



UNIVERSITATEA
DIN
CRAIOVA



FACULTATEA DE MECANICĂ

FUNDAMENTE DE BIOINGINERIE MEDICALĂ

-Suport curs-

Titular curs:

Conf. dr. ing. COPILUȘI Cristian

**CRAIOVA
2019**

Cuprins

I. Elemente de Anatomie funcțională și Fiziologie Articulară.....	1
II. Elemente de Cinematica Mișcării Umane.....	29
III. Metode și Tehnici de Măsurare a Parametrilor Mișcării Umane.....	41
IV. Aparate asistive. Clasificare, caracteristici.....	67
V. Tehnici și Echipamente de măsurare a Activității Electrice Musculare.....	101
VI. Modelarea mișcării umane cu ajutorul datelor măsurate experimental.....	126
VII. Elemente de proiectare personalizată a unui dispozitiv asistiv.....	151
Bibliografie.....	178

I. Elemente de Anatomie funcțională și Fiziologie Articulară

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*.

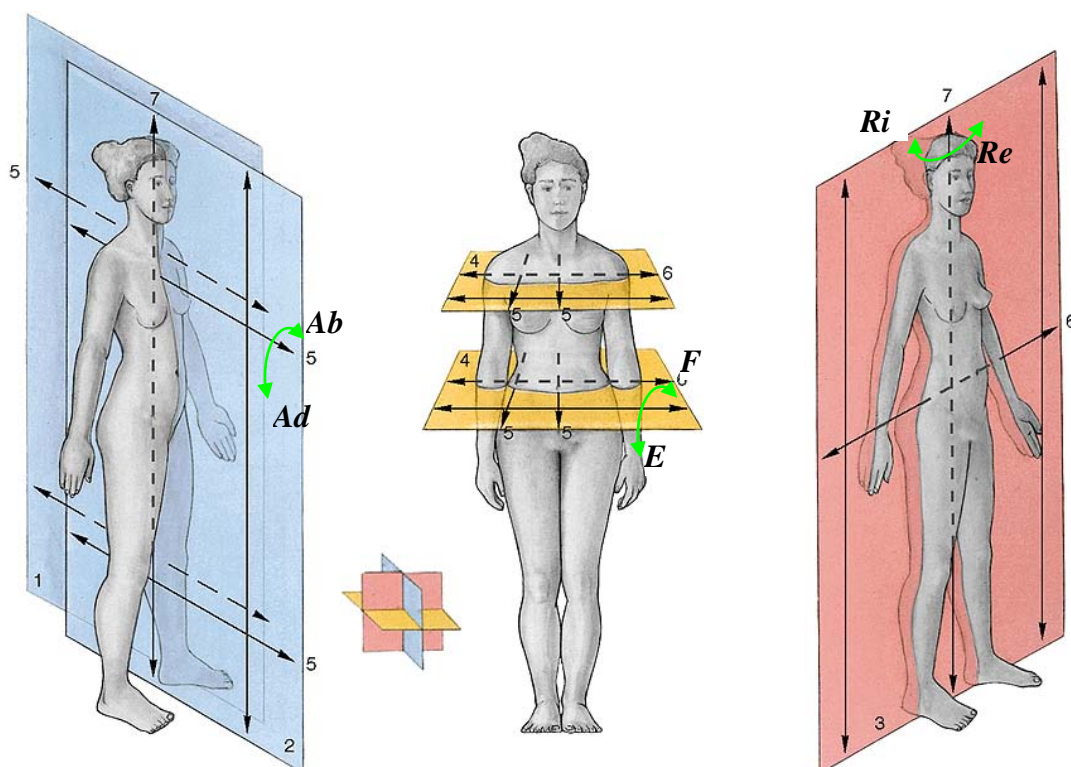


Figura 1.1. Poziția anatomică și sistemele de referință atașate corpului uman. 1- plan sagital; 2 – planul median sagital ; 3 – plan frontal; 4 – plan transversal; 5 – axa sagitală; 6 – axa transversală; 7 – axa longitudinală (verticală)

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 osteo – 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 osteo – artro – muscular.

1.2. Sistemul osos

Oasele suni structuri anatomice care îmbina in modul cel mai eficient posibil rezistenta 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 remaniere datorată următoarelor procese:

Osificarea - procesul prin care se realizează fixarea sărurilor minerale fosfo-calcice pe suportul anorganic al osului. Definește 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 sau mineral sau organic. Există:

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

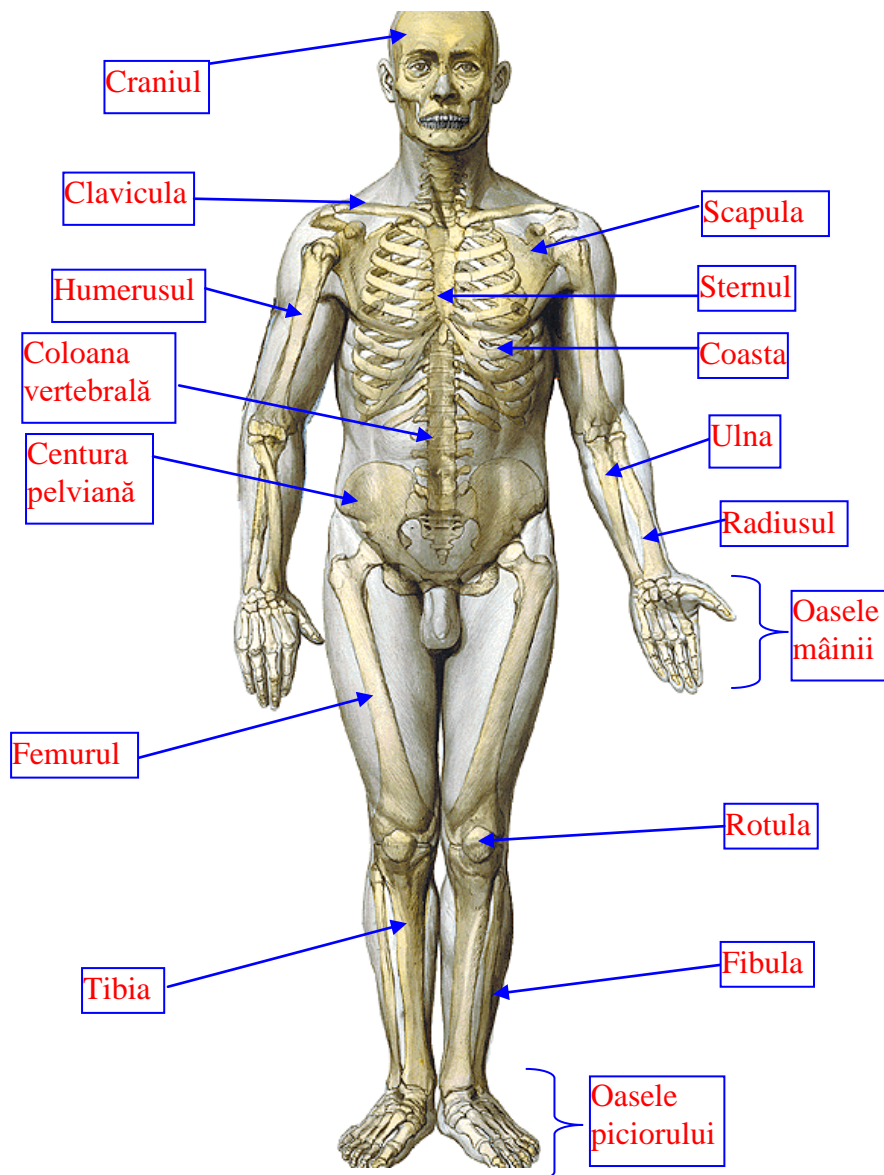


Figura 1.2. Sistemul osos uman – scheletul

ROLUL OASELOR IN ORGANISM

Schematic, rolurile oaselor in 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 in mișcările corpului - rol pasiv. Inserții și origini pentru mușchi.
- 4) Rol de depozit de calciu și acid fosforic.
- 5) Rol antitoxic-plumbul, arsenicul, radiul sunt reținute temporar.

1.3. Sistemul muscular

1. Clasificarea mușchilor in funcție de structură:

- mușchi striați, 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 in funcție de formă:

In 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 impart in: mușchi scurți, mușchi lungi, mușchi lași 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 lași. 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 sfîcterieni, 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 1. 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.
- perimisiu 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 perimisiu extern. El permite alunecarea perimisiului extern față de aponevroză.

- 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 fasciculului 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 scinda 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 sidifiu. 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 fibrele 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-le 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 gasește, 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, cavitare și lichid sinovial). Ea apare acolo unde mușchiul sau tendonul trebuie să alunecă peste o proeminență osoasă. Ex: bursa retrocalcaneană (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 (cvadriicepsul 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 cvadriiceps 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.

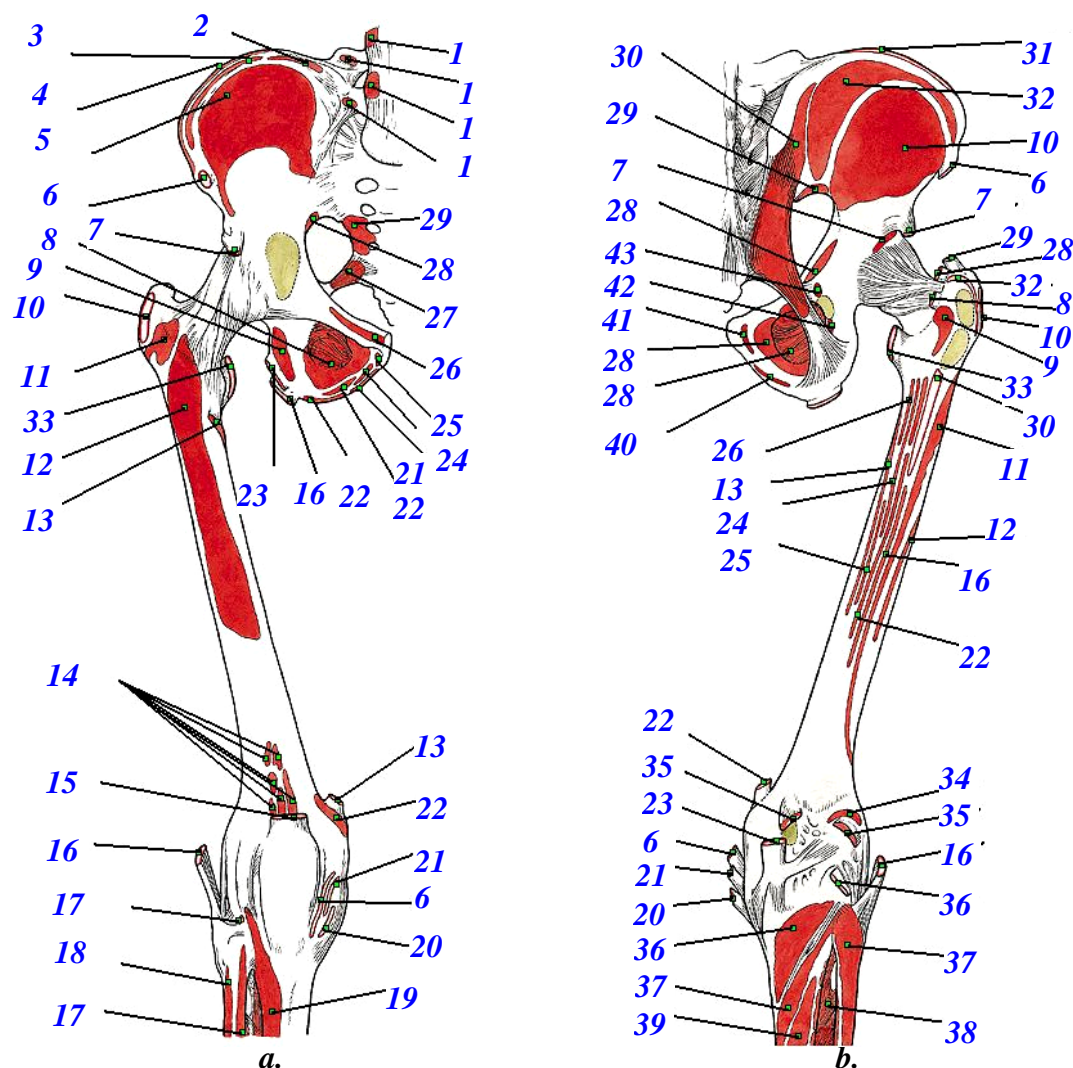


Figura 1.9. Identificarea originii mușchilor șoldului. a – vedere anterioară; b – vedere posterioară

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 cvadriiceps 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.

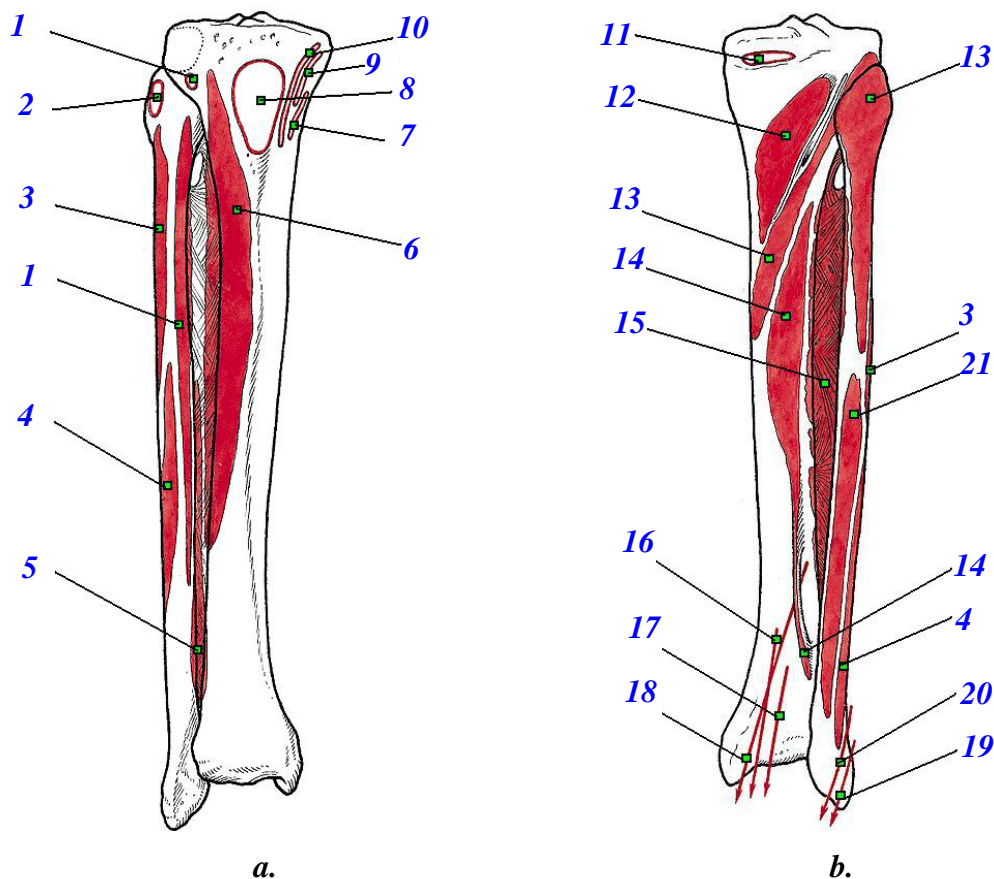


Figura 1.10. Identificarea originii mușchilor gambei. a – vedere anterioară; b – vedere posterioară

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.

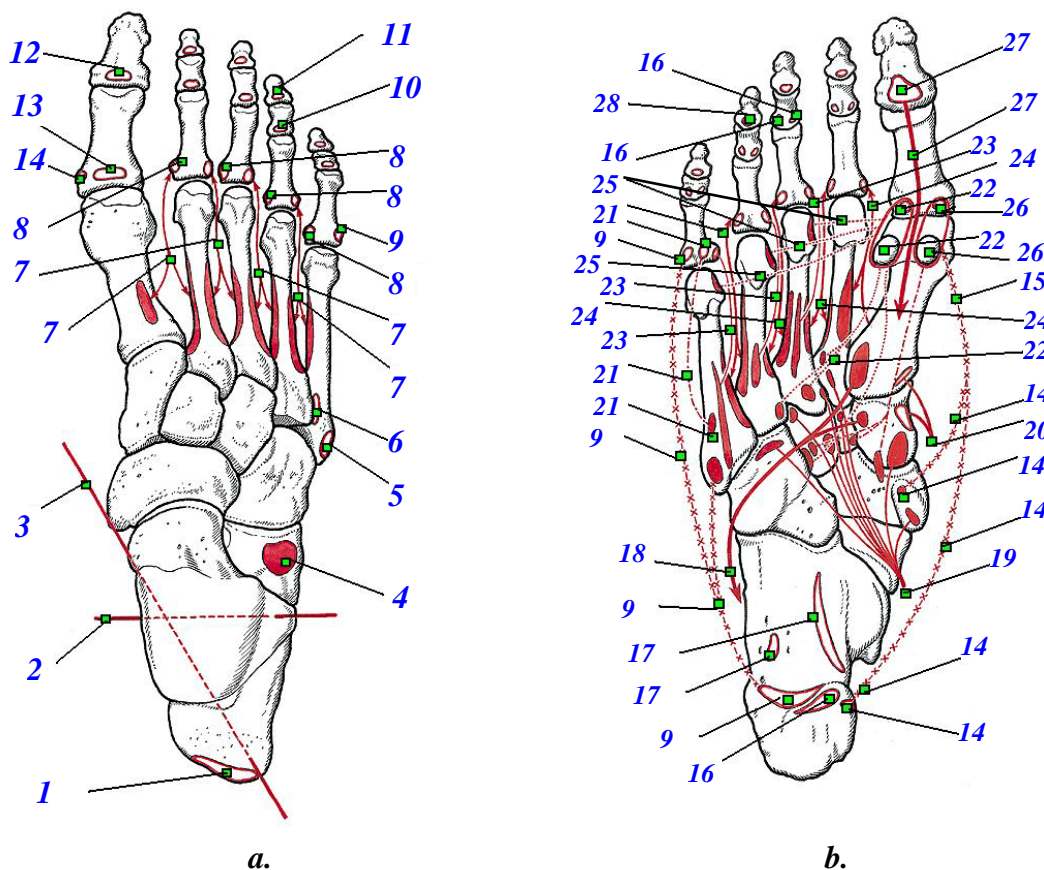


Figura 1.11. Identificarea originii mușchilor piciorului. a – vedere dorsală (de sus); b – vedere plantară (de jos).

