981313	122.5995712	-26.87011337	-667.649231	140	2.902181	109.1800842	-52.12149048	223.5279999
49	1.002192	122.0705338	-42.25844955	-326.957489	141	2.92306	107.1879425	-42.81542587	273.097229
50	1.023071	120.5802994	-35.50226212	225.7504425	142	2.943939	106.7337418	-35.45724869	186.515625
51	1.04395	119.8181686	-26.6287384	766.8323364	143	2.964818	106.8720169	-30.47245789	86.70291901
52	1.064829	118.5102921	-6.08745956	925.7483521	144	2.985697	106.7819138	-33.38221359	58.52773285
53	1.085708	119.9156342	23.63467789	722.2315674	145	3.006576	105.7348709	-39.45107651	100.3568649
54	1.106587	119.7680588	47.56537628	438.7653198	146	3.027455	102.3146973	-38.13195419	230.9569566
55	1.127466	121.9120941	46.89545441	9.57544708	147	3.048334	102.8493805	-28.10168839	409.6994629
56	1.148345	123.0122299	31.51879692	-486.799408	148	3.069213	103.0728455	-15.10304832	479.2289124
57	1.169224	122.1322556	19.22730637	-727.4251709	149	3.090092	103.211792	-1.41916215	382.9622192
58	1.190103	123.2175903	-1.04557633	-612.4559326	150	3.110971	103.7924271	7.37250376	286.7024841
59	1.210982	122.7667923	-17.63114166	-478.661438	151	3.13185	103.2478333	6.36548758	302.8256226
60	1.231861	122.5724716	-23.39718246	-381.4645996	152	3.152729	103.4780884	2.10747385	356.5041504
61	1.25274	122.2511444	-19.3144722	-178.1941223	153	3.173608	103.6511765	13.06476116	412.4450378
62	1.273619	121.6832809	-26.11009789	-10.74803257	154	3.194487	103.8809738	32.67910004	565.3690186
63	1.294498	121.244133	-29.55375099	-27.660923	155	3.215366	102.2577896	45.2394472	799.3449707
64	1.315377	120.6473007	-25.95922661	-62.68842316	156	3.236245	105.6822281	52.11746597	1056.051636
65	1.336256	119.5482636	-22.08050728	-2.31101418	157	3.257124	107.42939	71.97593689	1359.906738
66	1.357135	119.5508347	-26.98855972	23.46566391	158	3.278003	108.6707001	106.1023941	1652.907593
67	1.378014	119.1956024	-29.09077454	-2.20785046	159	3.298882	109.9604492	152.0554504	1762.29895
68	1.398893	119.103508	-27.8276329	6.90189743	160	3.319761	113.0585861	197.0017853	1517.588379
69	1.419772	117.4461517	-22.29382706	8.70485783	161	3.34064	118.4536209	227.1935883	885.1062012
70	1.440651	117.0299149	-23.51804352	-50.53406906	162	3.361519	125.0323181	240.6103821	38.25192642
71	1.46153	116.5639725	-22.47022438	-113.7129059	163	3.382398	130.0233307	229.1495361	-680.963562
72	1.482409	117.2533951	-31.47286034	-191.434372	164	3.403277	133.4758453	199.643692	-1066.540771
73	1.503288	116.2708511	-35.88217163	-236.3831177	165	3.424156	136.8995972	160.6876984	-1187.30188
74	1.524167	115.2306747	-39.22759628	-143.1161804	166	3.445035	139.8633423	137.1634216	-1182.256348
75	1.545046	112.9997025	-45.59858322	26.44196129	167	3.465914	143.2922363	125.7686081	-1060.422363
76	1.565925	113.4442291	-45.79453278	90.78990173	168	3.486793	142.2973633	111.2091904	-842.0769653
77	1.586804	112.4777603	-36.71323776	72.46140289	169	3.507672	146.9784851	82.96173096	-710.3792114
78	1.607683	112.1064453	-28.01483917	100.4609985	170	3.528551	148.47995	65.8815155	-646.345642

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

Activitatea de urcare/coborâre trepte scară

A. Articulația genunchiului

Tabel 1.4.

Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]	Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]
1	0	0	0	0	93	1.920868	155.0958862	-3.15748715	-1253.159668
2	0.020879	0.02	0.02	0.02	94	1.941747	155.2020111	-35.5632019	-1515.712036
3	0.041758	171.6095429	5.74639606	-176.1900787	95	1.962626	152.4644775	-72.31658936	-1606.012207
4	0.062637	171.7895355	2.33650208	-118.4024735	96	1.983505	152.7372284	-106.7652588	-1455.077026
5	0.083516	171.8055573	-1.0733918	-60.61487198	97	2.004384	149.7331848	-138.3935394	-1123.50647
6	0.104395	171.6551971	-0.25901785	-46.25169754	98	2.025263	146.2273865	-158.3155975	-753.6088257
7	0.125274	171.6551971	-1.69900191	-1.31458902	99	2.046142	142.8394775	-165.8025055	-453.7292481
8	0.146153	171.6551971	-0.76522797	6.96605492	100	2.067021	139.5043945	-165.3877258	-297.0460205
9	0.167032	171.6551971	0.12531276	9.67189217	101	2.0879	136.4197235	-166.5718689	-340.9720764
10	0.187911	171.6551971	0	29.85088539	102	2.108779	133.1316986	-173.967392	-560.5966187
11	0.20879	171.6551971	-0.13446802	53.13339233	103	2.129658	129.7180634	-188.4324646	-865.0073242
12	0.229669	171.6551971	0.53850788	77.09862518	104	2.150537	125.8466644	-209.3759308	-1102.313477
13	0.250548	171.6551971	3.08952212	73.70503998	105	2.171416	121.476799	-236.4790344	-1152.741089
14	0.271427	171.6551971	6.82550812	35.01540375	106	2.192295	116.546875	-266.391571	-968.8422241
15	0.292306	171.8165894	7.88701057	-37.71619797	107	2.213174	110.9405823	-288.7620239	-525.8952637
16	0.313185	172.138504	5.60283422	-126.638794	108	2.234053	102.5492706	-296.8648682	139.1960907
17	0.334064	172.4605255	0.76243055	-186.0225067	109	2.254932	97.97528076	-286.4554138	888.0505981
18	0.354943	172.3239746	-5.0874052	-162.790802	110	2.275811	92.0565033	-257.6561585	1839.043701
19	0.375822	172.0265198	-9.32337093	-51.96821213	111	2.29669	87.18849182	-212.6814728	2088.814697
20	0.396701	171.5686798	-10.65094852	87.32502747	112	2.317569	83.59915161	-162.9688927	2425.215576
21	0.41758	171.4183502	-5.80100775	185.4185638	113	2.338448	80.81739044	-112.9522476	2571.342041
22	0.438459	171.4174194	2.66774392	226.6064606	114	2.359327	79.0080719	-58.70346451	2606.819824
23	0.459338	171.4174194	9.32273483	197.5857391	115	2.380206	78.12215424	-6.35776281	2586.589355
24	0.480217	171.8798981	11.49857426	87.7372818	116	2.401085	78.59400177	42.49829865	2483.052734
25	0.501096	172.2009125	11.56596661	-38.68396378	117	2.421964	80.40721893	92.99682617	2297.472412
26	0.521975	172.5229187	9.13301754	-100.7989655	118	2.442843	82.69095612	141.7088623	2086.130615
27	0.542854	172.5339813	2.79939604	-86.21642303	119	2.463722	86.00339508	180.7221069	1839.043701
28	0.563733	172.5349579	1.28078413	-53.64021301	120	2.484601	89.9981308	212.6005554	1540.540771
29	0.584612	172.5349579	1.61323488	-32.93364716	121	2.50548	92.82337189	241.5566711	1246.296997
30	0.605491	172.53302	2.90207481	-28.33252716	122	2.526359	100.098671	262.3305664	1021.615173
31	0.62637	172.5562592	2.79011345	-48.39860916	123	2.547238	105.3941803	280.6416321	816.1714478
32	0.647249	172.9000855	2.00544906	-123.9822922	124	2.568117	111.4159927	292.8799133	568.8661499
33	0.668128	173.063324	-2.49290371	-256.950531	125	2.588996	117.2491913	305.3435669	306.992981
34	0.689007	172.8804321	-6.01825476	-422.0549011	126	2.609875	123.5689011	310.9908752	8.09809017
35	0.709886	172.5352783	-12.06185913	-623.7156982	127	2.630754	129.8920898	308.0076904	-377.9826965
36	0.730765	172.055603	-28.82536697	-885.2877197	128	2.651633	136.4598999	297.0376892	-820.6022949
37	0.751644	172.0577087	-50.07818222	-1192.607666	129	2.672512	142.2720184	275.5667419	-1206.246704
38	0.772523	170.8813782	-76.95665741	-1440.609863	130	2.693391	147.7189941	245.5293884	-1492.637695
39	0.793402	169.0847473	-109.7753754	-1528.965088	131	2.71427	152.1743469	208.2824554	-1711.975586
40	0.814281	166.1247406	-147.1786499	-1449.632813	132	2.735149	156.1173706	172.3859711	-1893.560547
41	0.83516	162.8877716	-178.9491577	-1212.078613	133	2.756028	159.125412	136.037323	-2041.988647
42	0.856039	159.1533051	-200.2725372	-787.8269653	134	2.776907	161.266449	95.48660278	-2176.075684
43	0.876918	152.5168304	-211.3083344	-212.1294403	135	2.797786	163.1741638	47.95867157	-2313.721191
44	0.897797	149.9843445	-211.9138489	397.0065002	136	2.818665	163.792823	-1.99947274	-2347.4104
45	0.918676	145.5137024	-197.9199524	967.3583374	137	2.839544	163.3942719	-52.11497498	-2137.276367
46	0.939555	141.5992737	-169.363266	1440.853882	138	2.860423	161.3547669	-98.5806427	-1611.908447
47	0.960434	138.5268707	-131.6669617	1757.935547	139	2.881302	158.640976	-131.5970917	-832.7852783
48	0.981313	136.0196991	-89.63485718	1917.640015	140	2.902181	155.5237885	-142.5583649	50.8111145
49	1.002192	132.9122162	-50.37661743	1918.011963	141	2.92306	152.1710205	-125.8539963	902.0690308
50	1.023071	132.3913269	-13.07550526	1770.768921	142	2.943939	149.4103241	-91.341362	1580.691772
51	1.04395	132.7350464	22.11448453	1566.045288	143	2.964818	147.6807556	-50.28716278	1923.921509
52	1.064829	135.2546539	53.86121368	1361.802368	144	2.985697	147.7275391	-5.24641466	1892.501343
53	1.085708	136.6391602	76.92588043	1105.720459	145	3.006576	148.4201813	36.69393921	1678.319214
54	1.106587	138.8978577	95.84741211	822.5753174	146	3.027455	149.3354034	68.24261475	1402.067627
55	1.127466	140.9654388	111.6345291	612.6326294	147	3.048334	151.0940552	87.04353333	1048.839478
56	1.148345	143.400528	119.925705	439.0719299	148	3.069213	153.0168762	102.4286346	657.4396362
57	1.169224	145.6348419	122.4419251	222.8246765	149	3.090092	155.6690674	118.3779602	322.092041
58	1.190103	148.3675385	129.8894959	-16.45319557	150	3.110971	157.7883301	121.8084488	32.9422493
59	1.210982	151.0312347	129.6842651	-218.3775024	151	3.13185	160.7151642	116.091301	-282.0509033
60	1.231861	153.7067108	121.7704926	-423.3449707	152	3.152729	163.0734558	105.2335358	-523.9586792
61	1.25274	156.4642639	107.3820953	-599.1866455	153	3.173608	165.1090698	92.67415619	-623.3510742
62	1.273619	158.2684702	93.49539185	-650.0869141	154	3.194487	166.6207581	76.04742432	-652.1503906
63	1.294498	159.89328	77.37563324	-599.5863037	155	3.215366	167.8065796	63.48461151	-687.8292236
64	1.315377	160.9649506	66.01934814	-536.1954346	156	3.236245	169.1321259	52.0158577	-695.5444946
65	1.336256	162.4301148	58.48984146	-490.1278687	157	3.257124	169.9592133	38.79062271	-672.6486206
66	1.357135	163.344101	51.38159943	-492.2149048	158	3.278003	170.9530945	22.35011101	-648.8460693
67	1.378014	162.7071228	41.69602203	-591.5027466	159	3.298882	171.130249	8.14977932	-532.0524292
68	1.398893	165.1690826	29.49211311	-717.1171265	160	3.319761	170.9760437	-2.97056723	-302.1204529
69	1.419772	165.8916931	12.39331055	-837.6747437	161	3.34064	170.4923096	-8.5513401	-57.87065506
70	1.440651	165.7524109	-7.21950245	-951.0973511	162	3.361519	170.3371124	-3.85271549	122.2258835
71	1.46153	165.7764587	-26.7905846	-1000.673523	163	3.382398	170.1701813	2.79469109	226.7241364
72	1.482409	162.6721802	-47.72711945	-923.9784546	164	3.403277	170.5	12.27035046	211.310318
73	1.503288	163.7564697	-69.17505646	-751.0565186	165	3.424156	170.9679871	15.07364273	93.67114258
74	1.524167	161.9601428	-85.26093292	-525.0654907	166	3.445035	171.4299622	15.08642197	-22.70555496
75	1.545046	160.1229858	-91.23760223	-247.1288147	167	3.465914	171.7206574	11.73146057	-87.59832764
76	1.565925	157.7444153	-90.5437088	77.6475296	168	3.486793	171.7026062	7.73156166	-120.8947983
77	1.586804	155.9539032	-86.78401184	358.0512695	169	3.507672	171.8856354	5.87450409	-147.8189087
78	1.607683	152.4472809	-78.32899475	531.3619385	170	3.528551	171.9067841	2.9233098	-143.4047852
79	1.628562	153.3148193	-61.91740799	657.1236572	171	3.54943	172.0909424	1.44430745	-137.0815125
80	1.649441	151.6019287	-46.03053665	759.0583496	172	3.570309	172.2557678	-3.34599686	-152.7856445
81	1.67032	150.8200836	-31.19721794	763.4815064	173	3.591188	172.0873718	-5.7723341	-139.0095825
82	1.691199	150.5061646	-15.88731766	661.0454712	174	3.612067	171.7557983	-8.46703529	-66.52986145
83	1.712078	150.664917	-0.38248682	561.3053589	175	3.632946	171.4227905	-10.4193964	-13.06951332
84	1.732957	150.864975	9.76822758	509.6154175	176	3.653825	171.4243164	-9.49865627	-20.71061134
85	1.753836	150.8607636	12.31954098	445.157135	177	3.674704	171.258316	-6.19258642	-16.64546776
86	1.774715	151.330307	21.85133934	331.2346802	178	3.695583	171.0835266	-7.12063837	-21.67346001
87	1.795594	151							

B. Articulația gleznei

Tabel 1.5.

Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]	Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]
1	0	0	0	0	93	1.920868	171.0297699	32.6190834	637.1113281
2	0.02	0.02	0.02	0.02	94	1.941747	171.8953857	42.43251419	415.1331177
3	171.8186798	2.17302513	-71.85316467	171.8186798	95	1.962626	173.2242127	57.69765472	163.4738159
4	171.9171448	2.70957947	-57.65376663	171.9171448	96	1.983505	172.9139099	58.0955925	35.03863144
5	171.966507	1.24613392	-43.45436859	171.966507	97	2.004384	172.0069275	49.8843956	-105.7708969
6	171.966507	1.04090333	-33.54813385	171.966507	98	2.025263	176.7973175	39.60722351	-275.6807251
7	171.966507	0.16473128	10.04223156	171.966507	99	2.046142	177.4763336	42.52279663	-212.0621796
8	171.966507	-0.30517566	55.2875824	171.966507	100	2.067021	177.5723114	36.53760147	39.29276657
9	171.966507	1.32999372	82.44264221	171.966507	101	2.0879	176.7883911	30.54414177	130.6405792
10	171.966507	2.71292925	79.86898804	171.966507	102	2.108779	178.4553223	39.6306839	-140.7572174
11	171.966507	8.07888985	60.80485535	171.966507	103	2.129658	179.6822052	53.00589752	-563.7261963
12	172.2833557	8.73266506	32.52410126	172.2833557	104	2.150637	181.0897827	42.93756104	-1019.857788
13	172.5884857	6.53826141	-12.39712334	172.5884857	105	2.171416	181.9593353	0.71652704	-1469.493652
14	172.8825073	6.32877111	58.89923859	172.8825073	106	2.192295	182.3495026	-47.78987122	-1775.675781
15	172.7211151	6.07464886	-59.80482101	172.7211151	107	2.213174	180.8716126	-85.39788055	-1738.082642
16	172.5595856	2.32997554	-47.61915588	172.5595856	108	2.234053	177.2122803	-110.8813171	-1341.47583
17	172.9549866	1.90022707	-69.59046173	172.9549866	109	2.254932	172.2933655	-135.7458191	-833.078186
18	173.0924988	1.78635848	-90.89939117	173.0924988	110	2.275811	172.026413	-155.4372864	-435.4516296
19	173.2290802	0.75308454	-78.92464447	173.2290802	111	2.29669	170.1914368	-156.0632019	-21.18894958
20	172.8076935	-2.24304104	-58.29727173	172.8076935	112	2.317569	166.0887604	-145.9332275	596.7307129
21	172.8076935	-2.66314745	-58.00947571	172.8076935	113	2.338448	161.4538117	-136.6936493	1105.070679
22	172.8076935	-2.62061405	-42.7003476	172.8076935	114	2.359327	159.1871033	-109.3638916	1366.721436
23	172.8076935	-3.78424168	-9.56434059	172.8076935	115	2.380206	158.0321655	-65.48853302	1547.906372
24	172.6477203	-2.93710661	13.09224987	172.6477203	116	2.401085	157.3663788	-32.01324463	1532.681885
25	172.4875946	-2.93634367	33.19440842	172.4875946	117	2.421964	157.4923554	-0.40912613	1028.330444
26	172.3273773	-2.13652897	59.08536911	172.3273773	118	2.442843	156.7341919	20.30988503	375.1522217
27	172.3273773	-2.61999655	56.06562424	172.3273773	119	2.463722	157.3862	26.79105377	6.07902956
28	172.3273773	0.88901484	32.9591713	172.3273773	120	2.484601	159.4007111	-0.52235901	-323.4502869
29	172.3273773	1.42008412	29.2840271	172.3273773	121	2.505458	159.5504608	-15.1659584	-670.7369995
30	172.3273773	-0.62630945	29.24243927	172.3273773	122	2.526359	159.7897644	-12.05270386	-617.7088623
31	172.5876312	-1.41798604	19.99302483	172.5876312	123	2.547238	152.5868968	-29.52517319	-210.8665314
32	172.2810211	0.67183149	90.12988281	172.2810211	124	2.568117	156.8799896	-46.26615524	-285.634613
33	172.2810211	3.51072812	229.8423309	172.2810211	125	2.588996	156.7279358	-42.23993683	-647.105896
34	172.1698456	5.00538969	283.6849976	172.1698456	126	2.609875	156.3078308	-27.50351143	-640.0614624
35	172.6477203	15.53935432	229.3035889	172.6477203	127	2.630754	152.3186035	-66.34143829	-376.5085754
36	172.9675293	26.06117439	146.8603058	172.9675293	128	2.651633	151.7827759	-97.43000031	-178.1627655
37	173.127243	26.7894001	51.91520691	173.127243	129	2.672512	152.8834076	-98.75611877	307.3646545
38	172.5370026	22.1000576	-58.98220444	172.5370026	130	2.693391	147.5985413	-62.64065552	1267.824707
39	172.8586121	15.31009102	-89.83864594	172.8586121	131	2.71427	146.8397827	-12.02290726	1907.956665
40	175.1414032	15.44754696	-31.31928825	175.1414032	132	2.735149	145.0488129	11.5030241	1892.742432
41	172.8411255	16.66386223	60.3729248	172.8411255	133	2.756028	148.2544708	69.40826416	1552.553345
42	172.4894714	20.83955574	52.54519653	172.4894714	134	2.776907	150.3337402	97.15229034	1092.866821
43	176.3222199	22.56818581	-136.848938	176.3222199	135	2.797786	152.7501068	107.1926956	331.2608032
44	176.4799652	23.91852379	-390.0993042	176.4799652	136	2.818665	152.7779694	101.6394501	-336.4972839
45	177.6281891	12.48575306	-591.2996216	177.6281891	137	2.839544	155.9367828	88.59980774	-560.0961914
46	176.8053131	-9.73205185	-607.4927368	176.8053131	138	2.860423	158.3030701	61.44813538	-648.6876221
47	176.9432678	-29.05405807	-452.73172	176.9432678	139	2.881302	160.3204193	49.93341446	-680.8735352
48	176.0588226	-40.37734604	-390.4602661	176.0588226	140	2.902181	160.141449	47.63989258	-473.1043091
49	172.8656921	-29.99972153	-469.6572571	172.8656921	141	2.92306	160.055603	32.31363297	-262.2789307
50	173.7091827	-26.67553139	-565.3574829	173.7091827	142	2.943939	160.8952637	26.09372711	-350.2399902
51	173.20047	-52.66492844	-742.6464233	173.20047	143	2.964818	162.6444855	29.22616386	-426.859436
52	172.3437805	-81.24242616	-967.4696655	172.3437805	144	2.985697	162.9743652	21.88827896	-343.3254395
53	172.5473938	-103.4761047	-836.3708496	172.5473938	145	3.006576	162.9743652	5.41101885	-352.7525197
54	167.704773	-115.46476517	-395.814148	167.704773	146	3.027455	162.8095245	-5.09438998	-399.1522522
55	162.7999115	-122.5379944	-9.10214996	162.7999115	147	3.048334	162.2772827	-5.08791399	-252.0114136
56	161.7116852	-113.1747742	252.7845001	161.7116852	148	3.069213	162.4974518	-10.68197441	-47.41250229
57	162.8899689	-100.5552521	472.5852051	162.8899689	149	3.090092	162.3725739	-13.0617094	12.98832798
58	159.6352387	-89.39510345	659.628418	159.6352387	150	3.110971	162.4638367	-8.43136787	28.42019463
59	158.0772247	-80.83766174	706.6253662	158.0772247	151	3.13185	161.2754364	-2.31906223	103.7024307
60	152.2858124	-66.32980347	750.6294556	152.2858124	152	3.152729	161.3853149	-2.71222021	89.13961029
61	152.2989655	-43.23093033	772.43396	152.2989655	153	3.173608	161.6956997	-2.36846256	-32.0822258
62	152.3042145	-29.85533524	657.1395874	152.3042145	154	3.194487	162.1948395	-1.11694288	-113.8131027
63	155.1647492	-11.04780388	472.2954712	155.1647492	155	3.215366	161.7097931	-5.44204473	-92.38084412
64	153.6919251	-8.20680904	369.0118103	153.6919251	156	3.236245	161.2055512	-13.06151867	-63.67359161
65	152.7585602	-9.50374222	211.0436707	152.7585602	157	3.257124	161.0372925	-16.03024101	-12.77658081
66	153.2080078	-3.94757438	23.8680687	153.2080078	158	3.278003	160.8689423	-11.20528698	103.5565491
67	153.6190949	3.52496958	132.2136993	153.6190949	159	3.298882	160.5450745	-6.20129681	221.7926841
68	152.1072846	-2.04264235	499.6127319	152.1072846	160	3.319761	160.3688965	-1.1639272	291.4207764
69	153.989563	-2.04440403	943.8193359	153.989563	161	3.34064	160.3373566	3.46355295	313.7906494
70	152.8620758	20.64723206	1352.542114	152.8620758	162	3.361519	160.6697998	10.40852451	293.8238525
71	152.8435669	68.58441162	1627.70166	152.8435669	163	3.382398	161.0018463	19.11213493	242.2027741
72	153.946167	118.6077957	1482.21228	153.946167	164	3.403277	161.1677094	22.86189842	171.7419281
73	158.5953674	148.5264435	709.0342407	158.5953674	165	3.424156	161.8689423	25.51268578	42.51840591
74	163.2832947	157.5357513	-357.000061	163.2832947	166	3.445035	162.5727387	22.73601341	-102.3335724
75	166.7063904	137.3662415	-1122.872803	166.7063904	167	3.465914	163.2605896	21.94537163	-189.7687988
76	167.9924164	85.05423737	-1533.723999	167.9924164	168	3.486793	163.4509277	16.01034164	-199.6008453
77	169.3726502	68.50789261	-1687.861328	169.3726502	169	3.507672	163.5963745	9.21274471	-173.9235077
78	169.7353821	12.79720497	-1356.809448	169.7353821	170	3.528551	163.7393646	5.51948309	-132.5264893
79	169.2607117	-5.89001751	-662.7128906	169.2607117	171	3.54943	163.8827972	6.0639677	-69.9257201
80	169.0370483	-22.14945793	-133.2784271	169.0370483	172	3.570309	163.8827972	6.45891571	-3.77050281
81	168.7990112	-16.37241936	178.721817	168.7990112	173	3.591188	162.050705	5.60232592	21.43317604
82	167.5995789	3.50907516	485.6202393	167.5995789	174	3.612067	162.2170105	5.65535021	5.70666552
83	167.7078705	16.99033737	560.2221069	167.7078705	175	3.632946	162.383194	7.15897608	1.49720645
84	168.4293518	25.83102226	228.817749	168.4293518	176	3.653825	162.383194	7.57128096	22.87155533
85	170.448242	35.78229141	-205.7787933	170.448242	177	3.674704	162.5492249	6.324129	

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

Tabel 1.6.

Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]	Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]
1	0	0	0	0	93	1.920868	106.0414963	-32.3743515	-872.5546265
2	0.02	0.02	0.02	0.02	94	1.941747	105.8824234	-61.18543243	-952.3117676
3	171.8186798	113.9250183	22.58080292	-221.9846802	95	1.962626	102.1269913	-81.86791992	-880.1665649
4	171.9171448	112.3734055	20.06912231	-222.6537476	96	1.983505	102.5226364	-95.95453644	-586.2528687
5	171.966507	112.8185501	15.55744171	-227.3228149	97	2.004384	99.58737183	-108.9216461	-232.0569763
6	171.966507	115.2609787	11.12091923	-220.2600555	98	2.025263	97.63577271	-109.3004456	37.27927399
7	171.966507	115.2609787	6.64497757	-181.6430512	99	2.046142	95.19483185	-101.4180756	351.2425232
8	171.966507	115.2609787	1.84119475	-132.3996429	100	2.067021	93.39069366	-89.76462555	739.9698486
9	171.966507	115.2609787	-0.36869034	-88.01554871	101	2.0879	91.66698456	-79.46542358	1072.092896
10	171.966507	115.2609787	0	-25.95536804	102	2.108779	90.29190063	-53.27724838	1439.884277
11	171.966507	115.2609787	-0.13449982	31.84437752	103	2.129658	89.01615143	-17.96028709	1916.486694
12	172.2833557	115.2609787	0.67240369	49.83042526	104	2.150537	88.36225128	23.02054405	2261.676514
13	172.5884857	115.2609787	2.42137814	39.6736908	105	2.171416	89.87904358	76.13058472	2256.798584
14	172.8825073	115.2609787	2.28644657	17.46692657	106	2.192295	91.80996704	133.6693268	2038.545776
15	172.7211151	115.4223633	2.40654564	-20.7589016	107	2.213174	95.09633636	175.7089539	1625.200928
16	172.5595856	115.5838928	2.92056274	-63.33105087	108	2.234053	99.53488159	196.9783325	1003.001099
17	172.9549866	115.7455368	0.64007413	-86.38539886	109	2.254932	102.1245422	209.2001343	327.7582703
18	173.0924988	115.6080322	-1.78635848	-67.33634186	110	2.275811	108.6384659	208.7159576	-263.6500855
19	173.2290802	115.4714432	-3.53838468	-16.25891495	111	2.29669	112.0923767	199.8434601	-782.9003906
20	172.8076935	115.3357849	-3.79180765	38.69193649	112	2.317569	116.2529907	177.2444	-1242.046631
21	172.8076935	115.3357849	-1.37147844	76.37147522	113	2.338448	119.8088532	145.0498962	-1631.758867
22	172.8076935	115.3357849	1.83579051	90.73517609	114	2.359327	123.3972397	106.655304	-1832.342896
23	172.8076935	115.3357849	2.24842644	75.22048187	115	2.380206	122.4962082	65.34844208	-1679.988281
24	172.6477203	115.4957657	2.93682051	32.64102554	116	2.401085	125.0380249	23.24214745	-1242.165771
25	172.4875946	115.6558838	2.93659782	-20.52152252	117	2.421964	122.5439148	-1.88112187	-697.1994629
26	172.3273773	115.8161087	2.13675165	-88.63121033	118	2.442843	122.6207199	-2.85851049	-132.3740997
27	172.3273773	115.8161087	2.7524302	-135.7602997	119	2.463722	123.7530212	10.00582027	353.7260132
28	172.3273773	115.8161087	-1.07514024	-132.4810486	120	2.484601	122.4882736	23.16836357	551.4460449
29	172.3273773	115.8161087	-6.79406834	-95.36997986	121	2.50548	122.9185562	35.98326111	479.1928711
30	172.3273773	115.8161087	-9.00373077	-46.45172501	122	2.526359	126.7264557	47.54462051	387.4468079
31	172.5876312	115.9688964	-7.32577372	22.52764702	123	2.547238	127.0631332	50.01819611	357.4567566
32	172.2810211	112.9730606	-2.35933876	93.42695618	124	2.568117	128.4449921	51.6463089	298.940033
33	172.2810211	112.9730606	-2.71085	86.57276154	125	2.588996	129.0666046	60.33128738	252.1104584
34	172.1698456	115.2371368	-0.82181263	-5.0604043	126	2.609875	130.3148804	69.79418182	220.7369537
35	172.6477203	115.4957657	1.4306699	-122.685147	127	2.630754	131.835022	73.77285004	37.34118271
36	172.9675293	115.1759491	-2.9584869	-197.3204193	128	2.651633	132.0433655	72.40106201	-277.8253174
37	173.127243	115.0162354	-10.58867359	-201.136261	129	2.672512	135.2724915	67.18022919	-520.77426758
38	172.5370026	115.0349274	-20.08663258	-155.3240509	130	2.693391	136.8592529	48.63622665	-695.800293
39	172.8586121	112.4764099	-20.81863785	-86.09555054	131	2.71427	137.1486816	27.47407532	-967.2055664
40	175.1414032	112.076508	-17.17763901	33.87238893	132	2.735149	138.1114502	13.52315998	-1319.95752
41	172.8411255	112.7787781	-12.45041752	169.0097046	133	2.756028	137.4057922	-7.00104761	-1637.255005
42	172.4894714	113.3863144	-12.92305756	141.1416168	134	2.776907	137.5469818	-47.10157394	-1920.59436
43	176.3222199	113.3217059	-8.96825409	42.02280807	135	2.797786	137.0722809	-100.2543335	-2039.292847
44	176.4799652	113.3428192	-2.46899819	25.4138813	136	2.818665	132.9708252	-149.3806305	-1711.86438
45	177.6281891	112.4084625	-9.36488724	-1.65521364	137	2.839544	130.4846344	-187.7051849	-921.5517578
46	176.8053131	112.6760941	-11.80406761	-169.6694946	138	2.860423	125.0824051	-199.9776001	35.94212723
47	176.9432678	112.6687088	-12.88636017	-231.8834839	139	2.881302	120.3787918	-182.5288086	881.546875
48	176.0588226	112.1358185	-12.4963522	10.03263187	140	2.902181	117.514885	-143.6146851	1442.759277
49	172.8656921	112.1006775	-27.56890156	345.8098755	141	2.92306	115.4612198	-102.0548706	1631.980103
50	173.7091827	111.0368364	-22.19408989	667.3288574	142	2.943939	112.1567764	-67.65032196	1511.970337
51	173.20047	110.9220276	6.48053217	1089.525269	143	2.964818	112.8121033	-42.80912018	1265.450439
52	172.3437805	109.4253311	38.36217117	1493.790771	144	2.985697	112.0391388	-23.00325203	1013.583984
53	172.5473938	111.6082077	70.09278107	1509.133057	145	3.006576	112.0391388	-5.18820858	805.6751099
54	167.704773	112.0908203	102.2151642	1237.037842	146	3.027455	112.2039719	12.075737	661.053833
55	162.7999115	116.7409744	133.7388763	883.735316	147	3.048334	112.7362213	22.18239212	505.287384
56	161.7116852	119.276329	143.3610077	425.1442566	148	3.069213	113.1470947	30.20641327	303.5983887
57	162.8899689	121.7343826	145.3118439	-117.3146439	149	3.090092	113.9233933	35.99337006	131.8647003
58	169.632387	125.488945	136.5248413	-597.4164429	150	3.110971	112.5037537	35.7992363	12.94729996
59	168.0772247	128.5784607	120.5236588	-932.9126587	151	3.13185	115.6921539	32.00359955	-112.3351059
60	162.2858124	130.9772949	95.79975891	-1109.486084	152	3.152729	116.2738495	29.47475624	-182.1203613
61	162.2989655	132.0888977	66.29277039	-1070.554932	153	3.173608	116.6709976	25.72284317	-190.4546814
62	162.3042145	132.7592621	40.85176849	-897.8436279	154	3.194487	116.9065704	19.59027481	-232.769516
63	155.1647492	133.4864807	25.66101265	-671.7820435	155	3.215366	117.3916092	17.10236168	-335.7799072
64	153.6919251	133.9629517	21.70848083	-375.219574	156	3.236245	117.8958511	12.33195782	-412.873291
65	152.7585602	132.0753326	17.17331505	-87.36854553	157	3.257124	118.0641174	1.64394319	-443.8933411
66	153.2080078	132.4468079	12.47825146	-48.54893875	158	3.278003	118.23246	-12.97393894	-447.6517944
67	153.6190949	132.7730866	18.71890259	-283.5434265	159	3.298882	117.6419525	-22.89520073	-335.6932373
68	152.1072846	132.9403381	22.91939163	-681.6088867	160	3.319761	116.8810883	-27.89448547	-90.920784
69	153.989563	135.2704315	6.2438941	-1265.616943	161	3.34064	115.9357834	-28.67532158	153.3750153
70	152.8620758	136.4173279	-29.87854004	-1881.548706	162	3.361519	115.6033325	-20.71710396	288.5524597
71	152.8435669	136.076889	-82.14299011	-2061.487305	163	3.382398	115.271286	-8.72331905	337.0663757
72	153.946167	133.7669525	-139.5971985	-1628.438721	164	3.403277	115.1215286	0.44406238	293.8756104
73	158.5953674	129.4731751	-181.8492127	-840.0357666	165	3.424156	115.3810349	3.54566431	148.7059326
74	163.2832947	122.1814041	-182.8684998	20.75525093	166	3.445035	115.6142807	2.26683235	-7.14010143
75	166.7063904	120.1019745	-152.9436646	719.364563	167	3.465914	115.8408203	2.13994884	-88.35369873
76	167.9924164	117.2299271	-122.4901047	1031.374146	168	3.486793	115.6504822	-2.2198987	-105.8366547
77	169.3726502	116.9386444	-100.3270035	895.8536987	169	3.507672	115.5050354	-5.42195415	-95.77863312
78	169.7353821	115.5038757	-89.2285614	608.1089478	170	3.528551	115.3620377	-6.28143692	-62.05658722
79	169.2607117	113.3778229	-82.52372742	472.7556763	171	3.54943	115.2186127	-6.06393576	-53.35174942
80	169.0370483	110.5083542	-81.10529327	525.083374	172	3.570309	115.2186127	-6.09508896	-93.69602966
81	168.7990112	108.8110809	-70.85346222	609.6127319	173	3.591188	115.0506973	-7.41904306	-136.403183
82	167.5995789	108.7292938	-52.07781219	632.0387573	174	3.612067	112.8843994	-12.26253033	-145.9792786
83	167.7078705	107.7268835	-31.17289925	632.1330008	175	3.632946	112.7182159	-18.30230713	-146.9588013
84	168.4293518	107.2313232	-20.12668419	586.0745239	176	3.653825	112.2812805	-20.45661189	-129.5175629
85	170.4448242	106.289978	-17.72123337	478.5184631	177	3.674704	113.6740112	-20.48647308	-56.71029282

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

Schimbarea poziției corpului (ridicare/așezare de pe scaun)

C. Articulația genunchiului

Tabel 1.7.

Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]	Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]
1	0	0	0	0	116	2.401085	132.2285767	-1.13798738	469.3935242
2	0.020879	0.02	0.02	0.02	117	2.421964	132.3651276	16.4116478	497.700592
3	0.041758	143.8070984	-20.10128593	972.5123901	118	2.442843	132.7055206	26.29024696	332.588562
4	0.062637	142.961731	-1.3923645	617.6030884	119	2.463722	136.206192	30.3112545	22.72177505
5	0.083516	143.2267761	17.31655693	262.6938171	120	2.484601	136.910614	27.41246796	-236.6277771
6	0.104395	142.1933441	10.94315434	171.698822	121	2.50548	137.2547913	17.48732758	-367.2161255
7	0.125274	142.5680389	16.24812508	-100.6103897	122	2.526359	137.1759491	3.58511472	-395.2266541
8	0.146153	142.5680389	8.67093086	-160.9580536	123	2.547238	137.1598816	-2.39891624	-312.6917419
9	0.167032	142.5680389	1.06792402	-159.9185028	124	2.568117	137.1414032	-8.97044754	-152.6073303
10	0.187911	142.5680389	-0.07057187	-152.9040985	125	2.588996	136.8421173	-8.89752388	9.07441711
11	0.20879	142.5680389	-1.58443391	-33.21501923	126	2.609875	136.565155	-6.69320154	125.7419052
12	0.229669	142.5680389	-2.46543789	37.05286789	127	2.630754	136.2124634	-2.93661642	175.3722992
13	0.250548	142.5680389	-0.7277168	50.51322556	128	2.651633	136.4215698	2.52412057	152.707428
14	0.271427	142.2780762	2.69501901	60.24154663	129	2.672512	136.5953674	7.12992048	97.66638947
15	0.292306	142.4394074	2.10016203	40.23527908	130	2.693391	136.8464813	7.89769173	22.30854225
16	0.313185	142.5961914	3.93555808	-21.3439064	131	2.71427	137.0362549	6.20600128	-31.14442444
17	0.334064	145.0279388	3.12665176	-76.55116272	132	2.735149	137.0577393	3.17497134	-16.48182106
18	0.354943	142.8790131	0.59623694	-78.26894379	133	2.756028	137.0759125	1.60471535	-48.2980423
19	0.375822	142.7527843	-2.89501901	-51.34589005	134	2.776907	137.1445007	3.8057313	-117.1327438
20	0.396701	142.5680389	-2.3418231	-21.81390381	135	2.797786	136.9781799	9.45427799	169.1972351
21	0.41758	142.5680389	-2.35112405	12.23150063	136	2.818665	137.3379517	12.5303669	177.0314789
22	0.438459	142.5680389	-0.66121393	42.73405838	137	2.839544	137.6163483	17.7081356	118.9089356
23	0.459338	142.5680389	0.13147984	39.90906525	138	2.860423	138.3993683	19.49150658	29.58252525
24	0.480217	142.5680389	0	-36.62593842	139	2.881302	138.6723633	19.38431358	-25.87616429
25	0.501096	142.5680389	0.38007087	-162.4562225	140	2.902181	138.9424286	16.74085617	-50.90943146
26	0.521975	142.5680389	-1.24886787	-256.132721	141	2.92306	139.20961	12.00889778	-62.26414871
27	0.542854	142.5680389	-10.47807884	-277.5112915	142	2.943939	139.5500183	13.98626423	-52.75130463
28	0.563733	142.5680389	-21.6415329	-243.5326843	143	2.964818	139.811142	13.55539417	-51.73103333
29	0.584612	142.1119232	-27.28384781	-122.1536484	144	2.985697	140.1295471	13.39123535	-69.82611084
30	0.605491	142.8741455	-25.84170341	85.58618927	145	3.006576	140.2807465	11.67538452	-71.3454895
31	0.62637	142.0914307	-21.00148964	262.1983032	146	3.027455	140.5833435	8.23675442	-57.81051636
32	0.647249	141.8002319	-12.77567005	308.8989868	147	3.048334	140.8104706	6.19328594	-63.06488037
33	0.668128	142.2920227	-3.18686032	232.2738953	148	3.069213	140.8421326	7.45639515	-59.34912491
34	0.689007	142.2920227	2.86490011	105.3903427	149	3.090092	140.7858124	7.53415108	-36.14709473
35	0.709886	142.712348	2.04175234	-37.24388123	150	3.110971	140.9474335	5.14844036	-36.66705322
36	0.730765	142.0460358	-3.9096818	-142.8830872	151	3.13185	141.3808899	3.32546091	-77.94638824
37	0.751644	142.2137756	-9.22635078	-169.8826904	152	3.152729	141.4561462	3.20167422	-108.2512741
38	0.772523	142.1333771	-13.05090046	-117.5664597	153	3.173608	141.2372589	2.03952718	-113.8401718
39	0.793402	141.6715698	-13.73729134	-22.66531372	154	3.194487	141.0957642	-2.41343093	-118.1925201
40	0.814281	140.9965973	-12.91141033	93.0940094	155	3.215366	141.2463837	-5.87539434	-88.66662598
41	0.83516	140.7030487	-11.07380772	160.3801727	156	3.236245	141.4061279	-8.15601063	23.49348068
42	0.856039	140.8638916	-6.36539221	183.9401093	157	3.257124	140.9680023	-7.77962685	178.71510879
43	0.876918	140.9438324	1.37850392	246.2050324	158	3.278003	140.5936737	-2.34495711	297.2857056
44	0.897797	140.7321472	2.74651742	301.7150269	159	3.298882	140.1994476	7.90754652	338.0343018
45	0.918676	140.7321472	8.16383076	255.4751129	160	3.319761	140.7422943	18.46916771	263.1874085
46	0.939555	141.104187	16.6819191	185.6844177	161	3.34064	141.5820313	22.42905807	89.88301392
47	0.960434	141.1061554	23.5214138	156.4790955	162	3.361519	142.3813782	23.6638298	-100.0273514
48	0.981313	142.4161224	21.7428112	51.52751923	163	3.382398	142.7336578	15.86881638	-223.3662567
49	1.002192	142.5363007	20.7834091	-115.0782166	164	3.403277	142.7336578	7.09806776	-248.7077825
50	1.023071	143.4066925	20.0285511	-200.5167999	165	3.424156	142.7336578	1.23615217	-205.7757416
51	1.04395	142.756958	13.61840057	-153.4405823	166	3.445035	142.7246857	-0.04933673	-146.9658051
52	1.064829	143.5018768	5.86496735	-115.1584549	167	3.465914	142.742569	0.53304017	-128.4568634
53	1.085708	143.866745	2.93222952	-67.38043213	168	3.486793	142.7514343	-1.63739455	-170.8832092
54	1.106587	143.7737885	8.5929203	42.53374481	169	3.507672	142.7602387	-5.95156097	-240.65625
55	1.127466	143.8858551	9.04178238	110.3827515	170	3.528551	142.742569	-13.16489697	-262.5266043
56	1.148345	143.4851074	12.61386395	47.26491165	171	3.54943	142.3155823	-20.54957581	-198.2157133
57	1.169224	142.3971252	12.3677969	-42.05947495	172	3.570309	141.8791657	-25.66641808	-67.01242065
58	1.190103	142.8397217	12.96653271	-112.4262085	173	3.591188	140.9769135	-25.34661865	92.42855835
59	1.210982	145.2729797	6.89805079	-222.0108643	174	3.612067	140.5016174	-19.78129578	223.1144867
60	1.231861	142.7590485	2.19707394	-322.2645569	175	3.632946	140.0335999	-11.87915325	282.362915
61	1.25274	142.6773682	-2.32611942	-365.5772095	176	3.653825	140.116745	-2.23329496	258.5901038
62	1.273619	142.5961914	-13.11867523	-357.3899841	177	3.674704	140.1994476	0.46316764	181.9514313
63	1.294498	145.0279388	-22.36079216	-288.8721008	178	3.695583	140.2735443	2.75115848	100.0717239
64	1.315377	142.1550903	-29.14090538	-129.1529236	179	3.716462	140.2735443	2.25829983	37.69686508
65	1.336256	143.2438202	-31.18761826	52.59775543	180	3.737341	140.2735443	2.21265078	1.80551362
66	1.357135	141.8002319	-26.09614372	176.646286	181	3.75822	140.3476563	2.24691939	-11.63158894
67	1.378014	141.8002319	-16.51604271	206.9113312	182	3.779099	140.4217835	2.34158731	-16.9257946
68	1.398893	141.8002319	-10.16431999	155.166214	183	3.799978	140.4958954	1.93354213	-25.8073597
69	1.419772	142.2920227	-8.8947212	48.34512711	184	3.820857	140.5005341	1.03708863	-25.82092476
70	1.440651	141.7195587	-12.66555309	-32.90126801	185	3.841736	140.5005341	0.02034504	-29.37674904
71	1.46153	141.1361084	-15.20683956	-41.02619934	186	3.862615	140.492981	-0.51911652	-47.36509705
72	1.482409	140.5421753	-17.08239746	-19.75084114	187	3.883494	140.4807434	-0.17674758	-82.88892365
73	1.503288	140.5421753	-12.43989468	9.84482765	188	3.904373	140.4546509	-1.8796277	-153.4293976
74	1.524167	140.5421753	-11.79573822	116.6579895	189	3.925252	140.4546509	-5.26529741	-207.2007752
75	1.545046	140.1706238	-13.10564137	277.346405	190	3.946131	140.4546509	-11.43207073	-162.41362
76	1.565925	139.8014374	-10.6197319	362.4736023	191	3.96701	140.1038818	-19.12281609	-23.47200584
77	1.586804	139.4346924	3.03420901	372.3104858	192	3.987889	139.736908	-20.15182877	147.7084503
78	1.607683	139.1507721	18.93653107	323.6645508	193	2.008768	138.8887329	-11.83763695	318.51060828
79	1.628562	140.1116638	25.25258636	137.8629303	194	2.029647	138.3942108	1.10320997	422.7142029
80	1.649441	141.2685242	22.38253593	-158.8218689	195	2.050526	138.7609406	11.58287907	363.3601074
81	1.67032	142.231293	12.58656979	-366.7147827	196	2.071405	139.5732117	19.26917267	162.3670349
82	1.691199	141.7785492	2.4496069	-362.6799927	197	2.092284	140.4321137	21.10881042	-30.16469574
83	1.712078	141.1085815	-9.63534927	-252.8236694	198	2.113163	140.4099579	15.45854568	-138.1838074
84	1.732957	140.9427185	-13.46276093	-147.9658966	199	2.134042	140.5403137	6.57666254	-190.6068573
85	1.753836	140.9427185	-7.98549318	-11.62184048	200	2.154921	140.6144104	2.46918893	-180.8576965
86	1.774715	140.8623047	-5.20903063	112.8172989	201	2.1758	140.7183075	2.68897915	-105.8761978
87	1.795594	140.7035523	-6.59192133</						

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

96	1.983505	140.5776215	-12.01927948	-462.7262573	211	2.38459	177.6078796	-2.0617795	-31.27827072
97	2.004384	140.8700562	-25.83337402	-381.8850403	212	2.405469	177.7103577	-3.07051229	-52.65496063
98	2.025263	139.2144623	-42.13611221	-107.9203033	213	2.426348	177.6281891	-2.02831888	-51.23558044
99	2.046142	137.937027	-43.22438049	210.5328522	214	2.447227	177.4725037	-5.86375952	-12.69702244
100	2.067021	136.5124817	-28.8426609	479.3236694	215	2.468106	177.2354126	-6.96188354	30.7943306
101	2.0879	136.3209992	-6.22176886	567.6235962	216	2.488985	177.1656952	-5.70513201	68.19890594
102	2.108779	136.9529877	8.72420883	395.3756409	217	2.509864	177.0045929	-2.04410481	95.17238617
103	2.129658	137.6025543	13.46549416	75.24510956	218	2.530743	177.0119476	0.89162153	91.95076752
104	2.150537	138.1022492	6.90377283	-207.5418243	219	2.551622	177.0148163	2.45081496	50.26310349
105	2.171416	137.7689056	-2.44049644	-312.4674988	220	2.572501	177.2693176	2.81460977	3.12545109
106	2.192295	137.4148712	-12.56209278	-251.1387177	221	2.59338	177.2688141	1.8054955	-18.33024216
107	2.213174	137.0813599	-19.26523018	-102.294693	222	2.614259	177.3515015	0.31019834	-21.7405262
108	2.234053	136.6177826	-16.19471931	19.28881836	223	2.635138	177.1868744	-0.14610285	-13.56457806
109	2.254932	136.3421783	-10.9423275	81.6138916	224	2.656017	177.1871185	0.40569291	-2.81419611
110	2.275811	135.9006958	-7.62869215	62.65224457	225	2.676896	177.1868744	0.87668067	-6.44667292
111	2.29669	136.119751	-9.38828373	-39.85049438	226	2.697775	177.3507385	1.05050361	-22.96389389
112	2.317569	136.1320038	-10.66639805	-110.4485397	227	2.718654	177.3507385	-0.21762839	-55.31669617
113	2.338448	135.9059143	-12.5347538	-19.66179657	228	2.739533	177.3507385	-1.41086519	-72.22570801
114	2.359327	135.1631165	-19.48731041	179.5388641	229	2.760412	177.1950073	-3.65142822	-96.69274139
115	2.380206	132.8793793	-16.60200119	347.7269287	230	2.781291	177.1292267	-5.89199162	-119.1597748

D. Articulația gleznei

Tabel 1.8.

Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]	Nr. crt.	Timp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]
1	0	0	0	0	116	2.401085	179.2548828	9.07694149	8.34983921
2	0.020879	0.02	0.02	0.020879	117	2.421964	179.4260254	11.25201702	-28.33893013
3	0.041758	172.9734345	-32.03886032	0.041758	118	2.442843	180.2323608	2.07835484	-50.72976303
4	0.062637	171.9600525	-15.67955017	0.062637	119	2.463722	180.6402588	-3.10408163	-71.58236694
5	0.083516	171.822937	2.67976022	0.083516	120	2.484601	180.0506439	-1.95312428	-27.19882202
6	0.104395	172.4467163	-0.26327759	0.104395	121	2.50548	179.1014404	2.80405569	53.75311661
7	0.125274	172.5281372	7.73060799	0.125274	122	2.526359	179.1802826	2.97569847	32.39454269
8	0.146153	172.5281372	3.9717977	0.146153	123	2.547238	180.1981354	5.69890118	-95.2423172
9	0.167032	172.5281372	0.74672669	0.167032	124	2.568117	181.1774292	3.21699643	-152.425766
10	0.187911	172.5281372	1.79386067	0.187911	125	2.588996	180.4520569	-2.58920622	-112.3885956
11	0.20879	172.5281372	1.86169863	0.20879	126	2.609875	179.7348175	-11.89498425	-57.95648193
12	0.229669	172.699997	0.71633631	0.229669	127	2.630754	179.0478363	-8.40040493	43.53128433
13	0.250548	172.699997	0.72212189	0.250548	128	2.651633	179.4429779	-2.88003182	169.7106628
14	0.271427	172.699997	1.69283485	0.271427	129	2.672512	179.8378296	1.49714088	191.4049835
15	0.292306	172.5281372	2.42055154	0.292306	130	2.693391	180.1954193	6.24319458	98.48815155
16	0.313185	172.699997	3.29991147	0.313185	131	2.71427	179.3969421	8.23421192	-9.93149948
17	0.334064	172.8641968	3.56648612	0.334064	132	2.735149	179.681488	6.39775324	-149.6302338
18	0.354943	173.0211792	1.97283351	0.354943	133	2.756028	179.9736328	1.09297395	-312.6573181
19	0.375822	173.0211792	-1.82965529	0.375822	134	2.776907	180.8341827	-5.41972923	-410.1292419
20	0.396701	172.8641968	-2.42542839	0.396701	135	2.797786	180.3692627	-17.24420547	-362.7330322
21	0.41758	172.699997	-5.19218254	0.41758	136	2.818665	179.3803558	-29.01235008	-232.9102478
22	0.438459	172.5281372	-2.2822504	0.438459	137	2.839544	178.4748383	-32.23416138	-73.90254974
23	0.459338	172.5281372	-2.55177712	0.459338	138	2.860423	177.7409363	-28.4136982	89.41517639
24	0.480217	172.5281372	-0.7226941	0.480217	139	2.881302	177.4679413	-21.46344948	193.5032196
25	0.501096	172.5281372	0.2933501	0.501096	140	2.902181	177.197876	-15.97257614	202.7699738
26	0.521975	172.5281372	-0.90064967	0.521975	141	2.92306	176.9306946	-12.2272253	159.1888886
27	0.542854	172.5281372	-2.10151601	0.542854	142	2.943939	176.5902863	-13.09146404	112.5616989
28	0.563733	172.5281372	-1.18071187	0.563733	143	2.964818	176.3291626	-10.39453697	82.62928009
29	0.584612	172.3480225	1.69970131	0.584612	144	2.985697	176.0107575	-7.83958149	69.06674194
30	0.605491	172.3480225	2.27538395	0.605491	145	3.006576	176.0724182	-6.64081335	32.05096296
31	0.62637	172.5281372	6.64952326	0.62637	146	3.027455	175.9732361	-6.63108587	-0.37909335
32	0.647249	172.8641815	3.61792111	0.647249	147	3.048334	175.9406891	-7.37520552	31.6380825
33	0.668128	173.0211639	-6.55358362	0.668128	148	3.069213	175.6127167	-9.41962814	112.550972
34	0.689007	173.0211639	-18.2606945	0.689007	149	3.090092	175.3748627	-7.06844044	177.0343933
35	0.709886	172.1955414	-21.40381241	0.709886	150	3.110971	175.2132263	0.32018012	209.9788971
36	0.730765	171.338562	-11.22283459	0.730765	151	3.13185	175.0739594	8.55324745	197.2460632
37	0.751644	170.6613007	6.53599726	0.751644	152	3.152729	175.5706482	11.80972576	87.23447418
38	0.772523	171.3390656	25.06852722	0.772523	153	3.173608	176.0689392	11.76286888	-86.44906616
39	0.793402	172.699997	35.68437958	0.793402	154	3.194487	176.4934387	8.34445667	-203.7596588
40	0.814281	173.8431244	32.24713135	0.814281	155	3.215366	176.3428192	0.60761744	-202.2133026
41	0.83516	172.4626312	21.94708824	0.83516	156	3.236245	176.183075	-7.40832996	-140.1283569
42	0.856039	172.3017883	8.60773373	0.856039	157	3.257124	176.0081024	-9.58321476	-40.42490005
43	0.876918	172.2218475	-2.69169426	0.876918	158	3.278003	175.7518616	-5.49449682	81.69745636
44	0.897797	172.142395	-10.6972971	0.897797	159	3.298882	175.4972992	-1.19005787	163.2837524
45	0.918676	172.142395	-8.01384926	0.918676	160	3.319761	175.6032562	2.61147714	151.9216309
46	0.939555	173.4419708	-3.05264664	0.939555	161	3.34064	175.850174	5.64435101	82.61547089
47	0.960434	173.4400024	2.73727989	0.960434	162	3.361519	176.0903931	7.31010151	11.61653614
48	0.981313	173.581955	17.19016266	0.981313	163	3.382398	176.1651001	6.18304968	-42.47958755
49	1.002192	172.2677765	22.38393593	1.002192	164	3.403277	176.1651001	3.44727707	-73.32292938
50	1.023071	175.0662384	12.94362545	1.023071	165	3.424156	176.3153687	0.78372926	-86.04853821
51	1.04395	175.7420654	2.32454848	1.04395	166	3.445035	176.3243256	-0.3059386	-82.14383698
52	1.064829	175.2534485	-6.87261963	1.064829	167	3.465914	176.3064575	-0.79797077	-65.2167511
53	1.085708	172.5922089	-12.77656078	1.085708	168	3.486793	176.1473236	-2.41018844	-33.7960701
54	1.106587	173.8013611	-12.24693489	1.106587	169	3.507672	176.138504	-2.25332212	-7.81493044
55	1.127466	172.2700195	-6.15761852	1.127466	170	3.528551	176.156189	-2.19241428	12.79635143
56	1.148345	172.1409149	3.51721311	1.148345	171	3.54943	175.9991913	-2.18976259	43.81292725
57	1.169224	172.2700195	5.73043585	1.169224	172	3.570309	175.835022	-0.56184113	60.51736832
58	1.190103	172.3925018	3.98883653	1.190103	173	3.591188	175.835022	0.41001621	43.15998077
59	1.210982	172.5095215	5.26815844	1.210982	174	3.612067	176.0081177	1.26921284	2.2589879
60	1.231861	172.5917053	2.95211077	1.231861	175	3.632946	176.1562042	1.39509785	-37.32492828
61	1.25274	172.6794009	3.76224375	1.25274	176	3.653825	176.0730438	0.13949071	-67.07408142
62	1.273619	172.7545624	1.53497005	1.273619	177	3.674704	175.9903412	-2.45901656	-85.16299438
63	1.294498	172.867981	-1.44182789	1.294498	178	3.695583	175.9162445	-2.86373711	-82.1661911
64	1.315377	172.7545776	-2.95727921	1.315377	179	3.716462	175.9162445	-6.46660852	-60.82418823
65	1.336256	172.6360474	-2.52507424	1.336256	180	3.737341	175.7592621	-7.28581476	-19.81945419
66	1.357135	172.3822174	-1.2180959	1.357135	181	3.75822	175.5209503	-7.30825758	27.2501545
67	1.378014	172.5120544	0.4214603	1.378014	182	3.779099	175.2749634	-6.62434626	62.1185379
68	1.398893	172.6360474	2.07672048	1.398893	183	3.799978	175.2008362	-2.48531914	79.18373108
69	1.419672	172.7545776	2.29218721	1.419772	184	3.820857	175.1962128	-1.74388814	82.98157501
70	1.440651	172.7167206	0.44326764	1.440651	185	3.841736	175.1962128	-0.11272246	99.45469666
71	1.461453	172.6734161	-1.43712306	1.461513	186	3.862615	175.2037506	1.40172981	141.1526489
72	1.482409	172.6325199	1.66473317	1.482409	187	3.883494	175.2160034	2.29396725	195.8418888

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

73	1.503288	172.6235199	9.79709244	1.503288	188	3.904373	175.2236481	7.24175501	226.7717133
74	1.524167	172.6235199	17.92690849	1.524167	189	3.925252	175.3955231	15.07815742	195.6442566
75	1.545046	175.3247528	22.77468681	1.545046	190	3.946131	175.5597076	21.42956161	72.98592377
76	1.565925	176.0272675	16.14118576	1.565925	191	3.96701	176.3679504	22.85460472	-125.922493
77	1.586804	176.7307434	-0.3530442	1.586804	192	3.987889	177.0206146	-16.83189964	-316.2832642
78	1.607683	176.7307434	-20.82137299	1.607683	193	2.008768	177.5475464	5.38189983	-426.9610901
79	1.628562	175.441391	-32.36653137	1.628562	194	2.029647	177.4153137	-7.9713788	-441.5377197
80	1.649441	172.3238373	-37.88113785	1.649441	195	2.050526	176.735611	-16.36701584	-363.2998878
81	1.67032	173.0627747	-30.09260941	1.67032	196	2.071405	176.2158356	-21.66823578	-220.6092682
82	1.691199	173.1409454	-16.16114998	1.691199	197	2.092284	175.7090607	-22.00098419	-82.05773163
83	1.712078	173.0911408	-3.09664297	1.712078	198	2.113163	175.6913605	-22.46612358	8.76085377
84	1.732957	173.2570038	2.0885272	1.732957	199	2.134042	175.0338287	-22.25468063	96.0153656
85	1.753836	173.2570038	2.69207573	1.753836	200	2.154921	172.385376	-19.72216797	186.2127838
86	1.774715	173.3374176	5.80882788	1.774715	201	2.1758	173.750885	-16.82007408	230.0639801
87	1.795594	173.49617	6.0234046	1.795594	202	2.196679	173.743988	-9.77967167	211.3787689
88	1.816473	173.6609497	6.97917652	1.816473	203	2.217558	173.7371368	-2.84315634	185.6639862
89	1.837352	173.8267212	7.9314518	1.837352	204	2.238437	173.7303162	0.35171494	172.3443298
90	1.858231	173.9078522	8.79039383	1.858231	205	2.259316	173.7303162	-0.41484818	163.9074554
91	1.87911	172.0839996	9.33182621	1.87911	206	2.280195	173.7303162	1.29833174	173.70639
92	1.899989	172.3331909	10.79794121	1.899989	207	2.301074	173.7303162	6.79715204	202.0726776
93	1.920868	172.5772247	13.90100574	1.920868	208	2.321953	173.7303162	13.9028492	215.41100647
94	1.941747	172.8049164	17.07387924	1.941747	209	2.342832	172.105011	18.80409813	166.2397766
95	1.962626	175.1337891	18.46268272	1.962626	210	2.363711	172.7612305	20.99220657	46.86768723
96	1.983505	175.6390991	17.93333054	1.983505	211	2.38459	175.4199982	21.08108902	-96.09449768
97	2.004384	176.1412964	16.86527824	2.004384	212	2.405469	175.7167053	18.18128586	-200.2122498
98	2.025263	176.4049072	16.76514244	2.025263	213	2.426348	175.8669739	11.7623234	-255.9629517
99	2.046142	176.545105	12.34414577	2.046142	214	2.447227	176.0856781	3.38268137	-273.2659912
100	2.067021	176.7808685	10.72959518	2.067021	215	2.468106	176.2984772	-2.11474013	-236.0922394
101	2.0879	177.284195	7.3357873	2.0879	216	2.488985	176.091217	-5.63602209	-141.7499695
102	2.108779	177.3280335	2.65125847	2.108779	217	2.509864	175.7839356	-8.01003456	-36.33320999
103	2.129658	177.3674316	2.04505849	2.129658	218	2.530743	175.439621	-8.15651894	37.14357758
104	2.150537	177.0694885	1.35959088	2.150537	219	2.551622	175.4313812	-5.25792217	73.02166748
105	2.171416	177.1994019	5.3451519	2.171416	220	2.572501	175.4232025	-1.636886	85.10487366
106	2.192295	177.3405914	10.63905907	2.192295	221	2.59338	175.4232025	0.1573562	71.07294464
107	2.213174	177.6740875	15.4986639	2.213174	222	2.614259	175.4232025	-0.04310606	36.26211166
108	2.234053	178.1376801	17.78735352	2.234053	223	2.635138	175.4232025	0.06173449	5.93863201
109	2.254932	178.4132843	19.45157814	2.254932	224	2.656017	175.4232025	0.11908209	-25.23462677
110	2.275811	178.884613	17.37434959	2.275811	225	2.676896	175.4232025	0.27542102	-43.46340561
111	2.29669	179.1751099	13.70168781	2.29669	226	2.697775	175.4341736	-0.55026984	-76.95845032
112	2.317569	179.6237335	6.85634327	2.317569	227	2.718654	175.4341736	-2.1137042	-147.8024139
113	2.338448	179.5992432	0.80757111	2.338448	228	2.739533	175.4341736	-5.01657915	-168.6986389
114	2.359327	179.6077728	-1.38320863	2.359327	229	2.760412	175.2349396	-11.05957031	-238.3506165
115	2.380206	179.0856628	1.61298048	2.380206	230	2.781291	172.8313904	-17.10256195	-308.002594

Tabel 1.9.

Nr. crt.	Temp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]	Nr. crt.	Temp [s]	Deplasări unghiulare [°]	Viteze unghiulare [°/s]	Accelerații unghiulare [°/s ²]
1	0	0	0	0	116	2.401085	132.2285767	-1.13798738	469.3935242
2	0.020879	0.02	0.02	0.02	117	2.421964	132.3651276	16.4116478	497.700592
3	0.041758	143.8070984	-20.10128593	972.5123901	118	2.442843	132.7055206	26.29024696	332.588562
4	0.062637	142.961731	-1.3923645	617.6030884	119	2.463722	136.206192	30.3112545	22.72177505
5	0.083516	143.2267761	17.31655693	262.6938171	120	2.484601	136.910614	27.41246796	-236.6277771
6	0.104395	142.193441	10.94315434	171.698822	121	2.50548	137.2547913	17.48732758	-367.2161255
7	0.125274	142.5680389	16.24812508	-100.6103897	122	2.526359	137.1759491	3.58511472	-395.2266541
8	0.146153	142.5680389	8.67093086	-160.9580536	123	2.547238	137.1598816	-2.39891624	-312.6917419
9	0.167032	142.5680389	1.06792402	-159.9185028	124	2.568117	137.1414032	-8.97044754	-152.6073303
10	0.187911	142.5680389	-0.07057187	-152.9040985	125	2.588996	136.8421173	-8.89752388	9.07441711
11	0.20879	142.5680389	-1.58443391	-33.21501923	126	2.609875	136.565155	-6.69320154	125.7419052
12	0.229669	142.5680389	-2.46543789	37.05286789	127	2.630754	136.2124634	-2.93661642	175.3722992
13	0.250548	142.5680389	-0.7277168	50.51322556	128	2.651633	136.4215698	2.52412057	152.707428
14	0.271427	142.780762	2.69501901	60.24154663	129	2.672512	136.5953674	7.12992048	97.66638947
15	0.292306	142.4394074	2.10016203	40.23527908	130	2.693391	136.8464813	7.89769173	22.30854225
16	0.313185	142.5961914	3.93555808	-21.3439064	131	2.71427	137.0362549	6.20600128	-31.14442444
17	0.334064	145.0279388	3.12665176	-76.55116272	132	2.735149	137.0577393	3.17497134	-16.48182106
18	0.354943	142.8790131	0.59623694	-78.26894379	133	2.756028	137.0759125	1.60471535	48.2980423
19	0.375822	142.7257843	-2.69501901	-51.34589005	134	2.776907	137.1445007	3.8057133	117.1327438
20	0.396701	142.5680389	-2.3418231	-21.81390381	135	2.797786	136.9781799	9.45427799	169.1972351
21	0.41758	142.5680389	-2.35112405	12.23150063	136	2.818665	137.3379517	12.5303669	177.0314789
22	0.438459	142.5680389	-0.66121393	42.73405838	137	2.839544	137.6163483	17.7081356	118.9089356
23	0.459338	142.5680389	0.13147984	39.90906525	138	2.860423	138.3993683	19.49150658	29.58252525
24	0.480217	142.5680389	0	-36.62593842	139	2.881302	138.6723633	19.38431358	-25.87816429
25	0.501096	142.5680389	0.38007087	-162.4562225	140	2.902181	138.9424286	16.74085617	-50.90943146
26	0.521975	142.5680389	-1.24886787	-256.132721	141	2.92306	139.20961	12.00889778	-62.26414871
27	0.542854	142.5680389	-10.47807884	-277.5112915	142	2.943939	139.5500183	13.98626423	-52.75130463
28	0.563733	142.5680389	-21.6415329	-243.5326843	143	2.964818	139.811142	13.55539417	-51.73103333
29	0.584612	142.1119232	-27.28384781	-122.1536484	144	2.985697	140.1295471	13.39123535	-69.82611084
30	0.605491	142.8741455	-25.84170341	85.58618927	145	3.006576	140.2807465	11.67538452	-71.3454895
31	0.62637	142.0914307	-21.00148964	262.1983032	146	3.027455	140.5833435	8.23675442	-57.81051636
32	0.647249	141.8002319	-12.77567005	308.8989868	147	3.048334	140.8104706	6.19328594	-63.06488037
33	0.668128	142.2920227	-3.18686032	232.2738953	148	3.069213	140.8421326	7.45639515	-59.34912491
34	0.689007	142.2920227	2.86490011	105.3903427	149	3.090092	140.7858124	7.53415108	-36.14709473
35	0.709886	142.172348	2.04175234	-37.24388123	150	3.110971	140.9474335	5.14844036	-36.66705322
36	0.730765	142.0460358	-3.9096818	-142.8830872	151	3.13185	141.3808899	3.32546091	-77.94638824
37	0.751644	142.2137756	-9.22635078	-169.8826904	152	3.152729	141.4561462	3.20167422	-108.2512741
38	0.772523	142.1333771	-13.05090046	-117.5664597	153	3.173608	141.2372589	2.03952718	-113.8401718
39	0.793402	141.6715698	-13.73729134	-22.66531372	154	3.194487	141.0957642	-2.41343093	-118.1925201
40	0.814281	140.9965973	-12.91141033	93.0940094	155	3.215366	141.2463837	-5.87539434	-88.66662598
41	0.83516	140.7030487	-11.07380772	160.3801727	156	3.236245	141.4061279	-8.15601063	23.49348068
42	0.856039	140.8638916	-6.36539221	183.9401093	157	3.257124	140.9680023	-7.77962685	178.7150879
43	0.876918	140.9438324	1.37850392	246.2050324	158	3.278003	140.5936737	-2.34495711	297.2857056
44	0.897797	140.7321472	2.74651742	301.7150269	159	3.298882	140.1994476	7.90754652	338.0343018
45	0.918676	140.7321472	8.16383076	255.4751129	160	3.319761	140.7422943	18.46916771	263.1847085
46	0.939555	141.104187	16.6819191	185.6844177	161	3.34064	141.5820313	22.42905807	89.88301392
47	0.960344	141.1061554	23.5214138	156.4790955	162	3.361519	142.3813782	23.6536298	-102.00237514
48	0.981313	142.4161224	21.7428112	51.5278112	163	3.382398	142.7336578	15.86681638	-223.3662567
49	1.002192	142.5363007	20.17834091	-115.0782166	164	3.403277	142.7336578	7.09806776	-248.7707825
50	1.023071	143.4006925	20.0285511	-200.5167199	165	3.424156	142.7336578	1.23615217	-205.7757416
51	1.04395	142.756958	13.61840057	-153.4405823	166	3.445034	142.724857	-0.04936373	-146.9658051
52	1.064829	143.5018768	5.86496735	-115.1584459	167	3.465913	142.724569	0.53304017	-128.4586834
53	1.085708	143.866745	2.93222952	-67.38043213	168	3.486793	142.7514343	-1.63739455	-170.8832092
54	1.106587	143.7737885	8.5922903	42.53374481	169	3.507672	142.7602387	-5.95156097	-240.65625
55	1.127466	143.4858551	9.04178238	110.3827515	170	3.528551	142.742569	-10.16489697	-262.5256043
56	1.148345	143.4851074	12.61386395	47.26491165	171	3.54943	142.3155823	-25.54957581	-198.2517153

Determinarea parametrilor cinematici ai scheletului uman

57	1.169224	142.3971252	12.3677969	-42.0594795	172	3.570309	141.8791657	-25.66641808	-67.01242065
58	1.190103	142.8397217	12.96653271	-112.4262085	173	3.591188	140.9769135	-25.34661865	92.42855835
59	1.210982	145.2729797	6.89805079	-222.0108643	174	3.612067	140.5016174	-19.78129578	223.1144867
60	1.231861	142.7590485	2.19707394	-322.2645569	175	3.632946	140.0335999	-11.87915325	282.362915
61	1.25274	142.6773682	-2.32611942	-365.5772095	176	3.653825	140.116745	-2.23329496	258.9501038
62	1.273619	142.5961914	-13.11867523	-357.3899841	177	3.674704	140.1994476	0.46316784	181.9514313
63	1.294498	145.0279388	-22.36079216	-288.8721008	178	3.695583	140.2735443	2.75115848	100.0717239
64	1.315377	142.1550903	-29.14090538	-129.1529236	179	3.716462	140.2735443	2.25829983	37.69686508
65	1.336256	143.2438202	-31.18761826	52.59775543	180	3.737341	140.2735443	2.21265078	1.80551362
66	1.357135	141.8002319	-26.09614372	176.646286	181	3.75822	140.3476563	2.24691939	-11.63158894
67	1.378014	141.8002319	-16.51604271	206.9113312	182	3.779099	140.4217835	2.34158731	-16.9257946
68	1.398893	141.8002319	-10.16431999	155.166214	183	3.799978	140.4958954	1.93354213	-25.8073597
69	1.419772	142.2920227	-8.89447212	48.34512711	184	3.820857	140.5005341	1.03708863	-25.82092476
70	1.440651	141.7195587	-12.66555309	-32.90126801	185	3.841736	140.5005341	0.02034504	-29.37674904
71	1.46153	141.1361084	-15.20683956	-41.02619934	186	3.862615	140.492981	-0.51911652	-47.36509705
72	1.482409	140.5421753	-17.08239746	-19.75084114	187	3.883494	140.4807434	-0.17674758	-82.88892365
73	1.503288	140.5421753	-12.43989468	9.84482765	188	3.904373	140.4546509	-1.8796277	-153.4293976
74	1.524167	140.5421753	-11.79573822	116.6579895	189	3.925252	140.4546509	-5.26529741	-207.2007752
75	1.545046	140.170638	-13.10564137	277.346405	190	3.946131	140.4546509	-11.43207073	-162.41362
76	1.565925	139.8014374	-10.6197319	362.4736023	191	3.96701	140.1038818	-19.12281609	-23.47200584
77	1.586804	139.4346924	3.03420901	372.3104858	192	3.987889	139.736908	-20.15182877	147.7084503
78	1.607683	139.1507721	18.93653107	323.6645508	193	2.008768	138.8887329	-11.83763695	318.5160828
79	1.628562	140.1116638	25.25258636	137.8629303	194	2.029647	138.3942108	1.10320997	422.7142029
80	1.649441	141.2685242	22.38253593	-158.8218689	195	2.050526	138.7609406	11.58287907	363.3601074
81	1.67032	142.2231293	12.58656979	-366.7147827	196	2.071405	139.5732117	19.26917267	162.3670349
82	1.691199	141.7785492	2.4496069	-362.6799927	197	2.092284	140.4321137	21.10881042	-30.16469574
83	1.712078	141.1085815	-9.63534927	-252.8236694	198	2.113163	140.4099579	15.45854568	-138.1838074
84	1.732957	140.9427185	-13.46276093	-147.9658966	199	2.134042	140.5403137	6.57666254	-190.6086573
85	1.753836	140.9427185	-7.98549318	-11.62184048	200	2.154921	140.6144104	2.46918893	-180.8576965
86	1.774715	140.8623047	-5.20903063	112.8172989	201	2.1758	140.7183075	2.68897915	-105.8761978
87	1.795594	140.7035523	-6.59192133	110.1529999	202	2.196679	140.7252045	1.59880257	-37.37965775
88	1.816473	140.5387726	-3.56807566	16.91933441	203	2.217558	140.7320557	0.6691612	-19.37944221
89	1.837352	140.3730011	-0.5407331	-11.6692543	204	2.238437	140.7388763	0.09040829	-22.86836243
90	1.858231	140.2918549	-1.39967549	20.52247047	205	2.259316	140.7388763	0.10121659	-45.45685196
91	1.87911	140.7979584	-6.90504456	27.66198921	206	2.280195	140.7388763	0.35438523	-82.53583527
92	1.899989	140.5487518	-5.58852911	2.38377571	207	2.301074	140.7388763	-1.57756746	-110.9217758
93	1.920868	140.304718	-0.99913239	-22.53552628	208	2.321953	140.7388763	-5.69756603	-125.2461548
94	1.941747	139.3948059	1.53465211	-112.2408752	209	2.342832	140.7405701	-9.82843685	-113.0505219
95	1.962626	140.2470703	-3.08716965	-316.4994507	210	2.363711	140.3591309	-11.67837334	-66.68123627
96	1.983505	140.5776215	-12.01927948	-462.7262573	211	2.38459	139.9789276	-12.06175041	-2.26582193
97	2.004384	140.8700562	-25.83337402	-381.8850403	212	2.405469	139.5965118	-10.73334599	70.69493103
98	2.025263	139.2144623	-42.13611221	-107.9203033	213	2.426348	139.5965118	-9.26068211	143.2110748
99	2.046142	137.937027	-43.22438049	210.5328522	214	2.447227	139.5217438	-6.42706299	210.5475006
100	2.067021	136.5124817	-28.8426609	479.3236694	215	2.468106	139.4470062	-0.93580842	271.9801331
101	2.0879	136.3209992	-6.22176886	567.6235962	216	2.488985	139.0845795	5.6749959	312.2362671
102	2.108779	136.9529877	8.72420883	395.3756409	217	2.509864	139.2827454	13.36707497	282.0392151
103	2.129658	137.6025543	13.46549416	75.24510956	218	2.530743	139.764328	20.19983101	170.2465363
104	2.150537	138.1022492	6.90377283	-207.5418243	219	2.551622	140.5174408	22.38645935	21.19519234
105	2.171416	137.7689056	-2.44049644	-312.4674988	220	2.572501	141.095108	22.19835091	-112.3889389
106	2.192295	137.4148712	-12.56209278	-251.1387177	221	2.59338	141.3830109	15.40107155	-206.4855347
107	2.213174	137.0813599	-19.26523018	-102.294693	222	2.614259	141.6729736	8.27928829	-236.4437103
108	2.234053	136.6177826	-16.19471931	19.28881836	223	2.635138	141.6729736	2.09946299	-192.8901215
109	2.254932	136.3421783	-10.9423275	81.6138916	224	2.656017	141.6729736	1.21008503	-171.401886
110	2.275811	135.9006958	-7.62869215	62.65224457	225	2.676896	141.6729736	0.13167058	-159.5377655
111	2.29669	136.119751	-9.36826373	-39.85049438	226	2.697775	141.6729736	-1.46738625	-198.1409302
112	2.317569	136.1320038	-10.66639805	-110.4485397	227	2.718654	141.6729736	-9.62206173	-336.7122498
113	2.338448	135.9059143	-12.5347538	-19.66179657	228	2.739533	141.6729736	-11.54015446	-378.9894104
114	2.359327	135.1631165	-19.48731041	179.5388641	229	2.760412	141.2250061	-25.26283264	-540.2480469
115	2.380206	132.8793793	-16.60200119	347.7269287	230	2.781291	140.2978363	-38.98551178	-701.5067139

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman



- 7.1. Sisteme mecanice endoprotetice
- 7.2. Sisteme mecanice exoprotetice
- 7.3. Orteze
- 7.4. Sisteme complexe de recuperare și antrenament
- 7.5. Proteze oculare inteligente utilizate de către persoanele lipsite de vedere

7.1. SISTEME MECANICE ENDOPROTETICE

7.1.1. Generalități

Artroplastia reprezintă procedeul de înlocuire a unei articulații deteriorate datorită unui proces patologic oarecare (artroză, infecție, tumoră, etc.) cu una artificială numită implant.