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):

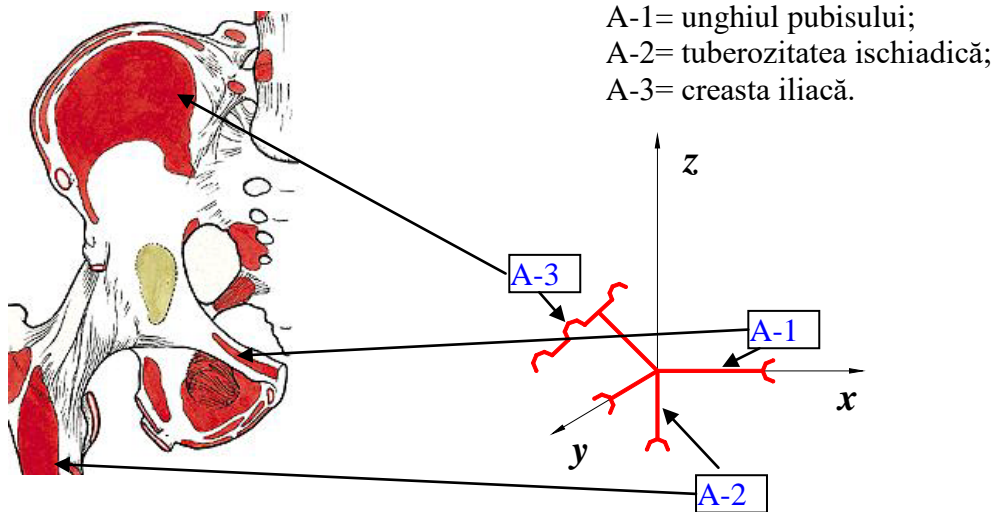


Figura 1.12. Originile mușchilor în cadrul articulației coxo-femorale. Osul coxal

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

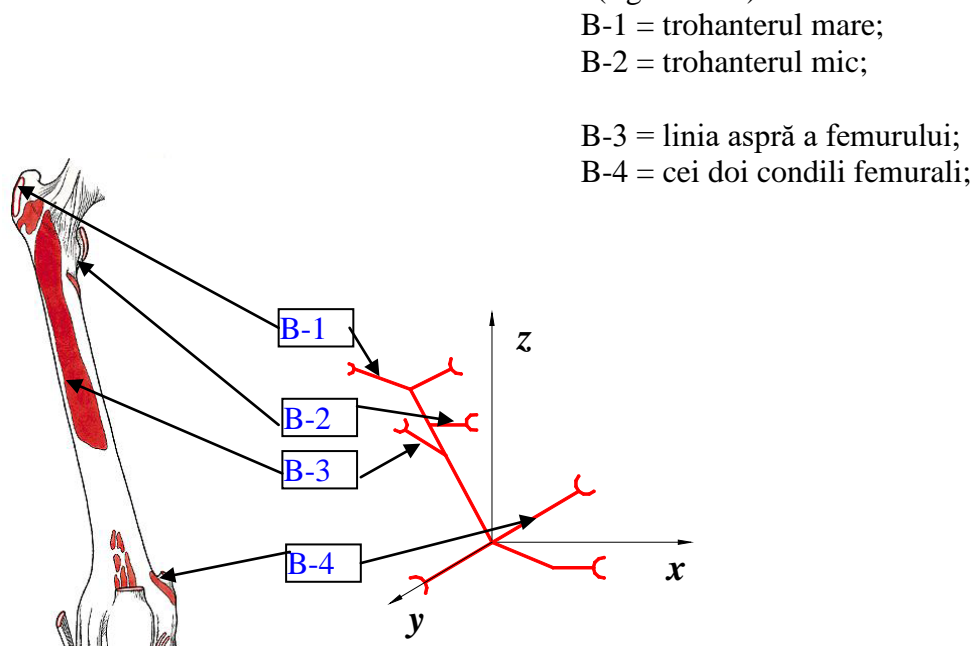


Figura 1.13. Originile mușchilor în cadrul articulației coxo-femorale. Femur

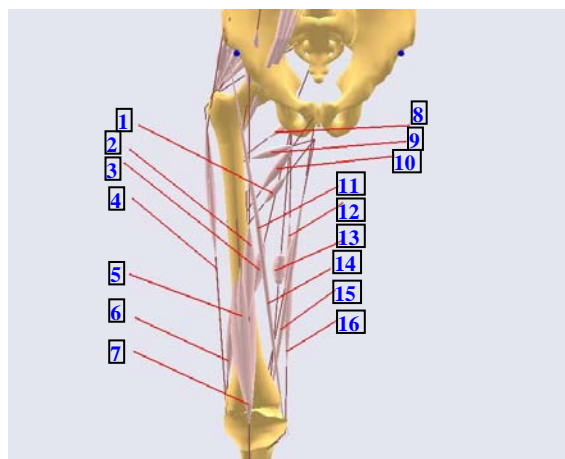


Figura 1.14. Inserțiile mușchilor pe osul coxal și pe femur. 1 – mușchiul adductor mare; 2 – mușchiul pectineu; 3 – mușchiul adductor lung; 4 – mușchiul vast lateral; 5 – mușchiul drept femural; 6 – mușchiul biceps femural; 7 – mușchiul articular al genunchiului; 8, 9, 10 – mușchiul cvadriiceps; 11 –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

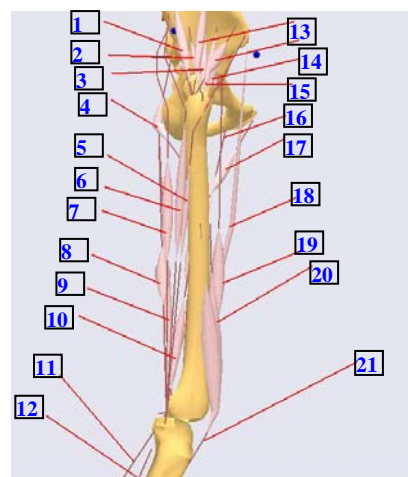


Figura 1.15. Inserțiile mușchilor pe osul coxal și pe femur: 1, 2, 3 – mușchiul gluteus maximus; 4 – mușchiul cvadriiceps; 5 – mușchiul vast lateral; 6 – mușchiul adductor mare; 7 – mușchiul semimembranos; 8 – mușchiul semitendinos; 9 – mușchiul semimembranos; 10 – biceps femural; 11 – mușchiul gastrocnemian;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

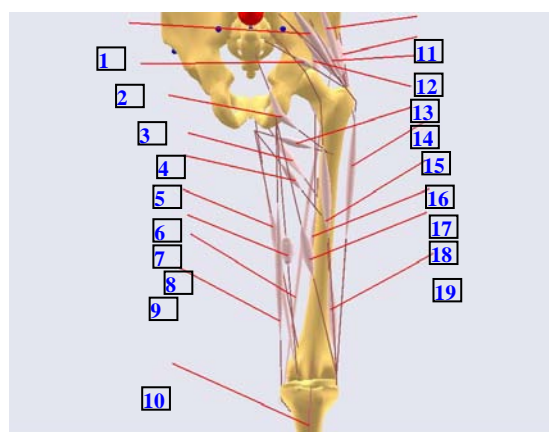
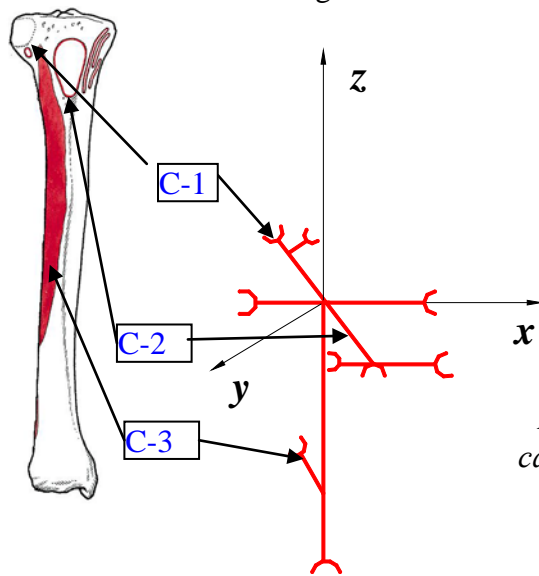


Figura 1. 15. Inserțiile mușchilor pe osul coxal și pe femur: 1, 11 – mușchiul gluteus medius; 2, 12 – mușchiul gluteus maximus; 3, 4 – mușchiul cvadriiceps femural; 5 – mușchiul adductor mare; 6 – mușchiul semimembranos; 7 – mușchiul semitendinos; 8 – mușchiul semimembranos; 9 – mușchiul gracillis;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

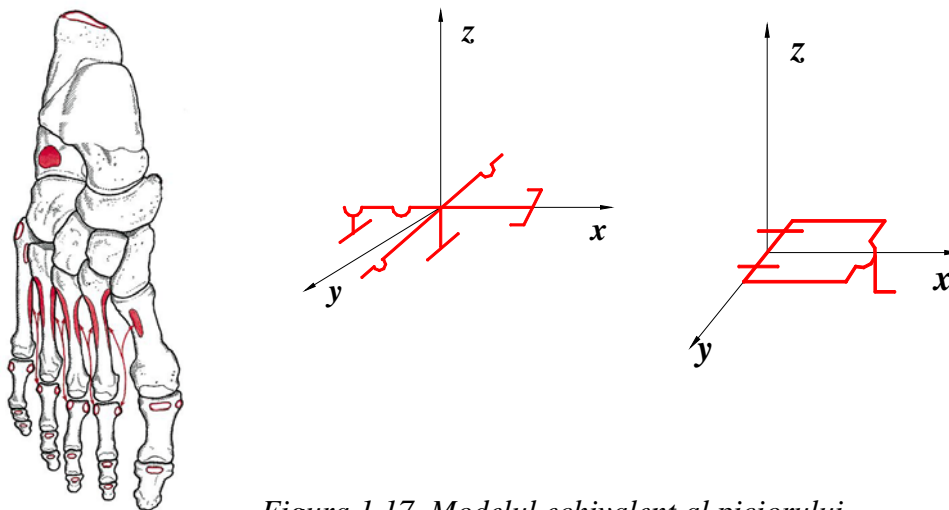


Figura 1.17. Modelul echivalent al piciorului

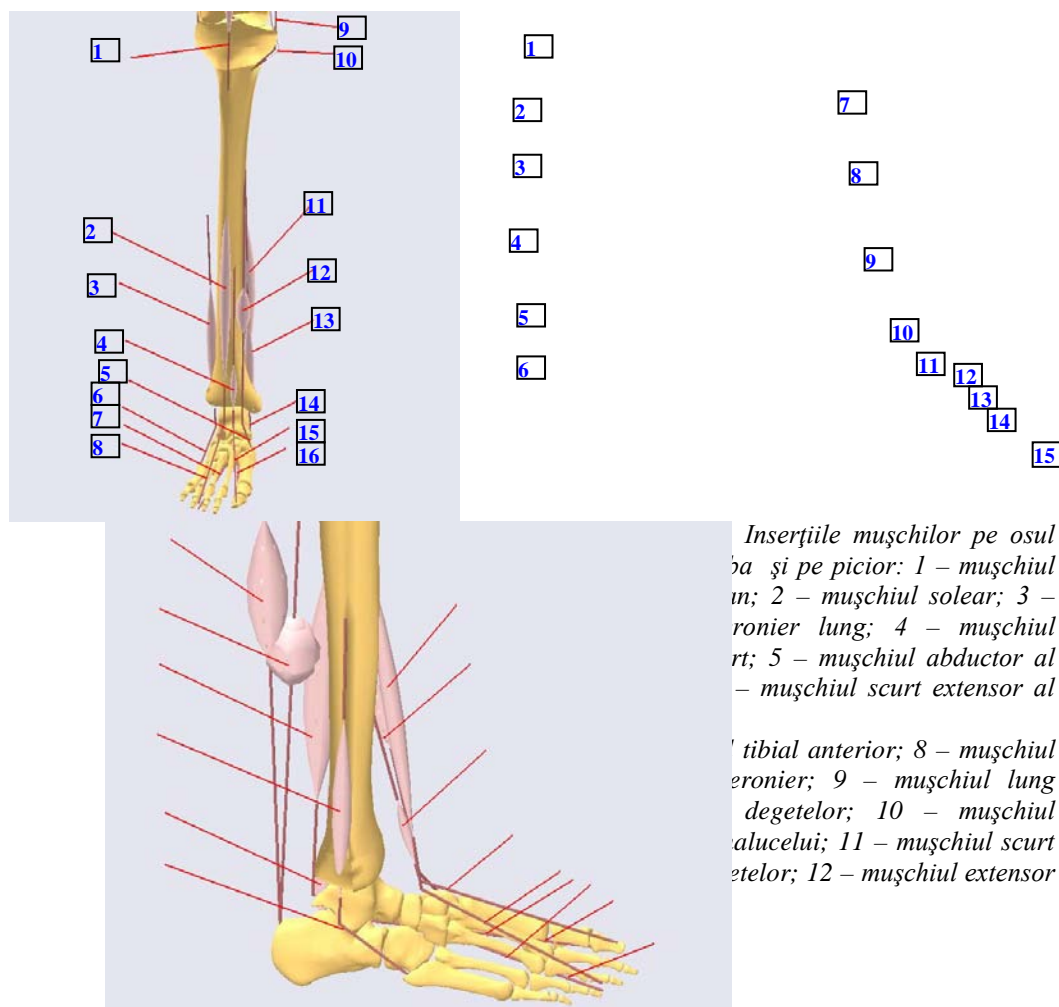


Figura 1. 18. Inserțiile mușchilor pe osul tibial – gamba și pe picior: 1 – mușchiul articular al genunchiului; 2 – mușchiul tibial anterior; 3 – mușchiul peronier lung; 4 – mușchiul lung extensor al degetelor; 5 – mușchiul scurt flexor al degetelui mic; 6 – mușchiul scurt flexor al degetelor; 7 – mușchiul 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.

Inserțiile mușchilor pe osul tibia și pe picior: 1 – mușchiul articular al genunchiului; 2 – mușchiul tibial anterior; 3 – mușchiul peronier lung; 4 – mușchiul lung extensor al degetelor; 5 – mușchiul abductor al degetelui mic; 6 – mușchiul scurt extensor al degetelor; 7 – mușchiul tibial anterior; 8 – mușchiul peronier; 9 – mușchiul lung flexor al degetelor; 10 – mușchiul lung flexor al halucelui; 11 – mușchiul scurt extensor al degetelor; 12 – mușchiul extensor al degetelor; 13 – mușchiul plantar; 14 – mușchiul lung flexor al degetelor; 15 – mușchiul scurt flexor al halucelui.

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.

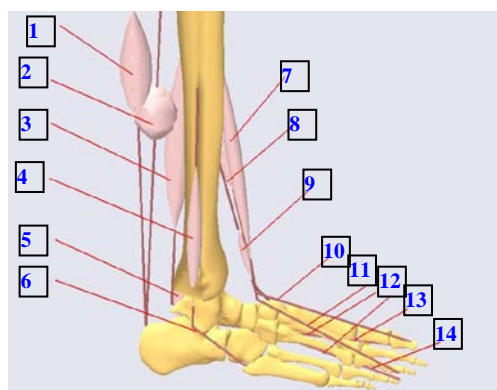
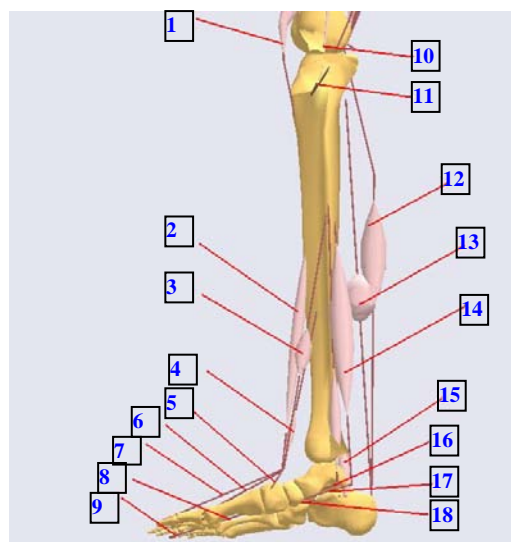


Figura 1.21. Inserțiile mușchilor pe osul tibial – gamba și pe picior: 1 – mușchiul gastrocnemian; 2 – mușchiul solear; 3 – mușchiul peronier lung; 4 – mușchiul peronier scurt; 5 – mușchiul abductor al halucelui; 6 – mușchiul scurt extensor al halucelui; 7,8 – mușchiul tibial anterior; 9 – mușchiul al 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).

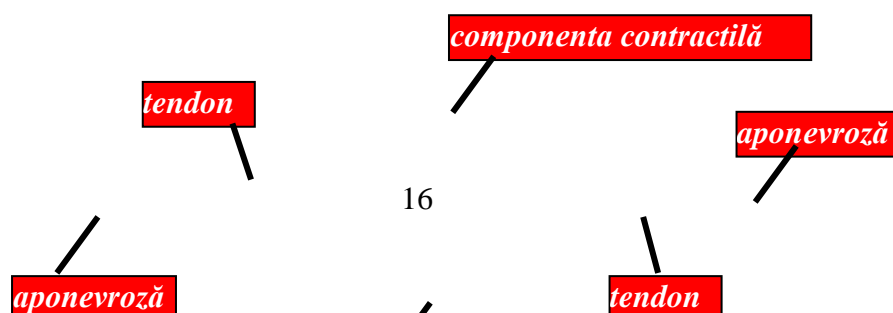
Având în vedere fenomenul prin care se realizează activitatea musculară, aceasta poate fi modelată luând în considerare trei proprietăți fundamentale ale mușchiului:

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).



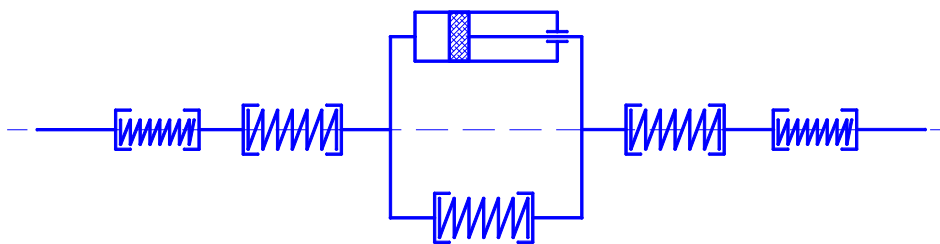


Figura 1.22. Model teoretic a unui mușchi oarecare

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 centrul 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 prin care vin impulsurile nervoase de la centrul 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 cărui 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.

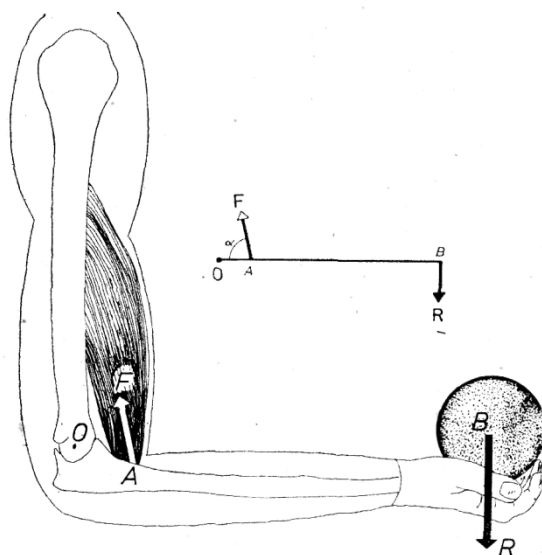


Fig. 1.23 — Brațul de pârghie virtual al bicepsului brahial OA , ce acționează asupra unei pârghii de gradul al III-lea.