Acest procedeu, este practicat încă din anul 1960, până atunci, această procedură nefiind descoperită, se realiza amputarea și dezarticularea membrului inferior de la nivelul segmentelor osoase în cauză, urmând protezarea acestuia, prin utilizarea protezelor artificiale (exo-proteze).

Artroplastia reprezintă de altfel una dintre cele mai mari realizări ale secolului XX în domeniul medical, tehnologia implanturilor și procedurile de implantare au evoluat foarte mult, ele aflându-se într-o perpetuă schimbare.

În cazul membrului inferior, această procedură poate fi aplicabilă la nivelul următoarelor articulații (figura 7.1):

- Articulația șoldului – coxofemurală;
- Articulația genunchiului;
- Articulația gleznei și piciorului – talocrurală.

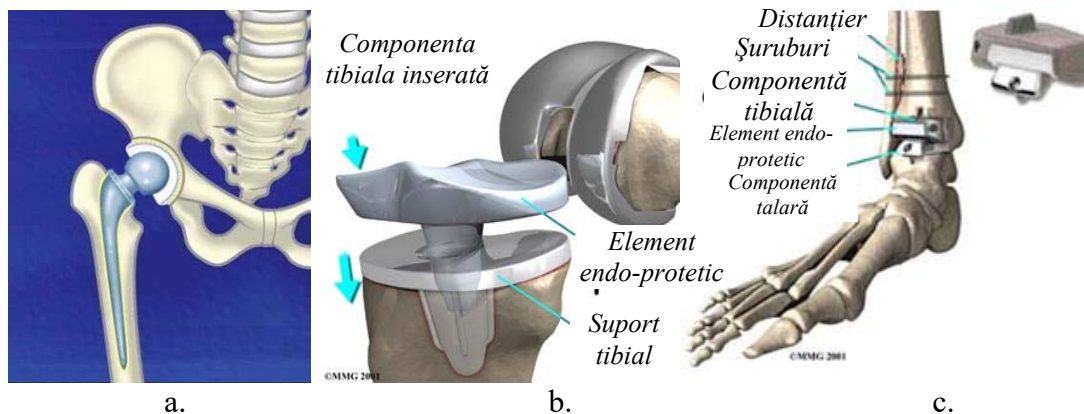


Figura 7.1. Artroplastia endoprotetică aplicabilă pe membrul inferior

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

Implanturile utilizate în cadrul acestei proceduri sunt confecționate din diverse materiale (titan, ceramică, mase plastice speciale), fapt pentru care acestea sunt solicitate la compresiune datorită greutății corpului uman, atunci când acestea exercită diverse activități specifice (mers, gimnastică, urcarea/coborârea unor scări, etc.).

Se știe că întotdeauna la nivelul articulațiilor aceste activități sunt satisfăcute prin realizarea unor deplasări între elementele componente membrului inferior. Astfel, prin realizarea acestor deplasări, la nivelul articulațiilor apar frecări dând naștere la apariția forțelor de frecare, ele fiind minimizate din punct de vedere anatomic, prin prezența lichidului sinovial ce se regăsește în capsulele articulare, având rolul de lubrifiant.

Distrugerea cartilajului elementelor osoase ale unei articulații se regăsește în literatura de specialitate sub diagnosticul de artrită, acesta fiind principalul motiv de înlocuire al acestuia prin implantarea endoprotezelor.

Un alt aspect este acela al durabilității endoprotezelor, acestea fiind și ele limitate datorită frecării, producând apariția uzurii acestora. Acest lucru constituie un dezavantaj, iar în vederea eliminării uzurii, sunt realizate intervenții chirurgicale prin care se înlocuiește unul dintre elementele endoprotetice, fenomenul purtând numele de „revizie”.

Un alt dezavantaj, este acela că realizarea reviziilor implică intervenții chirurgicale mai dificile, mai scumpe și mai puțin satisfăcătoare decât artroplastii primare.

De asemenea intervenția chirurgicală, însăși presupune o abordare în echipă destul de complexă ce constă în alegerea momentului și procedurii chirurgicale, precum și integrarea acestora în planul terapeutic general în vederea garantării pozitive a rezultatului final.

După artroplastie, cei mai mulți pacienți constată o reducere dramatică a durerilor la nivelul articulației cauzatoare și o ameliorare a abilităților de îndeplinire a activităților. Dar pacienții suspuși în urma unor astfel de intervenții, vor trebui să evite anumite activități cum ar fi: alergarea sau sporturile de contact, pentru tot restul vieții.

Un alt aspect de care trebuie să țină cont un pacient, este evitarea anumitor poziții, care ar putea disloca endoproteza. Chiar și în condiții normale de utilizare, endoproteza este supusă procesului de uzură impunând astfel schimbarea ei.

În cazul pacienților ce efectuează o activitate fizică intensă sau sunt obezi, acest proces de uzură se poate desfășura mai rapid decât în mod normal.

7.1.2. Artrita în cazul articulației gleznei

Artrita reprezintă fenomenul cauzator al distrugerii cartilajului osos. Aceasta este preponderent întâlnită în cazul deteriorării articulațiilor (figura 7.2):

- Coxo – femurale;
- Genunchiului;
- Talo-crurale.

Fenomenul de deteriorare al cartilajului osos poate fi provocat de anumiți factori cum ar fi luxațiile și totodată fracturile oaselor, acestea având o ameliorare foarte bună în timp dar pot adăuga un efect cauzator artritei. Acești factori cauzatori influențează apariția artritei la un interval de timp destul de mare, această perioadă fiind denumită perioada artritei post traumatică.

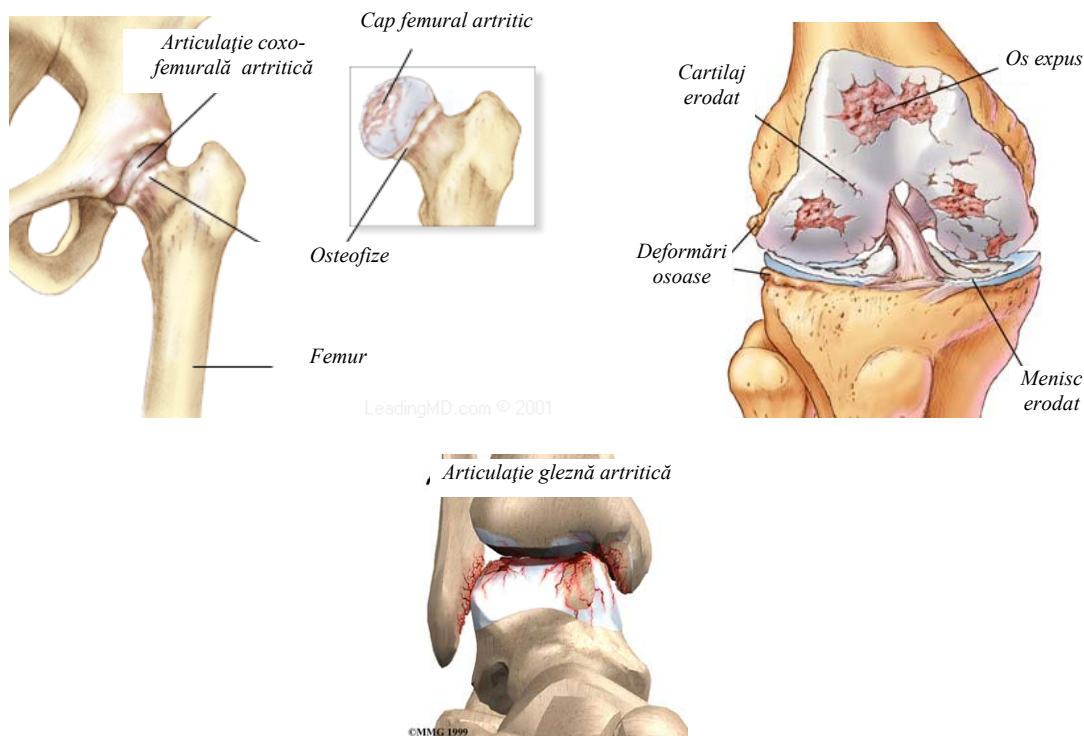


Figura 7.2. Aspecte ale artritei la nivelul articulațiilor membrului inferior

7.1.3. Alternative utilizate în cazul artritei la nivelul articulației gleznei

Prima alternativă, reprezentată prin intervenție chirurgicală, este aceea a suprimării mobilității gleznei, fapt pentru care, elementele osoase sunt solidarizate între ele. Procedeeul se numește artrodeză sau fuziunea elementelor osoase, fiind reprezentat în figura 7.4.

Astfel, majoritatea indivizilor asupra cărora se exercită această alternativă, pot fi capabili să îndeplinească activități cum ar fi cea de mers, fără a întâmpina dificultăți mari. Singurul dezavantaj este acela, că acești pacienți nu mai pot alerga pierzându-și abilitatea de a se putea ridica și sprijini pe falange, fapt pentru care după această procedură chirurgicală, piciorul nu mai poate fi flexat de la nivelul articulației gleznei.



Figura 7.4. Aspect al artrodezei.

Această alternativă este cotate cel mai bine, în special pentru persoanele tinere și active, deoarece în urma acesteia nu mai sunt necesare alte intervenții chirurgicale, în vederea asigurării unei întrețineri a articulației.

A doua alternativă este artroplastia (figura 7.5), procedură chirurgicală descrisă anterior, prin care pacienții sunt capabili să-și păstreze mobilitatea la nivelul articulației gleznei.

Evoluția acestei proceduri chirurgicale a fost realizată atât prin evoluția design-ului articulației artificiale de implantat, a materialelor și totodată a procedurii chirurgicale în sine prin implementarea tehnicii chirurgicale moderne (manipulatoare robotice).

Desigur că și în acest domeniu sau întreprins studii în ceea ce privește realizarea optimă a unei articulații artificiale.

Numeroase centre de cercetare au elaborat diverse modele, dar cele mai des întâlnite sunt endoprotezele oferite de centrul ortopedic Tucson (www.southwest-ortho.com) și cele oferite de diferite centre și anume endoprotezele RAMSES (www.maitrise-orthop.com).

O endoproteză oferită de SouthWest – Tucson, destinată implantării prin această procedură este formată din două părți:

- componenta tibială, fiind partea superioară a articulației artificiale ce înlocuiește suprafața articulară a osului tibial;
- componenta talară ce se fixează pe elementul osos numit talus, constituind partea inferioară a articulației.

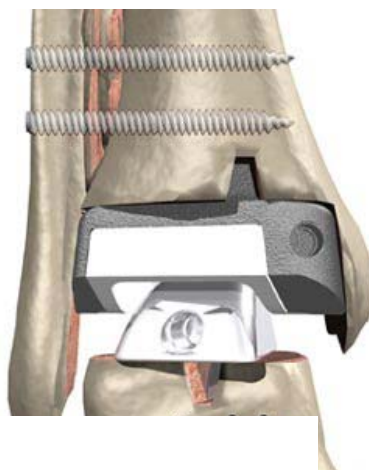


Figura 7.5. Aspectul artroplastiei endoprotetice

În figura 7.6, sunt identificate elementele endoprotetice, precum și design-ul acesteia, găsindu-se asemanarea cu o îmbinare lemnoasă ce posedă un singur grad de mobilitate (Mortise & Tenon).



Figura 7.6. Structura unei endorproteze

Un alt aspect este acela al componentei tibiale, ce este formată din două părți: o componentă suport, confecționată din metal, ce este atașată direct de osul tibial prin intermediul unei soluții speciale cu rol de cementare al componentei de acest os, și o cupă confecționată dintr-un material pe bază de mase plastice cu proprietăți specifice în vederea eliminării frecării - UHMWPE (Ultra Height Molecular Weight Polyethylene - www.uhmwpe.org). Această cupă este fixată pe componenta suport fie prin intermediul unor proeminențe sau prin intermediul unui element de siguranță. Componenta inferioară articulației artificiale, este confecționată din metal cu proprietăți ridicate la uzură (titan), ce se fixează prin cementare pe elementul osos talus.

Acest tip de proteză este expus în figura 7.7, prin care cele două componente ale articulației artificiale se implantează prin intervenție chirurgicală, pe elementele osoase, fixarea lor realizându-se de către chirurgul specialist ortoped, prin intermediul liantului cu rol în cementarea acestora de elementele osoase.

Intervențiile chirurgicale moderne permit fixarea acestor componente fără intermediul liantului de cementare, dat fiind faptul existenței unor suprafețe poroase care ajută la calcifierea elementelor osoase pe aceste componente artificiale, într-un timp relativ scurt.

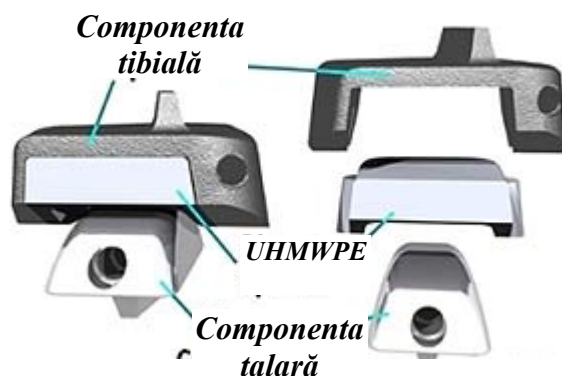


Figura 7.7. Elementele Componente ale unei endoproteze Tucson AZ.

În figura 7.8, se poate observa suprafețele poroase ale unei endoproteze (varianta Tucson AZ).

*Suprafață
poroasă*

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

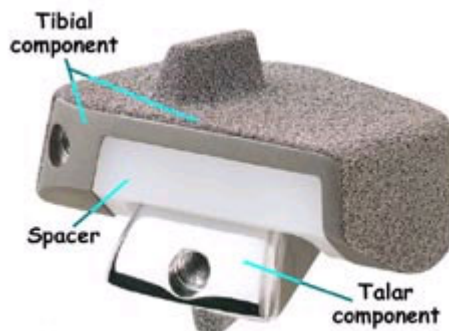


Figura 7.8. Evidențierea suprafețelor cu diferite grade de rugozitate pentru endoproteza Tucson AZ.

Această endoproteză posedă ca dezavantaj, faptul că prezintă un singur grad de mobilitate, astfel că după cum se știe la nivelul articulației gleznei pot fi executate mai multe mișcări cum ar fi: flexie plantară, flexie dorsală, mișcarea de valgus și varus, rotație internă și externă, cea principală fiind cea de flexie. Dorsală și plantară.

Acest dezavantaj poate fi diminuat prin utilizarea unei endoproteze RAMSES, prezentată în figura 7.9.

Acest tip de endoproteză este asemănător din punct de vedere structural cu cel prezentat anterior, el fiind simplificat prin adoptarea unei soluții constructive mai simple a componentei tibiale, cât și a profilului geometric al componentei talare ce conferă posibilitatea combinării unor mișcări secundare dorite. În figura 7.10, sunt identificate elementele componente ale unei proteze RAMSES.

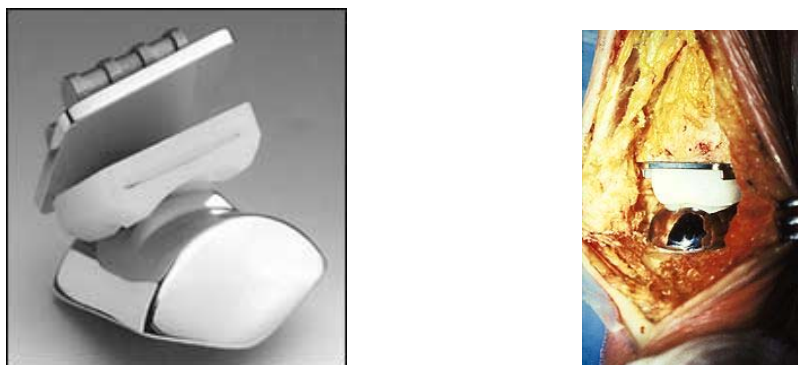


Figura 7.9. Endoproteză RAMSES

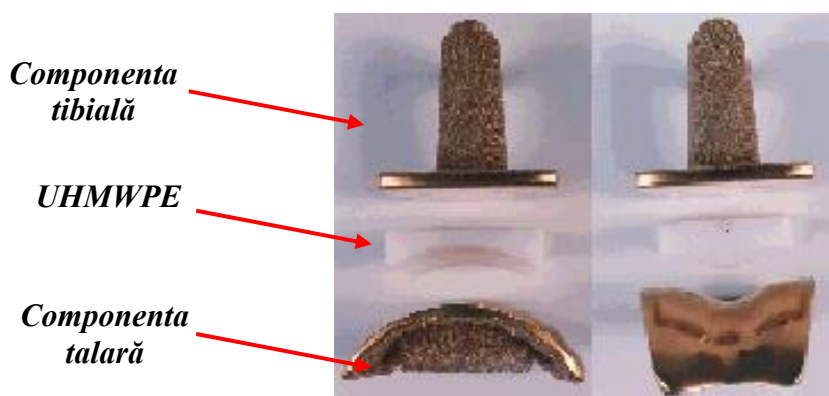


Figura 7.10 Elementele componente ale endoprotezei RAMSES

Se poate observa forma geometrică a componentei talare, această componentă reprezintă elementul de bază care asigură mobilitatea articulației artificiale.

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

Unii chirurghi specialiști au recurs la eliminarea suportului tibial, modificând structura endoprotetică în vederea fixării directe a cupei (UHMWPE) de osul tibial. Această soluție dezavantajează realizarea procedurilor chirurgicale specifice de revizie a endoprotezei, recurgându-se în cele din urmă la imobilizarea articulației gleznei.

7.2. SISTEME MECANICE UTILIZATE ÎN PROTEZAREA MEMBRULUI INFERIOR – EXO PROTEZELE

7.2.1. Generalități

O exoproteză destinată protezării membrului inferior poate fi definită, în primul rând, prin identificarea tuturor elementelor componente, a rolurilor acestora și totodată a mecanismelor ce intră în structura unei exoproteze, menită să îndeplinească atât rolul funcțional cât și cel estetic al unui membru inferior natural.

În ultima decadă a secolului XX și în primii ani din noul mileniu, s-a remarcat o perioadă de creștere rapidă prin progres tehnologic în cazul exo-protezelor membrului inferior. Paradoxal, acest progres s-a produs concurând cu micșorarea bugetului alocat pentru persoanele ce înregistrează aceste deficiențe.

În pofida îmbunătățirilor tehnologice asupra elementelor componente și materialelor utilizate la fabricarea acestor proteze s-au întreprins studii atât în centrele de cercetare din Uniunea Europeană, cât și în cele din Statele Unite, prin care se evidențiază o creștere a satisfacțiilor amputaților de 70 – 75%, față de primii ani de început al cercetărilor pe acest plan, fapt pentru care se remarcă și o stabilitate pe acest palier reprezentat de progres tehnologic, buget și insatisfacții. În figura 7.11 este reprezentată o dependență a acestor parametri din care reiese provocarea de a mări satisfacțiile amputaților în pofida scăderii fondurilor alocate în acest domeniu.

În ceea ce privește partea estetică, în vederea definirii unei proteze, acest aspect pare a fi o chestiune superficială, dar de o deosebită importanță reprezentând calitatea protezelor pentru amputații ce doresc să ducă o viață normală pe cât posibil și să-și ascundă acest handicap.

Criteriile de diferențiere ale acestor proteze sunt:

- Nivelul de la care se realizează amputarea;
- Activitățile pe care le realizează individul;
- Condițiile impuse de forma estetică a exoprotezelor (condiții dimensionale și de rezistență);
- Condiții funcționale ale exoprotezei prin care se identifică fiabilitatea exoprotezelor.

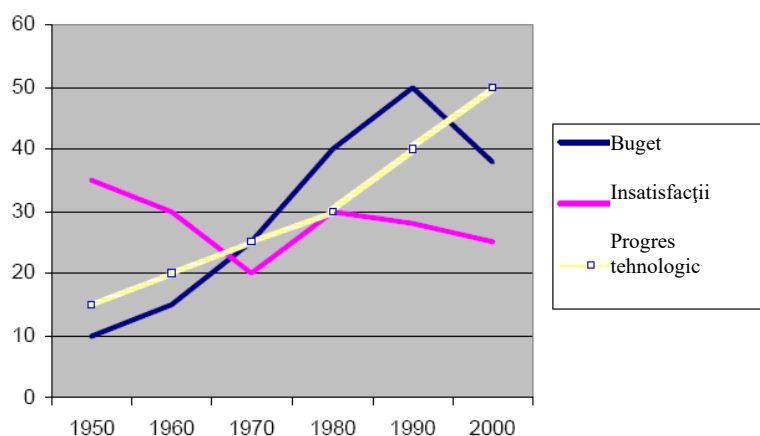


Figura 7.11. Progresul tehnologic, bugetul alocat acestui domeniu și satisfacțiile amputaților

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

În funcție de aceste criterii pot fi identificate principalele tipuri de exoproteze. Având în vedere *primul criteriu*, și anume cel de la care se realizează amputarea, se deosebesc următoarele tipuri de exoproteze:

- Proteze de gambă, în cazul dezarticulării membrului inferior de deasupra articulației gleznei și piciorului;
- Proteze de coapsă, în cazul dezarticulării membrului de deasupra articulației genunchiului, aspect ce cuprinde și dezarticularea gleznei și piciorului;
- Proteze de sold, în cazul dezarticulării membrului inferior de la nivelul articulației șoldului, aspect ce cuprinde atât dezarticularea genunchiului cât și a gleznei și piciorului.

7.2.2. *Exo – proteze . Prezentare generală. Clasificări*

Scopul principal al acestei lucrări este dedicat studiului exoprotezelor destinate amputării membrului inferior de deasupra articulației genunchiului. În cadrul acestui studiu se regăsesc și exoprotezele de gambă, destinate dezarticulării de deasupra articulației gleznei.

Prin definiție, exoprotezele de coapsă ar trebui să înlocuiască funcțiile articulațiilor genunchiului gleznei și piciorului. Acțiunile mușchilor ar trebui să fie reproduse de sistemele de acționare ale exoprotezelor în vederea redării mișcărilor membrului inferior protezat. Așadar, asemenea acțiuni nu se regăsesc în sarcina oricărei proteze existente pe piața specifică.

Funcția principală pe care o asigură aceste exoproteze sunt numai de flexie- extensie a membrului inferior protezat. De asemenea și această funcție trebuie să fie asigurată fără depunere de efort suplimentar, iar amputatul nu trebuie să realizeze mișcări cu membrul protezat, altele decât cele în cazul realizării unui mers normal, spre exemplu. În caz contrar, dacă amputatul ar avea proteza cu articulația genunchiului care să nu permită efectuarea unei flexii și extensii cât mai normale, atunci acesta se va afla într-un dezechilibru și totodată va depune un efort suplimentar în vederea deplasării cu membrul protezat în cauză. Un alt aspect deficitar al protezelor este acela că nu permit amputatului să urce treptele unei scări într-un mod cât mai normal și natural, datorită inexistenței mușchilor ce ar avea de suportat greutatea corpului în timpul fazei de tranziție în cazul membrului protezat atunci când se află singur în contact cu solul. În prezent, persoanele care au membrul inferior protezat, încep să devină din ce în ce mai greu de recunoscut datorită cercetărilor întreprinse în acest domeniu. De asemenea utilizarea noilor materiale cum ar fi implementarea titanului și a fibrei de carbon constituie un pas înainte pentru acestea. Părțile componente ale unei proteze destinate protezării membrului inferior de deasupra de genunchi sunt următoarele:

- 1 – cupa;
- 2 – mecanismul înlocuitor al articulației genunchiului;
- 3 – sistemul de acționare al articulației genunchiului;
- 4 – corpul înlocuitor al gambei;
- 5 – mecanismul înlocuitor al articulației gleznei;
- 6 – corpul înlocuitor al piciorului.

Identificarea elementelor este evidențiată în figura 7.16.

În cazul exo – protezelor destinate amputării membrului inferior de deasupra articulației gleznei, elementele componente ale acesteia sunt evidențiate în figura 7.17:

- 1 – cupa;
- 2 – sistemul de acționare al mecanismului înlocuitor al articulației gleznei;
- 3 – mecanismul înlocuitor al articulației gleznei;
- 4 – corpul înlocuitor al piciorului.

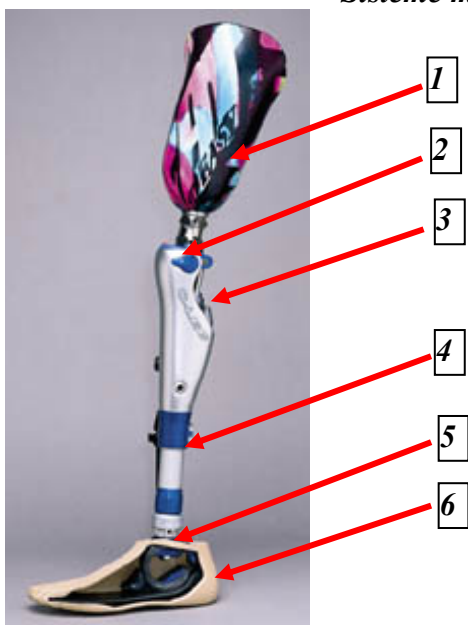


Figura 1.16. Exo – proteză destinată amputării membrului inferior de deasupra genunchiului

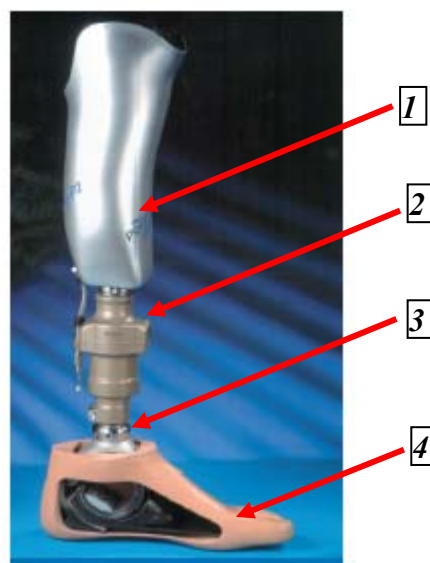


Figura 1.17. Exo – proteză destinată amputării membrului inferior de deasupra gleznei (proteză de gambă)

Prin identificarea părților componente ale unei exo-proteze, se poate face și o clasificare a acestora în funcție de următoarele criterii:

1. După nivelul amputării:

- proteze de gambă (atunci când amputarea se face de deasupra articulației gleznei) – figura 7.17;
- proteze de coapsă (atunci când amputarea se face de deasupra articulației genunchiului), fapt în care este necesar și înlocuirea articulației gleznei - figura 7.16.

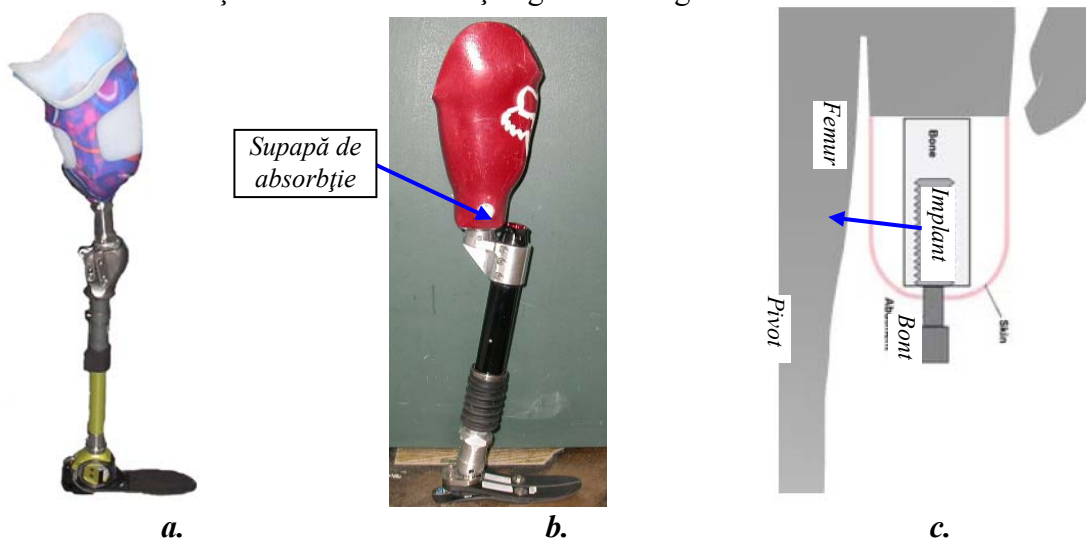


Figura 7.18. Aspecte privind modalitatea de etanșare a cupelor unor proteze de bont.

2. După modul de atașare al exo-protezelor de corpul uman:

- proteze care au cupe normale (figura 7.18, a) și care se atașează de bont prin implementarea unor elemente de fixare pe cupă (fie prin impunerea unei forme speciale a cupei în anumite zone, sau fie prin atașarea unui sistem de prindere a acesteia de bont).

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

- proteze ce au cupe prevăzute cu supapă de absorbție a aerului dintre bont și acestea (figura 7.18, b);
- elemente de implantare, ce asigură fixarea protezelor de acestea (figura 7.18, c). Aceste elemente sunt realizate din materiale speciale pe care corpul uman nu trebuie să le respingă în timpul implantării acestora. Ele se implantează pe os și asigură o legătură indirectă a osului cu proteza respectiv cu mecanismul protezei. Aceste elemente de implantare se află încă în faza de cercetare deoarece tehnologia este nouă și încă oferă riscul respingerii acestora de către organismul uman.

3. După tipul mecanismului înlocuitor al articulațiilor genunchiului și al gleznei:

A. În cazul protezărilor de gambă, exo-protezele destinate articulației gleznei se regăsesc confecționate din materiale care au capacitatea de memorare a formei și de înmagazinare a energiei generate în timpul activităților. Mobilitatea la nivelul articulației fiind redată prin deformarea elementului înlocuitor al piciorului în domeniul elastic păstrând amplitudinea unghiulară de flexie dorsală și plantară (50...55°). De asemenea aceste exo- proteze se regăsesc sub diferite tipuri, ele fiind prezentate după cum urmează:

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip Venture realizată de College Park Industries. Aceasta (figurile 7.19, 7.20) posedă următoarele caracteristici:

- rotații multi-axiale în scopul adaptării pentru orice tip de teren;
- capacitatea înmagazinării energiei în vederea reducerii efortului;
- mecanism adaptabil în vederea reglării mișcărilor caracteristice fiecărui individ protezat;
- tranziție ușoară la schimbarea activităților grele și ușoare;
- abilitatea fixării acesteia fie prin sistem exo-protetic (fixare de gambă prin cupă) sau endo-protetic (implant cu pivot);
- domeniul de variație a greutateii 81 – 100 kg și respectiv 59 – 79 kg;



Figura 7.19. Mecanismul exo-protetic de tip Venture destinat dezarticulării gleznei. Aspect general

Elementele componente ale acestei exo-proteze sunt prezentate în figura 7.20, a. Aceasta este formată din: 1 – manșonul ce îmbracă bontul; 2 – dispozitivul de prindere; 3 – componentă superioară; 4,5 – elemente de amortizare și înmagazinare a energiei; 6 – componentă inferioară; 7 – elemente de fixare; 8 – talpa artificială ce posedă capacitatea de memorare a formei.

De asemenea în figura 7.20, b, sunt prezentate și mișcările pe care le poate realiza acest tip de exo – proteză (flexie plantară și dorsală, rotație internă, externă).

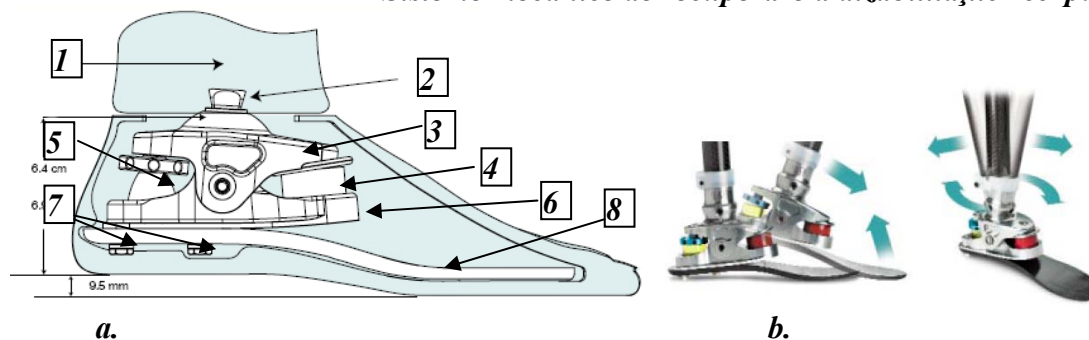


Figura 7.20. Structura mecanismului exo – protetic de tip Venture destinat dezarticulării gleznei.

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip Truper realizată de College Park Industries. Aceasta (figurile 7.21, 7.22) posedă următoarele caracteristici:

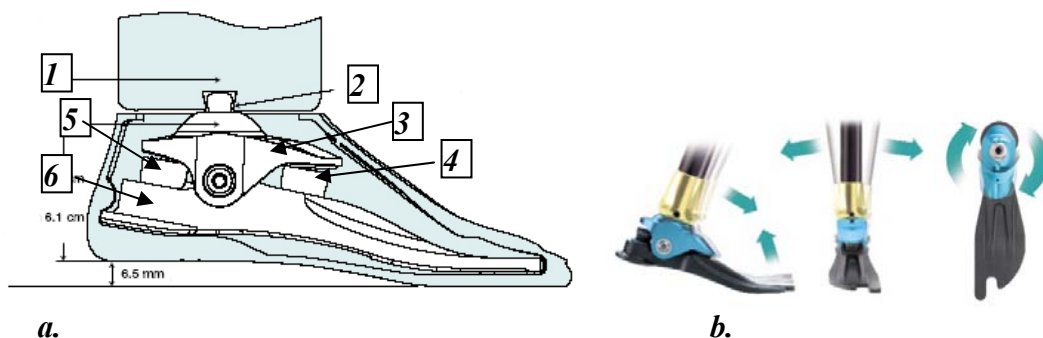
- rotații multi-axiale în scopul adaptării pentru orice tip de teren;
- capacitatea înmagazinării energiei în vederea reducerii efortului;
- mecanism adaptabil în vederea reglării mișcărilor caracteristice fiecărui individ protezat;
- tranziție ușoară la schimbarea activităților grele și ușoare;
- abilitatea fixării acesteia fie prin sistem exo-protetic (fixare de gambă prin cupă) sau endo-protetic (implant cu pivot);
- posibilitatea realizării mișcării de valgus-varus;
- domeniul de variație a greutății 28 – 45 kg și respectiv 37 – 60 kg;



Figura 7.21. Mecanismul exo-protetic de tip Trupper destinat dezarticulării gleznei. Aspect general

Elementele componente ale acestei exo-proteze sunt prezentate în figura 7.22, *a*. Aceasta este formată din: 1 – manșonul ce îmbracă bontul; 2 – dispozitivul de prindere; 3 – componentă superioară; 4,5 – elemente de amortizare și înmagazinare a energiei; 6 – talpa artificială ce posedă capacitatea de memorare a formei. Deosebirea față de exo-proteza de tip Venture constă în posibilitatea realizării mișcării de valgus – varus, mișcare asigurată prin realizarea unei forme speciale a tălpii mecanismului exo-protetic. Acest tip de mecanism este destinat în mod special copiilor și pentru persoanele care dezvoltă activități intense de mișcare.

De asemenea în figura 7.22, *b*, sunt prezentate și mișcările pe care le poate realiza acest tip de exo – proteză (flexie plantară și dorsală, rotație internă, externă și mișcare de valgus - varus).



Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

Figura 7.22. Structura mecanismului exo – protetic de tip Trupper destinat dezarticulării gleznei.

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip *Elite Foot* realizată de *Blatchford and Sons Ltd England*. Aceasta (figurile 7.23, 7.24) posedă următoarele caracteristici:

- eliminarea sistemelor mecanice fiind realizate din mai multe componente confecționate din materiale cu proprietate de memorare a formei și înmagazinare de energie.
- conferă posibilitatea mișcării de valgu – varus dictată de forma specifică a tălpii protetice;
- design special în vederea preluării reacțiunilor rezultate în urma contactului cu solul în puncte concentrate și de elemente separate, fapt pentru care acest aspect conferă elementelor componente exo-protezei o solicitare individuală (figura 7.24);
- durabilitate ridicată în urma utilizării materialelor compozite – fibră de carbon.