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 porțiuni 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 pârghiilor 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 striați (somatici, scheletici) și mușchi netezi (viscerali). Rolurile mușchilor striați 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 jgheburilor 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 striați este acela de a realiza mișcarea diferitelor segmente ale corpului, unul față de celalalt. 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 contracta 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 cartilagos 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).

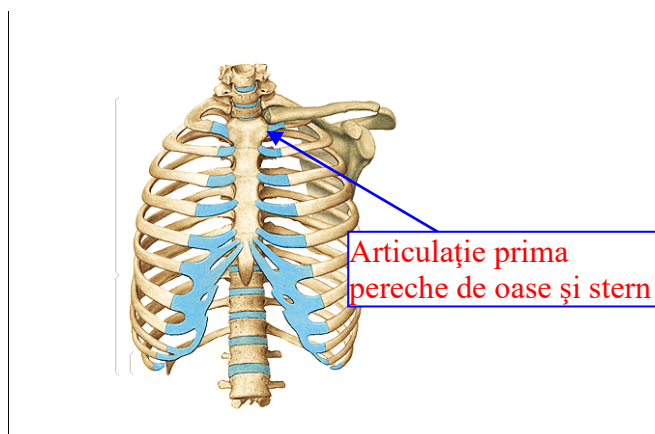


Figura 1.24. Cutia toracică

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

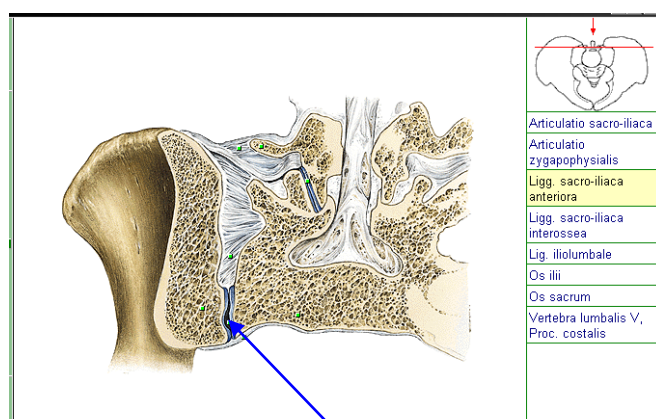


Figura 1.25. Articulația sacro-iliacă

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

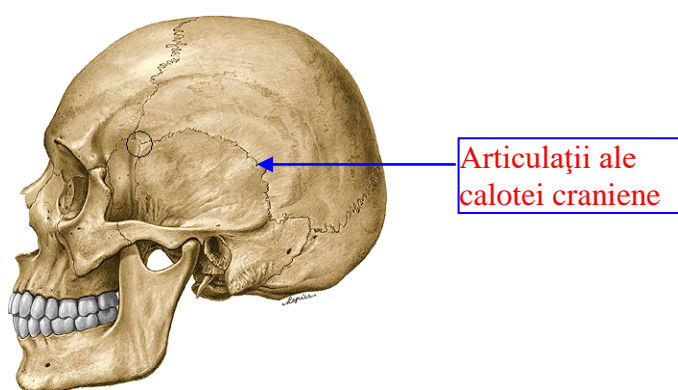


Figura 1.26. Cutia craniană

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).

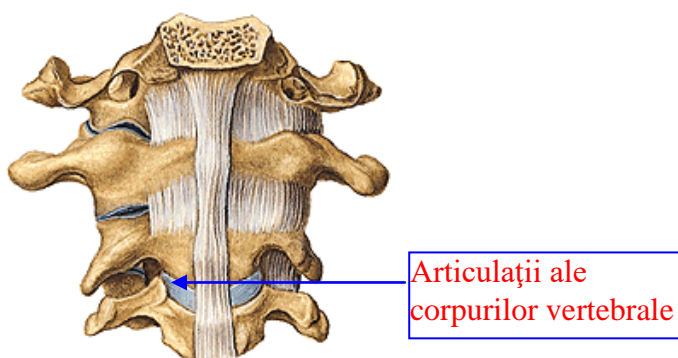


Figura 1.27. Corpuri vertebrale

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 buretul fibrocartilaginos sau discuri sau meniscuri. Exemplu articulația genunchiului (figura 1.28).

1. Extremitățile osoase. Tipul de mișcare dintr-o articulație este legată 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 articulat. 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 e 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.

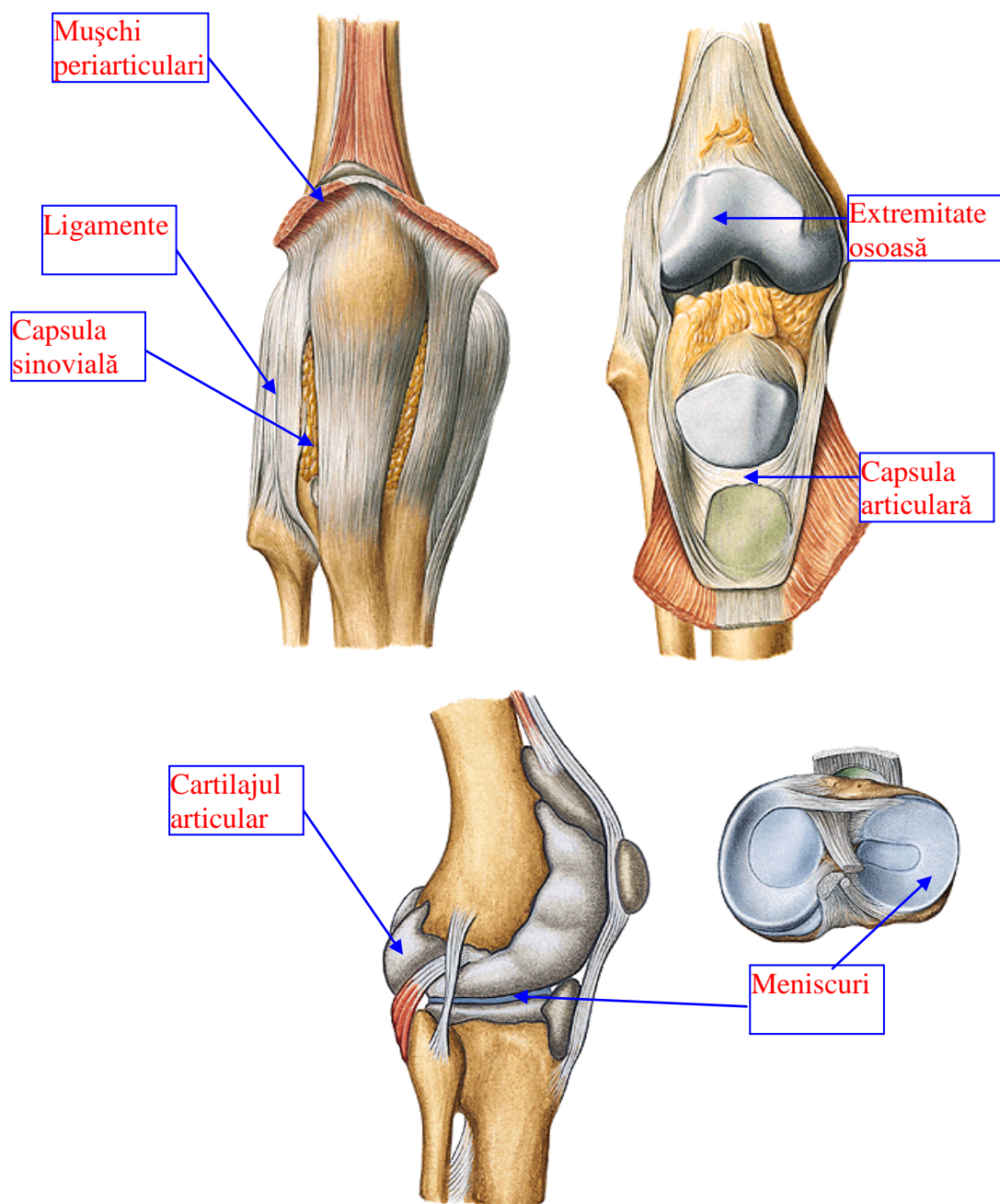


Figura 1.28. Articulația genunchiului

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 mașon. 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 cât 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 fibrocartilagosă 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).

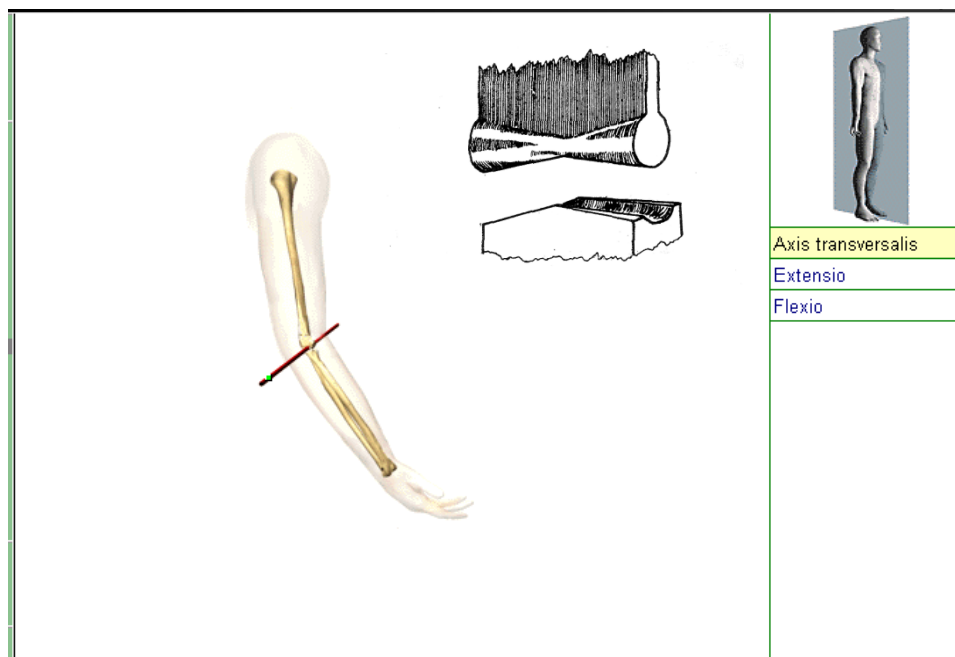


Figura 1.30. Articulația cotului

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).

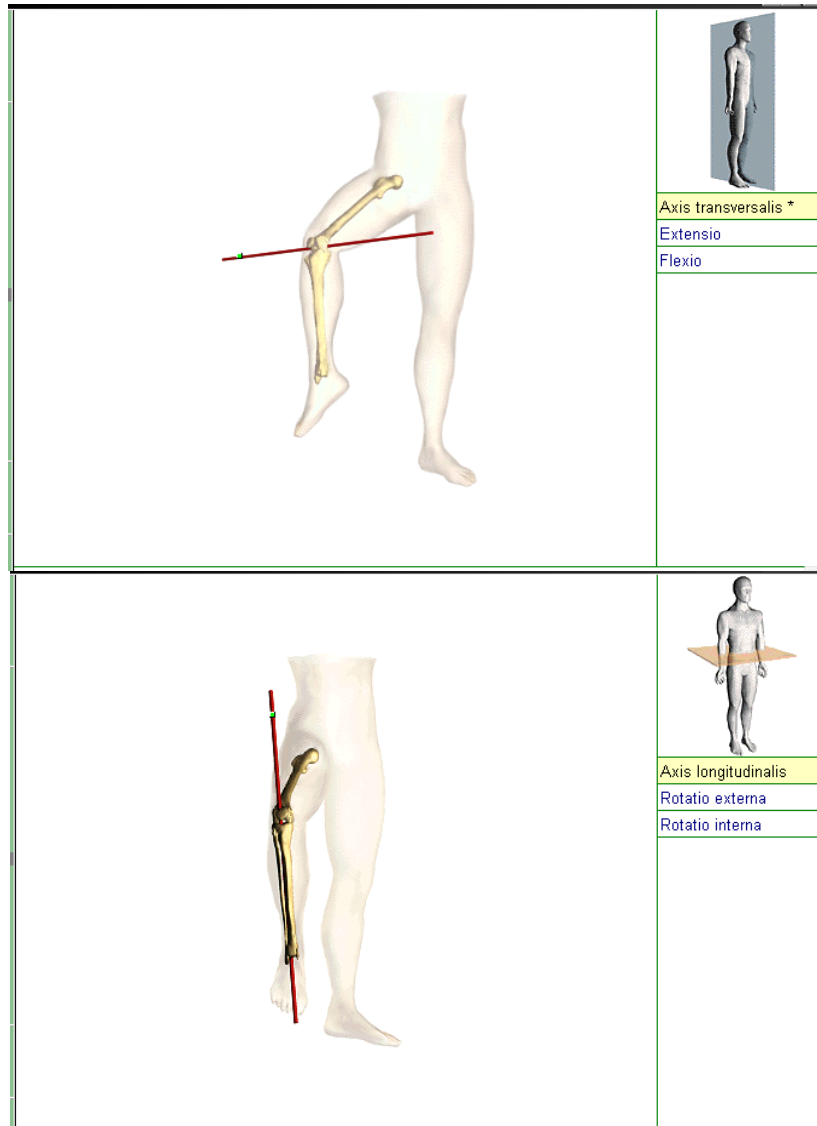


Figura 1.30. Articulația genunchiului

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

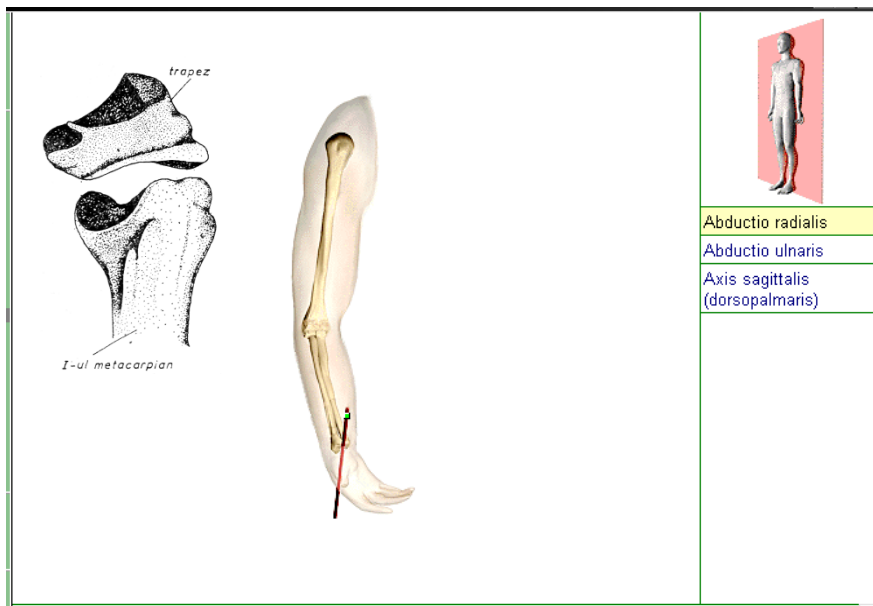
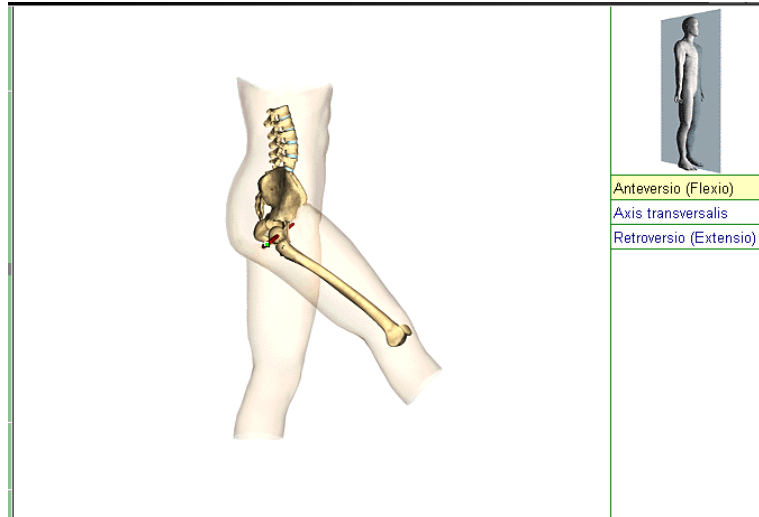


Figura 1.31. Articulația carpo-metacarpiană

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).



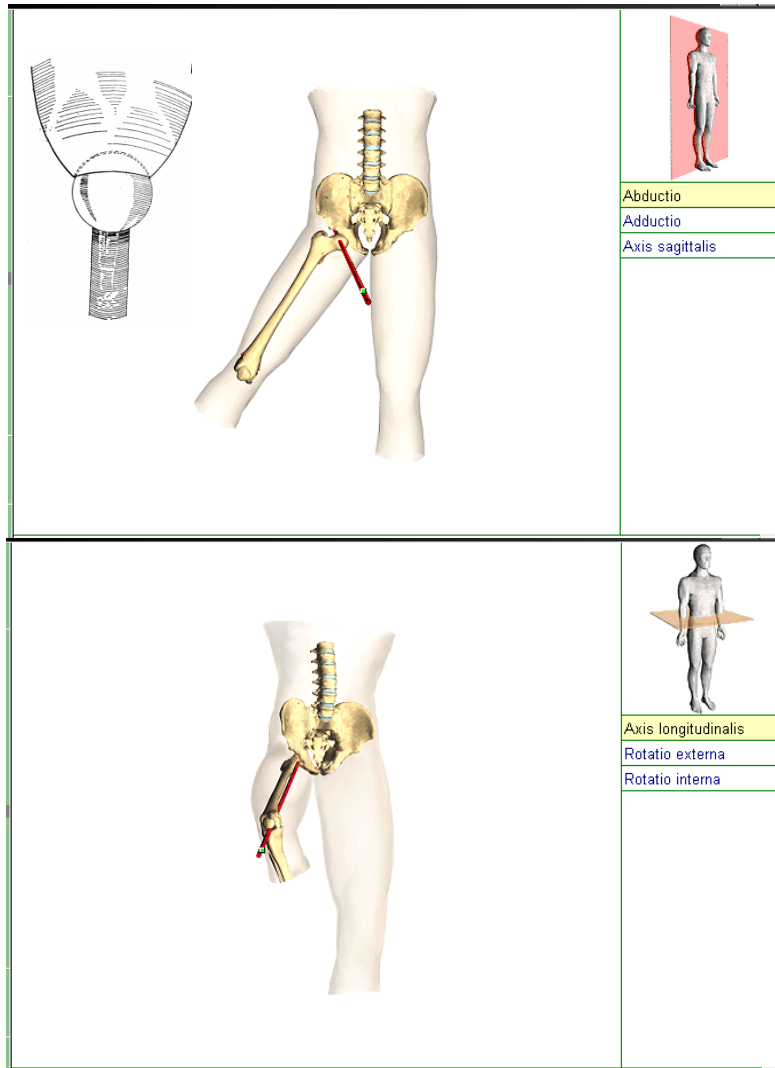


Figura 1.32. Articulația șoldului - coxofemurală

II. Elemente de Cinematica Mișcării Umane

2.1. Considerații generale

Miscarea unui corp reprezintă acțiunea de deplasare a respectivului corp datorată interacțiunii tuturor forțelor care acționează asupra lui. Miscarea corpului poate fi cuantificată prin valorile, modificate în timp, ale unor coordonate față de un sistem geometric de referință, miscarea putând fi analizată fie fără a ține cont de cauze, respectiv forțe, ci doar pe baza unor considerații geometrice, analiza fiind denumită cinematică, fie ținând cont de interacțiunea tuturor forțelor care acționează asupra corpului, analiza fiind denumită dinamică. În cazul corpului uman, se poate considera fie mișcarea întregului corp, privit ca un tot unitar, fie mișcarea diferențiată a diferitelor segmente sau ansambluri de segmente ale corpului. Față de o direcție dată în spațiu există două mișcări elementare, respectiv:

- mișcarea de translație;
- mișcarea de rotație.