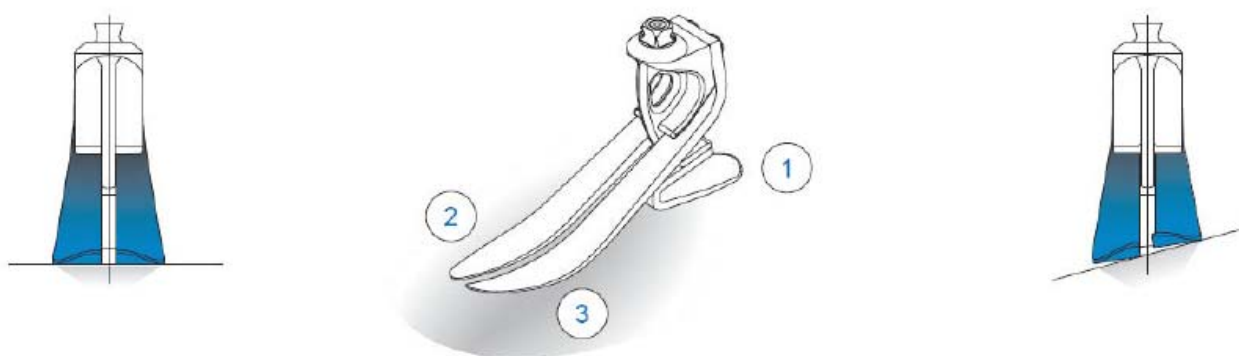


Figura 7.23. Prezentarea exo-protezei destinate dezarticulării gleznei de tip *Elite Foot*; 1,2,3 – elemente componente realizate din materiale compozite – fibră de carbon.

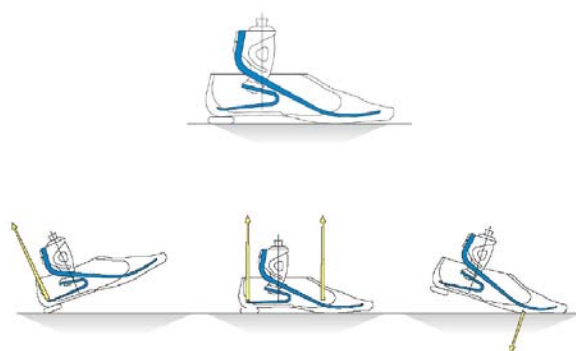


Figura 7.24. Prezentarea cinematică a exo-protezei destinate dezarticulării gleznei de tip *Elite Foot*.

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip *Runway* realizată de *Freedom Inovations*. Aceasta (figurile 7.25) posedă următoarele caracteristici:

- flexibilitate înaltă;
- capacitate maximă de înmagazinare a energiei;
- adaptabilitate excelentă pentru orice tip de teren;
- greutate ușoară fiind destinată amputaților care realizează activități intense de deplasare;
- design policentric;

Elementele componente ale acestui mecanism exo – protetic sunt prezentate în figura 7.25, varianta a: 1 – componentă tibială; 2 – componentă talară; 3 – culisă; 4 – talpă artificială ce posedă capacitatea de

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

memorare a formei și înmagazinare a energiei acumulate în timpul activităților de deplasare. Posibilitățile de mișcare fiind evidențiate în figura 7.25., varianta b.

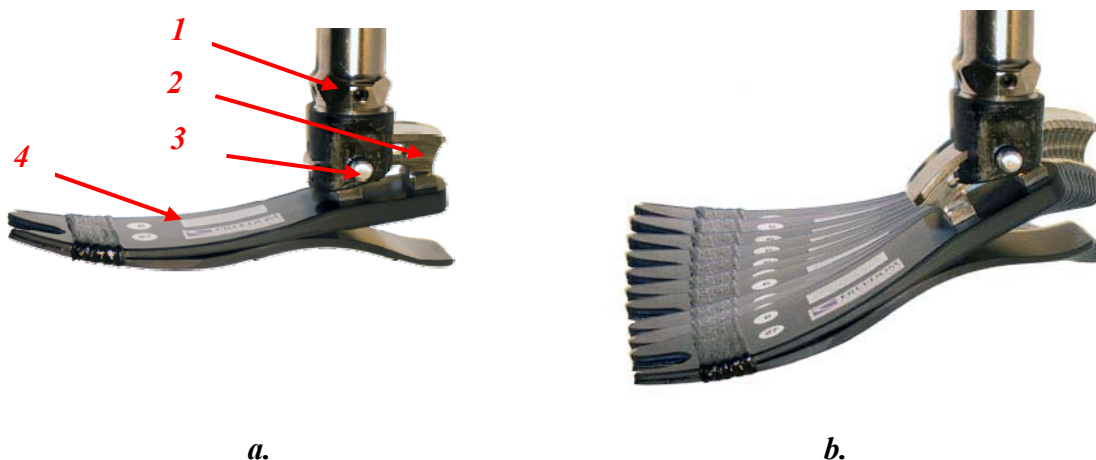


Figura 7.25. Mecanismul exo-protetic de tip Runway.

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip Renegade realizată de Freedom Innovations. Aceasta (figura 7.26) posedă următoarele caracteristici:

- capacitate de înmagazinare ridicată a energiei dezvoltate pe parcursul activităților datorită elasticității elementelor componente;
- greutate redusă datorită utilizării materialelor din categoria fibrei de carbon;
- eliminarea sistemelor mecanice fapt pentru care nu necesită revizii și reglaje ale acesteia;
- geometrie unică ce conferă piciorului protezat abilitatea de mărire a capacității de absorbție;



Figura 7.26. Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip Renegade. Aspect general.

B. În cazul dezarticulării genunchiului există mai multe mecanisme înlocuitoare, ele regăsindu-se clasificate după criteriul asigurării unei bune stabilități în timpul realizării activităților de către amputat. Astfel, pe baza acestui criteriu se regăsesc mecanisme exo-protetice *uni-axiale sau monocentrice* și *mecanisme multi-axiale sau policentrice*.

Mecanisme uni-axiale sau monocentrice. Acestea sunt realizate de numeroase firme și centre de cercetare din lume. Astfel, acestea ca tip sunt multiple, diferențierea constând prin modalitatea de

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

acționare. Ele sunt caracterizate prin axa comună a membrului inferior, astfel că intersecția axelor femurului și tibiei se regăsește în centrul articulației mecanismului exo-protetic înlocuitor.

- mecanism exo-protetic de tip Endolite realizat și comercializat de firma Blatchford England (figura 7.27).

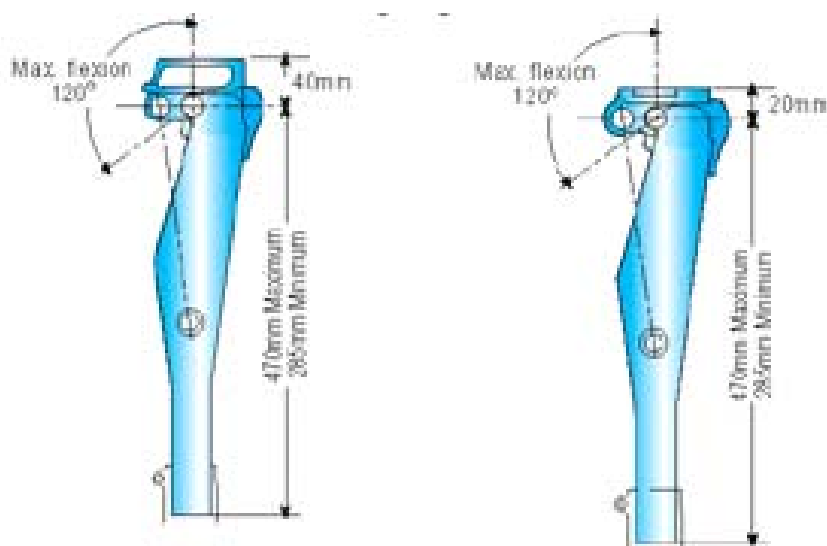


Figura 7.27. Mecanism exo-protetic de tip Endolite

Din punct de vedere structural aceasta este formată dintr-un număr de 4 articulații, singurul dezavantaj al acesteia îl constituie faptul ca mecanismul nu poate fi universal astfel încât el se adresează numai pentru o anumită categorie de indivizi, respectiv numai pentru adulți suportând o greutate maximă de 125 kg (http://www.blatchford.co.uk/prosthetics/products_uk/uniaxial/uniaxial.html).

Tipuri similare de mecanisme exo-protetice sunt prezentate în figura 7.28. Varianta *a* reprezintă un mecanism de tip Endolite A Ca-Tech "CaStance" Hydraulic Cylinder. Varianta *b*, reprezintă un mecanism de tip Endolite Adaptive cu sistem de acționare combinat (hidraulic + electronic). În varianta *c*, este prezentat un mecanism Otto Bock single-axis 3R80 realizat de firma Otto Bock (http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/SID-3F574DD1-1162A41E/ob_com_en/hs.xsl/1922.html).

Sistemul de acționare în acest caz este unul hidraulic, însă modalitatea de acționare a elementului hidraulic are la bază un mecanism cu camă – rolă – tachet.

În varianta *d*, este prezentat un mecanism XT9 – ESPK al firmei Symbiotechs SUA (http://www.symbiotechsusa.com/amputee_prosthetic_device_products.htm). Acest tip de mecanism este destinat utilizării indivizilor care realizează activități extreme, cum ar fi alpinism, snowboarding, ski, etc. Acesta conferă amputatului o mobilitate cât mai naturală și totodată o stabilitate foarte bună impusă prin forma constructivă și a sistemului de acționare.

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman



Figura 7.28. Tipuri de mecanisme exo-protetice uni-axiale.

Un alt tip de mecanism exo-protetic uni-axial este cel de tip *K5 modular* realizat și comercializat de centru de cercetare *Bauerfeind AG Germany* (http://www.bauerfeind.com/html_gb/produkte/medical-line.html#suchform). În figura 7.29 este redat modelul mecanismului exo-protetic, în varianta *a* este redată schema funcțională a acestuia, varianta *b*, aspectul general al mecanismului, iar în varianta *c*, este redată schema cinematică a acestuia, fiind încorporat în cadrul unei exo-proteze. Principiul de funcționare este relativ simplu, astfel că în procesul de flexie al membrului este necesar învingerea rezistenței opusă de un resort, comandă realizată printr-un cablu special 6. Astfel, modelul mecanic se compune din componenta superioară 1, solidară cu manșonul exo-protezei, și o componentă inferioară 2 ce este articulată la unul din capete de elementul tibial 4, iar la celălalt capăt de componenta intermediară 3. De componenta superioară este legat cablu special 6, care este conectat de elementul 7 ce culisează pe elementul tibial 4. În timpul flexiei, componenta superioară 1, își schimbă poziția astfel încât va produce comprimarea resortului 5, prin intermediul cablului special și al elementului 7 ce culisează pe tibia artificială 4. Revenirea în poziție inițială a articulației se face sub influența detensionării resortului 2. Un model similar al acestui mecanism exo-protetic este cel realizat de aceeași firmă și anume *K4 modular*, prezentat în figura 7.30.

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

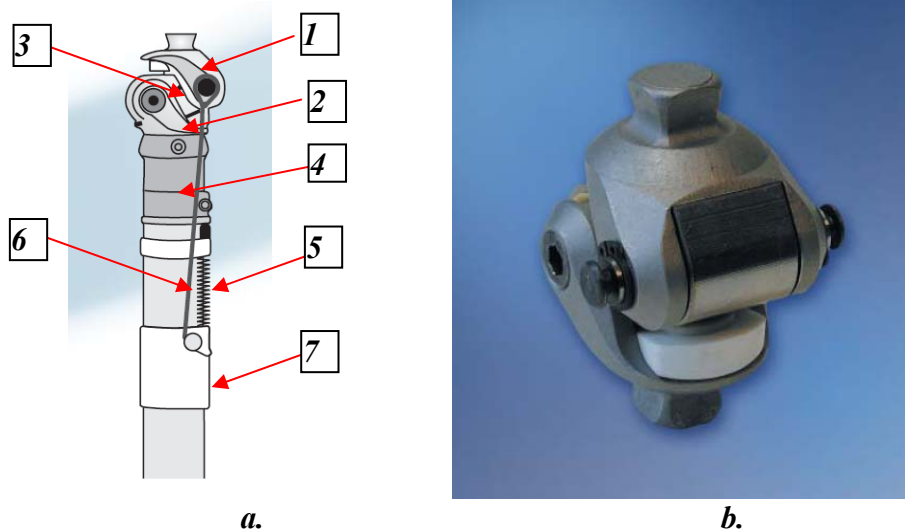


Figura 7.29. Mecanism exo-protetic de tip K5 modular; a – aspect general; b – scheme cinematice ale acesteia (1,2,3,4 – reprezintă articulațiile exo-protezei).



Figura 7.30. Modelul mecanismului exo-protetic de tip K4 modular; a – aspect general, b – aspect constructiv.

Mecanisme exo-protetice multi-axiale (policentrice). Acestea au la bază mai multe componente în vederea asigurării unei bune stabilități. Mecanismele policentrice sunt constituite din 4 axe ce formează un lanț cinematic constituit din 4 bare, iar mecanismele exo-protetice din această categorie sunt foarte variate în comparație cu cele anterior prezentate. În figura 7.31 este prezentat un astfel de mecanism cu 4 bare, de asemenea sistemul de acționare poate fi mecanic, hidraulic, pneumatic sau chiar computerizat.



Figura 7.31. Mecanism exo-protetic patrulater;

Articulația policentrică (figura 7.32) este formată din două furci axiale 1 și 5 conectate la partea superioară de elementul de fixare al articulației de cupă, iar la partea inferioară de elementul tibial, formând astfel lanțul cinematic. Ele sunt legate între ele prin barele de conectare 2. Un braț pivotant 3, face legătura între articulația furcii axiale frontale și partea inferioară a elementului tibial, față de care sunt conectate elementele de amortizare. Astfel că la primul contact cu solul al călcâiului artificial, articulația proximală se balansează dorsal în jurul axei inferioare. Amortizorul unității EBS 4, se comprimă în timp ce brațul pivotant 3, începe să se rotească. Această flexie elastică asigură un efect de balans și concomitent cu această mișcare asigură stabilitatea în faza de pășire. Articulația este stabilă sub influența greutății individului, permițând o flexie de maxim 150° . Rezistența unității EBS poate fi ajustată în funcție de greutate și nivelul de activitate al amputatului. Unitatea hidraulică de acționare EBS, este amplasată între cele două furci axiale, având rolul de control al fazei de balans al exo-protezei.

De asemenea aceasta împiedică ridicările excesive ale călcâiului față de sol și totodată impactul terminal al acestuia cu solul.

Cinematica acestui mecanism este prezentată succint în figura 7.33. Aceasta se desfășoară pe 3 faze concomitent cu schimbarea centrului de articulare al mecanismului exo-protetic.

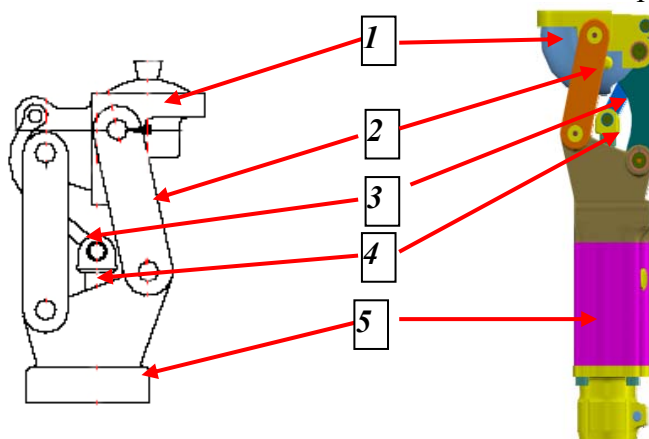


Figura 7.32 Mecanism exo-protetic policentric

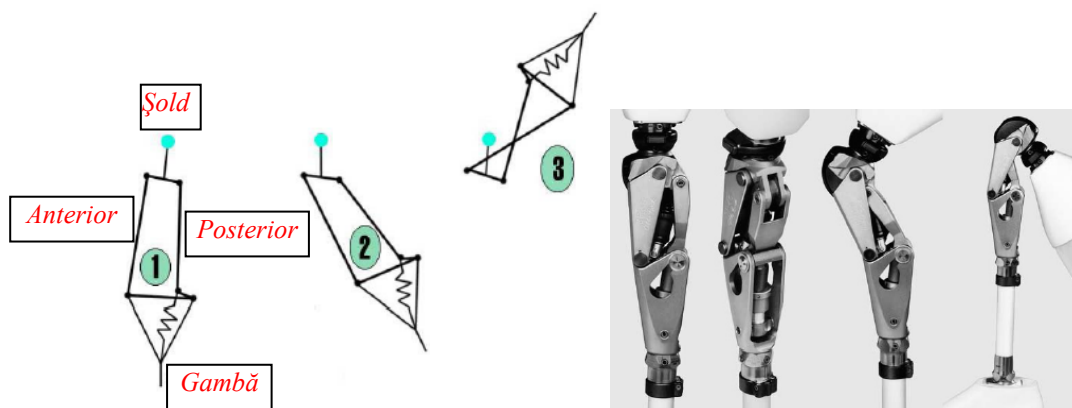


Figura 7.33. Cele 3 faze pe care se desfășoară activitatea de flexie a genunchiului protezat.

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

În figura 7.34 sunt prezentate mai multe variante de modele ale mecanismului exo-protetic policentric, în varianta *a*, este prezentat modelul mecanismului exo-protetic de tip *Hybrid 4-bar*, comercializat de firma *OSSUR Bionics* (<http://www.ossur.com/?pageid=3486>), varianta *b*, reprezintă mecanismul exo-protetic de tip *3R60* realizat de firma *Otto Bock* (http://www.ottobockus.com/products/lower_limb_prosthetics/knees_3r60.asp), iar în varianta *c* sunt prezentate 3 modele de mecanisme exo-protetice sub denumirea de *pendulum* realizate de firma *Ohio Willow Wood* (<http://www.owwco.com/CategoryList.aspx?Key=189>).



Figura 7.34. Modele de mecanisme exo-protetice policentrice.

4. După tipul sistemului de acționare al mecanismului înlocuitor:

- sisteme de acționare mecanice, prin blocarea mecanismului articulației genunchiului manual. Un sistem de acționare mecanic are la bază un mecanism de blocare a mecanismului înlocuitor articulației genunchiului, fiind acționat de către amputat prin intermediul unui buton de comandă amplasat pe cupa protezei. Acesta este acționat numai atunci când este dorită flexia piciorului, respectiv intenția amputatului de a sta în poziție șezândă. Dezavantajul acestui mecanism și respectiv al exo-protezelor mecanice este acela că proteza nu conferă siguranță în ceea ce privește sprijinul amputatului pe aceasta în timpul flexiei. Un astfel de mecanism al protezelor Otto Bock 3R33 și 3R17 este prezentat în figura 7.35.

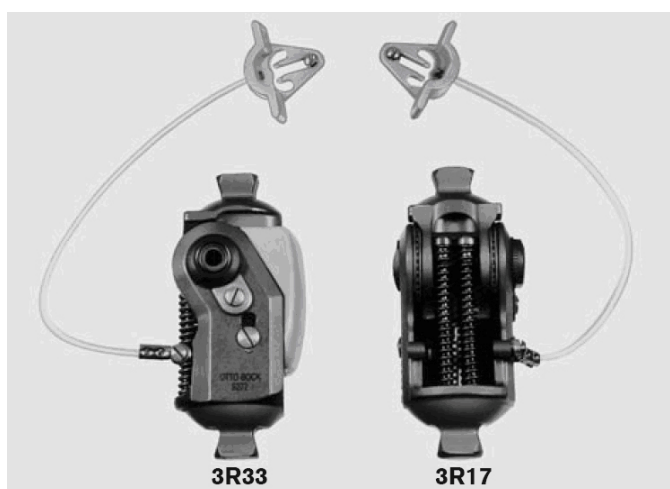


Figura 7.35. Aspect general al mecanismelor protetice cu sisteme de acționare mecanice

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

- sisteme de acționare hidraulice, acestea au la bază un amortizor hidraulic. Amortizorul este cu circuit închis, prin care acesta conferă amputatului asistență pe toată durata activităților sale. În figura 7.36 este prezentat un astfel de amortizor cât și schema cinematică a acestuia. În cazul flexiei, pistonul se deplasează în jos, fapt pentru care lichidul hidraulic va trece din camera **B** spre camera **A**. În cazul extensiei, procesul este reversibil, viteza de curgere a lichidului este controlată prin existența celor 2 supape 1 și 2.

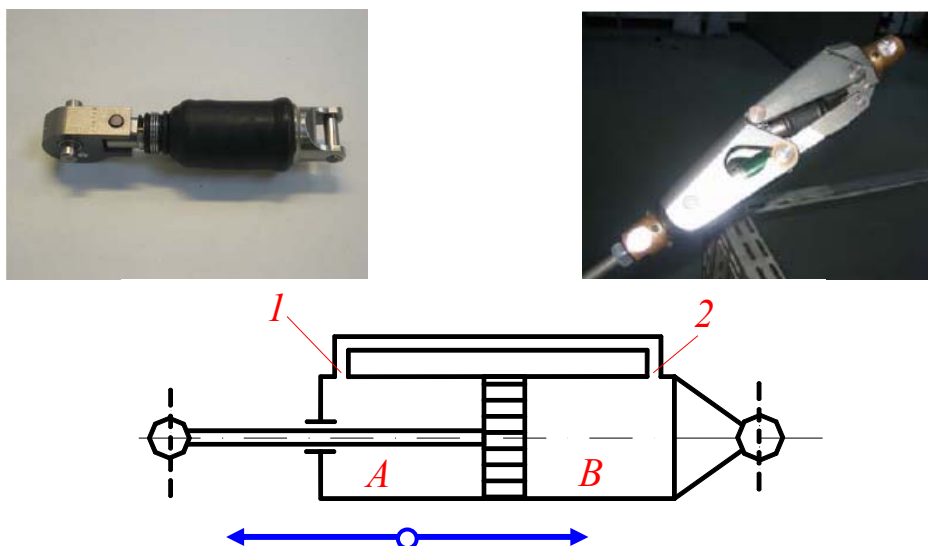


Figura 7.36. Amortizorul hidraulic din componența unei proteze 3R60 – Otto Bock

- sisteme de acționare pneumatice, care au la bază un amortizor pneumatic. Un astfel de sistem este prezentat în figura 7.37 fiind evidențiată și schema ce are la bază principiul de funcționare.

Principiul de funcționare al acestui sistem pneumatic constă în trecerea aerului sub o anumită presiune din camera P_1 în camera P_2 , fiind controlat prin supapele de presiune 1, 2 și 3. De asemenea circuitul este deschis astfel că pierderile de aer este din circuit sunt completate prin supapa de presiune 3 din exterior. Acest mecanism prezintă un dezavantaj și anume funcționarea acestuia într-un mediu uscat lipsit de impurități și totodată evitarea pătrunderii lichidelor în circuit, fapt pentru care există riscul apariției unei funcționări necorespunzătoare periclitând echilibrul pacientului în timpul realizării diferitelor activități. În prezent există și sisteme de acționare pneumatice cu circuit închis în interiorul cărora își desfășoară activitatea un gaz special.

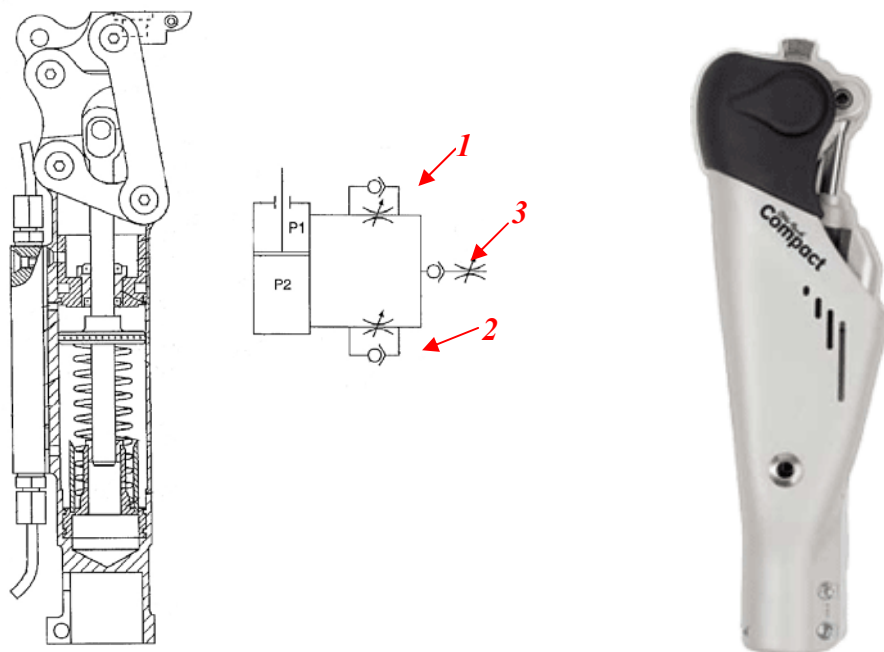


Figura 7.37. Mecanism protetic pentru dezarticulația genunchiului prevăzut cu sistem de acționare pneumatic.

-sisteme inteligente asistate și controlate de un microprocesor. Acestea își regăsesc aplicabilitatea în cadrul protezelor destinate dezarticulării gleznei (PROPRIO FOOT realizată de Ossur North America) și în cazul protezelor destinate dezarticulării genunchiului (C – LEG realizată de firma Otto Bock). În figura 7.38 sunt prezentate cele două tipuri de exo-proteze.

A. În cazul dezarticulării genunchiului de deasupra de genunchi, proteza de tip C-Leg are la bază un mecanism de acționare combinat ce utilizează energie electrică necesară funcționării microprocesorului ce controlează electro – valvele unui sistem hidraulic ce asigură asistența pe parcursul activităților amputatului (figura 7.39). Microprocesorul controlează modul și timpul de deschidere al acestor valve ce permit trecerea lichidului hidraulic din două camere.

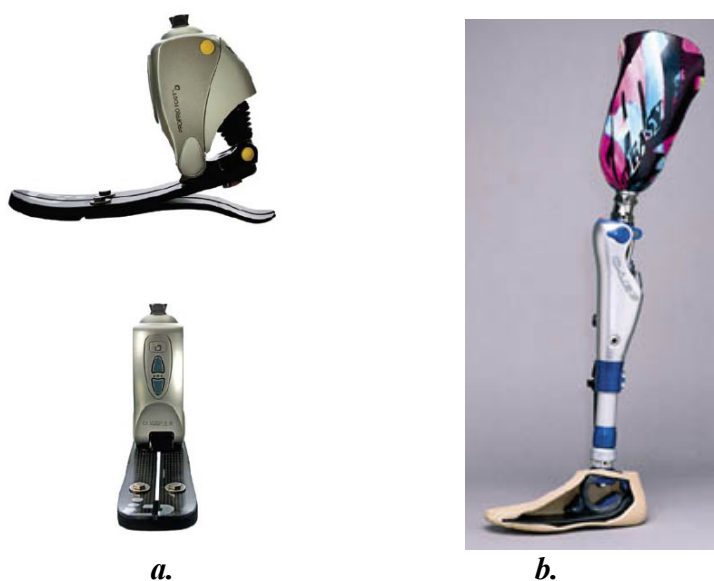


Figura 7.38. Prezentarea unor sisteme de acționare ale protezelor asistate și controlate de un microprocesor: a – Proprio Foot; b – C-Leg.

Cilindrul hidraulic este asemănător cu cel al protezelor hidraulice normale, deosebirea constă în integrarea sistemului electronic de control al deschiderii valvelor. La rândul lui, microprocesorul este programat pe două configurații principale: pentru faza de balans al membrului inferior (flexie – extensie) în cadrul activității de mers, și faza inițială de repaus. De asemenea acesta primește informații cu privire la mărimea unghiului dintre cupă și elementul tibial prin intermediul unor captori. Informațiile primite au o viteză de 50 de valori pe secundă.

Microprocesorul calculează valoarea de amortizare și pe cea a elasticității în vederea asigurării unui mers corect și controlul deschiderii electro-valvelor în funcție de aceste valori.

Coordonarea microprocesorului este realizată prin intermediul unor electrozi ce se regăsesc amplasați pe bontul pacientului, aceștia având rolul de a identifica contracțiile musculare, respectiv impulsurile nervoase sub forma unor semnale electrice pe care le trimite unui amplificator încorporat în unitatea de comandă, semnale ce sunt transmise către microprocesor. Totodată sistemul protetic este prevăzut și cu traductori speciali de forță care furnizează în permanență date micro-procesorului cu privire la distribuția forțelor în anumite zone de pe talpa piciorului artificial.

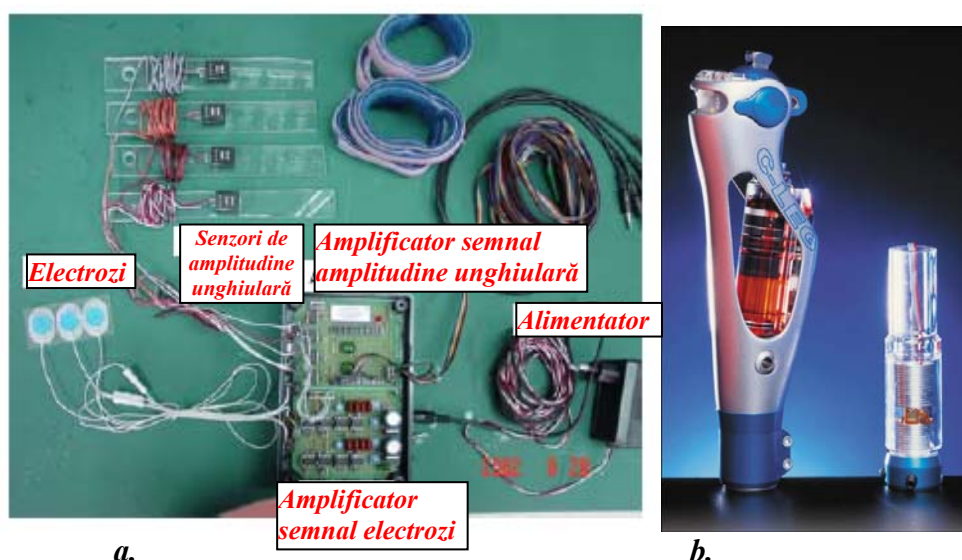


Figura 7.39. Elementele componente ale unității de comandă ale sistemului de acționare cu microprocesor: a – partea electronică; b – cilindrul hidraulic.

În figura 7.40 este prezentată o descriere mai amănunțită a acestui tip de proteză. Microprocesorul poate fi ajustat prin intermediul unui soft special cu ajutorul unui PC, iar alimentarea acestuia se face prin intermediul unor acumulatori de curent continuu de 12V. Acest sistem electronic este suficient de adaptabil pentru a permite pacientului să aibă o viață normală, deoarece acesta se adaptează singur la activitățile întreprinse de pacient. Mai mult poziția de repaus este mult mai confortabilă, datorită unei flexibilități asigurate de exoproteză pe parcursul controlului poziției de către micro-procesor.

B. În cazul protezării membrului inferior de deasupra articulației gleznei există un sistem protetic asistat și controlat de un micro-procesor al cărui principiu de funcționare este asemănător cu cel din cazul C-Leg (figura 7.41).

Exo-proteza în acest caz este prevăzută cu un micro-procesor numit Terrain Logic, iar toată mișcarea este coordonată electronic. Unitatea de comandă este prevăzută cu accelerometre ce monitorizează mișcarea, trimițând micro-procesorului informații mai mult de 100 de valori pe

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

secundă. Informațiile furnizate reprezintă rezultatul contactului călcâiului protetic cu solul precum și măsurarea reacțiunii în vederea modificării poziției piciorului.

De asemenea micro-procesorul posedă abilitatea detectării tipului de suprafață pe care sunt efectuați pașii, în cazul activității de mers, precum și cei necesari activității de urcare respectiv coborâre a treptelor unei scări.

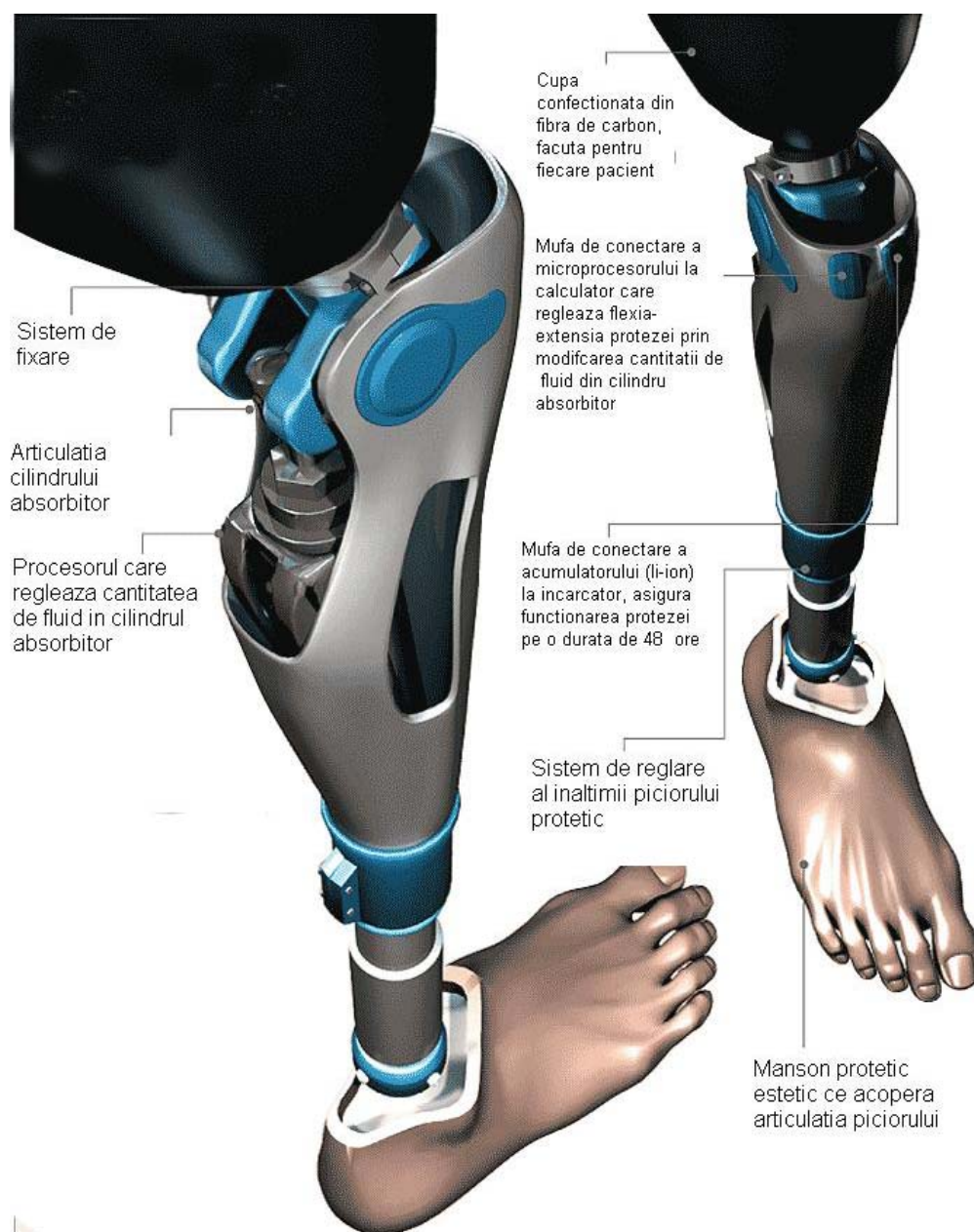


Figura 7.40. Descrierea exo – protezei de tip C-Leg

Micro-procesorul comandă un actuator electric liniar, a cărui mișcare este realizată în funcție de semnalele primite, pentru a asigura funcția optimă – dorsiflexia în cazul activității de pășire; ajustarea unghiului articulației gleznei artificiale în funcție de denivelările solului, în cazul activității de așezare în poziție de repaus pe o bancă, etc. Actuatorul liniar este format dintr-un motor pas cu pas, proiectat să lucreze cu acuratețe și silențiozitate. Mișcările sunt cele generate sub influența contracției mușchilor de pe gambă, prin intermediul unor electrozi ce captează impulsurile generate de sistemul nervos uman și trimise unui amplificator special, ce se află în legătură cu micro-procesorul protezei.

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

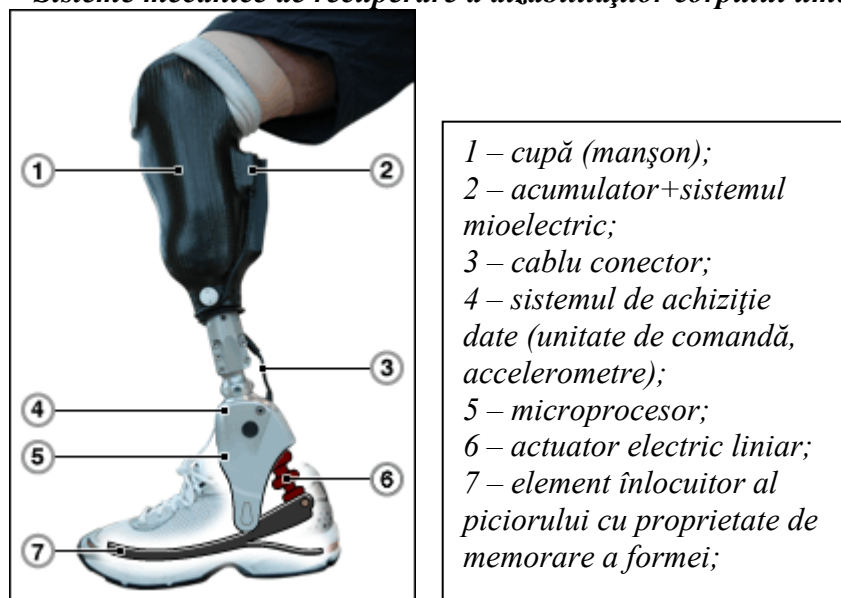


Figura 7.41. Descrierea exo-protezei de gambă Proprio-Foot

7.2.3. Proteză mioelectrică pentru membru superior

Descriere: Proteza poate fi o mână, o încheietură, un cot care funcționează cu ajutorul impulsurilor electrice.