Mișcările corpului uman sunt, în majoritatea situațiilor, combinații ale celor două mișcări elementare față de diversele axe ale sistemului de referință geometric considerat.

Prin sistem de referință se înțelege un reper nedeformabil față de care se raportează pozițiile unui sistem material dat (Fig. 2.1). Astfel, pot exista sistemul de referință plan, la care reperul nedeformabil este constituit din două axe perpendiculare una pe cealaltă și sistemul de referință spațial, la care reperul nedeformabil îl constituie trei axe reciproc perpendiculare una pe celelalte.

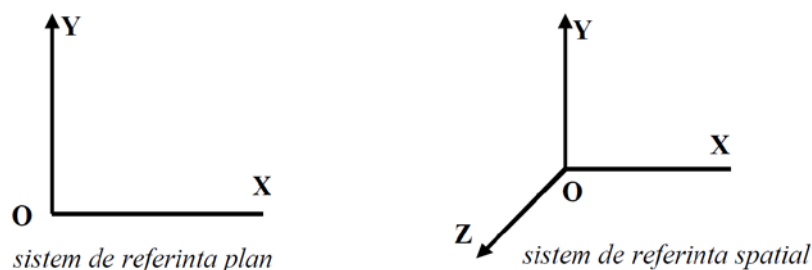


Fig. 2.1. Sistemele de referință utilizate

Funcție de poziția sistemului de referință ales, mișcarea poate fi absolută, când sistemul de referință este fix și relativă, când sistemul de referință este, la rândul său, în mișcare. Mișcarea relativă apare, de exemplu, când se consideră mișcarea unui segment al corpului față de un altul, relativitatea fiind față de segmentul de referință.

Față de fiecare axă a sistemului de referință, există două coordonate geometrice, corespunzătoare mișcărilor elementare, și anume: o coordonată liniară, aferentă mișcării de translație și o coordonată unghiulară, aferentă mișcării de rotație.

Din acest punct de vedere, pentru un corp care realizează o mișcare spațială sunt necesare șase coordonate (trei liniare și trei unghiulare) pentru a defini complet poziția sa față de sistemul de referință, iar pentru un corp care are mișcare doar într-un plan sunt necesare trei coordonate (două corespunzătoare translației de-a lungul celor două axe din plan și una corespunzătoare rotației în jurul axei perpendiculare pe planul mișcării corpului).

Structurile care participa și contribuie la realizarea mișcărilor sunt analizate în kineziologie din punct de vedere anatomic, fiziologic și biomecanic. Astfel, sistemul osos, sistemul articular și sistemul muscular sunt evidențiate anatomic și biomecanic, iar întregul sistem osteo-musculo-articular este analizat cu ajutorul biomecanicii și fiziologiei, pentru a releva inclusiv controlul motor uman. Structurile anatomice care realizează mișcarea corpului, în ansamblu, sau a unor segmente poartă numele, în biomecanică, de structuri cinematice sau lanțuri cinematice. O astfel de structură cinematică este completată în biomecanică de “componentă” de comandă și control, fiind constituită din următoarele sisteme principale:

- sistemul nervos, care asigură comanda și controlul, pe baza informațiilor corespunzătoare;
- sistemul muscular, care primește comanda și realizează forța motrică a mișcării;
- sistemul osteo-articular, care realizează mișcarea în anumite limite, direcții și segmente determinate.

Biomecanica studiază, pe lângă mișcarea propriu-zisă, și structurile care participă la realizarea mișcării. Cu ajutorul sistemului neuro-muscular sunt transmise comenzi și sunt obținute forțe care acționează diferitele segmente osoase, mișcarea fiind realizată prin intermediul unor pârghii osoase formate din oase și articulațiile acestora. Forțele care sunt aplicate oaselor, cartilajelor, ligamentelor, tendoanelor și mușchilor produc în interiorul acestora și stări locale de presiune, denumite și tensiuni, funcție de care sistemul dat poate fi considerat traumatizat, normal sau performant. Astfel, biomecanica evidențiază, prin intermediul mecanicii, inclusiv aspectele cantitative care intervin asupra structurilor anatomice aflate în mișcare sau în stare de repaus, respectiv cele care modifică starea de echilibru intern.

2.2. Tipuri de mișcări și caracterizarea lor cinematică

Mișcările elementare posibile ale unui corp sunt: mișcarea de translație și mișcarea de rotație. Toate celelalte mișcări ale corpului, precum mișcările de rototranslație, pivotare, plan-paralela etc., se obțin prin combinarea celor elementare, considerate în plan sau în spațiu.

Mișcarea corpului sau a segmentelor cinematice se raportează, întotdeauna, la un sistem de referință. Prin **sistem de referință** se înțelege un reper nedeformabil față de care se raportează pozițiile unui sistem material. Sistemele de referință pot fi fixe sau mobile, astfel încât mișcarea raportată la un sistem de referință considerat fix poartă numele de **mișcare absolută** iar mișcarea raportată la un sistem de referință mobil se numește **mișcare relativă**.

În biomecanică un sistem de referință mobil își are originea, în mod obișnuit, în centrul de greutate al corpului, deplasându-se odată cu mișcarea corpului. Un astfel de sistem de referință se mai numește **sistem de referință relativ** sau **cardinal**. În figura 2.2 este reprezentat un sistem de referință cardinal.

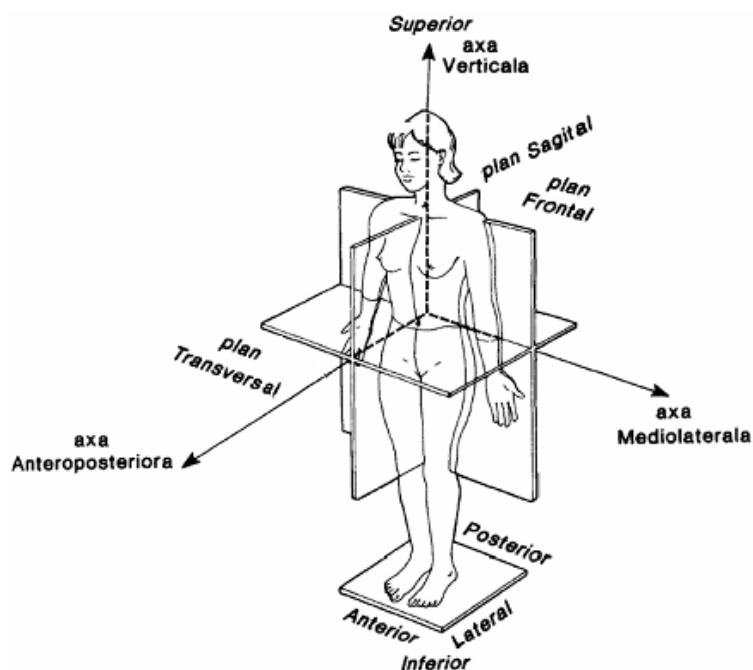


Fig. 2.2. Sistem de referinta relative

Coordonatele unui punct raportate la acest sistem de referinta se numesc relative.

Originea unui sistem de referinta absolut este un punct arbitrar, în general, însa cu proprietatea de a fi fix sau considerat fix în spatiu. Axele acestui sistem de referinta sunt, de asemenea, fixe sau considerate fixe.

Indiferent de sistemul de referinta, fix sau mobil, sunt posibile doua orientari ale axelor, acestea determinând sistemul drept de axe de referinta si sistemul stâng de axe de referinta, asa cum este reprezentat în figura 2.3. Ordinea si notarea acestor axe, respectiv **X**, **Y**, **Z**, sunt considerate standard de Societatea Internationala de Biomecanica (ISB). Sistemul drept de axe de referinta este acceptat de ISB ca fiind sistem de referinta standard.

Cu ajutorul *regulii mâinii drepte*, reprezentata în figura 2.4, se pot determina axele pozitive ale sistemului drept de axe de referinta. Pentru aplicarea acestei reguli, degetul mare de la mâna dreapta se tine întins, apoi se întinde si degetul aratator, dar perpendicular pe podul palmei, dupa care degetul mijlociu se tine lipit de podul palmei. Cele trei degete, în aceasta ordine, indica axele pozitive O_y , O_z si O_x .

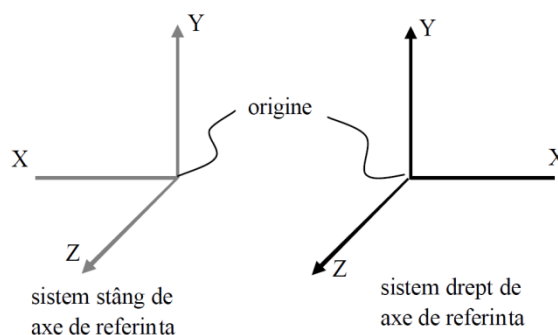


Fig. 2.3. Sisteme de axe de referință

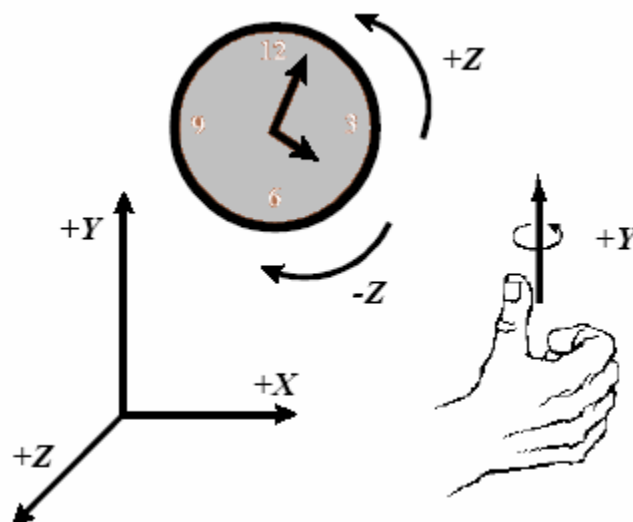


Fig. 2.4. Regula mâinii drepte

Definirea cinematică a mișcării unui corp (sau al unui punct al acestuia) înseamnă determinarea în fiecare moment de timp a poziției corpului (punctului) în raport cu sistemul de referință ale s sau altfel spus, a parametrilor de poziție ai corpului (punctului) în funcție de timp. Ansamblul relațiilor care exprimă parametrii de poziție funcție de timp se mai numește legea de mișcare a corpului (punctului) în raport cu reperul considerat. Pe baza cunoașterii legii de mișcare a unui corp (punct), pot fi determinate și marimile care caracterizează mișcarea corpului în ansamblu, marimi denumite parametrii cinematici de ordinul unu și doi ai mișcării corpului, precum și anumite marimi cinematice ce caracterizează mișcarea unui punct oarecare al corpului, cum sunt traiectoria, viteza și accelerația.

Cunoașterea mișcării unui punct material înseamnă stabilirea traiectoriei, vitezei și accelerației punctului.

Traietoria este locul geometric al pozițiilor succesive pe care le ocupă un punct material în decursul timpului, în raport cu un sistem de referință dat.

Traietoria unui punct poate fi o curbă spațială sau plană. Poziția punctului material față de un sistem de axe de referință ortogonal drept, denumit și *cartezian*, poate fi definită cu ajutorul unei funcții vectoriale:

$$\vec{r} = \vec{r}(t) \quad (2.1)$$

în care vectorul r reprezintă vectorul de poziție al punctului material față de originea sistemului de referință, așa după cum se observă în figura 2.5.

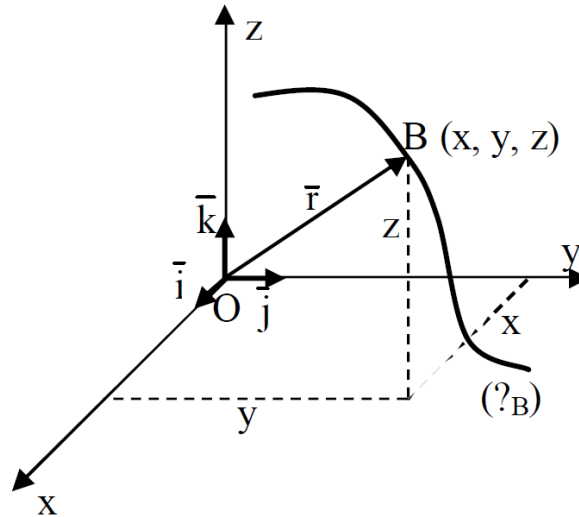


Fig. 2.5. Poziția unui punct de pe traiectoria γ (B)

Tinând cont de coordonatele x , y și z ale punctului B, variabile în timp:

$$x = x(t), y = y(t), z = z(t) \quad (2.2)$$

Vectorul de poziție r se poate scrie:

$$\vec{r} = x \cdot \vec{i} + y \cdot \vec{j} + z \cdot \vec{k} \quad (2.3)$$

unde i , j , k sunt versorii axelor fixe de coordonate Ox , Oy și respectiv Oz , conform reprezentării din figura 2.5. Prin versorul unei axe se înțelege un vector de modul egal cu unitatea de masură, care are ca origine un punct al axei, direcția și sensul axei.

În plan, vectorul de poziție r se exprimă numai cu ajutorul a două funcții scalare, x și y , care exprimă, la fel ca și în spațiu, variația coordonatelor punctului material în funcție de timp. La rândul lor, aceste funcții reprezintă ecuațiile scalare ale mișcării punctului material. Exprimarea în coordonate carteziene a pozițiilor, la un moment dat, pentru corpurile (segmentele) unui lanț cinematic biomecanic, permite determinarea funcțiilor vectoriale corespunzătoare fiecărui segment, așa cum este reprezentat în figura 2.6 pentru câteva segmente umane, în cazul plan.

La corpuri solide diferite există, în general, și mișcări diferite. Astfel, corpuri diferite pot parcurge aceeași distanță în intervale de timp diferite sau distanțe diferite în același interval de timp. Aceste deosebiri între mișcări pot fi evidențiate cu ajutorul noțiunii de viteză. Prin *viteză* se înțelege mărimea vectorială care măsoară, în mărime, direcție și sens, rapiditatea de deplasare a unui mobil pe traiectoria sa.

Se consideră vectorul de poziție r al unui punct material și fie date două momente succesive t și $t + \Delta t$, în care un punct ocupă pozițiile succesive A și A1, la care vectorii de poziție sunt $r = r(t)$ și $r_1(t) = r(t + \Delta t)$, în intervalul de timp Δt în care punctul material

parcurge arcul $AA_1 = \Delta s$, așa cum se observă în reprezentarea din figura 1.7.

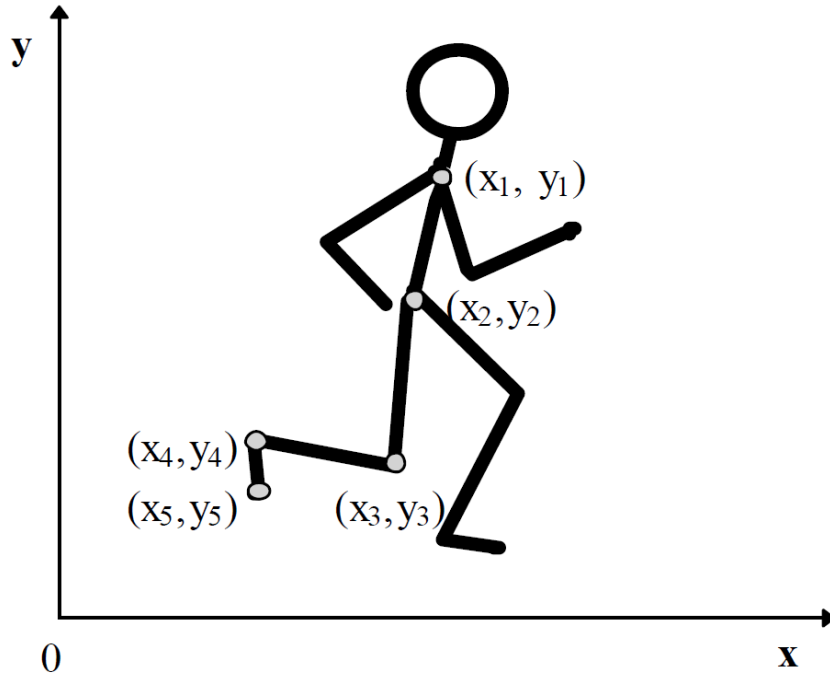


Fig. 2.6. Coordonatelor carteziene ale unor segmente cinematice

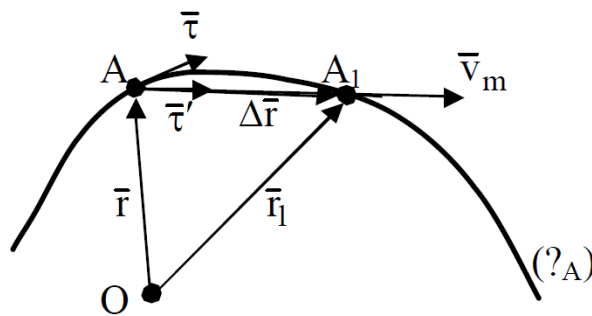


Fig. 2.7. Definirea vitezei la deplasarea pe traiectoria $\gamma (A)$

Raportul dintre creșterea $\Delta r = AA_1$ și intervalul de timp Δt poartă numele de *viteza medie* a mobilului în intervalul de timp $(t, t + \Delta t)$ sau pe segmentul AA_1 :

$$\bar{v}_m = \frac{\Delta \bar{r}}{\Delta t} = \frac{\Delta r}{\Delta t} \cdot \bar{\tau}' = \frac{|\Delta s|}{\Delta t} \cdot \bar{\tau}' \quad (2.4)$$

Când mobilul parcurge porțiuni de lungimi suficient de mici astfel încât, pe de o parte, elementul de arc de curba este asimilat cu elementul de coarda subîntinsă, iar, pe de altă parte, mișcarea punctului pe o astfel de porțiune este asimilată cu o mișcare rectilinie și uniformă. Cu $\bar{\tau}'$ s-a notat versorul segmentului AA_1 .

Se observă că vectorul \bar{v}_m este orientat după direcția coardei AA_1 , în sensul în care se mișcă punctul pe traiectoria $\gamma(A)$. Modulul și direcția acestui vector depind de perechea de puncte A, A_1 , respectiv de intervalul de timp $(t, t + \Delta t)$ considerat. La modificarea intervalului de timp, se schimbă și elementele vectorului viteza medie \bar{v}_m .

Viteza medie da numai o informatie generala, de ansamblu, asupra derularii miscarii, valabila pentru întregul interval de timp Δt , în care, în realitate, deplasarea punctului se realizeaza pe un arc Δs si nicidecum pe coarda Δr .

La limita, când $\Delta t \rightarrow 0$, se obtine o caracteristica cinematica ce are caracter local privind rapiditatea cu care are loc miscarea la momentul t , când punctul trece prin A. Limita catre care tinde viteza medie se numeste *viteza instantanee* a punctului material la momentul t , definita matematic cu relatiile:

$$\bar{v} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \bar{v}_m = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \bar{r}}{\Delta t} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\bar{r}(t + \Delta t) - \bar{r}(t)}{\Delta t} = \frac{d\bar{r}}{dt} = \dot{\bar{r}}. \quad (2.5)$$

Când $\Delta t \rightarrow 0$, versorul coardei AA1, τ' devine versorul tangentei la curba în A, τ . Viteza instantanee este deci un vector legat, având directia tangentei la traiectorie si sensul dat de sensul miscarii.

Miscarea în care viteza are modulul constant se numeste *miscare uniforma*; miscarea în care modulul vitezei variaza se numeste *miscare variata*, iar daca marimeavitezei este o functie liniara de timp, atunci miscarea se numeste *uniform variata*.

Rapiditatea cu care are loc miscarea punctului, în orice moment de timp, este complet caracterizata de viteza instantanee, vector tangent la traiectorie în fiecare punct considerat. Acest vector, însa, își modifica, la momente diferite, intensitatea si directia tangenta de fiecare data în alt punct al traiectoriei. Din acest motiv se introduce o marime care caracterizeaza cantitativ rapiditatea cu care se modifica viteza. Marimea vectoriala care masoara variatia vitezei, ca directie, sens si modul, în decursul miscarii, se numeste *acceleratie*.

Daca se considera doua pozitii învecinate ale punctului material, la momentele t si $t + \Delta t$, vitezele corespunzatoare vor fi $v(t)$ si $v(t + \Delta t)$ dirijate dupa tangentele în A si respectiv A1 la traiectorie, asa cum se observa din figura 2.8.

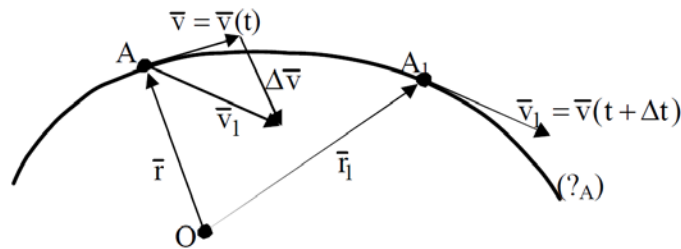


Fig. 2.8. Definirea acceleratiei la deplasarea pe o traiectorie

În intervalul de timp Δt viteza are variatia:

$$\Delta \bar{v} = \bar{v}(t + \Delta t) - \bar{v}(t). \quad (2.6)$$

Raportul dintre variatia vitezei Δv si intervalul de timp Δt în care se produce aceasta variatie poarta numele de *acceleratie medie* a punctului material, definite matematic:

$$\bar{a}_m = \frac{\Delta \bar{v}}{\Delta t}. \quad (2.7)$$

Acceleratia medie caracterizeaza în medie rapiditatea cu care se modifica viteza, la trecerea punctului din A în A1, informatia furnizata fiind globala, valabila pentru întregul interval de timp Δt .

Prin trecerea la limita pentru $\Delta t \rightarrow 0$, se obtine o caracteristica locala privind rapiditatea cu care se modifica viteza la momentul când punctul trece prin A. Limita catre care tinde acceleratia medie se numeste *acceleratie instantanee* sau *acceleratie momentana* a mobilului, la momentul t si se exprima matematic prin relatiile:

$$\bar{a} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \bar{a}_m = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \bar{v}}{\Delta t} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\bar{v}(t + \Delta t) - \bar{v}(t)}{\Delta t} = \frac{d\bar{v}}{dt} = \dot{\bar{v}} = \ddot{\bar{r}}. \quad (2.8)$$

Altfel spus, vectorul a reprezinta derivata vitezei în raport cu timpul sau derivata a doua în raport cu timpul a vectorului de pozitie a mobilului din momentul considerat.

Se observa din figura 2.8 ca vectorul Δv este dirijat întotdeauna catre interiorul curburii traiectoriei; de aici rezulta faptul ca acceleratia instantanee este orientata ca vector întotdeauna spre interiorul curburii traiectoriei.

În anumite situatii, odata cu miscarea unui corp solid rigid, sau a unui punct al acestuia, variaza în timp si pozitia unghiulara, definita de un unghi:

$$\varphi = \varphi(t) \quad (2.9)$$

Viteza unghiulara este o marime scalara sau vectoriala care ofera informatii privind modul în care variaza în timp unghiul de pozitie si reprezinta unghiul descris în unitatea de timp de dreapta care uneste mobilul cu centrul de rotatie.

Pentru definirea acestei marimi, se considera doua pozitii succesive A si A1 ale unui mobil care se deplaseaza pe cercul cu centrul în O, asa cum este reprezentat în figura 2.9.

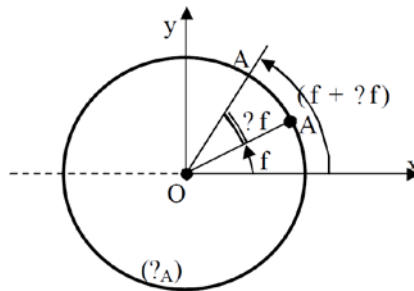


Fig. 2.9. Parametrii de pozitie ai miscarii circulare

Analog definitiilor vitezei liniare, medii si instantanee, se definesc:

- viteza unghiulara medie:

$$\omega_m = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t}; \quad (2.10)$$

- viteza unghiulară instantanee:

$$\omega_m = \frac{d\varphi}{dt}; \quad (2.11)$$

Acceleratia unghiulara reprezinta variatia vitezei unghiulare în unitatea de timp, putându-se defini prin:

- accelerația unghiulară medie:

$$\varepsilon_m = \frac{\Delta\omega}{\Delta t}; \quad (2.12)$$

- accelerația unghiulară instantanee:

$$\varepsilon = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta\omega}{\Delta t} = \frac{d\omega}{dt} = \dot{\omega} = \ddot{\phi}. \quad (2.13)$$

Viteza liniara se masoara în *metri pe secunda* [m/s], iar cea unghiulara se masoara în *radiani pe secunda* [rad/s]; accelerația liniara se masoara în *metri pe secunda la patrat* [m/s²] iar cea unghiulara se masoara în *radiani pe secunda la patrat* [rad/s²].

2.3. Pârghii osoase

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. 2.10).

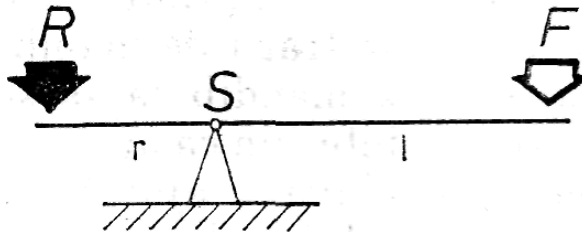


Fig. 2.10. Funcția mecanică a pârghiilor

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. 2.11). 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.

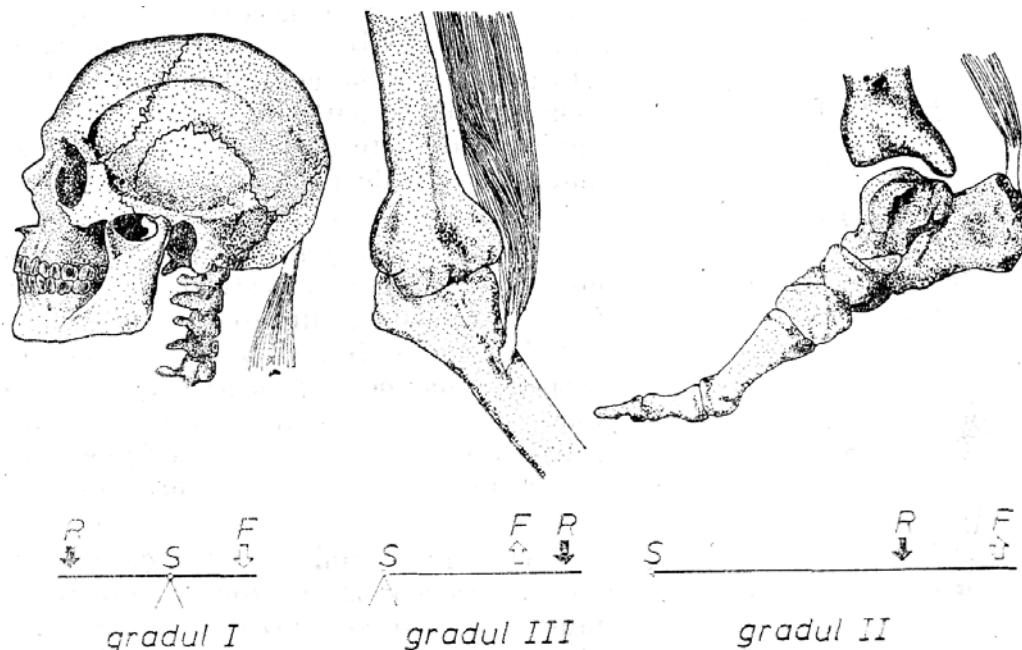


Fig. 2.11. Exemple de pârghii din corpul omenesc

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 antebrățului 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. 2.12 a). Dacă forța este mai apropiată de punctul de sprijin S (fig. 2.12 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. 2.12 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 flexează antebrățul 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. 2.13).

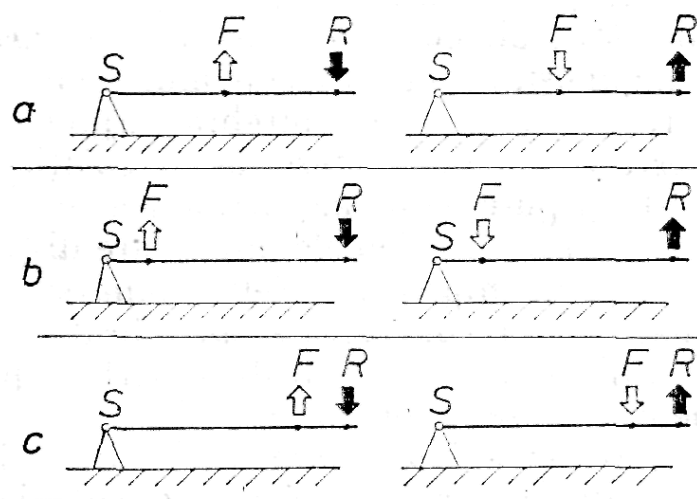


Fig. 2.12. Tipuri de pârghii de gradul al treilea.

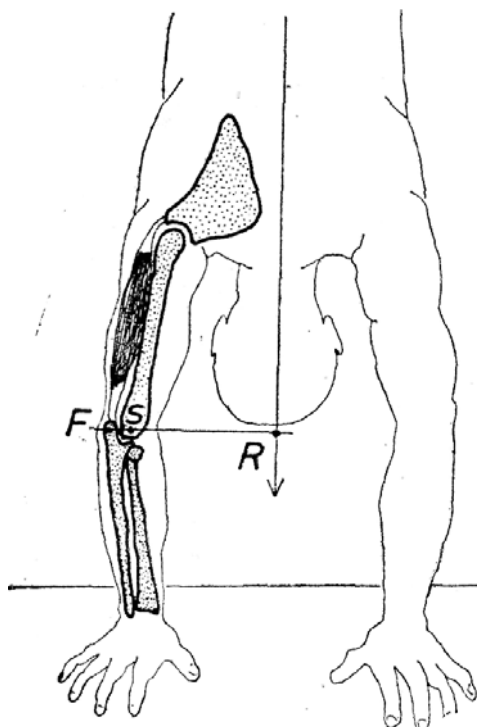


Fig. 2.13 — În poziția stând pe mâini, cotul acționează ca o pârghie de gradul I, cu sprijinul la mijloc.

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. 2.14), 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. 2.14). 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).

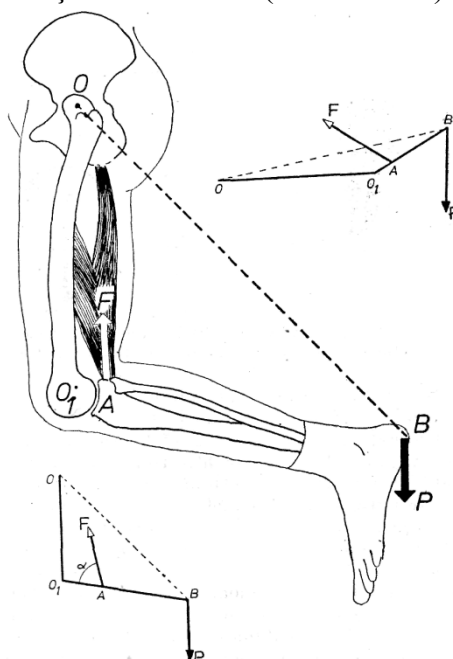


Fig. 2.14 — Mușchii ischiogambieri sar peste două articulații. Concretizarea acțiunilor musculare într-o formulă este imposibilă, deoarece valorile așa-zise cunoscute sunt relative și schimbătoare (Pol le Coeur).

III. Metode și Tehnici de Măsurare a Parametrilor Mișcării Umane

2.1. Aparatura folosită, procedee de lucru

În acest curs se urmărește determinarea pe cale experimentală a traiectoriilor și legilor de mișcare generate de articulațiile din structura membrului inferior uman, pentru activitatea de pășire. Articulațiile ce urmează să fie studiate sunt: articulația șoldului, articulația genunchiului, articulația gleznei, acest studiu fiind unul din obiectivele prezentei lucrări.

Cercetarea experimentală este motivată prin imposibilitatea obținerii acestor legi de mișcare pe cale analitică, datorită complexității membrului inferior uman. În paralel se urmărește și determinarea reacțiunilor ce apar în timpul contactului membrului inferior uman cu solul.

În vederea realizării analizei experimentale, pentru determinarea legilor de mișcare s-a utilizat un sistem de achiziție și analiză imagine - CONTEMPLAS, (CONTEMPLAS GmbH – Germania <http://www.contemplas.com>) aflat în dotarea Facultății de Mecanică a Universității din Craiova.

Pentru determinarea reacțiunilor ce iau naștere în timpul contactului piciorului cu solul, s-a utilizat o platformă de forțe RScan (RScan International <http://www.rsscan.com/>), aflată în dotarea Facultății de Educație Fizică și Sport a Universității din Craiova. Cercetarea experimentală s-a desfășurat în incinta laboratorului de Organe de Mașini al Facultății de Mecanică, avându-se în vedere corelarea datelor experimentale oferite concomitent de cele două echipamente.

Analiza experimentală va fi desfășurată pe 10 subiecți umani (5 fete și 5 băieți), cu vârste cuprinse între 16-25 ani.

2.1.1 Descrierea echipamentului CONTEMPLAS [150]

Echipamentul CONTEMPLAS este prezentat în fig.2.1 ca vedere de ansamblu, dar și din punct de vedere al modalității de amplasare în vederea realizării analizei experimentale. Cu acest echipament, se urmărește determinarea traiectoriilor punctelor de pe sistemul biomecanic ce urmează a fi studiat, indiferent dacă acestea se desfășoară într-un singur plan sau sunt spațiale. Sistemul este capabil să genereze prin înregistrare video în mod automat, cu ajutorul a două camere video ultra-rapide aceste rezultate. Tot cu acest software se pot determina variațiile unghiulare ale anumitor segmente din structura sistemului mecanic sau biomecanic supus acestui studiu. Sistemul de analiză este prezentat în fig. 2.1.



Fig. 2.1 Sistemul de analiză ultra-rapidă a imaginii (CONTEMPLAS)

Ciclul de obținere a datelor cinematice presupune atașarea unei serii de markeri pe sistemul ce urmează a fi studiat. Prin acești markeri, se realizează identificarea punctelor caracteristice cu ajutorul soft-ului Templo General Motion.

Configurația echipamentului este următoarea: Modul de tip TEMPLO, Camere ultra-rapide, Obiectiv de tip C-Mount, Tripod, Gigabit Ethernet ExpressCard, Cablu Gigabit Ethernet CAT6, Incărcător, Laptop special.

Caracteristici tehnice și accesorii:

1. Modul TEMPLO fundamental – pentru analiza generală a mișcării în sport, medicină și biomecanică prin captură video cu o camera sau două camere ultrarapide.
2. Extensie modul TEMPLO HDV/DV, pentru camera secundară.
3. Modul TEMPLO de tip Highspeed, special pentru captura video cu camere ultrarapide conectate la laptop prin porturi: Firewire, Gigabit Ethernet sau USB.
4. Manual TEMPLO standard.
5. Protecție software.
6. Camere ultra-rapide de tip CCD-Chip, 210 cadre/sec, rezoluție 648x488, color – 2 buc.
7. Obiective de tip C-Mount, 8-48mm, F1.0, 1/2" – 2 buc.
8. Cadru de montaj camere – 2bucati.
9. Gigabit Ethernet ExpressCard pentru conectare PC – 1 buc.
10. Cablu de tip Gigabit Ethernet CAT6, Premium Quality, 10m – 2 buc.
11. Sursa de alimentare de tip PI640-210gc/gm – 2 buc.
12. Laptop, dedicat modul CONTEMPLAS de tip Core2Duo 2.0 GHz, 2GB RAM, ATI Graphics board 100 GB HD, 15,4" TFT, DVD writer, Windows XP professional – 1 buc.
13. Tripod cu cap 3D – 2buc.