Indicații: Amputație la nivelul antebrațului / brațului / umărului (cu dezarticulație).

Dispozitivele mioelectrice sunt recomandate acelor pacienți care sunt incapabili de a folosi aparate funcționate/operate de forța corpului, sau care necesită o îmbunătățire a tehnicii de apucare/prindere. Un aparat mioelectric face posibil ca pacientul să poată controla forța de apucare a mâinii protezei.

Spre deosebire de aparatele funcționate de forța corpului, aparatul mioelectric acționează membrul protezat prin control electric, ce asigură mișcări mult mai precise. Mici electrozi sunt instalați în cavitatea protezei, fiind în contact permanent cu bontul. Electrozii percep activitatea electrică a musculaturii, numit semnal electromiografic (EMG). Amplificat, semnalul EMG stimulează motorul aparatului de a efectua o funcție (mișcare).

Aparatele mioelectrice funcționează cu baterii reîncărcabile și nu necesită cabluri sau echipament extern. Proteza mioelectrică nu necesită mișcări mari, voluminoase ale corpului sau spațiu adițional pentru efectuarea mișcării, poate funcționa în orice poziție ce permite contracția și extensia musculaturii.

Cele mai noi sisteme de control încorporează microprocesoare programabile care asigură o paletă variată de ajustări, efectuarea funcțiilor multiple și operarea secvențială a mișcărilor cotului, a încheieturii mâinii și a mâinii (figura 7.42).



Figura 7.42. Proteză mioelectrică pentru membru superior

7.2.4. Proteza de mână bionică i-LIMB

Descriere: Cea mai nouă proteză de mână bionică, i-LIMB este acționată prin captarea de semnale electrice de la mușchii mâinii și este ușor de folosit în acțiuni care necesită forță sau delicatețe.

Indicații: Amputații de mână, antebraț, cot și braț. Oferă posibilitatea acționării independente a celor cinci degete, proteza este cea mai fidelă imitație a brațului uman. Cu i-LIMB, purtătorul poate bate la tastatura unui computer asemenea unei dactilografe, poate desface o doză de băutură răcoritoare, poate răsuci o cheie în broască și chiar folosi un telefon mobil (figura 7.43).



Figura 7.43. Proteza de mână bionică i-LIMB

7.3. ORTEZE

Ortezele sunt acele dispozitive utilizate în reabilitarea pacienților ce prezintă deficiențe locomotorii, dar care nu posedă amputații asupra membrelor corpului uman.

Ortezele se regăsesc într-o gamă mult mai diversificată decât protezele, iar ca o clasificare a acestora, se poate face referire asupra părților din structura corpului uman pentru care sunt destinate, și anume:

- A. *orteze destinate coloanei vertebrale;*
- B. *orteze pentru membrele inferioare și respectiv pentru cele superioare;*
- C. *orteze de șold utilizate în cazul copiilor cu luxații congenitale;*

În funcție de această clasificare, vor fi prezentate o parte din aceste orteze.

A. Orteze destinate coloanei vertebrale

Din această gamă fac parte ortezele menite să reabiliteze coloana vertebrală în zona gâtului pacientului. Din această categorie spre exemplificare, face parte orteza cervicală de tip Schanz (figura 7.44).



Figura 7.44. Orteza cervicală de tip Schanz.

Descriere: Se execută din material plastic căptușit; Închidere cu scai. Înălțimea este reglabilă, iar închiderea se realizează prin scai. Este utilizată pentru diferite Diferite afecțiuni ale coloanei cervicale, spasme ale musculaturii cervicale consecutive unor stări reumatismale acute, forme ușoare de discopatie cervicală, traumatisme ale coloanei cervicale.

Altă categorie de orteze este cea a ortezelor cervicotoracice cum ar fi cele din gama Profitex (figura 7.45).



Figura 7.45. Orteză cervicotoracică de tip Profitex.

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

Descriere: Se execută din material elastic cu atelare paravertebrală, înconjoară o parte a regiunilor cervicale și toracale, ajutând la trezirea senzației de postură corectă a coloanei toracice superioare și a segmentului interscapular.

Tot în această categorie intră și așa numitele corsete - orteze toracolombosacrale, cum ar fi cea de tip Cheneau (figura 7.46).



Figura 7.46. Orteze toracolombosacrale de tip Cheneau.

Descriere: Aceasta se execută din material plastic termoformabil, cu sau fără pelote de corecție pentru cazurile de imobilizare și posedă o închidere anterioară prin curele din material textil și cleme. Este recomandată pentru toate cazurile de scolioză, cifoză, lordoză patologică și traumatisme ale coloanei toracolombare.

B. Orteze pentru membrele inferioare și respectiv pentru cele superioare

Orteză pentru gleznă - picior mobilă din material plastic termoformabil, sistem de închidere prin scai, articulație la nivelul gleznei și căptușeală din multiform (figura 7.47). Aceasta este utilizată în cazul postoperator, sau instabilități ale gleznei, stadii post A.V.C., etc.



Figura 7.47. Orteză pentru gleznă

Orteză pentru genunchi mobilă - din material plastic termoformabil, șină laterală cu articulație liberă sau reglabilă, închidere prin scai și căptușeală multiform (figura 7.48).



Figura 7.48. Orteză pentru genunchi mobilă

Este utilizată pentru instabilități ale articulației genunchiului nedureroase după fracturi, procese inflamatorii, entorse, luxații, afecțiuni care necesită limitarea mișcărilor articulației genunchiului, descărcarea articulației genunchiului și stadiul postoperator.

Orteză de șold - genunchi - gleznă - picior (femuro-podalică) - din material plastic termoformabil, șine laterale din metal cu articulație semi-mobilă (fixă la mers, mobilă prin ridicarea picioarei la așezare), închidere prin scai. Se sprijină prin scăriță direct pe sol sau se fixează pe tocul încălțăminte. Descărcarea membrului se realizează prin sprijin tuber-ischiadic-sol și necesită ridicarea încălțăminte pe membrul opus (figura 7.49).



Figura 7.49. Orteză de tip femuro - podalică

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

Este indicată pentru boala Legg-Perthes-Calvé și în alte cazuri când este necesară descărcarea articulației coxofemorale.

Orteză pentru încheietura mâinii - mână - deget – mobilă: Permite flexia din articulația încheieturii mâinii și din MCF. Pacientul poate prinde orice obiect deoarece orteza menține încheietura mâinii în extensie, se fixează cu scai, tija din metal se fixează cu cârligul spre radius, astfel orteza poate fi ajustată și pe stânga și pe dreapta (figura 7.50).

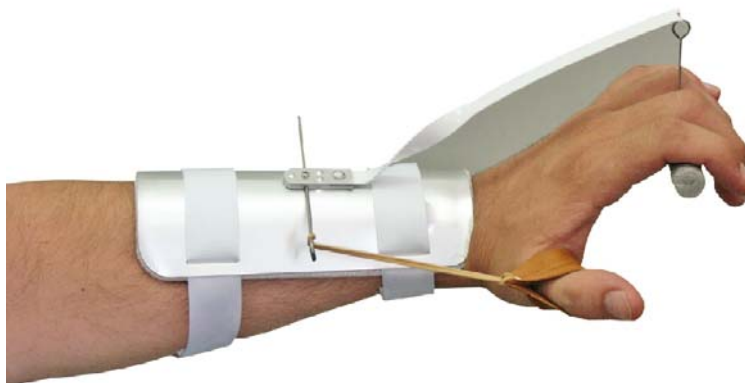


Figura 7.50. Orteză pentru încheietura mâinii mobilă.

Este utilizată în cazurile posttraumatice ale coloanei vertebrale (tetraplegie) și paralizie periferică de nerv radial.

Orteză de cot mobilă cu atelă - Se execută din material plastic termoformabil. Posedă căptușeală din multiform și închidere prin scai. Șinăria prezintă articulație de cot mobilă (figura 7.51).



Figura 7.51. Orteză de cot mobilă cu atelă

Este utilizată în cazul laxității sau instabilității articulației cotului. De asemenea poate fi utilizată și în cazul necesității limitării mișcării cotului.

Orteză de umăr - cot - încheietura mâinii - mână Immo Vest are rolul de a imobiliza umărul, brațul și antebrațul (figura 7.52).



Figura 7.52. Orteză de tip Immo Vest.

Este recomandată în cazul diferitelor afecțiuni ale umărului: dislocații, entorse; Afecțiuni musculare ale brațului; Afecțiuni osoase ale umărului sau cotului: fisuri, fracturi.

C. Orteze de șold utilizate în cazul copiilor cu luxații congenitale

Din această categorie face parte hamul de tip Pavlik, aplicabil în cazul în care femurul unui nou născut se simte liber în articulație (figura 7.52).



Figura 7.52. Orteză de tip Pavlik

Hamul are căptușeala moale pe banda toracică, închidere velcro pentru o reglare sigură și rapidă, precum și piesa de picior antialunecare. Se execută din curele din piele, material textil. Hamul de purtare permite reglarea flexiei picioarelor în diferite unghiuri. Este utilizat în cazul luxațiilor de șold congenitale sau displazii severe.

7.4. SISTEME COMPLEXE DE RECUPERARE ȘI ANTRENAMENT

Din categoria acestor sisteme, face parte un aparat de recuperare și antrenament pentru aparatul locomotor, un aparat simplu din punct de vedere al realizării tehnice, dar din punct de vedere medical

Sisteme mecanice de recuperare a dizabilităților corpului uman

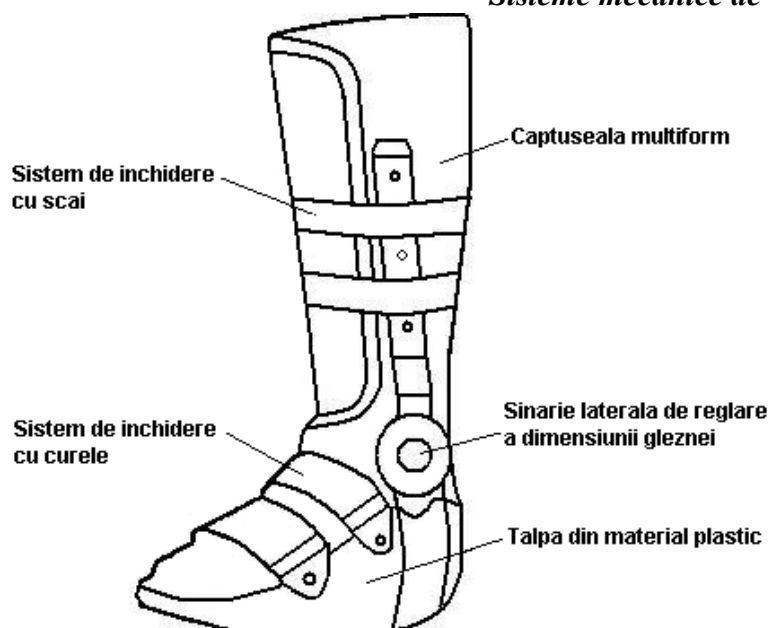


Fig. 7. 53 Dispozitivul de fixare a piciorului pe pedala stepper-ului.

un aparat de mare complexitate. Stepper-ul trebuie să solicite întregul aparat locomotor și este adaptat în așa fel încât să poată fi folosit și de către persoanele cu deficiențe majore ale aparatului locomotor.

Pentru a se realiza acest lucru pe pedalele de acționare a stepper-ului se vor monta niște dispozitive de prindere a piciorului, dispozitive ce le putem asemăna cu clăpării de schi. Acest dispozitiv este accesibil tuturor persoanelor, în special celor cu deficiențe motorii, datorită unui sistem de prindere a piciorului care se poate regla în funcție de dimensiunile piciorului.

Pacientul, înainte de începerea exercițiului, va încălta o captuseală multiform prevăzută cu un sistem de

închidere cu scai, acest lucru permitând reglarea în funcție de dimensiunile piciorului. Aceasta captuseală lasă loc liber degetelor piciorului și se întinde pe picior până aproape de genunchi. Captuseala se prinde de dispozitivul de fixare a piciorului cu ajutorul unor curele.

Dispozitivul de fixare are forma piciorului și este prevăzut cu pereți laterali, astfel nefiind posibilă deplasarea piciorului. Acest dispozitiv este realizat din material plastic cu o duritate mare, în urma procesului de injectare plastică. Este prevăzut cu o articulație laterală, la nivelul articulației gleznei, aceasta permitând îndoirea piciorului în timpul exercițiului. De asemenea, reglajul gleznei se face cu ajutorul unei sinarii laterale care permite un reglaj pe lungimea gambei, astfel fiind rezolvată problema dimensiunii piciorului. Acest dispozitiv este prins de talpa aparatului cu ajutorul unor șuruburi.

Aparatul va solicita organismul uman identic ca în solicitările apărute la urcarea treptelor, mișcare care după cum bine se știe solicită întreg lanțul muscular al membrilor inferioare, cum la fel de bine putem considera că este solicitat și sistemul respirator, precum și sistemul circulator sanguin.

Aparatul are două pedale care execută o mișcare de rotație în jurul unei cuple de rotație, mișcare frânată cu ajutorul a doi cilindri cu dubla acțiune, a căror viteză de lucru se reglează cu ajutorul unor drosere montate pe cilindru. Pedala care coboară o ridică pe cealaltă, cu ajutorul unui cablu care este sertizat la capete. Astfel am privit aparatul din punct de vedere al realizării simple a lui.

Din punct de vedere al terapiei medicale aparatul este perfect adaptabil la diferite grade de solicitare prin sistemele de reglare ale aparatului.

De asemenea, există posibilitatea atașării pe aparat a altor accesorii, aparate electronice care înregistrează tensiunea arterială a subiectului în timpul exercițiului, puls cardiac, energia consumată (din punct de vedere caloric).

Din punct de vedere al realizării tehnice acest aparat nu ridică probleme foarte mari.

O mare parte din piesele și componentele ce intră în componența acestui aparat sunt standardizate și numai anumite subsansambluri sau piese din subsansambluri necesită o tehnologie de fabricație mai deosebită.

Sunt folosite la realizarea ansamblului atât materiale metalice cât și plastice. Trebuie menționat faptul că dimensionarea acestui aparat este făcută pentru a putea fi folosit în spitale pentru recuperarea pacienților, în sălile de fitness, cât și la domiciliul utilizatorului. Aparatul ajută la recuperarea părții inferioare a corpului uman, dar lucrează și asupra unui grup de mușchi ai spatelui.

7.5. PROTEZE OCULARE INTELIGENTE UTILIZATE DE CĂTRE PERSOANELE LIPSITE DE VEDERE

Un sistem protetic intelligent ce se află încă în faza de cercetare îl reprezintă proteza oculară inteligentă destinată persoanelor ale căror nervi oculari sunt lezați sau care au suferit traume în zona oculară în urma cărora acestea și-au pierdut vederea. Conceptul acestei proteze are la bază ideea de a transmite semnale electrice de la o cameră optică sub forma unor ochelari. Camera optică specială are rolul de a capta imagini cu o anumită rezoluție, în diverse formate, trimițându-le spre un microprocesor, menit să le transforme în semnale sonore. Semnalele sonore la rândul lor sunt transformate în impulsuri electrice.

Aceste impulsuri sunt transmise prin intermediul unor electrozi speciali, implantați în zona creierului responsabilă de percepția audio-vizuală a corpului uman (LGN). Sistemul este prezentat schematizat în figura 7.54.

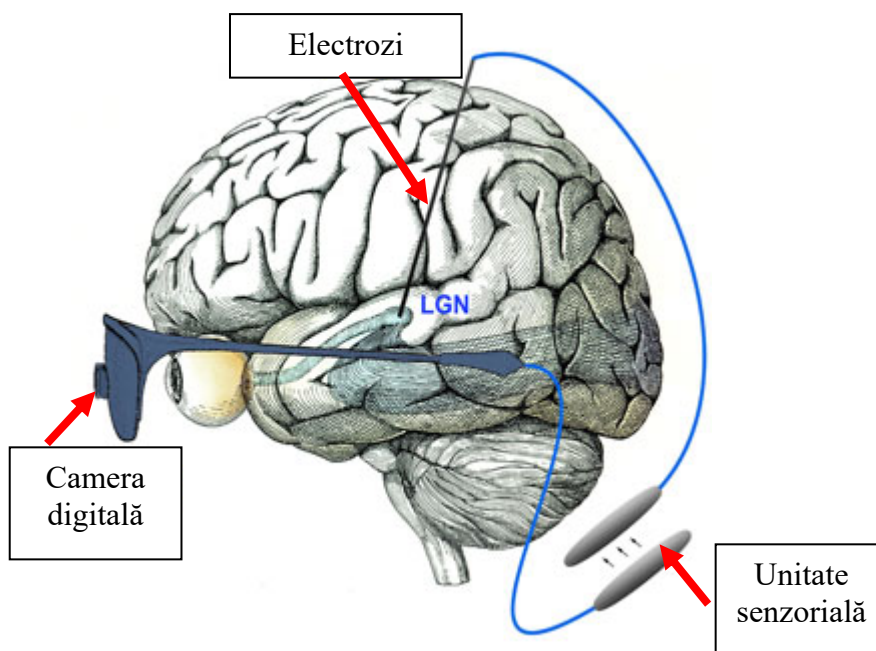


Figura 7.54. Sistemul protetic ocular inteligent

Sistemul protetic a fost inventat de către un neurochirurg din Boston – USA, pe nume John Pezaris. De asemenea transformarea semnalului optic preluat de la cele două camere optice speciale sunt filtrate mai întâi prin intermediul unui computer, apoi retransmise sub forma unor impulsuri către unitatea senzorială. În figura 7.55 este prezentat primul subiect uman care a beneficiat de acest experiment științific.

Camera optică este de tip monocrom, transmițând procesorului imagini în format alb/negru cu o rezoluție de 16384 pixeli.

Procesorul calculatorului identifică fiecare pixel și îi asociază un anumit semnal audio sub forma unei matrici audio. În figura 7.55 este prezentată schema în baza căreia este preprocesată imaginea vizuală.

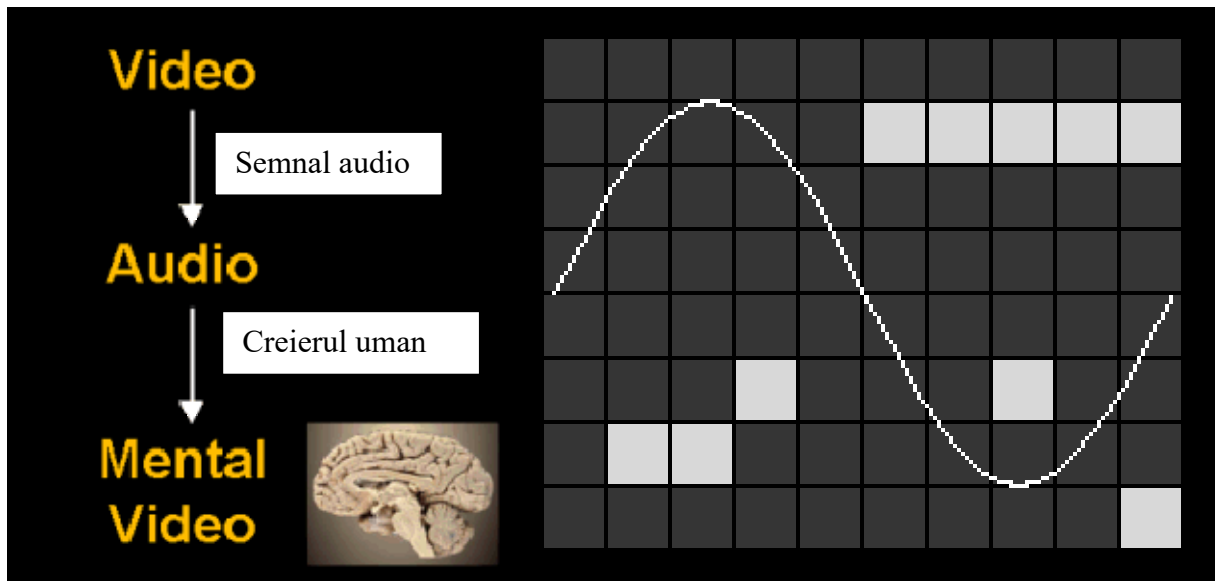


Figura 7.55. Schema unei matrici audio.

Modul prin care este procesată imaginea video de către procesorul calculatorului spre unitatea senzorială, este prezentată în figura 7.56.

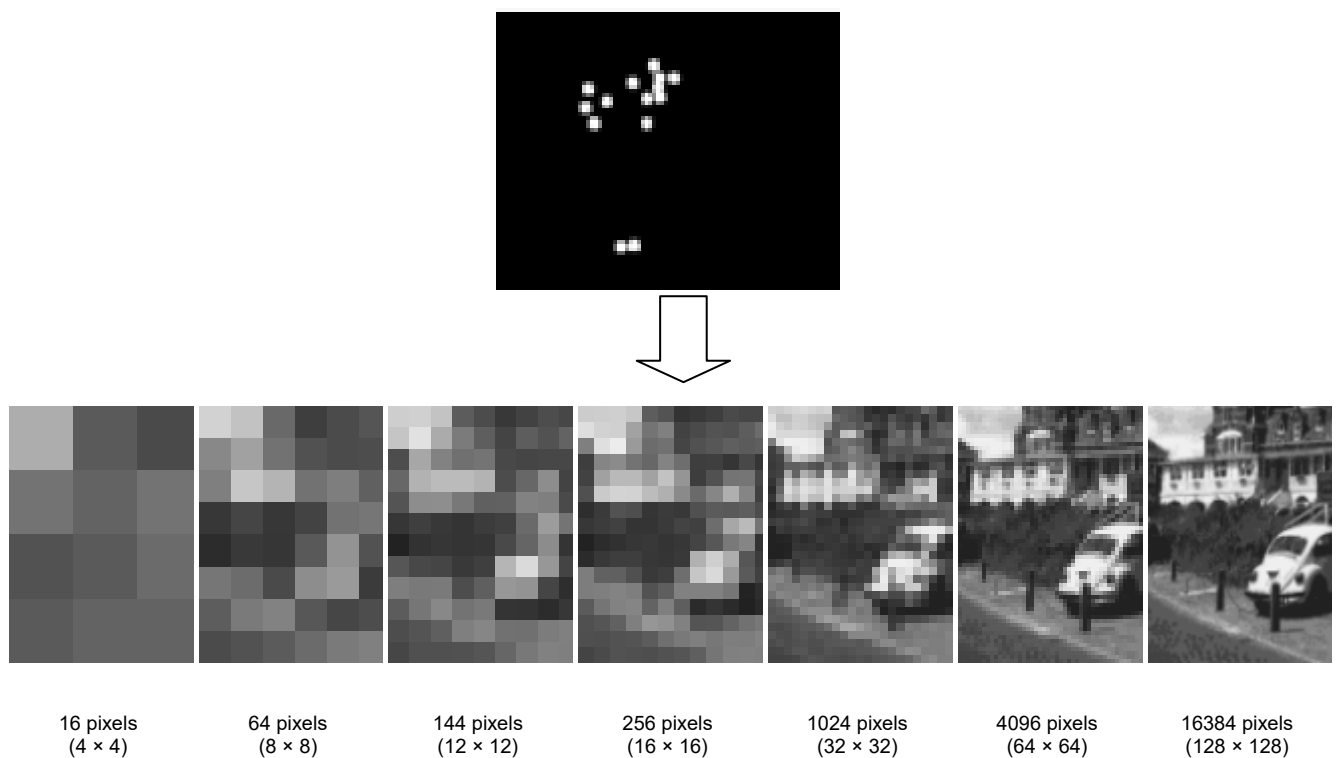


Figura 7.56. Modalitatea de procesare a imaginii spre unitatea senzorială

Impulsurile transmise prin intermediul unității senzoriale către electrozii implantați în zona cortexului cutiei craniene. În figura 7.57 este prezentat primul subiect uman ce posedă un asemenea implant.

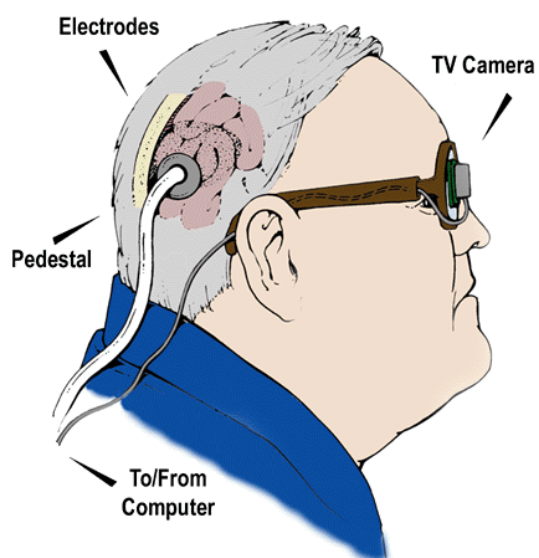


Figura 7.57. Sistemul protetic ocular, și subiectul uman ce posedă acest tip de implant.

ALGORITM DE UTILIZARE A ECHIPAMENTULUI VICON ȘI SOFT-UL VICON NEXUS 2.1

1. PREZENTARE ECHIPAMENT

Echipamentul este format din următoarele sisteme:

- Servere GigaNet (2buc);
- Camere Vicon T10 (14 buc);
- PC cu soft Vicon Nexus 2.1;
- Bagheta pentru calibrare – Wand.

Toate aceste sisteme sunt prezentate în figura 1.1.

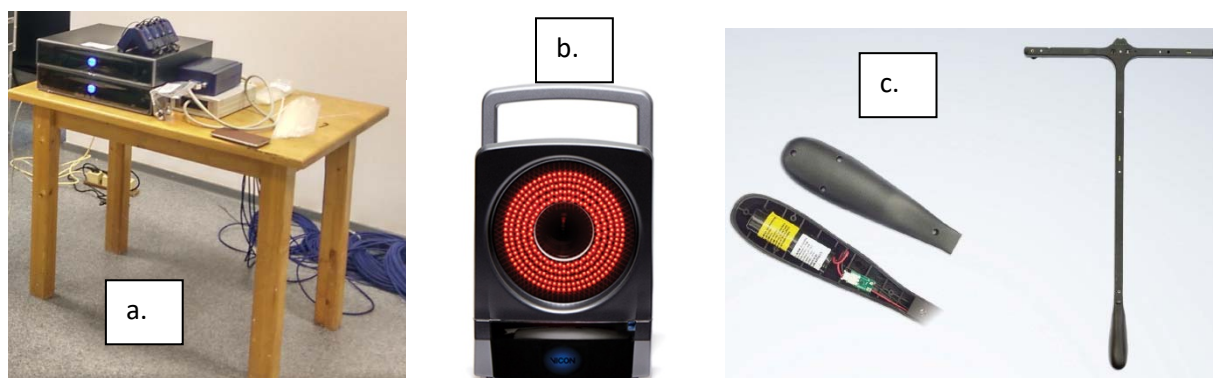


Figura 1.1. Sistemele echipamentului VICON: a- servere GigaNet; b- Cameră T10; c- wand.

O vedere de ansamblu a spațiului unde este amplasat echipamentul și detalii asupra serverelor sunt prezentate în figurile 1.2 și 1.3.



Figura 1.2. Conexiunile serverelor GigaNet.

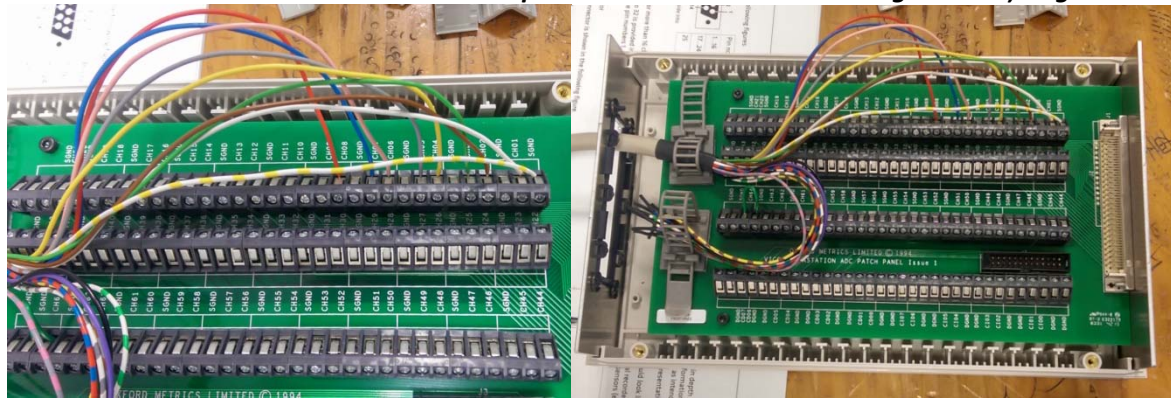


Figura 1.2. Conexiuni echipament EMG.



Figura 1.3. Spațiul de lucru și amplasarea camerelor.

2. SETARE ECHIPAMENT

Reguli de bază

Pornire echipament – se realizează prin pornirea serverelor GigaNet prin intermediul butoanelor de alimentare situate în spatele acestora. Se recomandă ca acestea să fie pornite cu cel puțin 30 minute înainte de a se realiza analiza și totodată să fie alimentate individual de la o sursă de alimentare 220V Ac.

I. Setare camere. Obiectivele se vor seta astfel:

- Focalizarea
- Diafragma

II. Bagheta/Wand-ul

1. Se verifică starea alimentării ei – câte LED-uri se aprind pe indicatorul de alimentare al acumulatorilor.
2. În timpul operațiilor de setare a originii sistemului de referință global, șuruburile trebuie să se sprijine direct pe sol. Wand-ul trebuie să fie suspendat și centrat la nivel cu ajutorul nivelei cu bulă.
3. Cu wand-ul se stabilește sistemul de referință global. Astfel pentru x – axă roșie; y – axă verde; z – axă albastră. Axa y reprezintă axa de pe direcția mânerului wand-ului.

III. Soft-ul VICON Nexus 2.1

IV.

Operare taste mouse: buton stâng – ROTATE; buton drept – ZOOM; butoane stâng+ drept – PAN.

1. În secțiunea RESOURCES se dă click pe tab-ul Go Online. În felul acesta se pornesc și se activează camerele. Timpul de așteptare pornire camere 10-15 secunde. În spațiul de lucru virtual, camerele trebuie să fie pe culoarea verde, ca în figura 2.1.

Page | 238

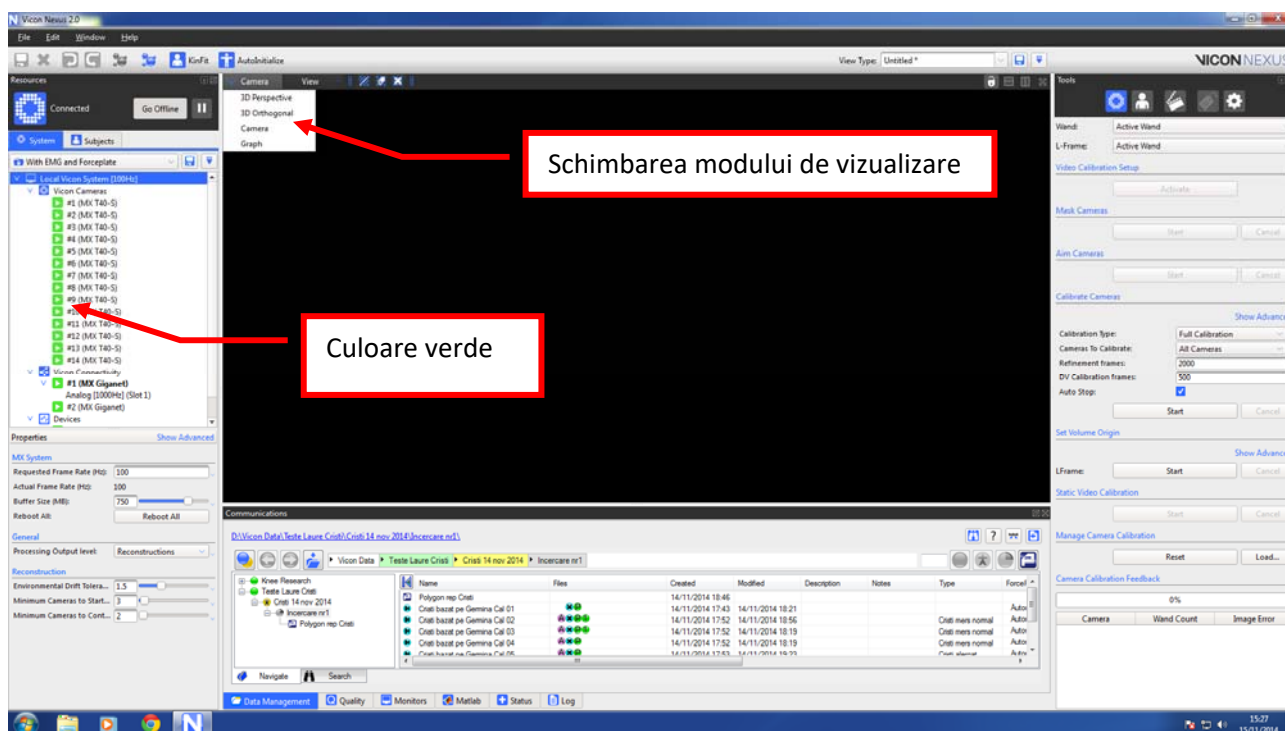


Figura 2.1. Interfața soft-ului VICON Nexus și prezentarea stării corecte a camerelor

2. Vizualizarea spațiului de lucru în 2D al unei singure camere se realizează prin selectarea ei și mai apoi prin selectarea opțiunii "Camera" din Tab-ul conform figurii 2.1. Dacă se vor selecta toate camerele din meniul RESOURCES, apoi selectarea opțiunii de "Camera", vor apărea vederile 2D ale tuturor camerelor (14 vederi), ca în figura 2.2.

3. Setarea camerelor se realizează prin ajustarea următorilor parametri:

- Se poziționează markeri în spațiul de analiză de așa natură încât să se distingă partea stângă sau dreaptă, respectiv partea de sus și cea de jos a zonei de analiză. Dacă aceste zona este delimitată necorespunzător, se ajustează manual orientarea camerelor.
- **Frame Rate** reprezintă nr maxim de cadre înregistrate pe secundă.
- **Actual Frame Rate (Hz)** trebuie să fie setat pe 100Hz sau multiplu de 100Hz (până la 1000Hz).
- **Buffer Size** – se recomandă să fie setat pe valoarea de 750.

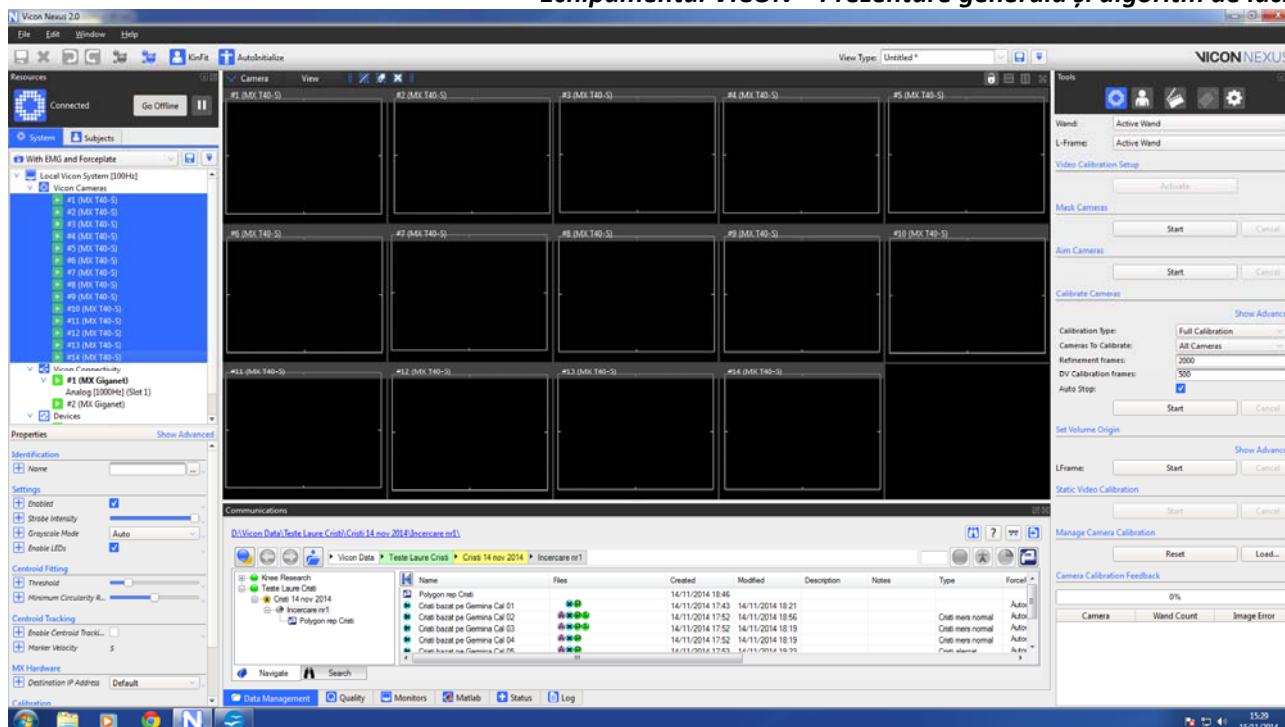


Figura 2.2. Selectarea modului de vizualizare 2D pentru toate camerele (SHIFT tastatură și +/-)

- **Processing Output level** – trebuie să fie setat pe modul "Reconstructions", altfel nu apar markerii și wand-ul în spațiul de analiză, chiar și pentru operația de calibrare (figurile 2.3, 2.4 și 2.5).

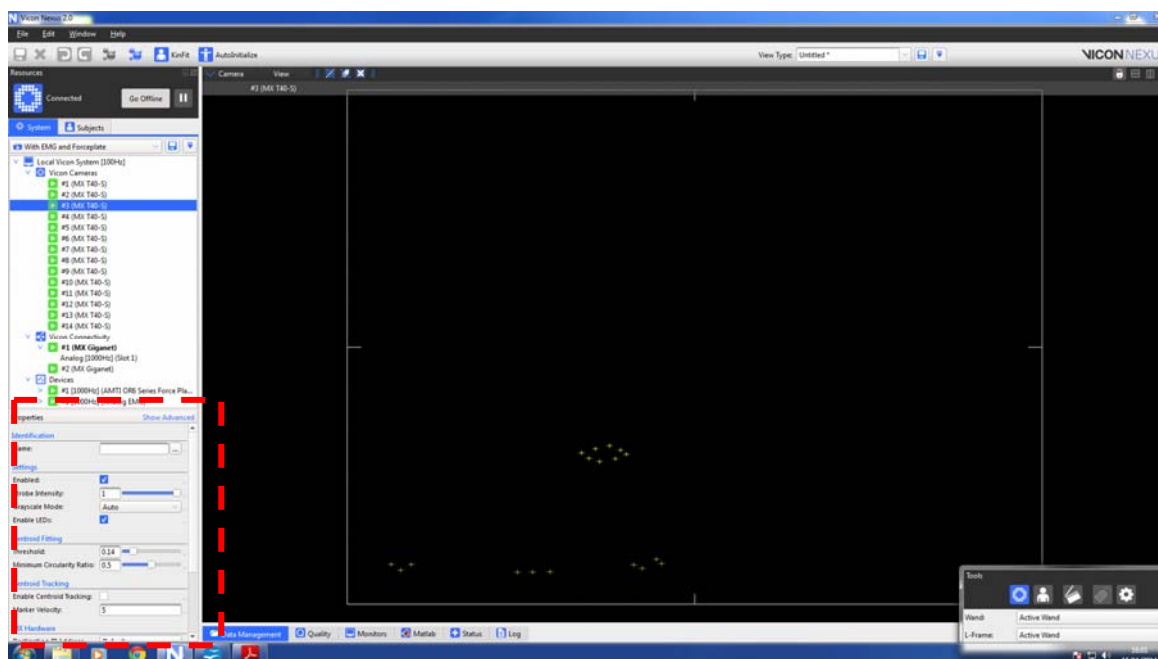


Figura 2.3. Introducerea parametrilor de ajustare a camerelor



Figura 2.4. Setarea modului All pentru vizualizare markeri contrast alb-gri.

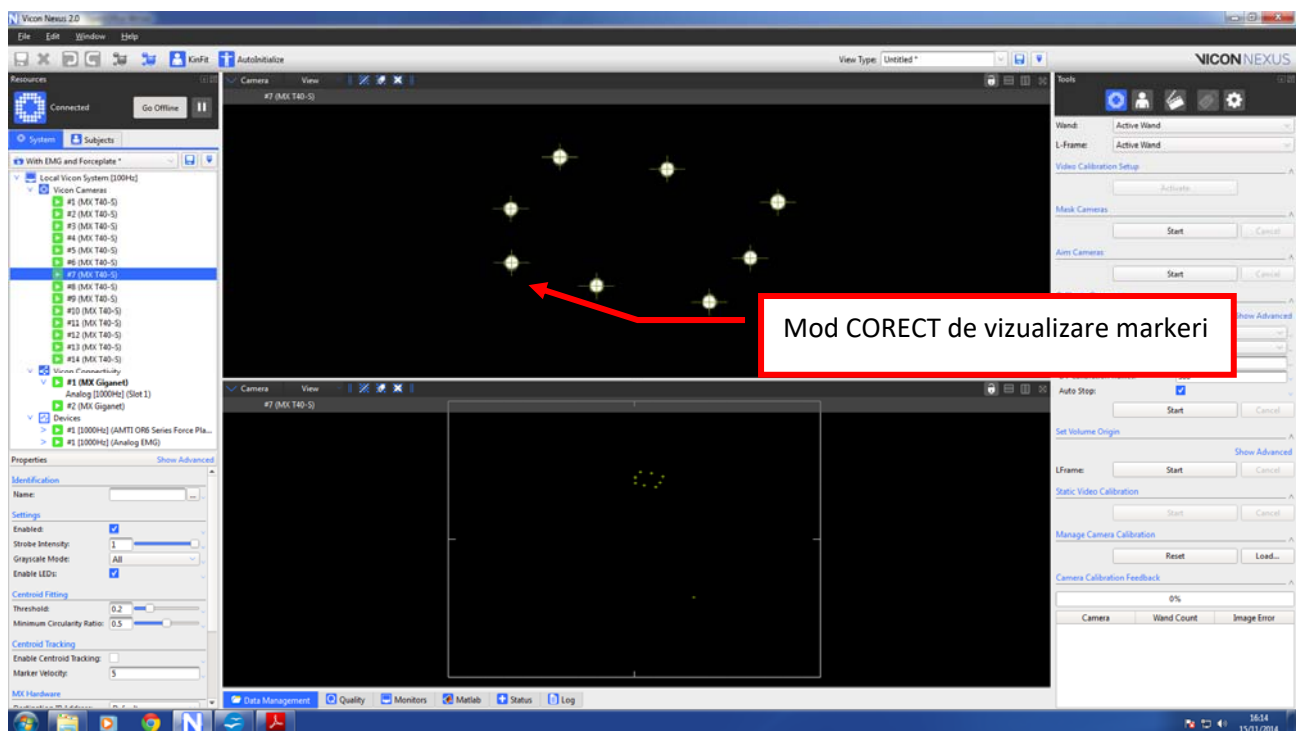


Figura 2.5. Modul corect de vizualizare al markerilor.

- **Setarea Treshold-ului** se realizează prin deplasarea cursorului alocat la dreapta sau stânga. Acesta va modifica calitatea markerilor. Pentru o valoare mare, pe zona de lucru vor apărea impurități care vor afecta calitatea măsurătorilor, iar pentru o valoare mică, markerii atribuiți vor dispărea (figurile 2.6, 2.7, 2.8).

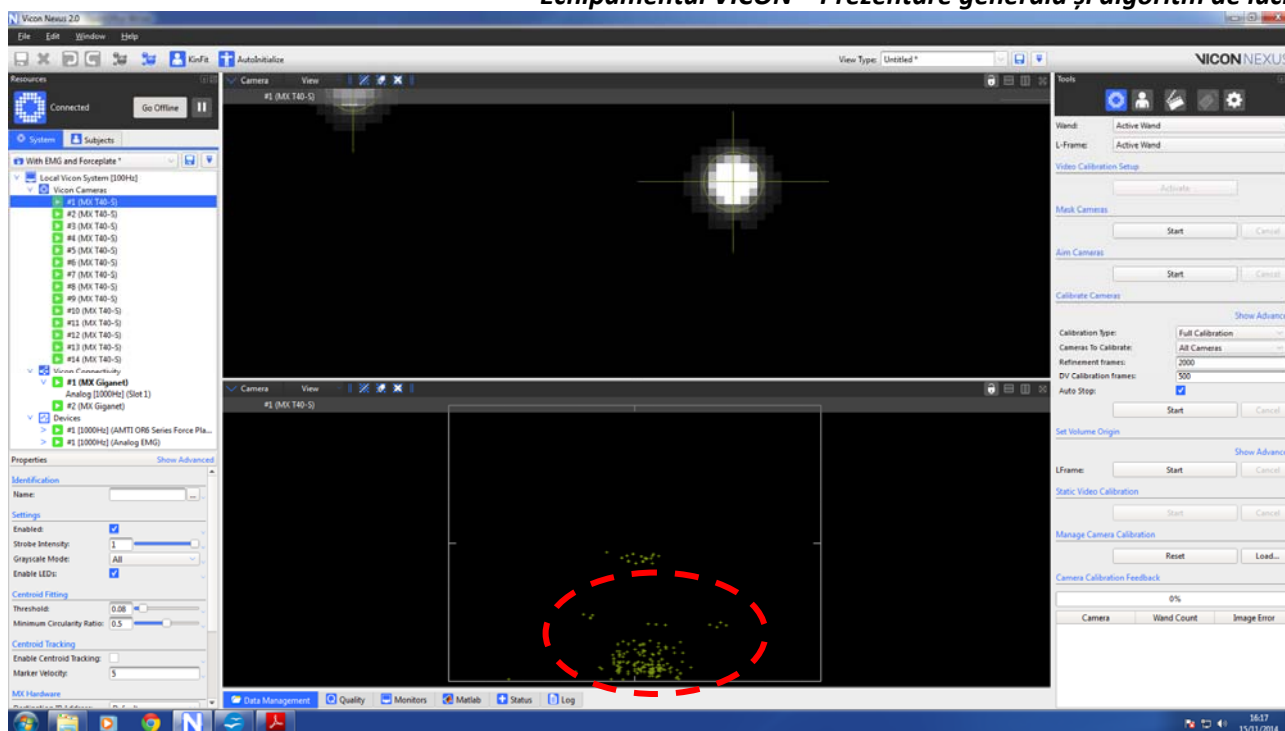


Figura 2.6. Treshold mărit va afecta calitatea markerilor prin apariția unor impurități.

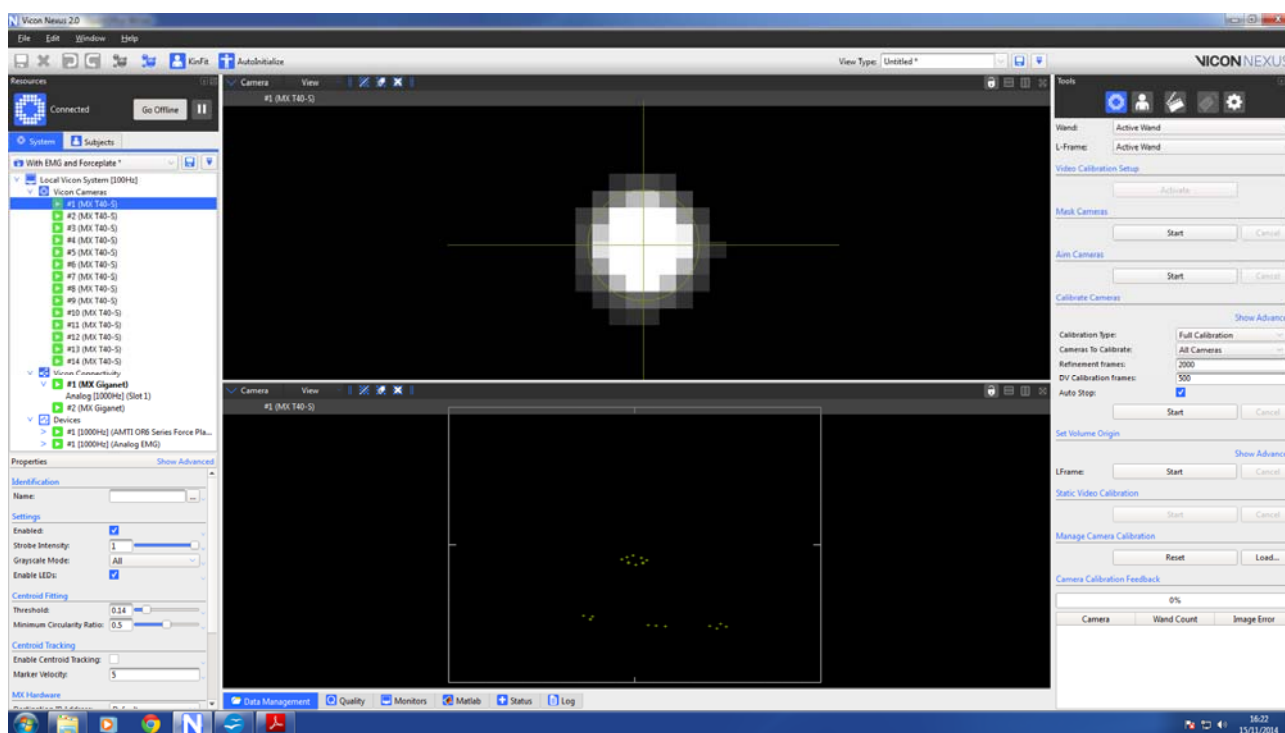


Figura 2.7. Treshold optim.

Observație: ajustarea funcției Treshold se realizează pentru markerul cel mai îndepărtat și pentru cel apropiat, având în vedere dependența calității imaginii prin ajustarea pe cei doi markeri. Valoarea optimă a tresholdului pentru un marker se obține atunci când acesta este înconjurat de nuanțe gri. Aceste setări se fac individual pentru fiecare cameră.

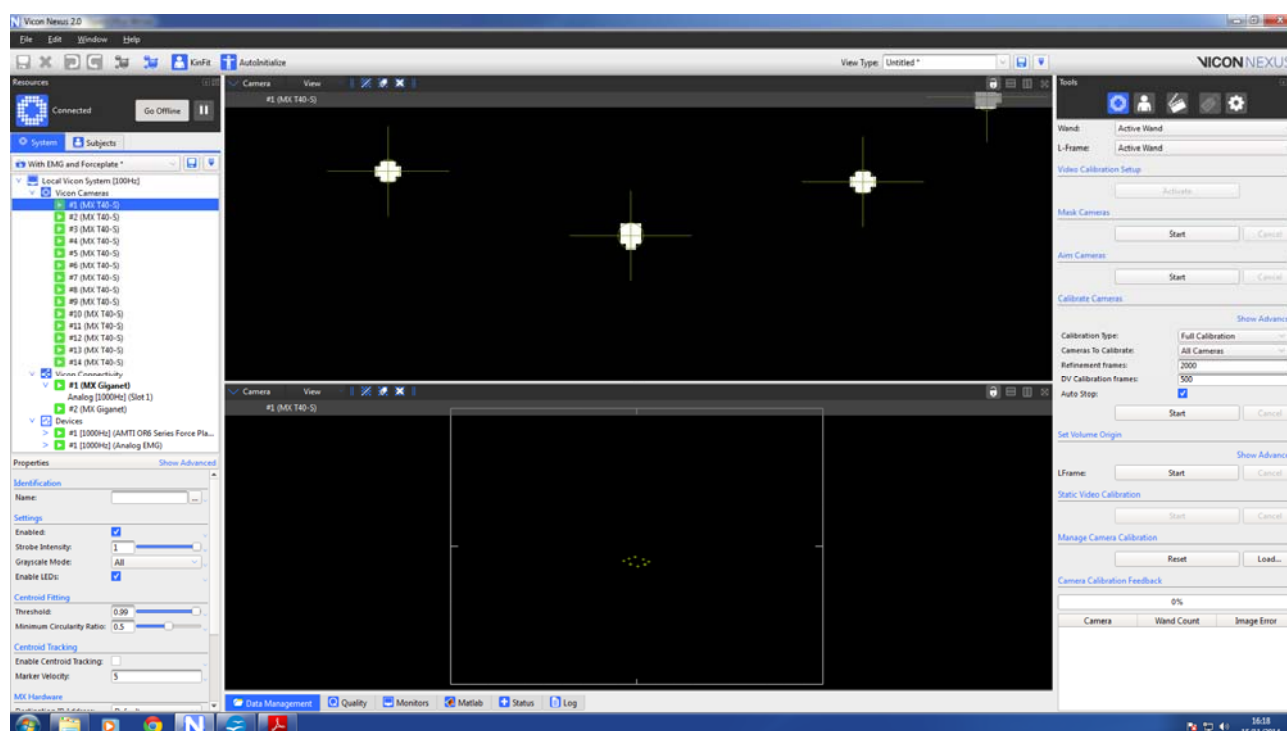


Figura 2.8. Treshold scăzut va afecta calitatea markerilor prin diminuarea numărului lor.

- Mascarea obiectelor nedorite se realizează conform opțiunilor din figurile 2.9, 2.10 și 2.11.

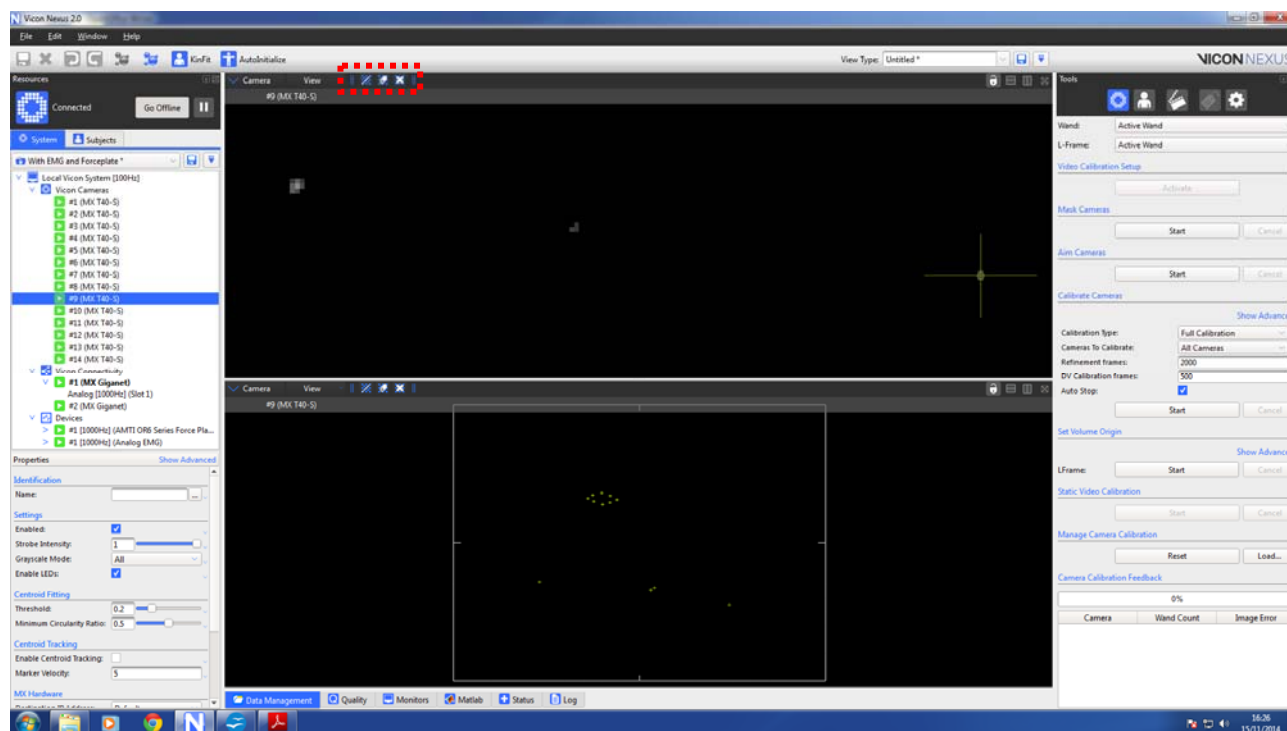


Figura 2.9. Icon-urile pentru operațiunea de mascare a obiectelor nedorite.

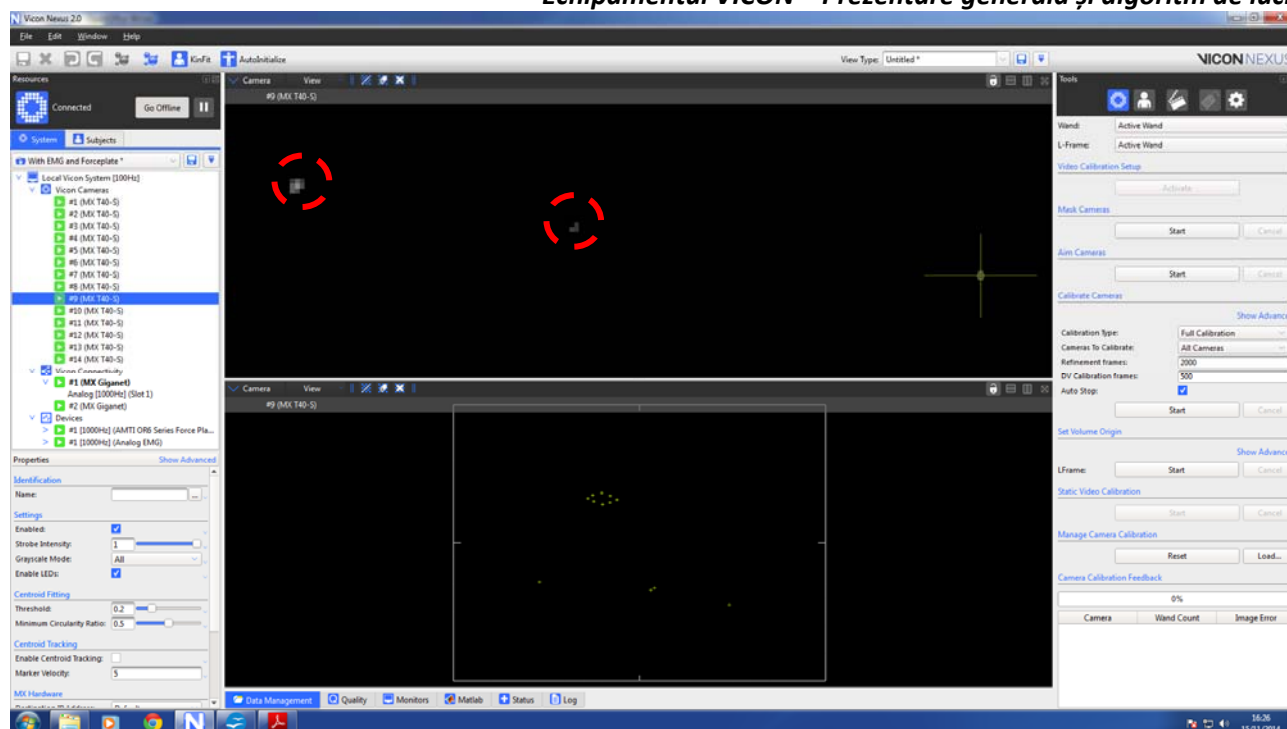


Figura 2.10. Exemplu de obiecte nedorite ce ulterior vor fi mascate prin selectarea icon-ului **paint a mask**.

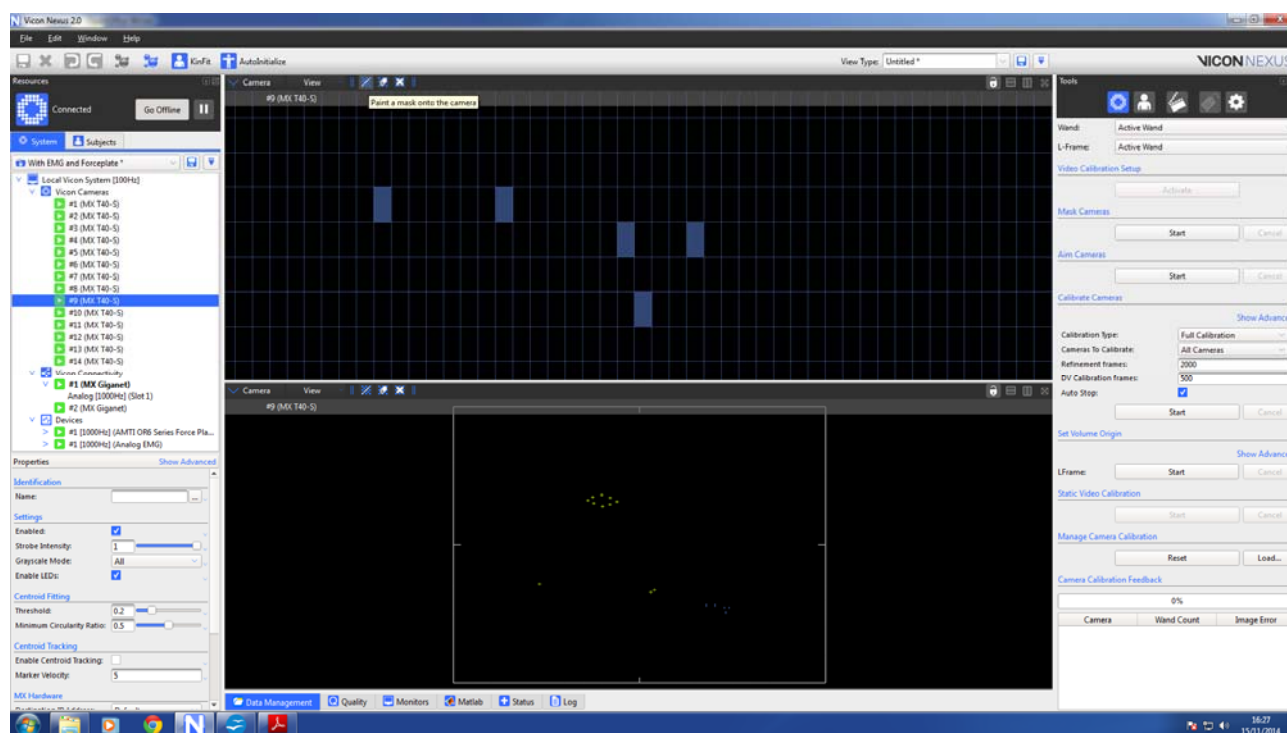
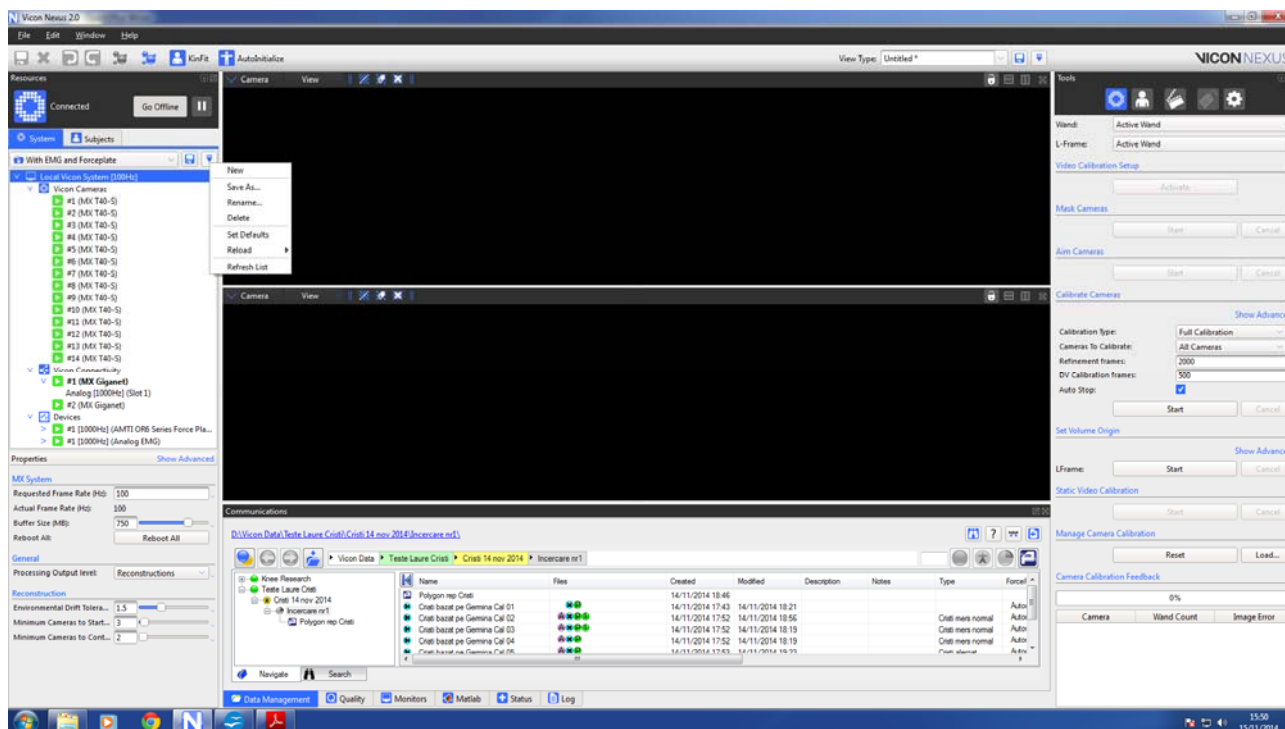


Figura 2.11. Mascarea obiectelor nedorite prin selectarea icon-ului **paint a mask**.

Observație: Minim două camere trebuie să cuprindă vizualizarea concomitentă a markerilor din câmpul de lucru și a markerilor de pe subiectul uman ce urmează a fi analizat.

Echipamentul VICON – Prezentare generală și algoritm de lucru

- Salvare Setări – se realizează de pe icon-ul cu simbolul dischetei sau de pe tab-ul ”Configuration menu” ca în figura 2.12.



Page | 244

Figura 2.12. Salvarea configurației pentru setările dorite

4. Calibrarea camerelor se realizează parcurgând următoarele etape:

- Se vor efectua mișcări succesive ale wand-ului în spațiul de lucru (sus/jos, dreapta/stânga) ca în figura 2.13, dar numai după ce tab-ul ”Start” de la Calibrate Cameras a fost activat (figura 2.14).



Figura 2.13. Calibrarea camerelor cu Wand-ul



Figura 2.14. Selectarea Tab-ului de **START** din meniul **Calibrate Cameras**.

Observație: Pentru operația de calibrare trebuie schimbat modul de vizualizare astfel încât să apară toate camerele pe zona de lucru. Operația de calibrare trebuie făcută fără markeri în spațiul de lucru. Altfel apar linii trasate conform figurii 2.15 în loc de suprafețe. De asemenea operatorul uman nu trebuie să aibă asupra lui obiecte cu suprafețe lucioase care pot produce reflexii ale acestora.

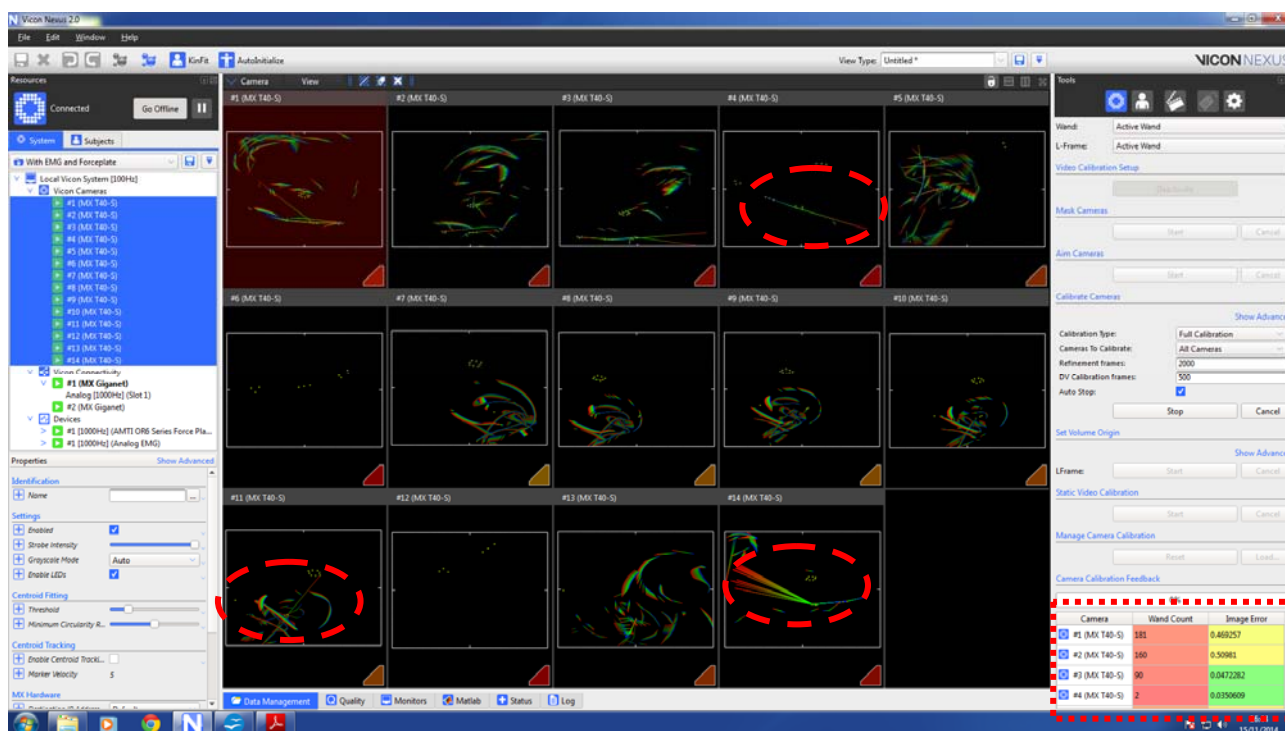


Figura 2.15. Procedură de calibrare greșită cu înregistrare de erori mari.

Echipamentul VICON – Prezentare generală și algoritm de lucru

Observație: O calibrare corectă se face atunci când mișcarea wand-ului descrie un curcubeu, iar eroarea trebuie să fie sub 0,1 așa cum se observă în figurile 2.16 și 2.17. De asemenea modul de GrayScale Mode trebuie să fie setat pe "Auto".



Figura 2.16. Procedură de calibrare corectă cu înregistrare de erori mici.

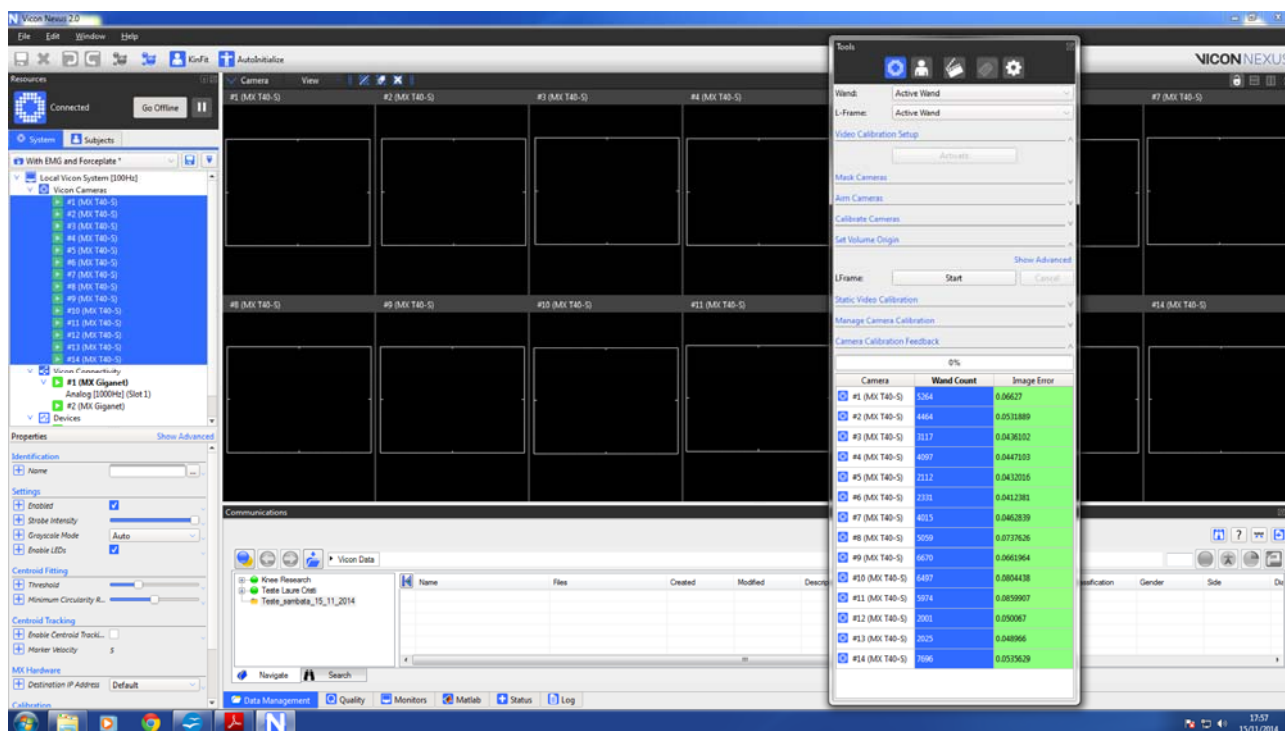


Figura 2.17. Calibrare corectă cu înregistrare de erori mici.

Echipamentul VICON – Prezentare generală și algoritm de lucru

În timpul procedurii de calibrare LED-ul albastru de pe fiecare cameră semnalizează cu un ritm lent spre alert.

5. Referențiere – identificarea sistemului de referință global, se realizează numai după calibrare prin schimbarea modului de vizualizare de pe "Camera" pe "3D Perspective", situație în care, camerele pe spațiul de lucru al monitorului sunt orientate greșit, așa cum se observă în figura 2.18 (poziție haotică față de grid).

Page | 247

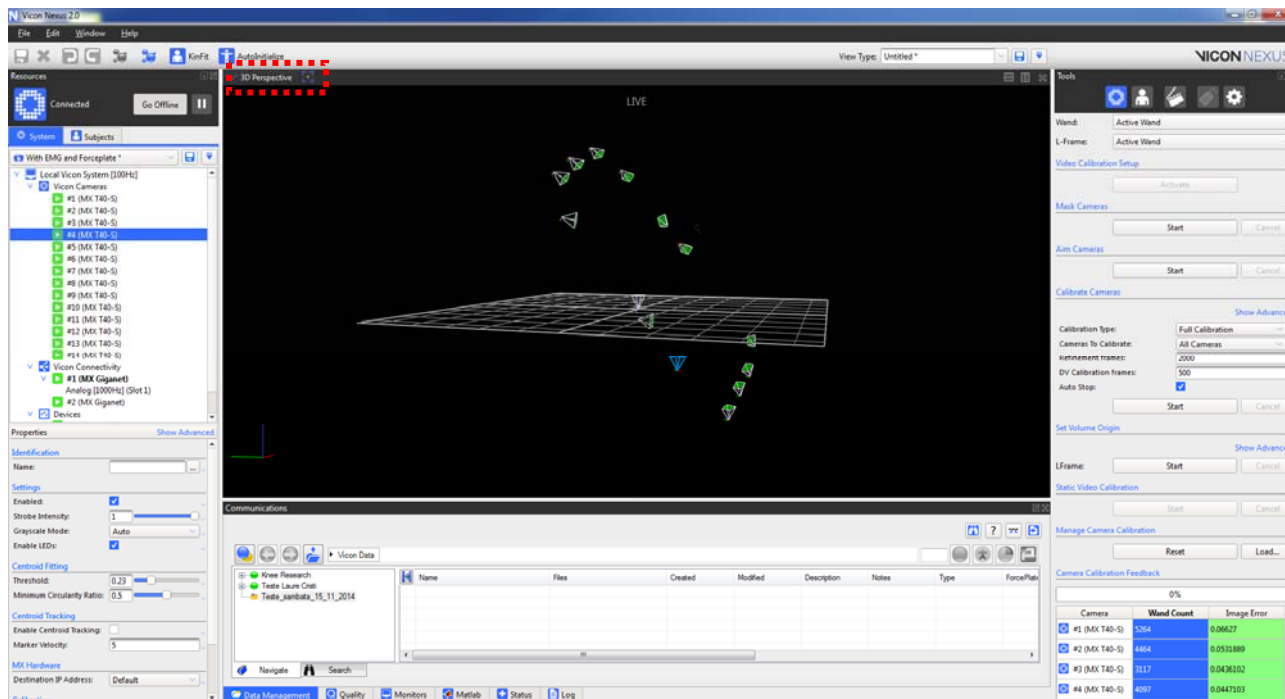


Figura 2.18. Poziția camerelor în raport cu planul de referință înaintea stabilirii unui nou plan (SR) de referință.