Laptop DELL- configurație: I7 720QM 1.6GHz, NVIDIA QUADRO FX 2800M (1GB dedicat), 8GB DDR3, 500GB 7200RPM, BLU-RAY DVD Combo, Gigabit LAN, WIR, BLUETOOTH, CAMERA, CARD READER, EXPRESS CARD / 54, 8CELL, WINDOWS 7 Professional.

Modalitatea de obținere a rezultatelor în baza utilizării acestui echipament este redată schematizat în fig. 2.2.

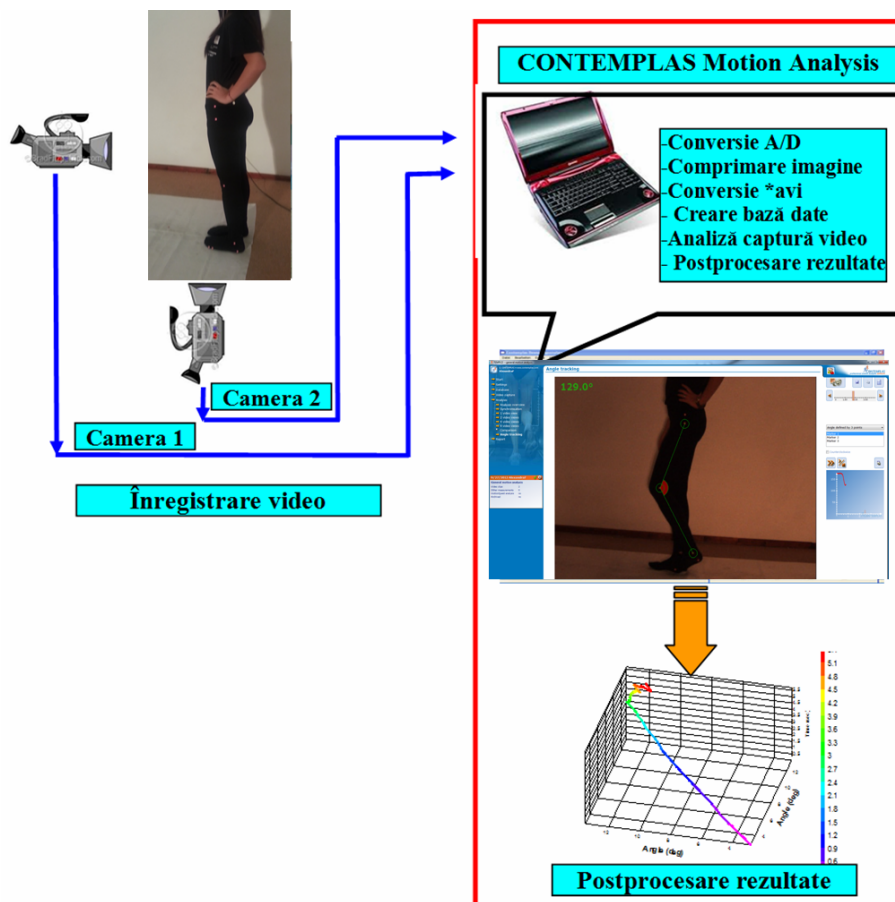


Fig. 2.2 Schematizarea procesului de video-analiză a soft-ului CONTEMPLAS

În fig.2.3 este prezentat un aspect al interfeței soft-ului CONTEMPLAS în timpul unei analize a aparatului locomotor uman, pentru activitatea de alergare.

Configurația echipamentului permite utilizatorilor acestui echipament să formeze o bază de date, prin stocarea și managementul tuturor înregistrărilor video realizate. De asemenea, permite importarea în format *avi a unor înregistrări realizate cu alte camere video, iar rezultatele pot fi generate sub contextul unor rapoarte de cercetare personalizate, în funcție de cerințele impuse prin tematica cercetării.

În baza post-procesării rezultatelor se pot întocmi rapoarte de cercetare în modul instant atunci când se desfășoară o analiză în timp real. Datele furnizate pot fi exportate în fișiere *xls, unde sunt prezentate valori ale analizei în cauză, pe baza cărora pot fi generate diagrame reprezentând traiectorii ale punctelor studiate, sau variații unghiulare ale anumitor segmente de interes de pe sistemul mecanic studiat. De asemenea soft-ul poate realiza rapoarte de analiză a rezultatelor în format HTML sau PDF.

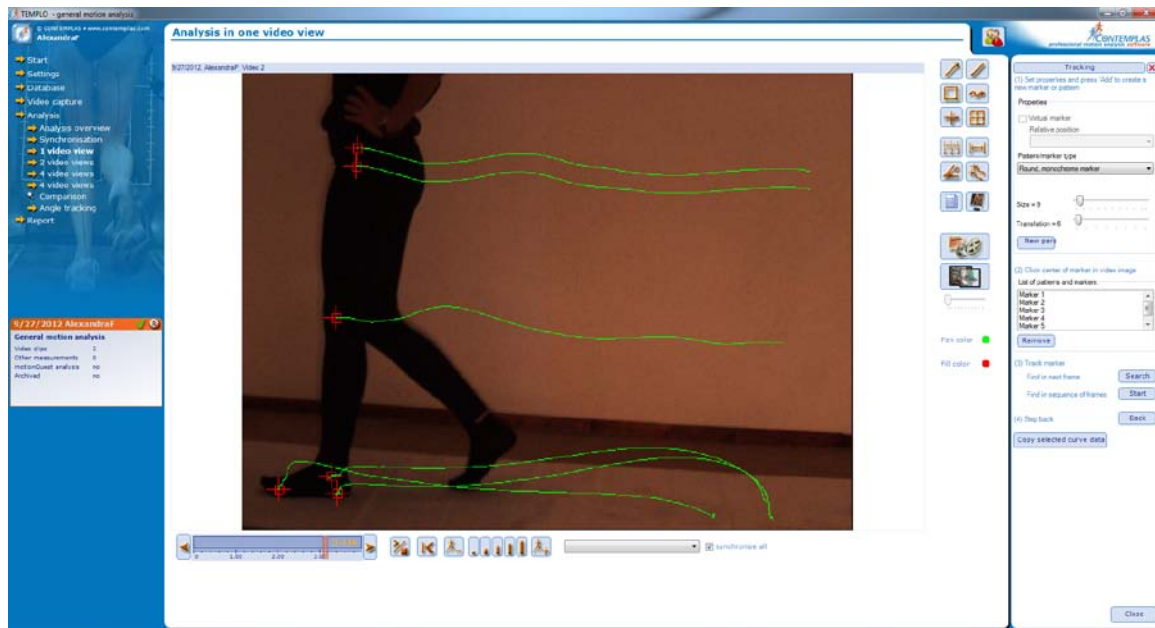


Fig. 2.3 Interfața soft-ului Tempo General Motion [150]

2.1.2 Descrierea platformei de forțe RS Scan [151]

Echipamentul utilizat pentru determinarea reacțiilor este format dintr-o platforma de forțe de tip RS Scan, și un laptop cu soft-ul FootScan Gait Analysis. Acest echipament este prezentat în fig. 2.4. Structura platformei are la bază o serie de traductori de presiune dispuși pe o suprafață de 0,5x0,3 m². Grosimea platformei este de aproximativ 12 mm și se conectează la calculator prin intermediul unei conexiuni USB. Soft-ul care asigură interfața cu platforma permite determinarea în timp real a hărții de presiuni sau forțe de pe talpa piciorului subiectului uman în cauză, dar și modul de repartizare a centrului de greutate al corpului uman în timpul desfășurării activității de pășire. Interfața soft-ului este prezentată în fig. 2.5.

Distribuția presiunilor estimate în timpul activității de pășire este reprezentată prin indentificarea zonelor de interes a piciorului corpului uman (zona calcaneului, zona metatarsienelor, zona falangelor, zona halucelui, etc.).

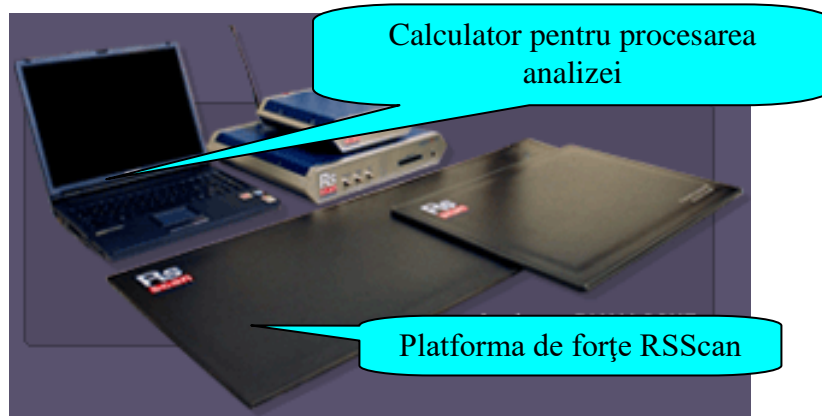


Fig. 2.4 Platforma de forțe RS Scan [143]

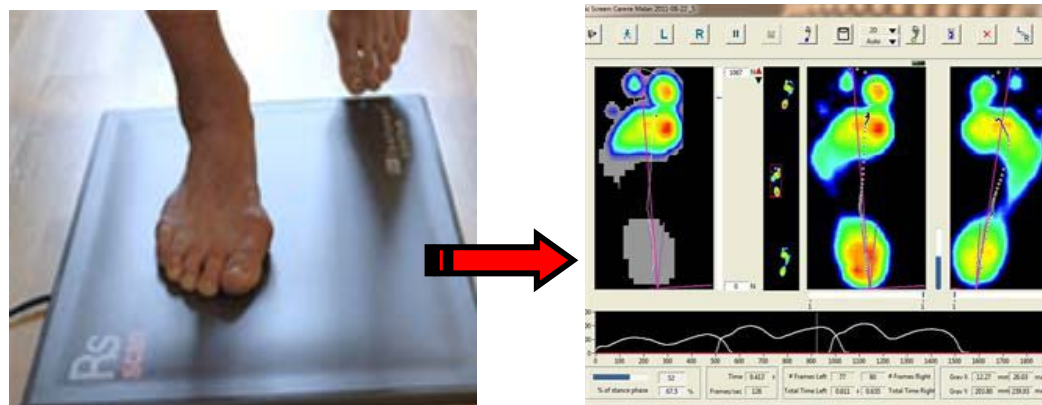


Fig.2.5 Interfața platformei de forțe RSscan - soft-ul FootScan Gait Analysis [151]

2.2. Crearea unei baze de date prin efectuarea de analize experimentale ale activității de pășire

În vederea evidențierii legilor de mișcare realizate la nivelul articulațiilor genunchiului, gleznei și falangelor, s-au realizat o serie de experimente pe un grup de 10 subiecți umani (5 fete și 5 băieți), cu vârste cuprinse între 16 – 24 ani, în vederea analizei in-vivo a cinematicii articulațiilor soldului, genunchiului și gleznei pentru activitatea de pășire.

Subiecții umani analizați au fost îmbrăcați cu haine de culoare neagră, markerii atașați prezentând proprietăți reflectorizante în momentul interacțiunii cu orice sursă de lumină, astfel încât poziția lor să fie ușor identificabilă de către soft-ul Templo Motion Analysis în modul automat.

Subiecții umani au fost împărțiți în două grupuri în funcție de gen, astfel încât s-a constituit un grup format din 5 fete ($Sf_n, n = \overline{1,5}$) și celălalt format din 5 băieți ($Sb_n, n = \overline{1,5}$) care s-au deplasat în direcția axei x pe o distanță de 3,5m. În cazul fetelor, timpul de parcurgere al acestei distanțe s-a realizat într-un timp de maxim 3,44 secunde. În cazul băieților, timpul maxim de deplasare pe distanța mai sus menționată fiind de 3,66 secunde. Datele de identificare ale fiecărui subiect uman (vârstă, greutate, înălțime, mărimea tălpii piciorului) sunt specificate în tabelul 2.1.

Tabelul 2.1.

Subiecți Parametri	Sf_1	Sf_2	Sf_3	Sf_4	Sf_5	Sb_1	Sb_2	Sb_3	Sb_4	Sb_5
Greutate	58	53	58	53	56	60	90	75	65	80
Înălțime	1,80	1,75	1,85	1,72	1,78	1,82	1,80	1,76	1,86	1,84
Vârstă	19	16	20	18	21	21	23	23	20	25
Mărime încălțăminte	40	36	39	36	37	40	42	41	40	42

Sunt expuse datele prelevate în urma experimentelor realizate pentru activitatea de pășire atât cele cu echipamentul CONTEMPLAS cât și cele cu platforma de forțe RS Scan.

Ciclul de obținere a datelor cinematice presupune atașarea unei serii de markeri pe membrul drept inferior uman al subiectului, folosindu-se punctele anatomice care caracterizează identificarea pozițiilor centrelor articulațiilor de interes (fig. 2.6).

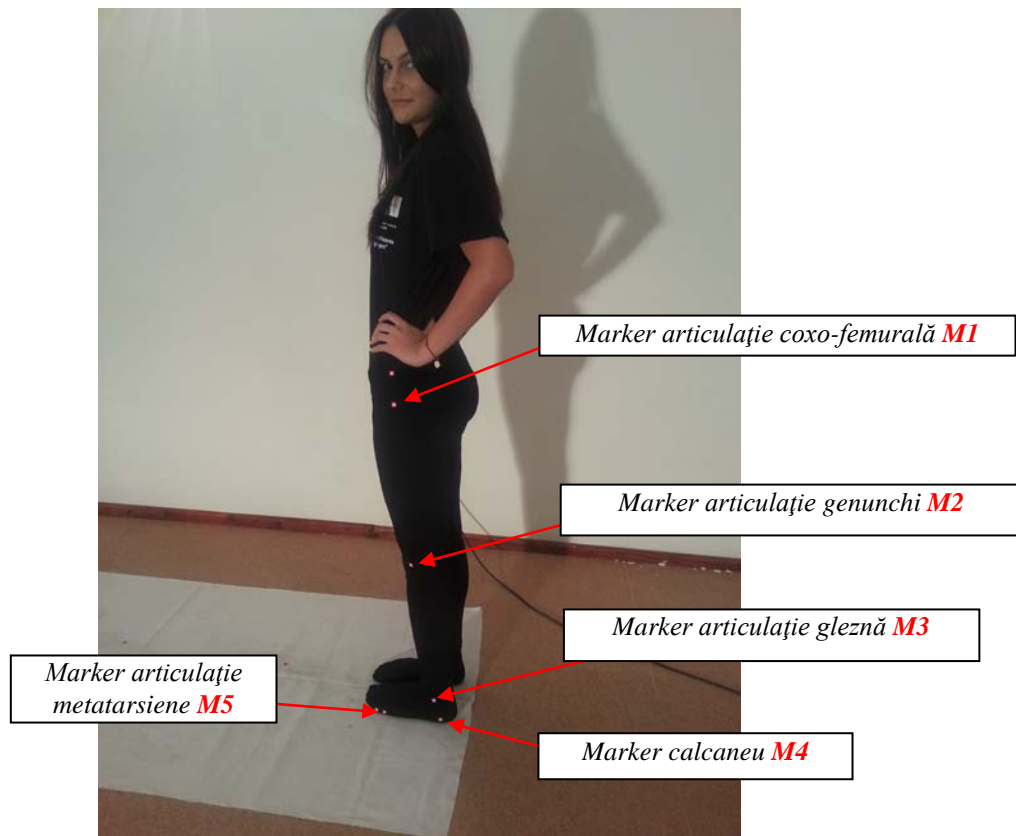


Fig. 2.6 Amplasarea markerilor pe membrul inferior al subiectului uman

2.2.1 Activitatea de pășire analizată cu echipamentul CONTEMPLAS

Analiza experimentală s-a desfășurat în vederea obținerii rezultatelor pentru un singur pas, pentru ambele grupuri de subiecți analizați. Soft-ul a generat în mod automat traiectoriile punctelor de interes având la bază modul de amplasare al markerilor din fig.2.6. Aceste traiectorii sunt reprezentate în fig. 2.7 și 2.8.

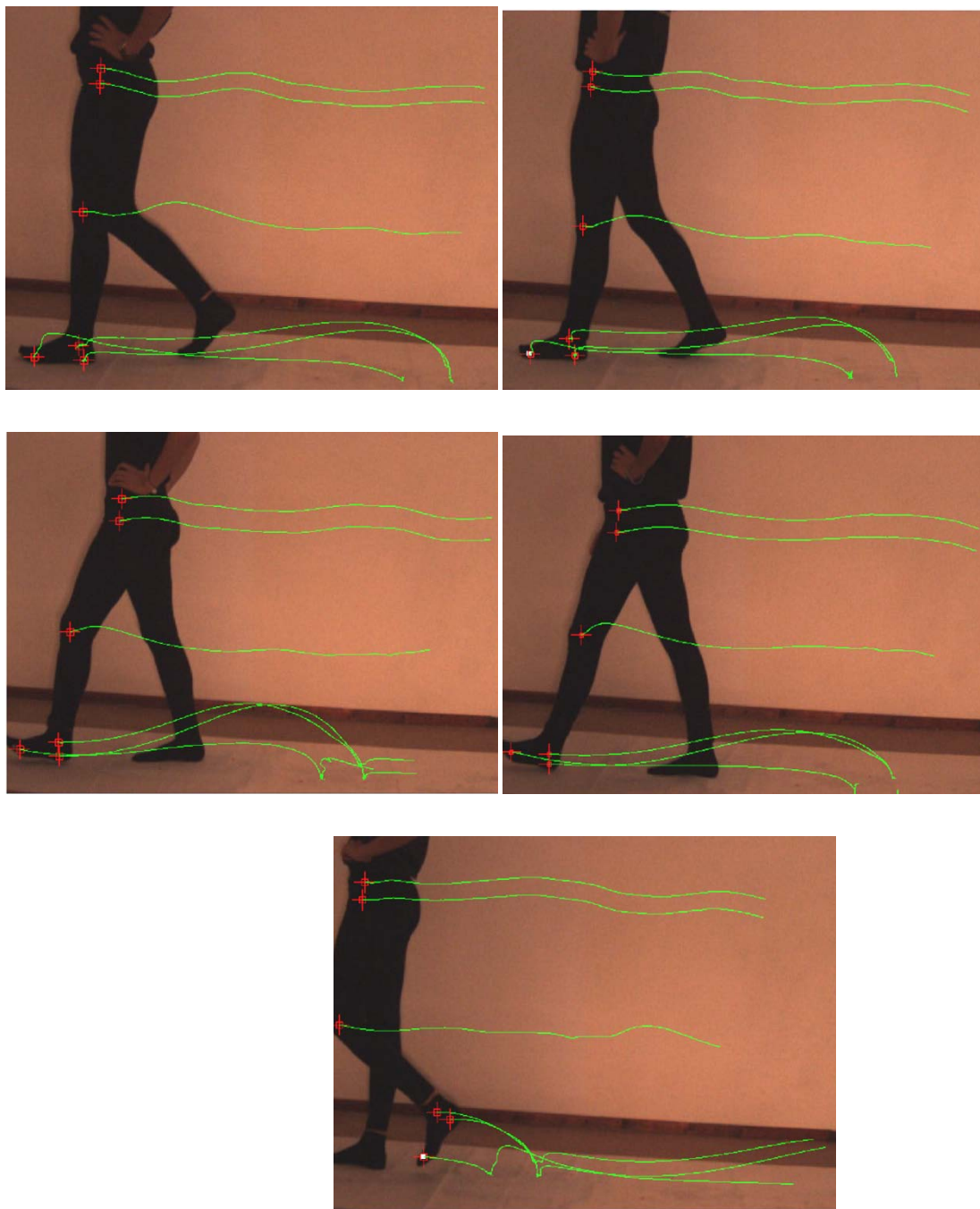


Fig. 2.7 Desfășurarea activității de pășire a membrului inferior uman în vederea generării traiectoriilor cu ajutorul soft-ului CONTEMPLAS - cazul grupului de fete (Sf_n , $n = \overline{1,5}$)