- Se pune wand-ul în spațiul de lucru real acolo unde se apreciază că va fi poziționat sistemul global de referință.
- Se dă click pe "Start" de la "Set Volume Origin", iar wand-ul va apărea undeva în spațiul virtual de pe monitor, ca în figurile 2.19 și 2.20.

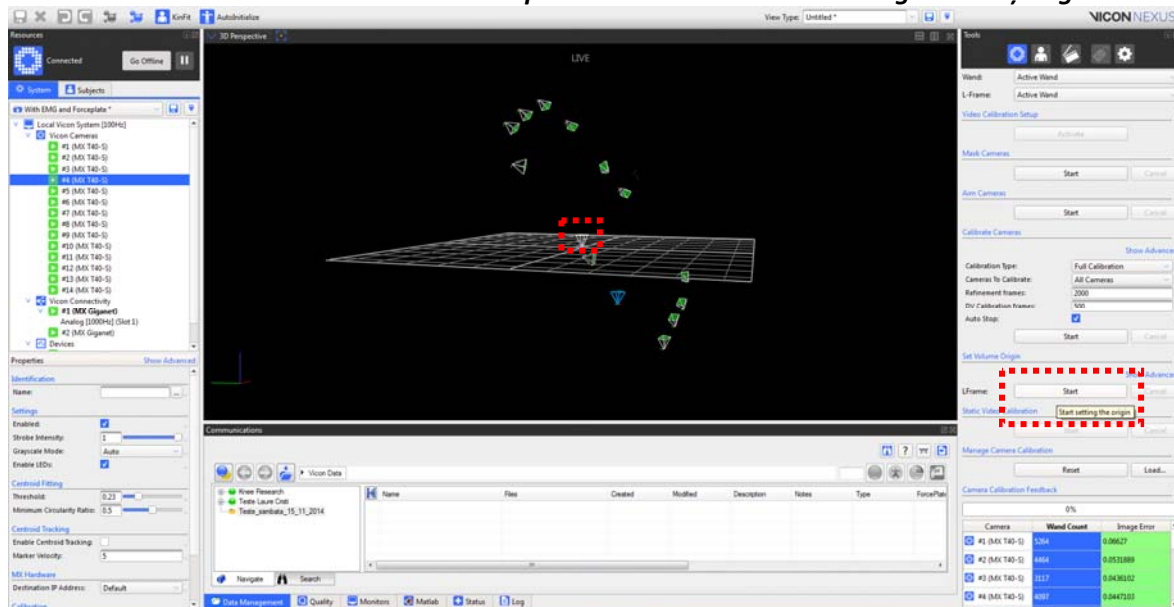


Figura 2.19. Identificarea sistemului de referință global și a tab-ului de start.

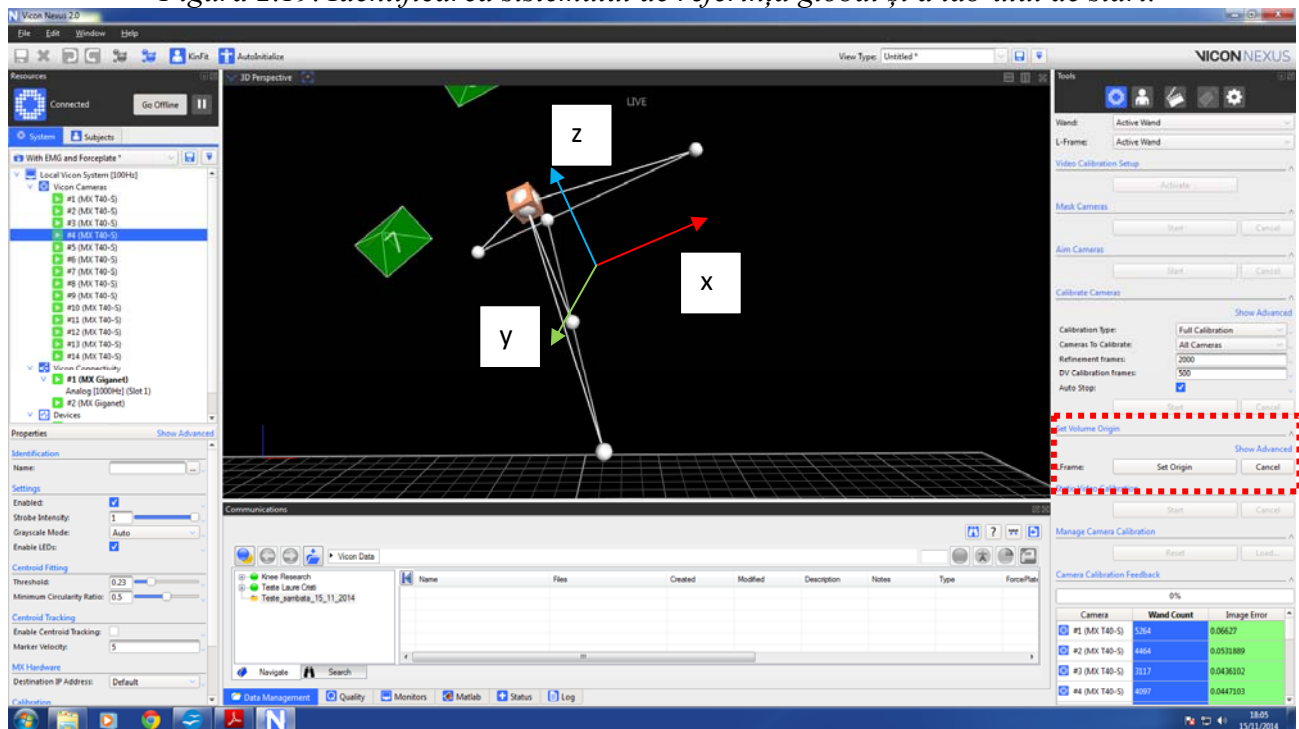


Figura 2.20. Detaliu al wand-ului virtual identificat în spațiul de lucru virtual.

- Se dă click pe "Set Origin" de la "Set Volume Origin" (figura 2.20) pentru ca în spațiul virtual camerele să fie reorientate corespunzător spațiului de lucru real. După acest click se va schimba orientarea și se va obține o vizualizare a spațiului virtual de lucru ca în figura 2.21.

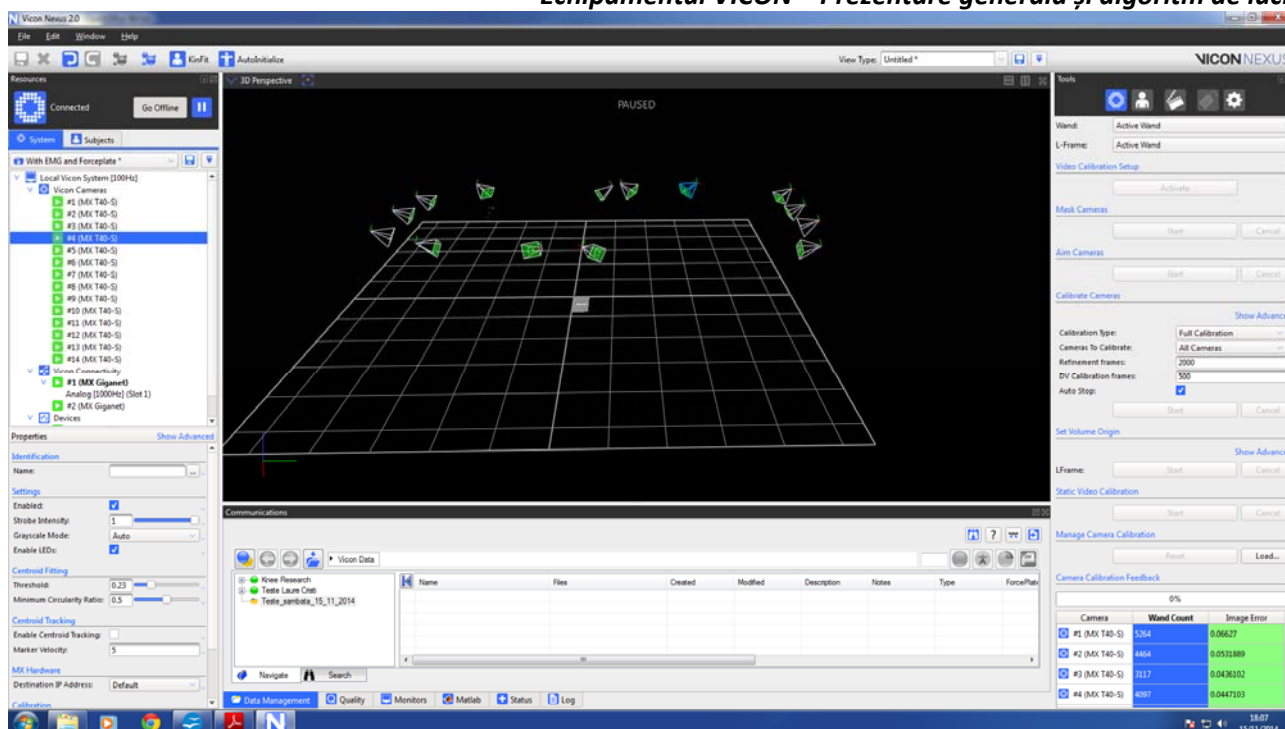


Figura 2.21. Planul de lucru referențiat și pozițiile celor 14 camere

3. Analiza unui subiect uman

3.A. Atașarea markerilor pe subiectul uman. Pentru realizarea unei analize experimentale, subiectul uman va trebui să poarte haine adecvate lipsite de nasturi sau obiecte cu suprafețe lucioase (preferabil va fi îmbrăcat într-un costum oferit de echipamentul VICON). Markerii se vor atașa de corpul subiectului uman conform schemei din figura 3.1.

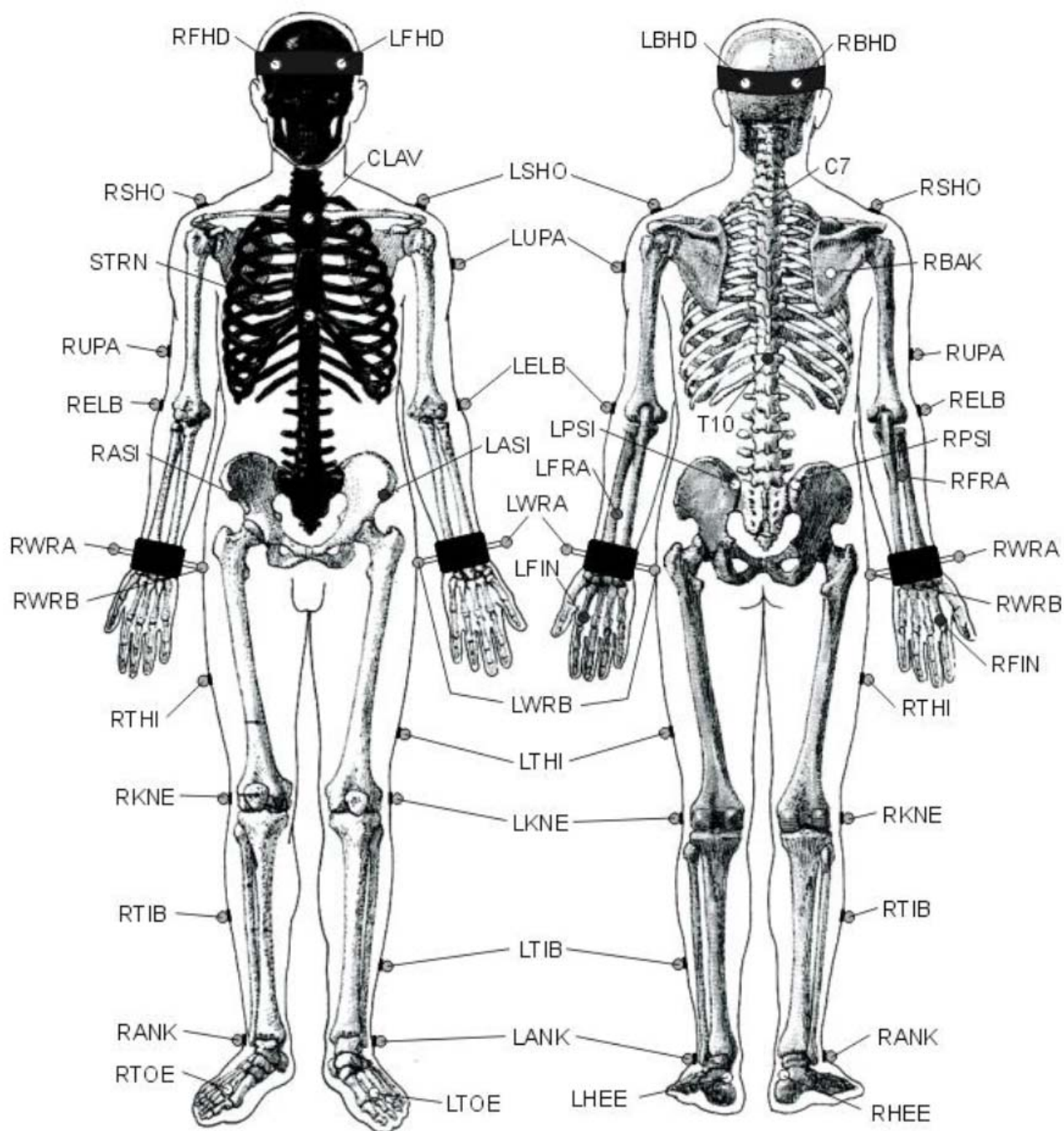


Figura 3.1. Harta atașării markerilor pentru o analiză completă a unui subiect uman

Correspondența din figura 3.1 este specificată în figurile 3.2 și 3.3.

Marker Label	Definition	Position
LFHD	Left front head	Left temple
RFHD	Right front head	Right temple
LBHD	Left back head	Left back of head (defines the transverse plane of the head, together with the frontal markers)
RBHD	Right back head	Right back of head (defines the transverse plane of the head, together with the frontal markers)
C7	7th cervical vertebra	On the spinous process of the 7th cervical vertebra
T10	10th thoracic vertebra	On the spinous process of the 10th thoracic vertebra
CLAV	Clavicle	On the jugular notch where the clavicles meet the sternum
STRN	Sternum	On the xiphoid process of the sternum
RBAK	Right back	Anywhere over the right scapula
LSHO	Left shoulder	On the acromio-clavicular joint
LUPA	Left upper arm	On the lower lateral 1/3 surface of the left arm (Place asymmetrically with RUPA)
LELB	Left elbow	On the lateral epicondyle approximating the elbow joint axis
LFRM	Left forearm	On the lower lateral 1/3 surface of the left forearm (Place asymmetrically with RFRM)
LWRA	Left wrist marker A	At the thumb side of a bar attached symmetrically with a wristband on the posterior of the right wrist, as close to the wrist joint center as possible
LWRB	Left wrist marker B	At the little finger side of a bar attached symmetrically with a wristband on the posterior of the left wrist, as close to the wrist joint center as possible
LFIN	Left Finger	Just proximal to the middle knuckle on the left hand
RSHO	Right shoulder	On the acromio-clavicular joint
RUPA	Right upper arm	On the lower lateral 1/3 surface of the right arm (Place asymmetrically with LUPA)
RELB	Right elbow	On the lateral epicondyle approximating the elbow joint axis
RFRM	Right forearm	On the lower lateral 1/3 surface of the right forearm (Place asymmetrically with LFRM)
RWRA	Right wrist marker A	At the thumb side of a bar attached symmetrically with a wristband on the posterior of the right wrist, as close to the wrist joint center as possible
RWRB	Right wrist marker B	At the little finger side of a bar attached symmetrically with a wristband on the posterior of the right wrist, as close to the wrist joint center as possible
RFIN	Right Finger	Just proximal to the middle knuckle on the right hand

Figura 3.2. Identificarea abrevierilor markerilor atașați pe subiectul uman (partea I).

Echipamentul VICON – Prezentare generală și algoritm de lucru

Maker Label	Definition	Position
SACR	Sacral	On the skin mid-way between the posterior superior iliac spines (PSI) and positioned to lie in the plane formed by the ASIS and PSI points.
LASI	Left ASIS	Left anterior superior iliac spine
RASI	Right ASIS	Right anterior superior iliac spine
LPSI	Left PSIS	Left posterior superior iliac spine (immediately below the sacro-iliac joints, at the point where the spine joins the pelvis) This marker is used with the RPSI marker as an alternative to the single SACR marker
RPSI	Right PSIS	Right posterior superior iliac spine (immediately below the sacro-iliac joints, at the point where the spine joins the pelvis) This marker is used with the LPSI marker as an alternative to the single SACR marker
LTHI	Left thigh	Over the lower lateral 1/3 surface of the left thigh in line with the hip and knee joint centers
LKNE	Left knee	On the flexion-extension axis of the left knee
LTIB	Left tibia	Over the lower 1/3 surface of the left shank
LANK	Left ankle	On the lateral malleolus along an imaginary line that passes through the transmalleolar axis
LHEE	Left heel	On the calcaneus at the same height above the plantar surface of the foot as the toe marker
LTOE	Left toe	Over the second metatarsal head, on the midfoot side of the equinus break between forefoot and mid-foot
RTHI	Right thigh	Over the lower lateral 1/3 surface of the right thigh in line with the hip and knee joint centers
RKNE	Right knee	On the flexion-extension axis of the right knee
RTIB	Right tibia	Over the lower 1/3 surface of the right shank
RANK	Right ankle	On the lateral malleolus along an imaginary line that passes through the transmalleolar axis
RHEE	Right heel	On the calcaneus at the same height above the plantar surface of the foot as the toe marker
RTOE	Right toe	Over the second metatarsal head, on the midfoot side of the equinus break between forefoot and mid-foot

Figura 3.3. Identificarea abrevierilor markerilor atașați pe subiectul uman (partea II).

În figura 3.4. este prezentat un subiect uman cu markeri atașați în mod corespunzător.

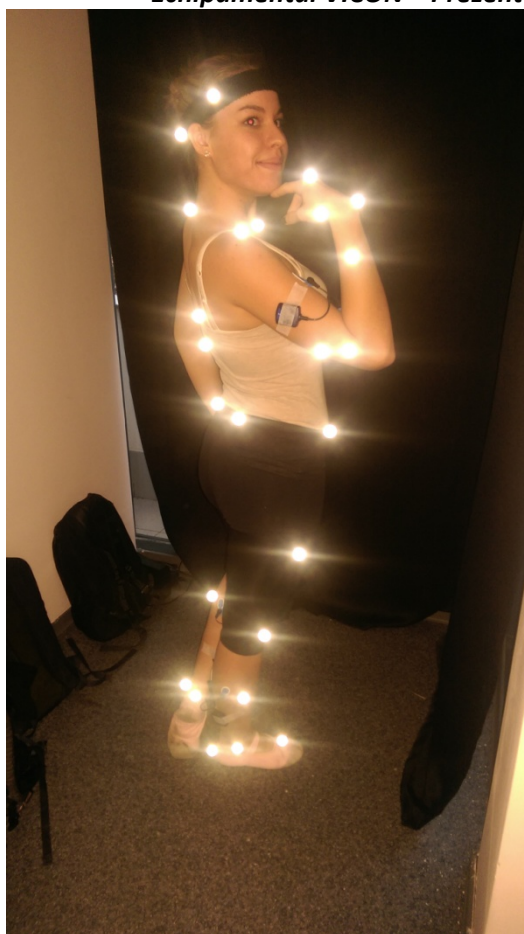


Figura 3.4. Markeri atașați pe subiectul uman.

3.B. Crearea bazei de date.

- La "Data Management" se selectează "**Manage Databases**" dându-se click pe , ca în figura 3.5.

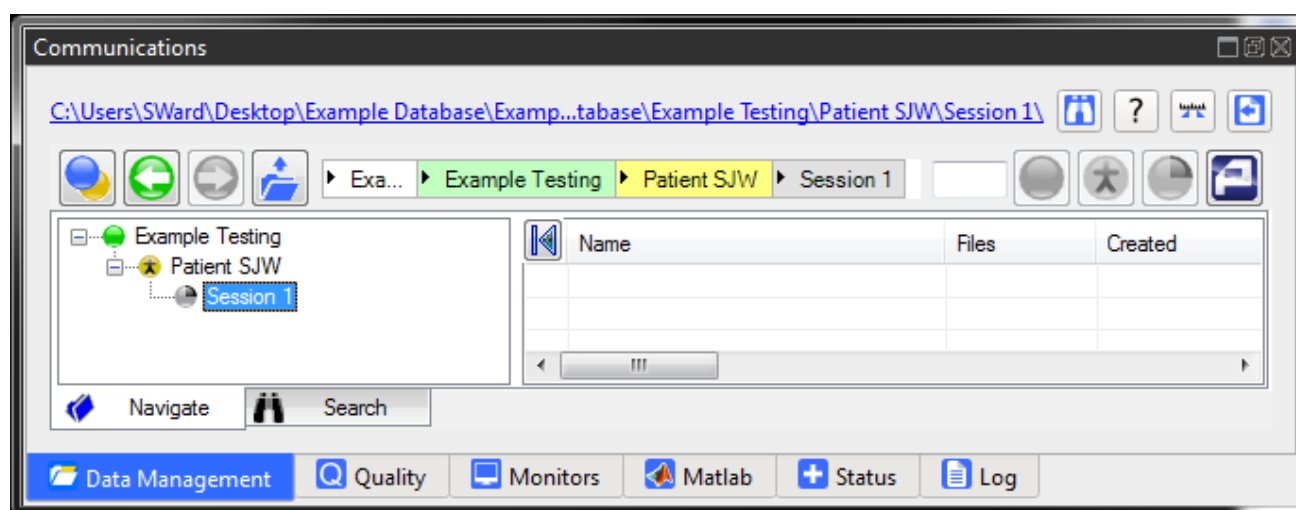


Figura 3.5. Crearea bazei de date și definirea unui nou pacient cu o noua sesiune de analiză experimentală.

- Va apărea fereastra din figura 3.6 și se va da click pe ”Create”.

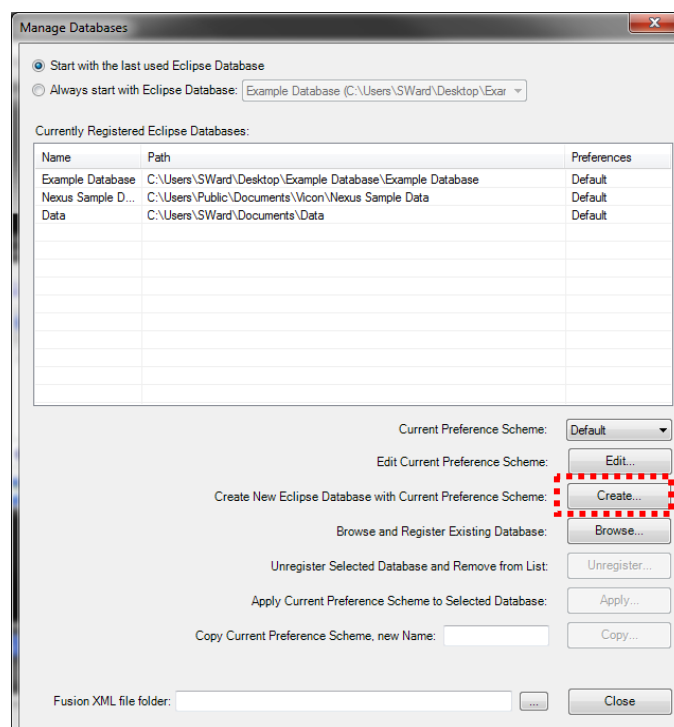


Figura 3.6. Fereastra de management a bazei de date.

- Se va crea un fișier și se va stabili acel fișier ca fiind cel de lucru.
- Se dă click pe sfera verde ca în figura 3.7 și se creează un nou pacient.
- Se va trece pe modul ”Subjects” din meniul RESOURCES, așa cum se observă în figura 3.7.

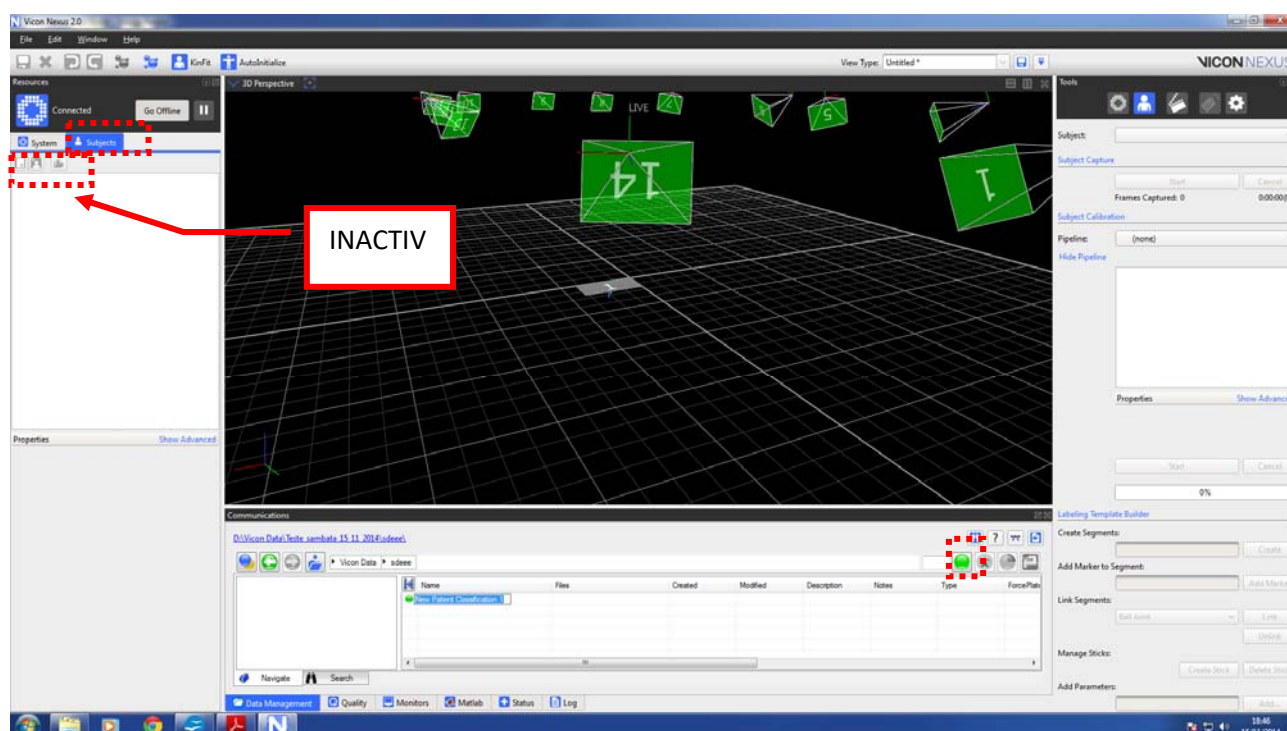


Figura 3.7. Selectarea sferei verzi pentru creare subiect uman.

Observație: Tab-urile pentru introducerea datelor antropometrice ale subiectului uman sunt inactive așa cum se observă în figura 3.7. Pentru ca acestea să fie active, trebuie copiate modele cu extensia *.vsk. și *.mp. ale unui model de exoschelet. Implicit acest model este selectat, dar există situații în care exoscheletul ales ca șablon să își piardă calea unde acesta se regăsește cu cele două extensii *.vsk. și *.mp.

- Se va da click pe sfera , acesta fiind de culoare galbenă, și se va crea o nouă sesiune. După se va da click pe sfera  și în felul acesta comenzile modulului Subjects din meniul RESOURCES devine activ ca în figura 3.8.
- Se va selecta "Load an existing subject" ca în figura 3.8.

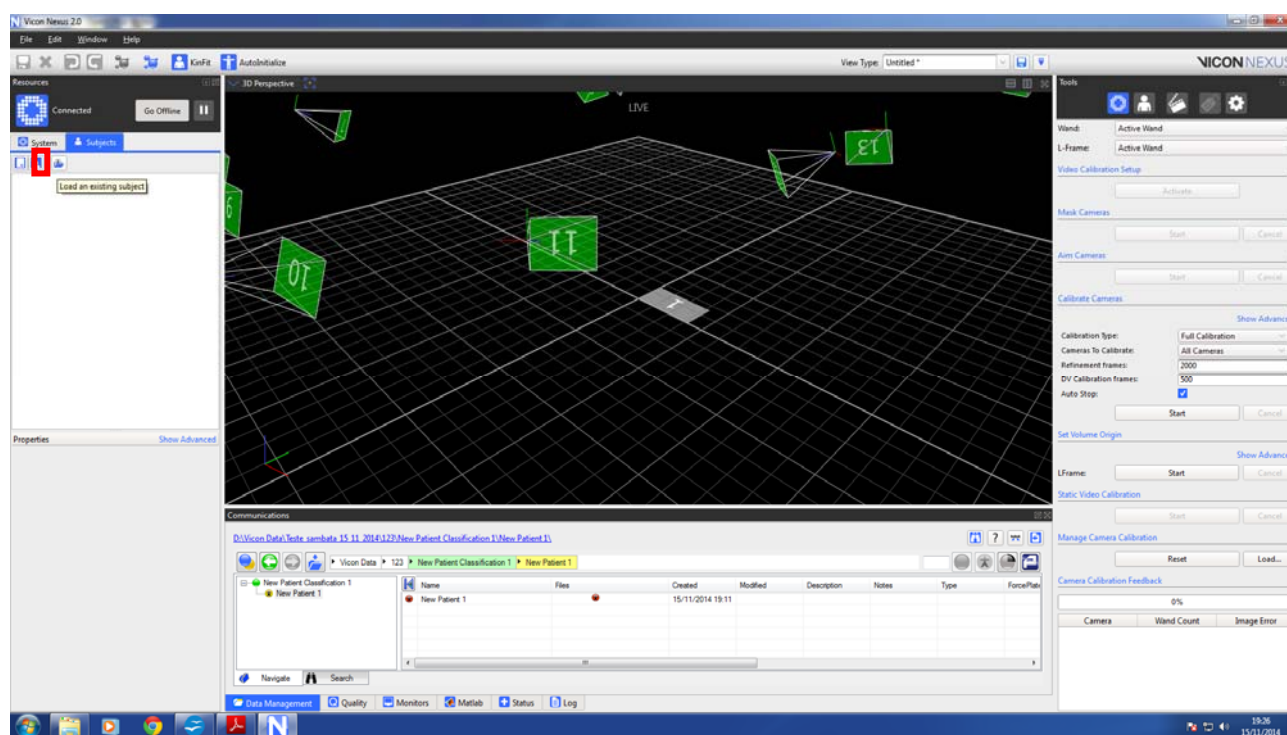


Figura 3.8. Selectarea Load an Existing Subject.

Din fereastra deschisă se va da click pe fișierul *.vsk. , apoi Tab-ul de OPEN, ca în figura 3.9.

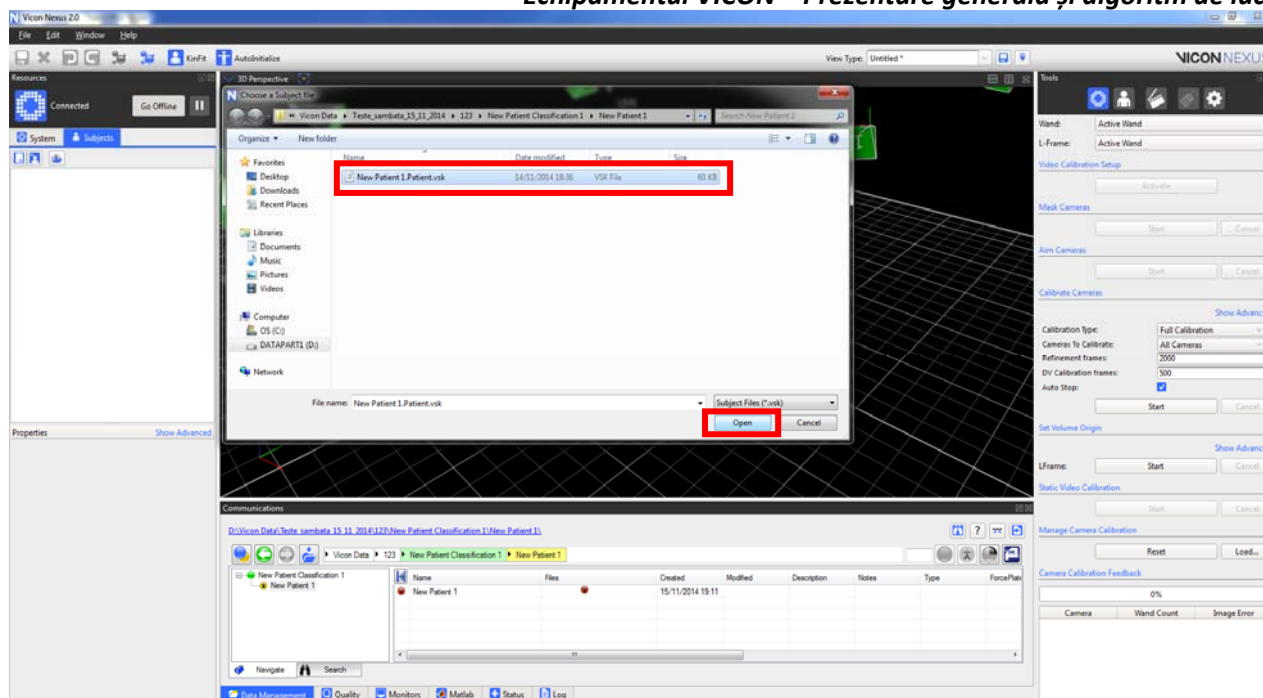


Figura 3.9. Selectarea fisierului *.vsk.

- Soft-ul va afișa în mod automat fereastra din meniul RESOURCES pentru introducerea datelor antropometrice ale subiectului ce urmează a fi analizat, ca în figura 3.10.

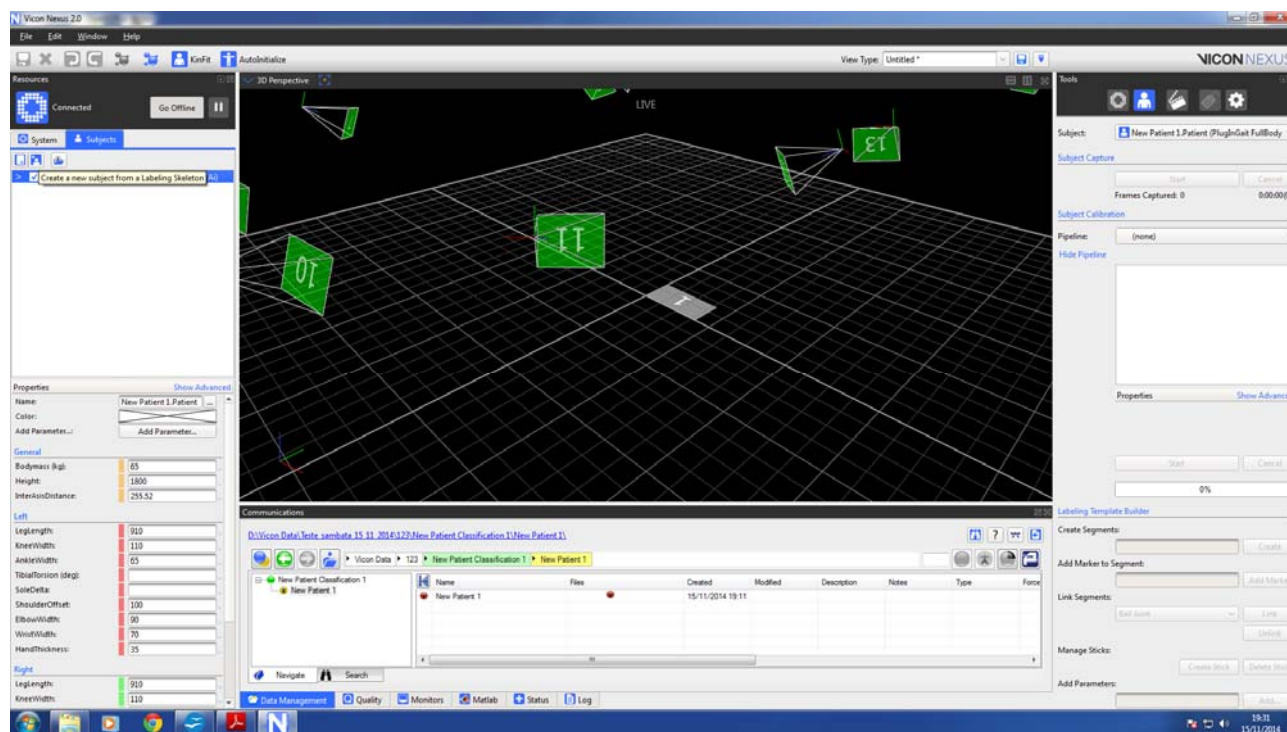


Figura 3.10. Selectarea fisierului *.vsk.

Echipamentul VICON – Prezentare generală și algoritm de lucru

- Vor fi efectuate măsurători antropometrice ale subiectului uman cu ajutorul ruletei și a șublerului conform cerințelor din acea fereastră. După introducerea acestor date, ele se vor salva cu numele subiectului uman, conform figurii 3.11.