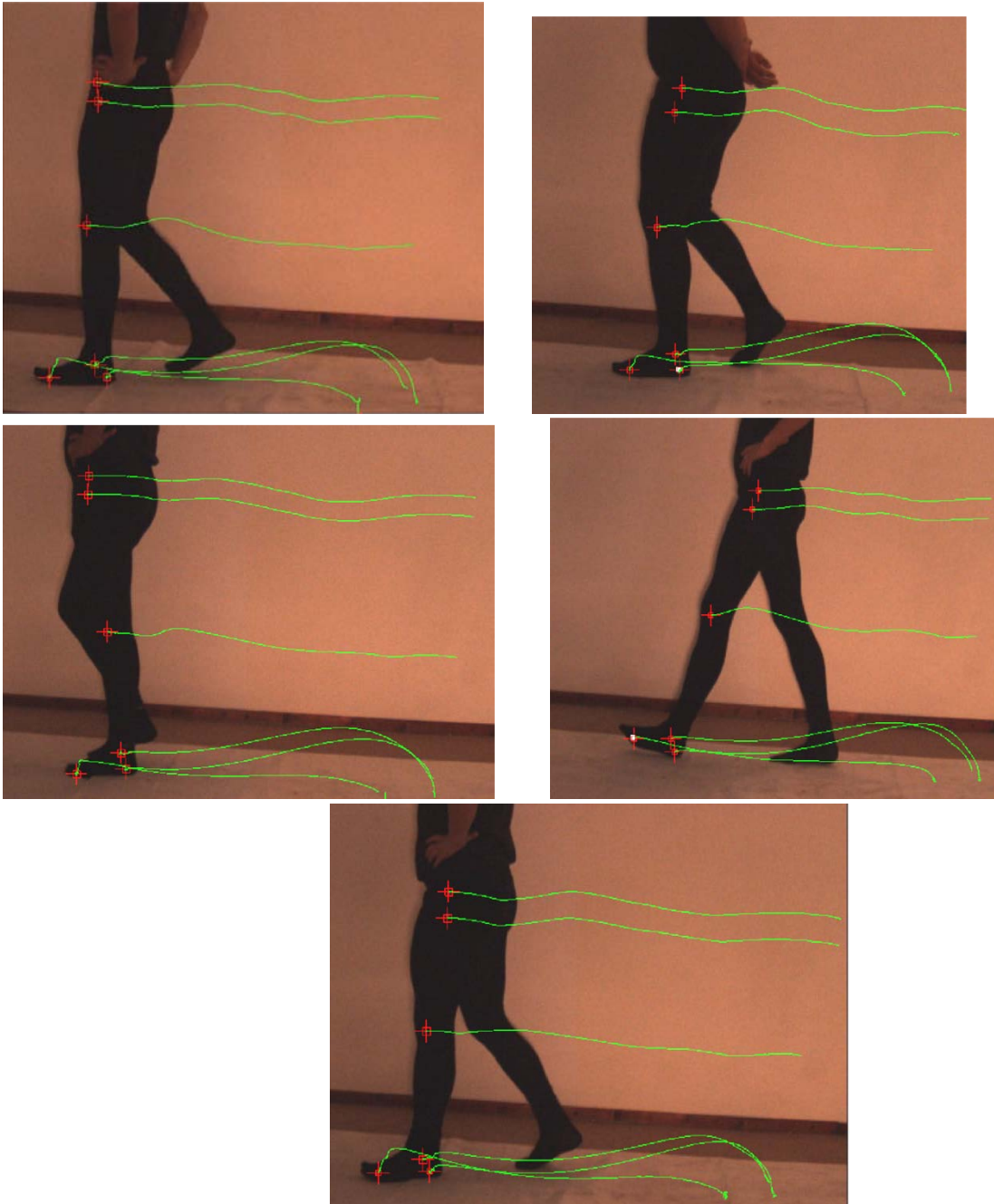


Fig. 2.8 Desfășurarea activității de pășire a membrului inferior uman în vederea generării traiectoriilor cu ajutorul soft-ului CONTEMPLAS - cazul grupului de băieți ($Sb_n, n = \overline{1,5}$)

Prin comenzile puse la dispoziție de către interfața soft-ului de analiză, s-au generat legile de variație ale unghiurilor din aceste articulații în funcție de timp, corespunzătoare segmentelor membrului inferior uman ce a fost analizat. Aspectele legate de buna desfășurare a analizei experimentale pentru determinarea amplitudinilor unghiulare sunt prezentate în fig. 2.9...2.11, iar legile de variație unghiulare pentru articulația șoldului, genunchiului și gleznei pentru cele două grupuri analizate, sunt prezentate în fig. 2.12 , 2.13. Valorile obținute în baza cărora s-au trasat aceste legi sunt prezentate în tabelele 1.1 și 1.2 din Anexa 1.



Fig. 2.9 Desfășurarea activității de pășire a membrului inferior uman în vederea generării amplitudinii unghiulare a articulației soldului cu ajutorul soft-ului CONTEMPLAS, corelată cu platforma de forțe RSscan



Fig. 2.10 Desfășurarea activității de pășire a membrului inferior uman în vederea generării amplitudinii unghiulare a articulației genunchiului cu ajutorul soft-ului CONTEMPLAS, corelată cu platforma de forțe RSscan

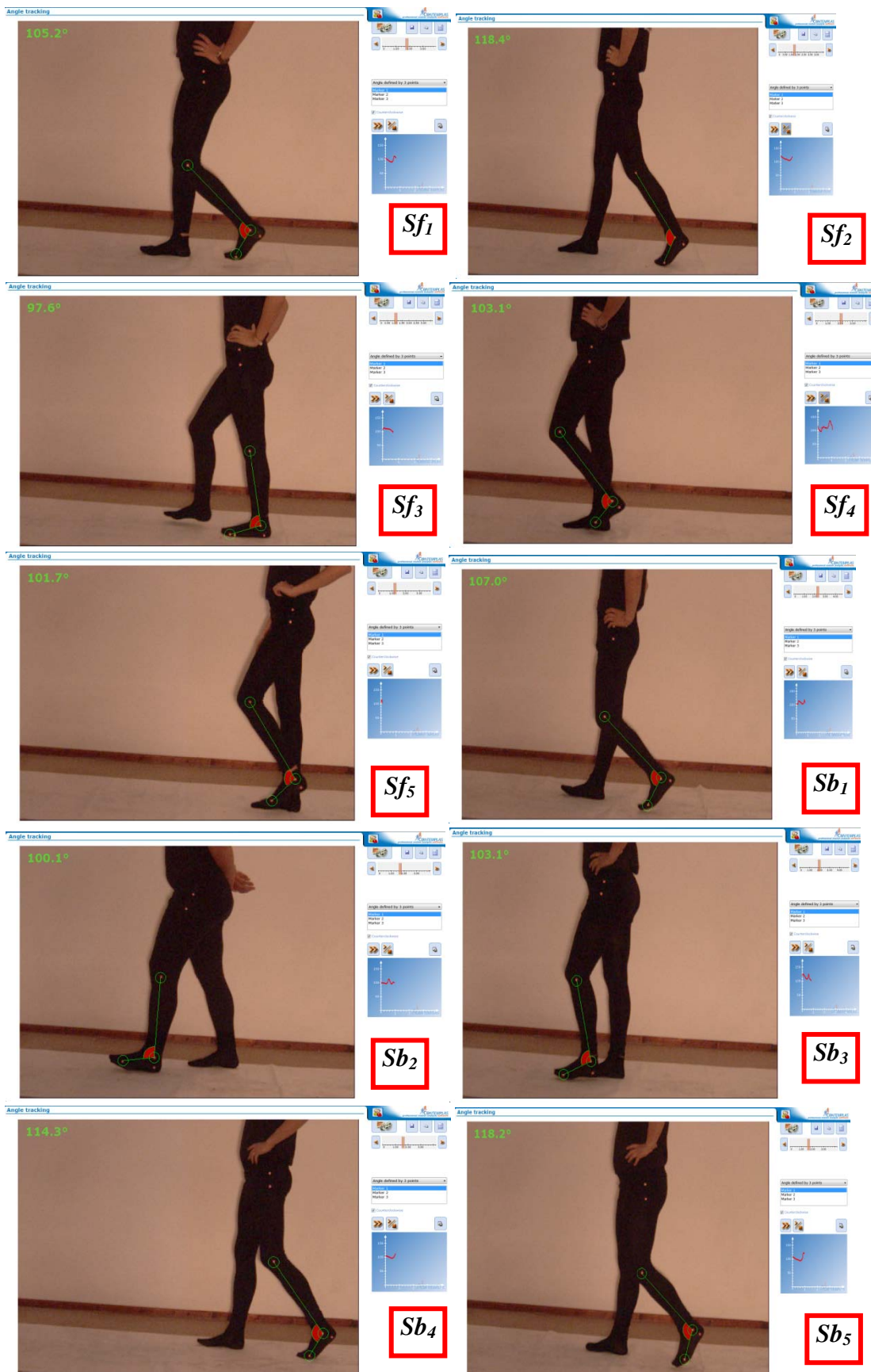


Fig. 2.11 Desfășurarea activității de pășire a membrului inferior uman în vederea generării amplitudinii unghiulare a articulației gleznei cu ajutorul soft-ului CONTEMPLAS, corelată cu platforma de forțe RScan

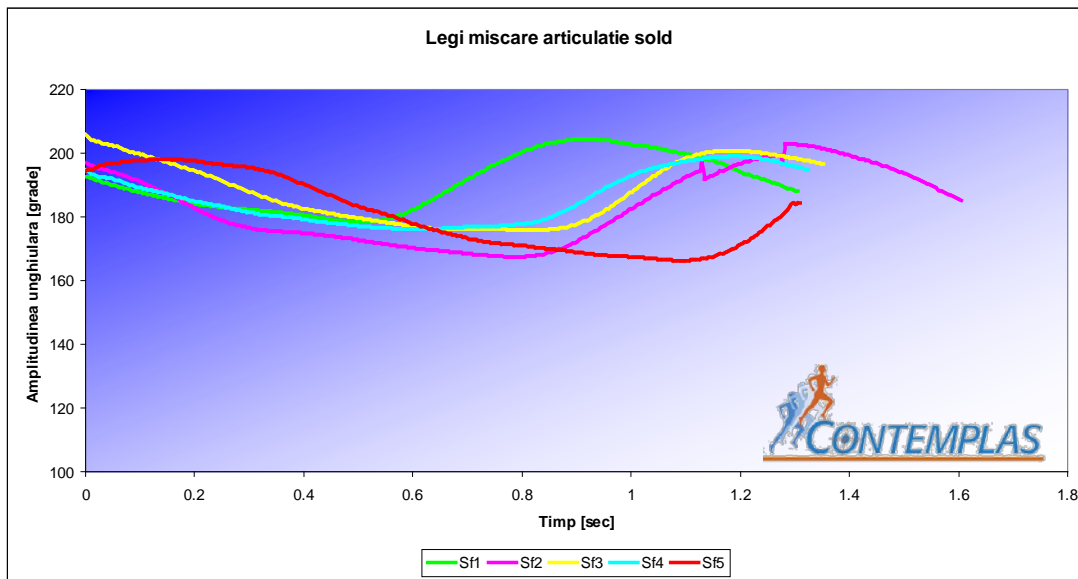


Fig. 2.12 Legile de variație a articulației șoldului pentru activitatea de pășire (flexie-extensie), în funcție de timp pentru grupul de fete ($Sf_n, n = \overline{1,5}$)

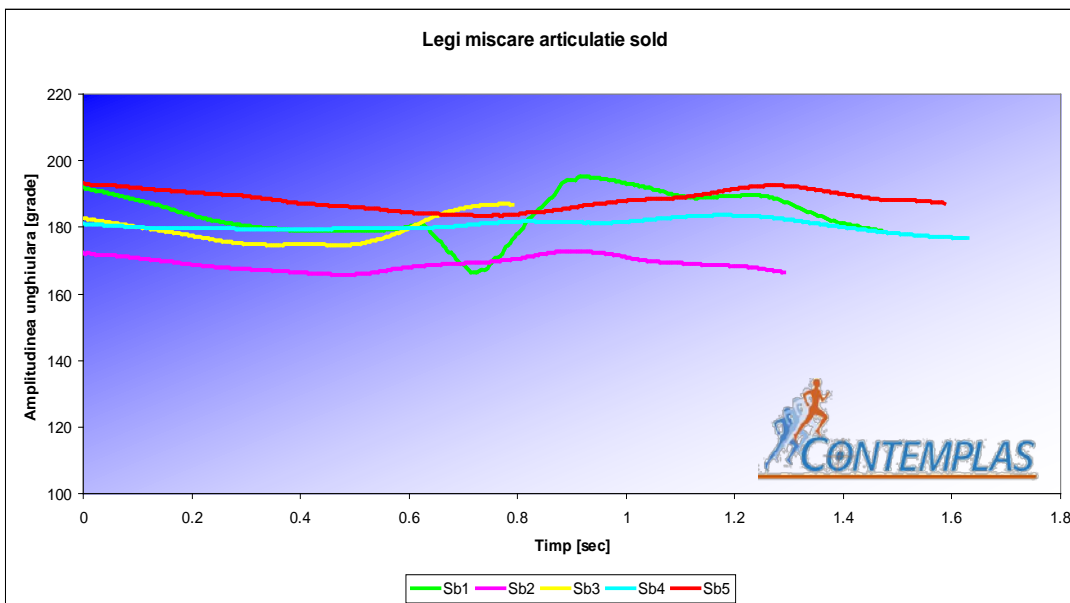


Fig. 2.13 Legile de variație a articulației șoldului pentru activitatea de pășire (flexie-extensie), în funcție de timp pentru grupul de băieți ($Sb_n, n = \overline{1,5}$)

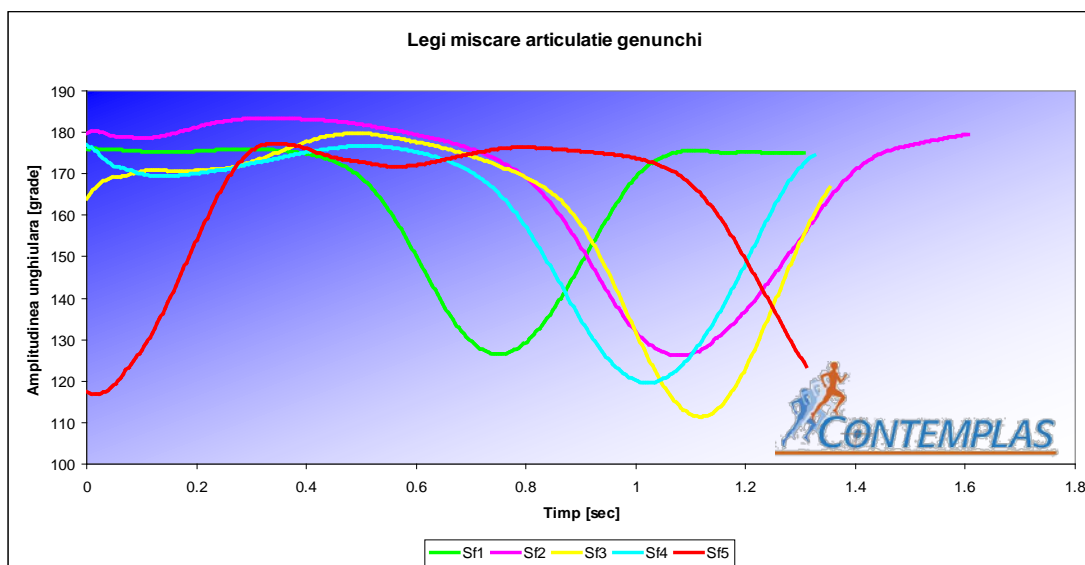


Fig.2.14 Legile de variație a articulației genunchiului pentru activitatea de pășire (flexie), în funcție de timp pentru grupul de fete ($Sf_n, n = \overline{1,5}$)

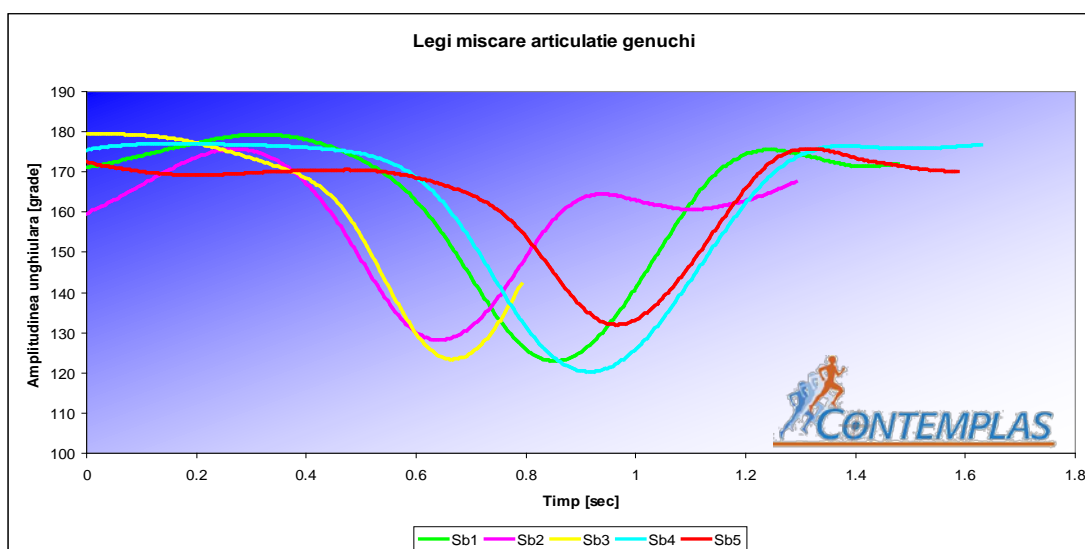


Fig. 2.15 Legile de variație a articulației genunchiului pentru activitatea de pășire (flexie), în funcție de timp pentru grupul de băieți ($Sb_n, n = \overline{1,5}$)