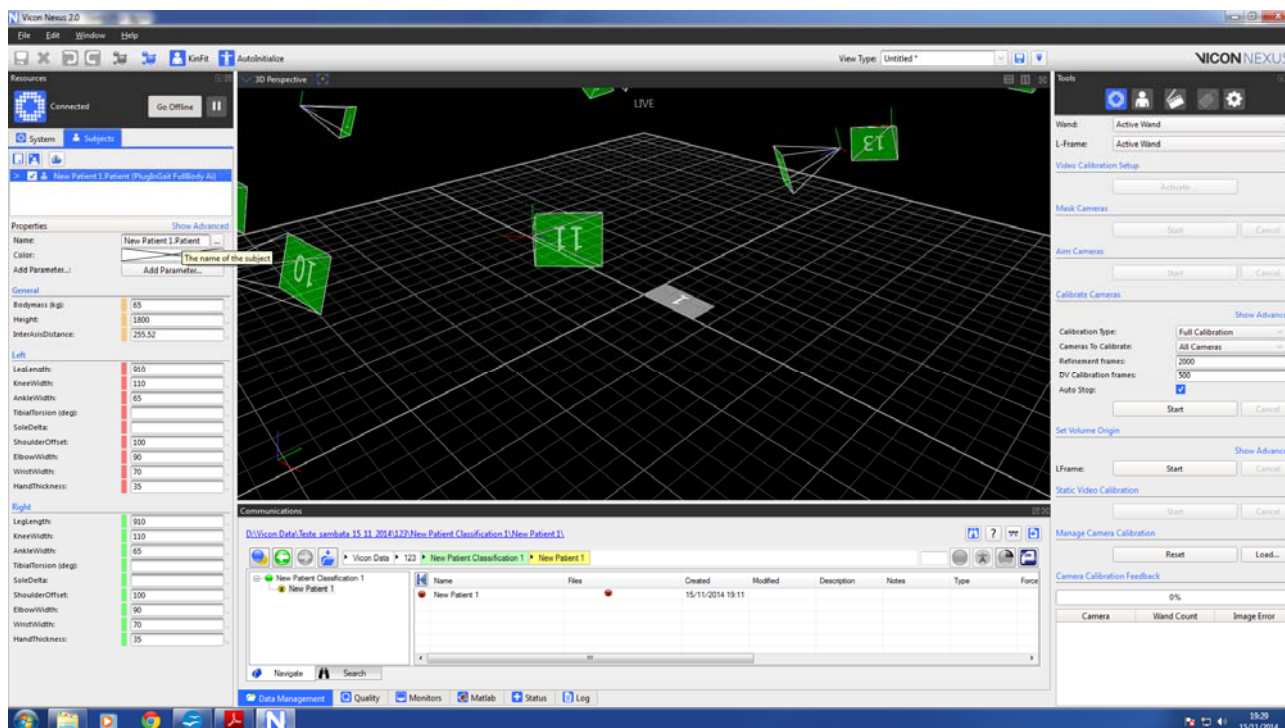


Figura 3.11. Aspect privind salvarea datelor antropometrice.

Observație: "SoleDelta" – reprezintă înălțimea tocului de la încălțăminte pe care subiectul uman analizat o poartă. Aceasta va trebui specificată, dacă se analizează subiecți umani care poartă încălțăminte cu toc.

3. C. Definirea modelului virtual al exoscheletului

- Subiectul uman ce va fi analizat va trebui să se poziționeze în spațiul real de analiză, aproape de sistemul de referință global (în zona de centru), respectiv într-o poziție care să permită captarea tuturor markerilor pe modelul virtual ce urmează a fi definit, așa cum se observă în figura 3.12.

Observație: În timpul capturării unei secvențe cu câteva cadre ale subiectului uman în poziție statică, va trebui ca echipamentul să fie pe "LIVE Mode" nu pe modul "Offline" din secțiunea RESOURCES.



Figura 3.12. Poziționarea subiectului uman pentru captarea markerilor și generarea exoscheletului în modul static

- Se vor capta câteva cadre în această poziție, prin selectarea butonului de "START", apoi STOP de la subject capture, conform figurii 3.13. Se vor obține câteva cadre, iar în timpul înregistrării acestora, va apărea o sferă roșie care indică înregistrarea, conform figurii 3.14.

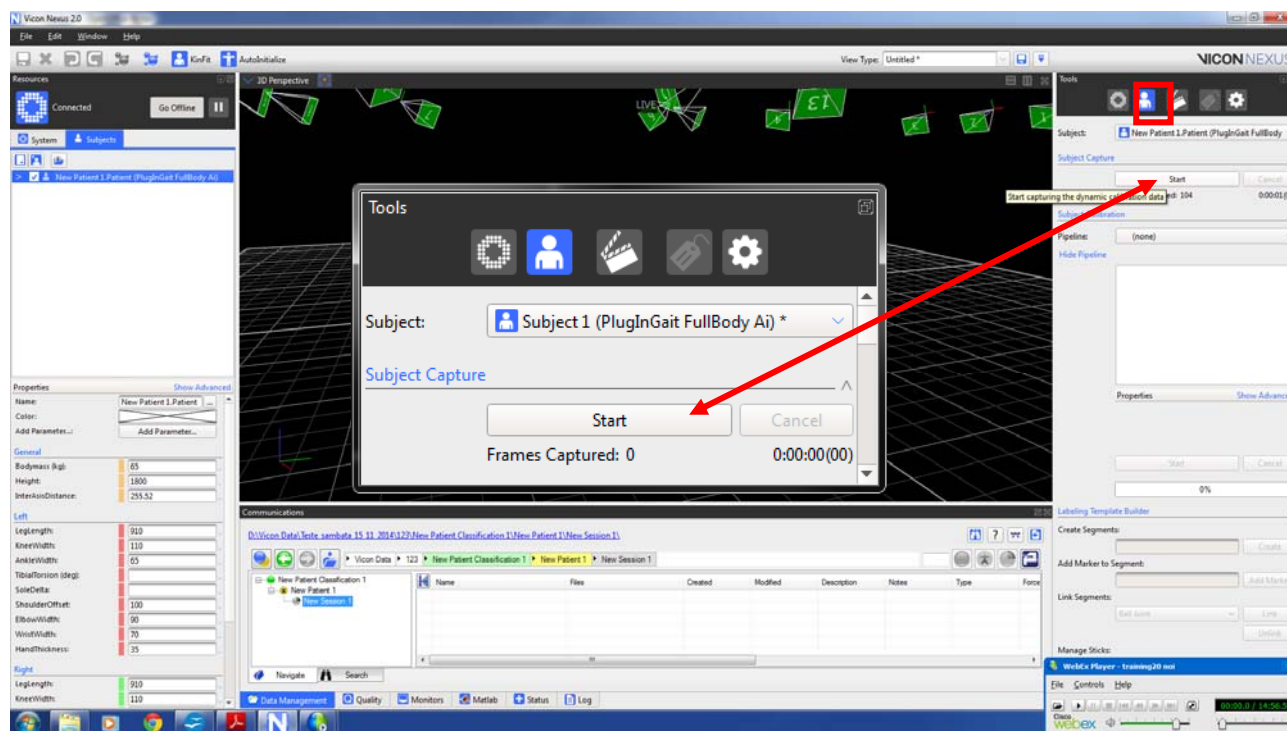
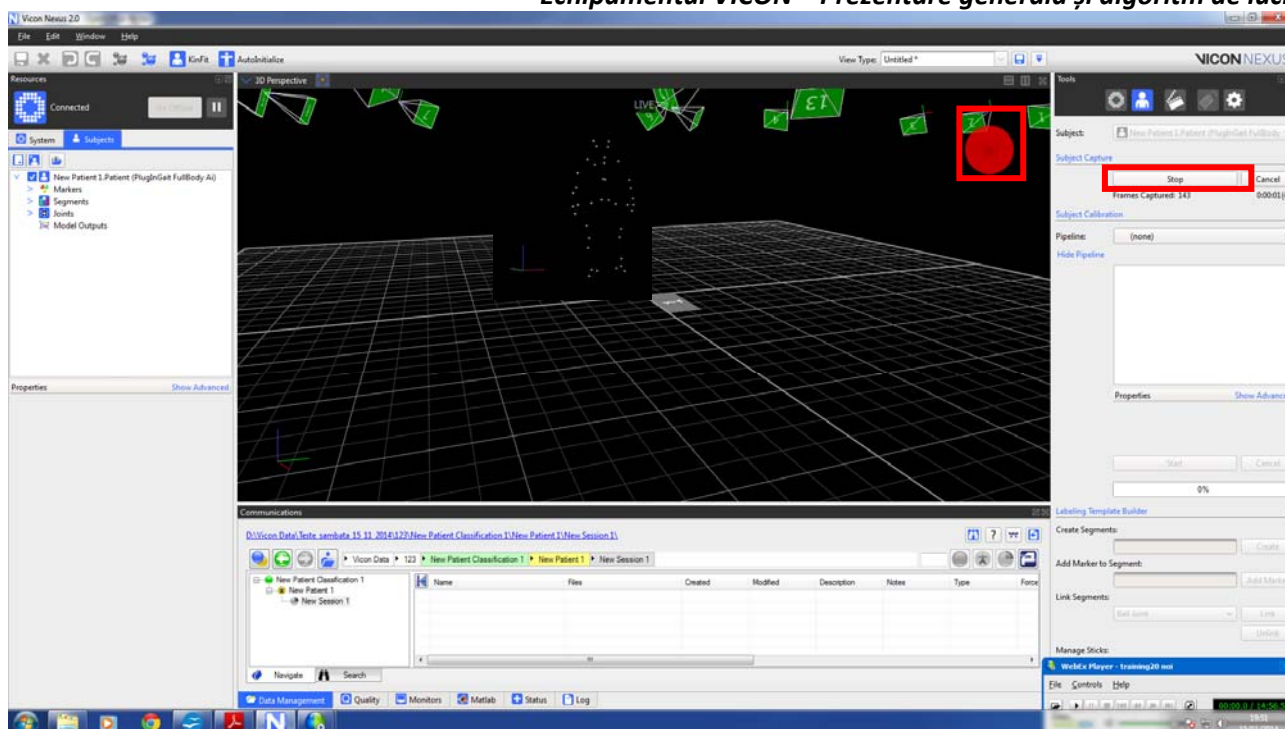


Figura 3.13. Selectare START/STOP pentru captarea câtorva cadre în vederea calibrării exoscheletului pe subiectul uman în modul static

Echipamentul VICON – Prezentare generală și algoritm de lucru



Page | 259

Figura 3.14. Captarea câtorva cadre în vederea calibrării exoscheletului pe subiectul uman în modul static

- După captarea acestor cadre, se va trece pe modul "Go Offline" din meniul RESOURCES apoi se va selecta  (Reconstruct Trial) din bara de instrumente orizontală, apoi KnitFit în vederea generării exoscheletului cu sisteme de coordonate locale și generarea pipeline-urilor (figura 3.15).

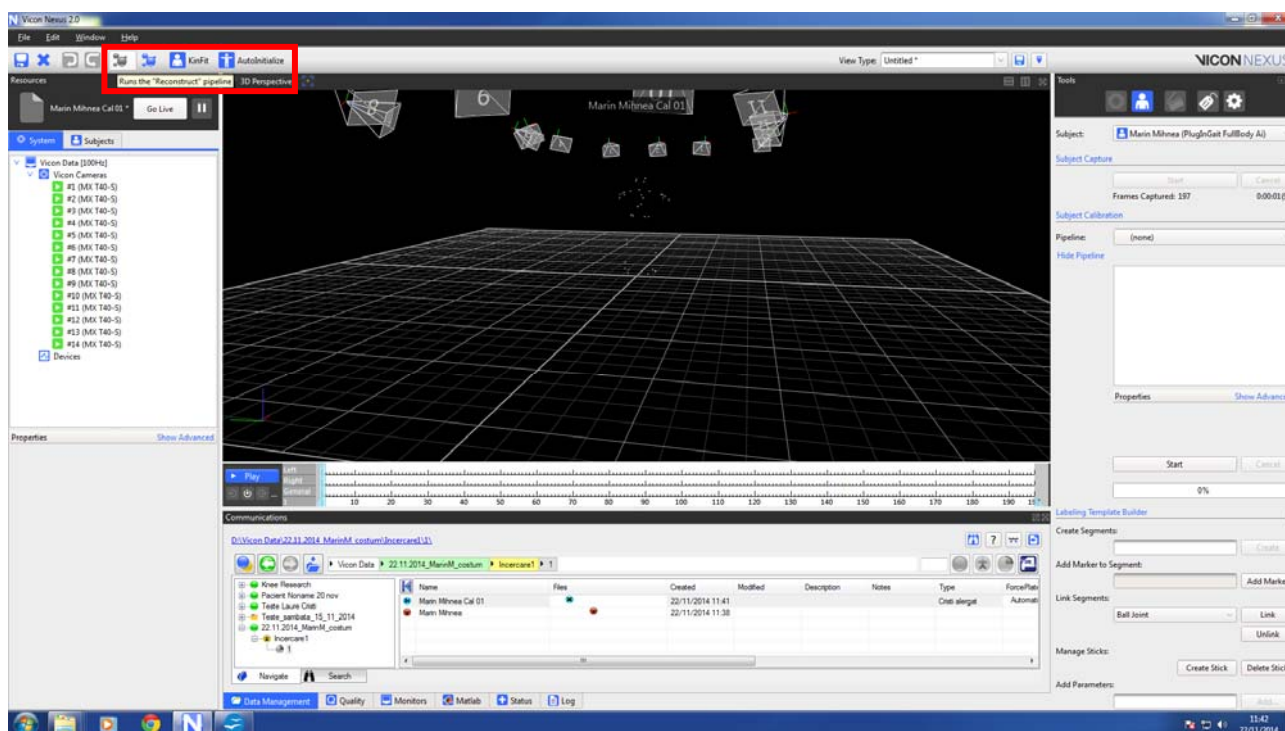


Figura 3.15. Selectarea comenzii de Reconstruct și Knit Fit pentru generarea exoscheletului pe subiectul uman în modul static

Echipamentul VICON – Prezentare generală și algoritm de lucru

- Se va activa ”**Autolabel Static Frame**” din secțiunea ”**Subject Calibration**” și se vor selecta operațiile ca în figura 3.16. Acestea trebuie să fie de culoare albastră dacă apare un X de culoare roșie, atunci sunt erori datorate numărului de marker ce nu corespunde la subiectul uman ce urmează a fi analizat cu cel al exoscheletului virtual. Fereastra în care se realizează această procedură, este prezentată în figura 3.16. Dacă exoscheletul generat în modul automat nu corespunde atunci se merge pe icon-ul ”**Labelling**”  pentru etichetare manuală.

Page | 260

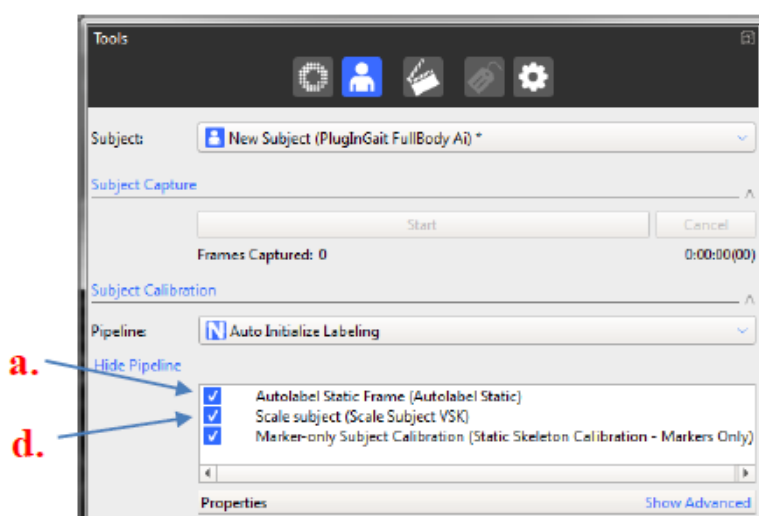


Figura 3.16. Fereastra de initializare a exoscheletului în variantă automată

- Soft-ul va genera automat exoscheletul echivalent subiectului uman așa cum se observă în figura 3.17.

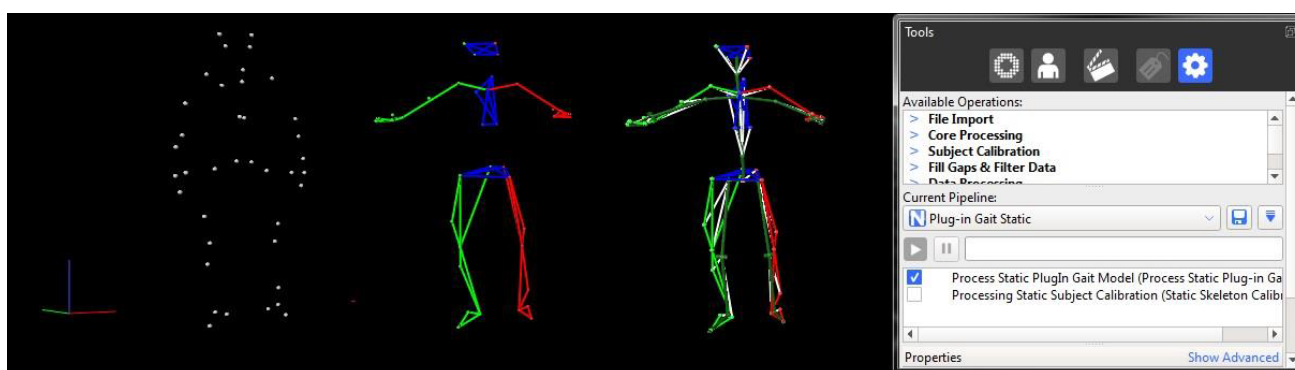


Figura 3.17. Etapele de generare a exoscheletului cu *Reconstruct* și *Knit Fit* pe subiectul uman în modul static

Observație: În timpul operației de generare automată a exoscheletului se va selecta NUMAI ”Process Static PlugIn Gait Model”. NU SE RULEAZA ”Processing Static Subject Calibration*” deoarece aceasta va rescrie etichetarea în regim automat, iar modelul obținut va fi unul eronat.

3. D. Rularea analizei experimentale propriu-zise în regim dinamic

- Camerele vor fi trecute din meniul RESOURCES pe "Go Live".



- Din meniul **TOOLS** se va selecta icon-ul ca în figura 3.18.

- Când pacientul va realiza mișcarea ce urmează a fi analizată se va da click pe tab-ul "Start" pentru începerea analizei apoi "STOP" pentru terminarea înregistrării secvenței.

Page | 261

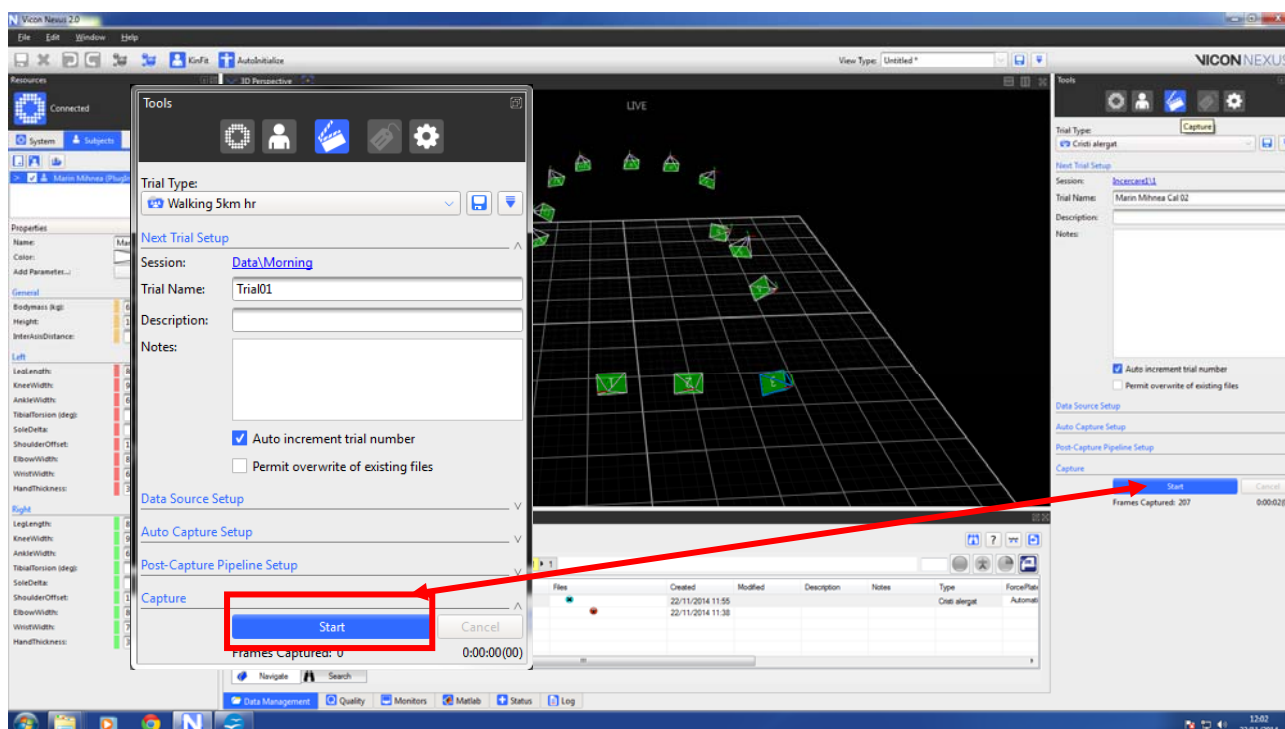


Figura 3.18. Fereastra pentru derularea analizei experimentale în regim dinamic a subiectului uman

Observație: Înainte de rularea analizei experimentale se va selecta tipul configurației de analiză dorite, în sensul utilizării și a altor echipamente aditionale (ex: EMG, sau platforma de forțe). Aceste configurații se schimbă din meniul RESOURCES – System.

3. E. Postprocesarea datelor

- Pentru postprocesarea datelor se selectează icon-ul "Settings" din meniul **Tools**, , apoi în această secțiune se alege tipul analizei ce urmează a fi procesată, ca în figura 3.19.
- Se va delimita zona de interes pentru ca datele să fie procesate, respectiv, limitele cursorului, de așa natură încât zona să fie curată, de culoare albă lipsită de Gap-uri, care acestea sunt prezente în zonele ușor colorate cu galben (figura 3.20).

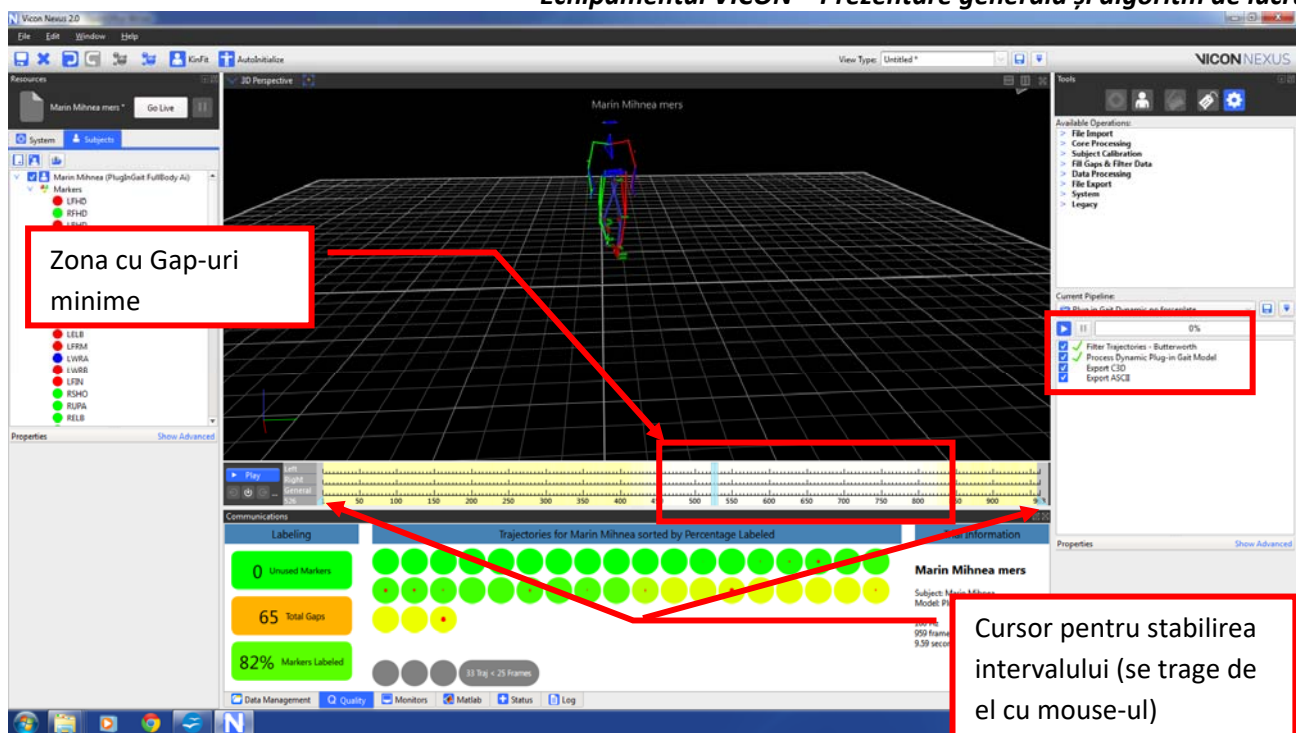
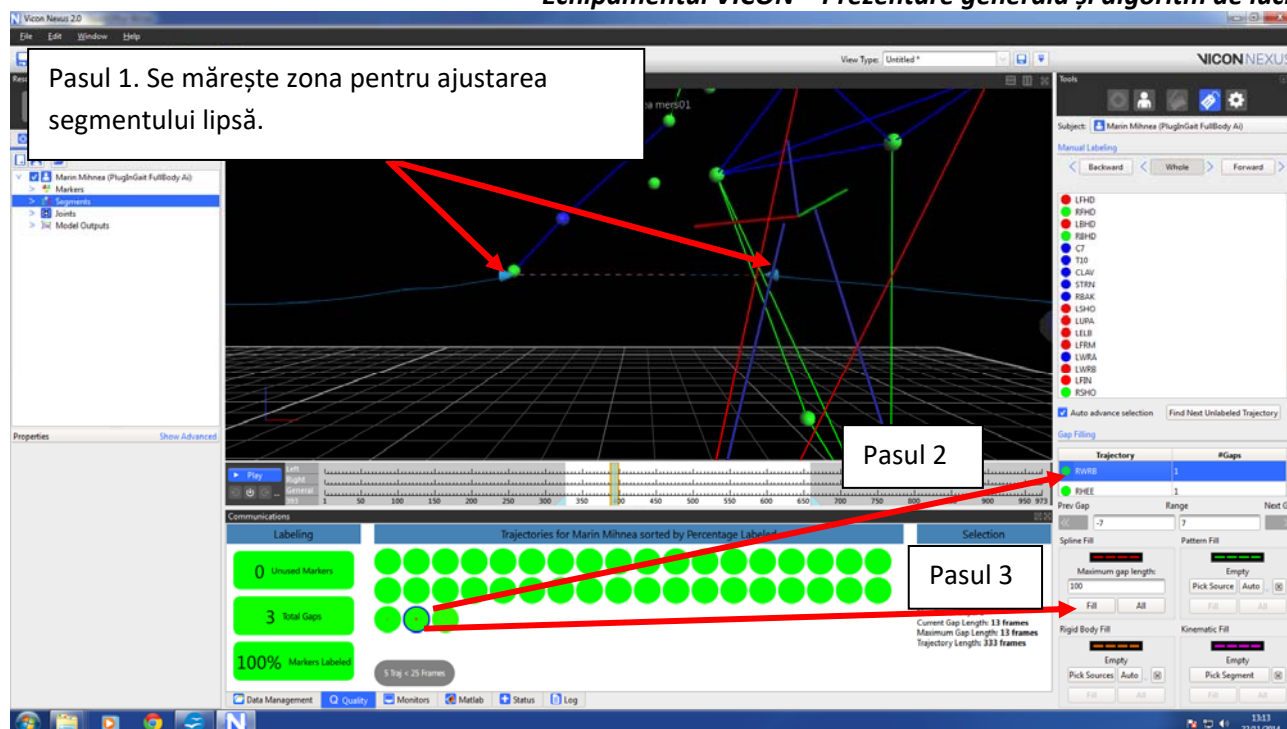


Figura 3.19. Procesarea analizei de interes și delimitarea zonei cu Gap-uri minime.

- Gap-urile se vor corecta manual prin accesarea după procesare a analizei a tab-ului de „Labelling”  din meniul Tools, așa cum se observă în figura 3.20. Apoi se va selecta cu mouse-ul sfera cu gap-urile ce urmează a fi corectate și în partea dreaptă se va selecta modalitatea de ajustare a segmentului lipsă (spline, Rigid Body Fill, Kinematic Fill, Pattern Fill). Dacă o modalitate de corectare a Gap-ului lipsă nu este activă prin tab-ul **”Fill”**, se va proceda la tragerea markerilor virtuali ce delimitează zona segmentului lipsă, până ce tab-ul **”Fill”** devine activ.
- Pentru vizualizarea rezultatelor, respectiv a graficelor, se împarte spațiul de lucru în mai multe vederi, se selectează vederea în care se dorește să se vizualizeze graficul și se trece pe modul **”Graph”**.
- În meniul **”RESOURCES”** la Subject, se selectează Segments, Joints sau Model Outputs, respectiv rezultatele dorite și vor putea fi previzualizate automat în vederea de **”Graph”** (figura 3.21).

Observație: Dacă se selectează **Export C3D** și **Export ASCII**, ulterior se poate crea o interfață pentru exportul datelor în Excel sau chiar în soft-ul specializat de colectare a datelor experimentale Vicon POLIYGON.

Echipamentul VICON – Prezentare generală și algoritm de lucru



Page | 263

Figura 3.20. Corectarea manuală a Gap-urilor.

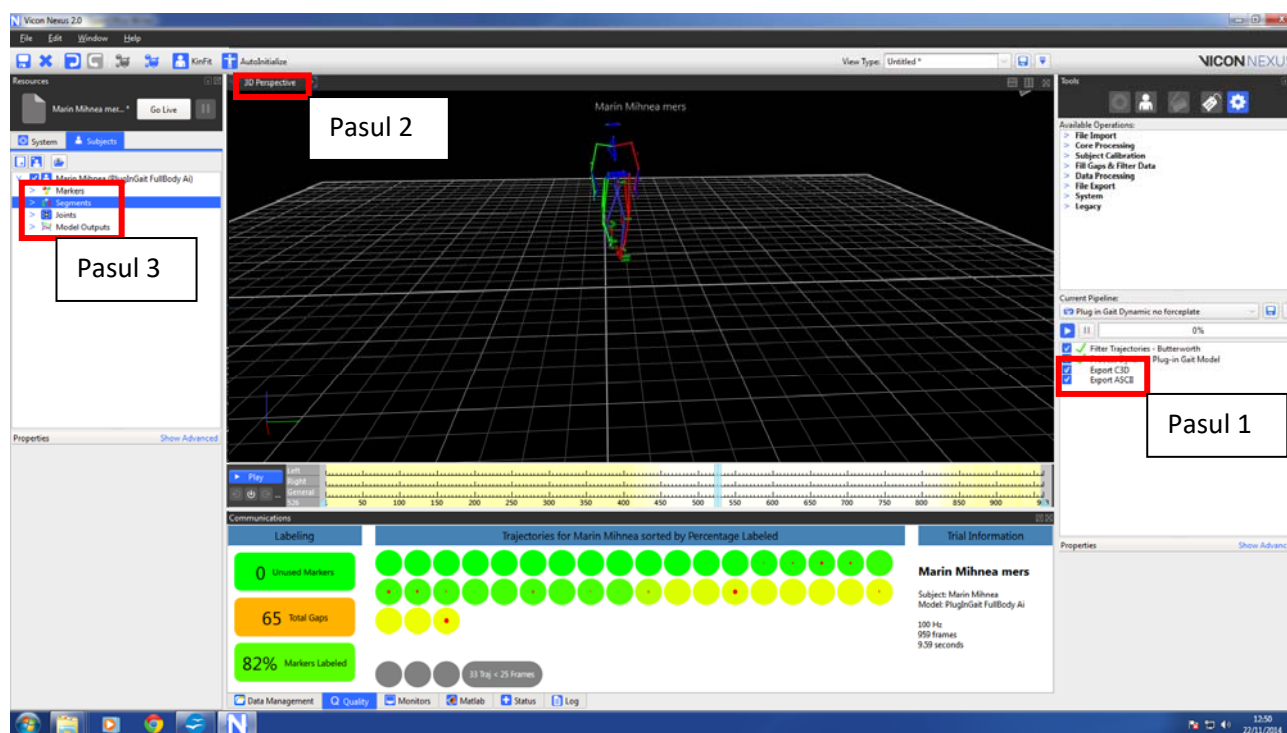


Figura 3.21. Colectarea rezultatelor

Bibliografie

1. Amprino R., - Bairati A., - *Contributa allo studio del valore funzionale della struttura della ossa* Chir. Organi. Mov. 1986.
2. Arthur E. Chapman – Biomechanical analysis of fundamental human movements. Human Kinetics. 2007.
3. BACIU C. – Anatomia funcțională și biomecanica aparatului locomotor. Editura Sport-Turism
4. Baciuc Cl. – *Principii generale de anatomie funcțională și biomecanică*. Cult. Fizică și Sport București 1985.
1. Baciuc Cl., – *Reabilitarea deficiențelor motorii*. Viața medicală 1974.
2. Benno M. Nigg, W. Herzog - Biomechanics of the Musculo-Skeletal System. Editura: John Wiley & Son Ltd; 2nd edition (1999)
3. Buzescu Alexandru, Scurtu Liviu „*Anatomie si biomecanica*” Editura A.N. E.F.S. 1999.
4. Michael W. Whittle - Gait Analysis: An Introduction. Editura Butterworth-Heinemann; 3rd edition (2001).
5. MIHALACHE GR., COZMA N., CHIRIAC R. – Anatomia descriptivă și topografică a membrilor. Litografia UMF Iași 1991
6. Robert Donatelli - Biomechanics of the Foot and Ankle. Editura F A Davis Co; 2nd edition (1995)
7. Vladimir M. Zatsiorsky - Kinematics of Human Motion. Editura Human Kinetics (1998).
8. Van C. Mow, Wilson C. Hayes - Basic Orthopaedic Biomechanics. Editura Lippincott Williams & Wilkins Publishers; 2nd edition (1997).
9. Neumann, Donald, A., Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation, Mosby Inc., St. Louis, Missouri, 2002, USA, ISBN 0-8151-6349-5.
10. Sbenghe, Tudor, Kinesiology: stiinta miscarii, Editura Medicala, Bucuresti, 2002, ISBN 973-39-0377-9.
11. Sbenghe, Tudor, Kinetologie profilactica, terapeutica si de recuperare, Editura Medicala, Bucuresti, 1987.
12. Hamilton, N., Luttgens, K., Kinesiology. Scientific basis of human motion, McGraw-Hill, New York, 2002.
13. Biotech's Life Science Dictionary, <http://biotech.icmb.utexas.edu/search/dict-search.html/>.
14. Haulica, I., Fiziologie umana, Editura Medicala, Bucuresti, 1989.
15. Mogos, Gh., Ianculescu, Alex., Compendiu de anatomie si fiziologie a omului, Editura Stiintifica, Bucuresti, 1974.
16. Papilian, V., Anatomia omului, vol. 1, Aparatul locomotor, Editura Didactica si Pedagogica, Bucuresti, 1982.
17. Popescu, M., Trandafir, T., Artrologie si Biomecanica, Editura Scaiul, Bucuresti, 1998.
18. Hall, S.J., Basic Biomechanics, Mosby, St. Louis, 1995.
19. Miller, D.I., Nelson, R.C., Biomechanics of Sports: a research approach, Lea&Febiger, Philadelphia, 1973.
20. Poterasu, V.F., Popescu, D., Curs de mecanica teoretica, vol. 1, 2,
21. Universitatea Tehnica “Gh. Asachi” Iasi, 1995.

22. Ripianu, A., Popescu, P., Balan, B., Mecanica Tehnica, Editura Didactica si Pedagogica, Bucuresti, 1982.
23. Mangeron, D., Irimiciuc, N., Curs de mecanica cu aplicatii în inginerie, vol. II, Mecanica sistemelor de solide rigide, fasc. 1, Cinematica si dinamica sistemelor mecanice, Institutul Politehnic Iasi, rotaprint, 1974.
24. Baci, I., Fiziologie, Editura Didactica si Pedagogica, Bucuresti, 1977.
25. Baci, Cl., Aparatul locomotor, Editura Medicala, Bucuresti, 1981. Salter, INTERNET Pelland, L., INTERNET
26. Nordin, Frankel, Biomechanics of Bone, INTERNET 105
27. Beynnon, Bruce D., McClure Musculoskeletal Research center, University of Vermont, Burlington, USA, INTERNET
28. Handra-Luca, V., Stoica, I.A., Introducere în teoria mecanismelor, vol. I, Editura Dacia, Cluj-Napoca, 1982.
29. www.etymonline.com – Online Etymology Dictionary.
30. www.ro.wikipedia.org.
31. Budescu, E., Iacob, I., Bazele biomecanicii în sport, Editura Universitatii “Alexandru Ioan Cuza” Iasi, 2005.
32. Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, Toronto, 1990.
33. Miller, D.I., Nelson, R.C., *Biomechanics of Sport : a research approach*, Lea & Febiger, Philadelphia, 1973.
34. Dufek, J.S., Schot, P.K., Bates, B.T., *Dynamic lower extremity evaluation of males and females during walking running*, Journal of Human Movement. Studies, 18, 1990.
35. Gabbard, C., Goncalves, V., Santos, D., *Visual-motor integration problems in low birth weight infants*, Journal of Clinical Psychology in Medical Settings, vol. 8, no. 3, 2001.
36. Glazier, P.S., Davids, K., Bartlett, R.M., *Dynamical systems theory: a relevant framework for performance-oriented sports biomechanics research*, Sportscience, february, 2003.
37. Zatsiorsky, V., *Kinetics of Human Motion*, Champaign, Illinois, 2002.
38. Hainaut, K., *Introduction à la biomécanique*, Presses Universitaires de Bruxelles, 1974.
39. Medved, V., *Measurement of human locomotion*, CRC Press, L