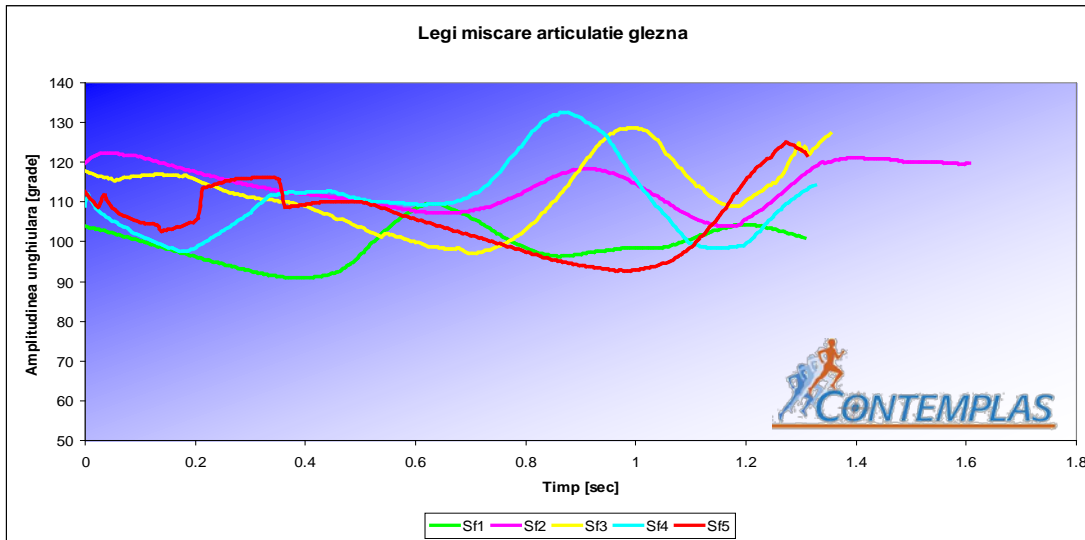


Fig. 2.16 Legile de variație a articulației gleznei pentru activitatea de pășire (flexie plantară/dorsală), în funcție de timp pentru grupul de fete (Sf_n , $n = \overline{1,5}$)

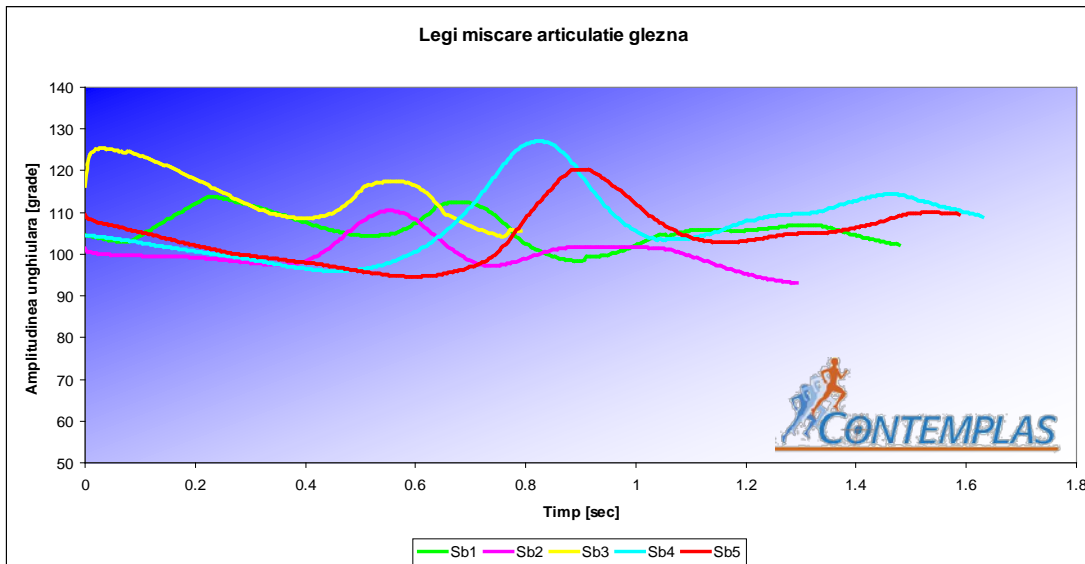


Fig. 2.17 Legile de variație a articulației gleznei pentru activitatea de pășire (flexie plantară/dorsală), în funcție de timp pentru grupul de băieți (Sb_n , $n = \overline{1,5}$)

2.2.2 Determinarea reacțiilor piciorului pentru subiecții umani analizați

Pentru determinarea reacțiilor piciorului, subiecții umani analizați au trebuit să realizeze un singur pas, pe platforma de forțe RSscan. Un singur pas s-a desfășurat complet, 100% în intervalul de 1000 ms.

Modalitatea de amplasare a platformei de forțe RSscan a fost realizată în așa fel încât aceasta să nu fie observată de către subiectul uman studiat, datorită unei eventuale rețineri pe care acesta o putea prezenta în timpul evaluării (fig. 2.18).

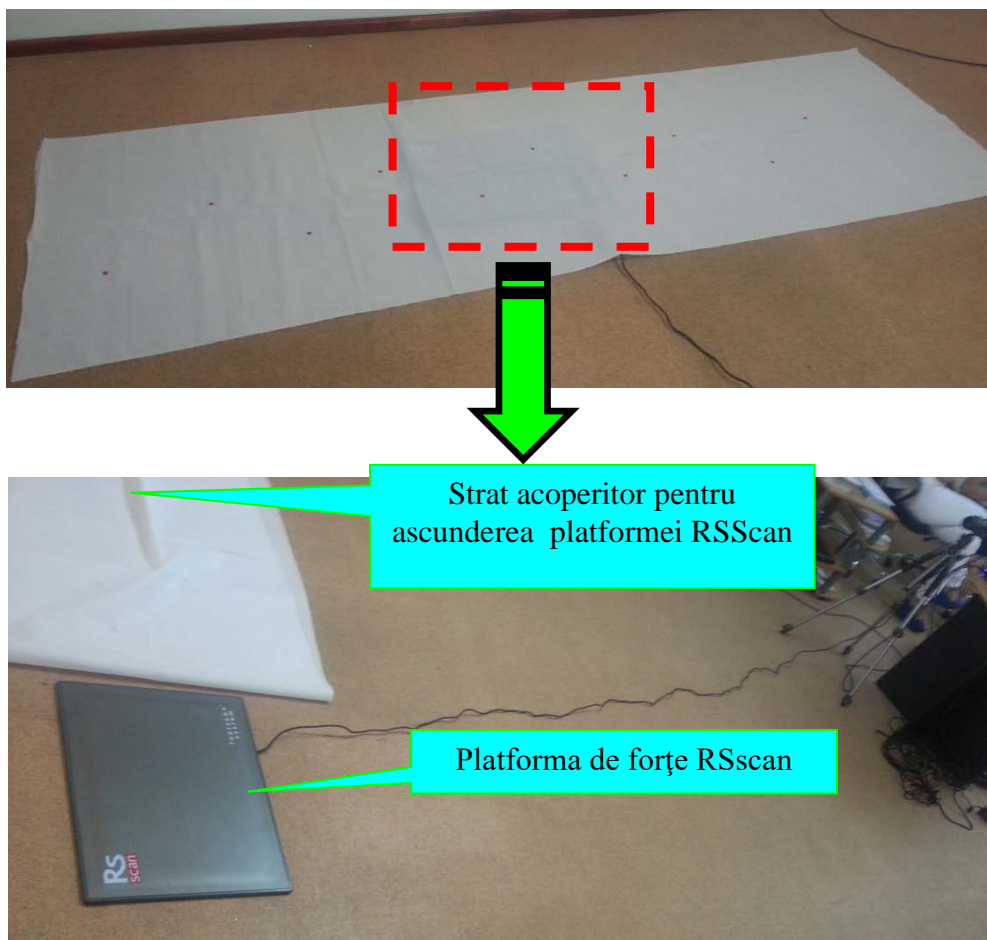


Fig. 2.18 Amplasarea platformei RSscan

În urma desfășurării analizei experimentale au fost obținute reacțiunile ce iau naștere în timpul contactului cu solul al piciorului, acestea fiind utile în calculele ulterioare. Astfel în fig.2.19 și 2.20, sunt prezentate hărțile distribuției reacțiunilor pe talpa piciorului, în cazul celor două grupuri de subiecți umani analizați. Valorile numerice ale acestor reacțiuni se regăsesc în anexa 1.2, iar interpretările grafice ale acestor valori sunt prezentate în diagramele din fig. 2.21 și 2.22.

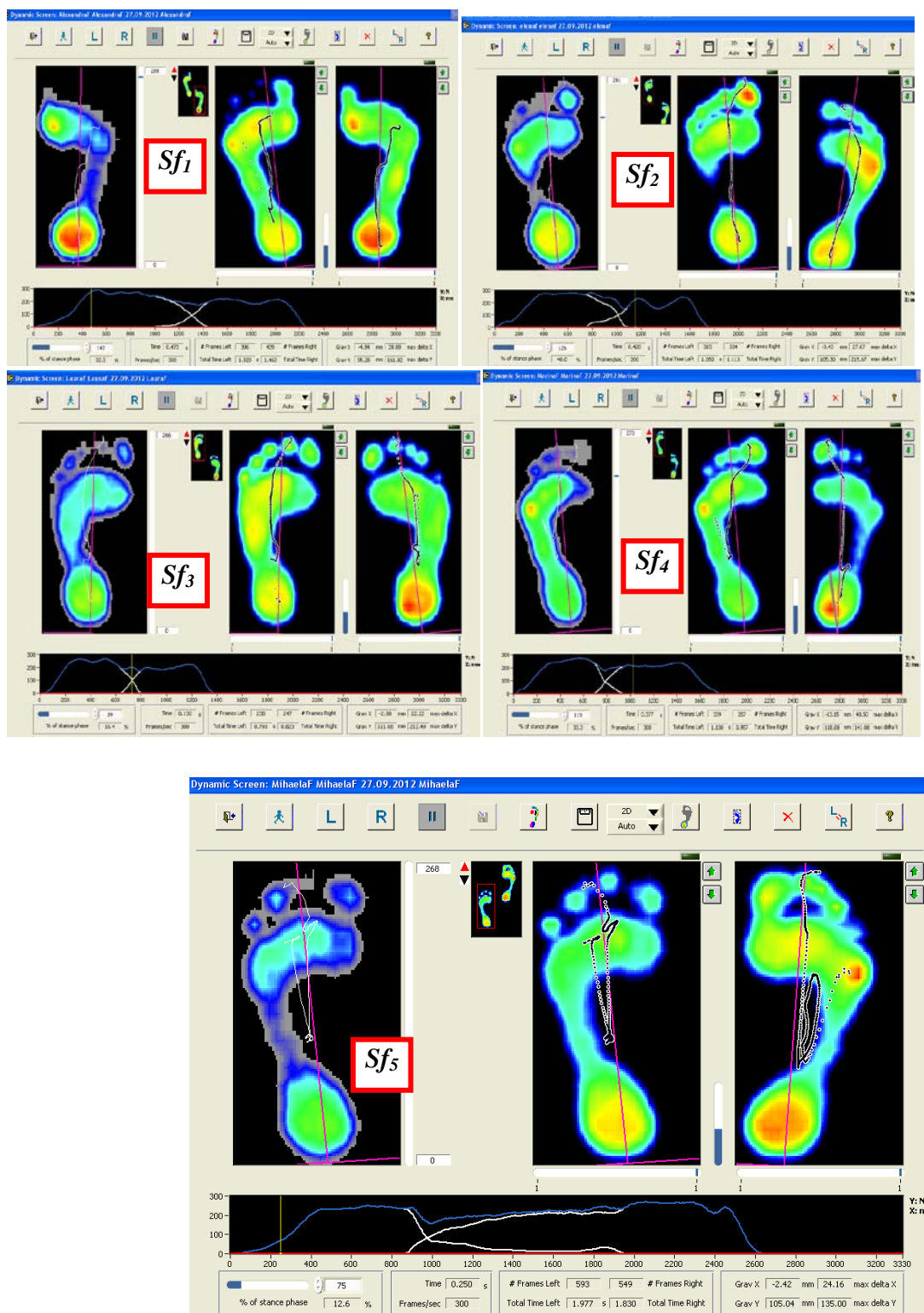


Fig. 2.19 Harta distribuției reacțiilor tăpii piciorului evaluată în regim dinamic și traiectoria centrului de greutate a corpului uman în timpul activității de pășire pentru grupul de fete (Sf_n , $n = \overline{1,5}$)

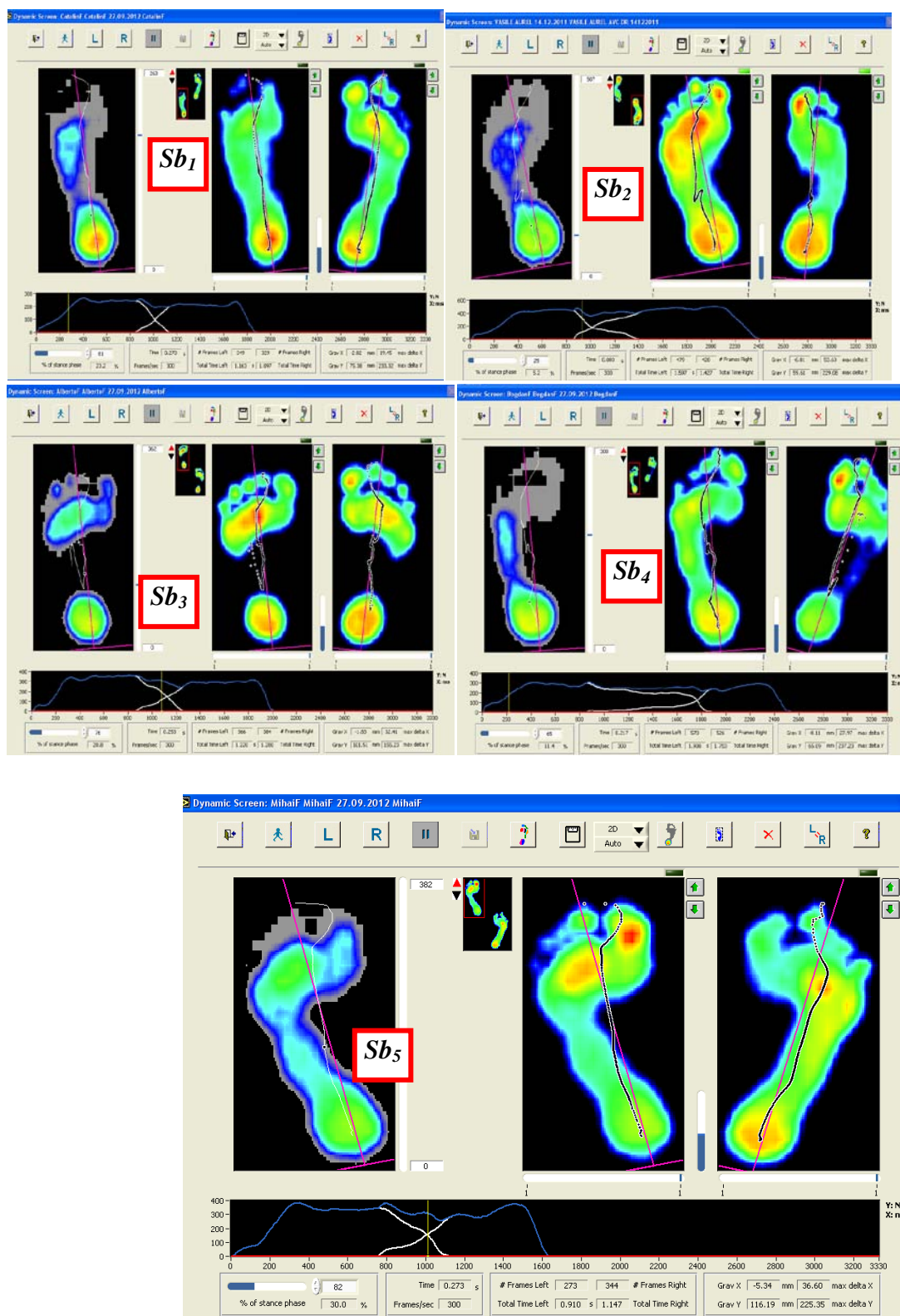


Fig. 2.20 Harta distribuției reacțiilor tăpii piciorului evaluată în regim dinamic și traiectoria centrului de greutate a corpului uman în timpul activității de pășire pentru grupul de baieti (Sb_n , $n = \overline{1,5}$)

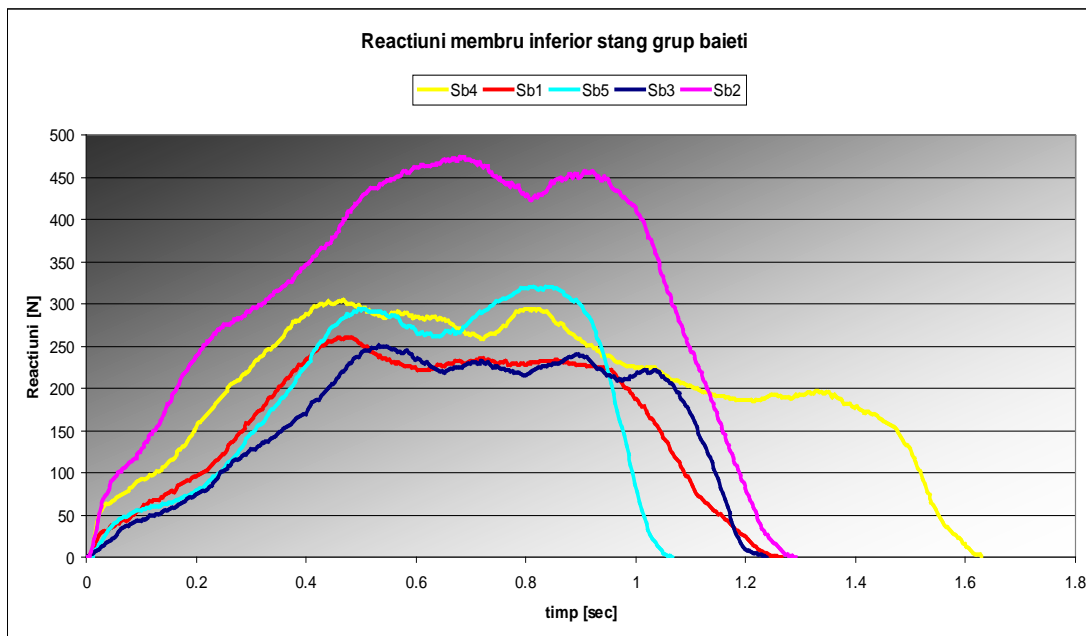
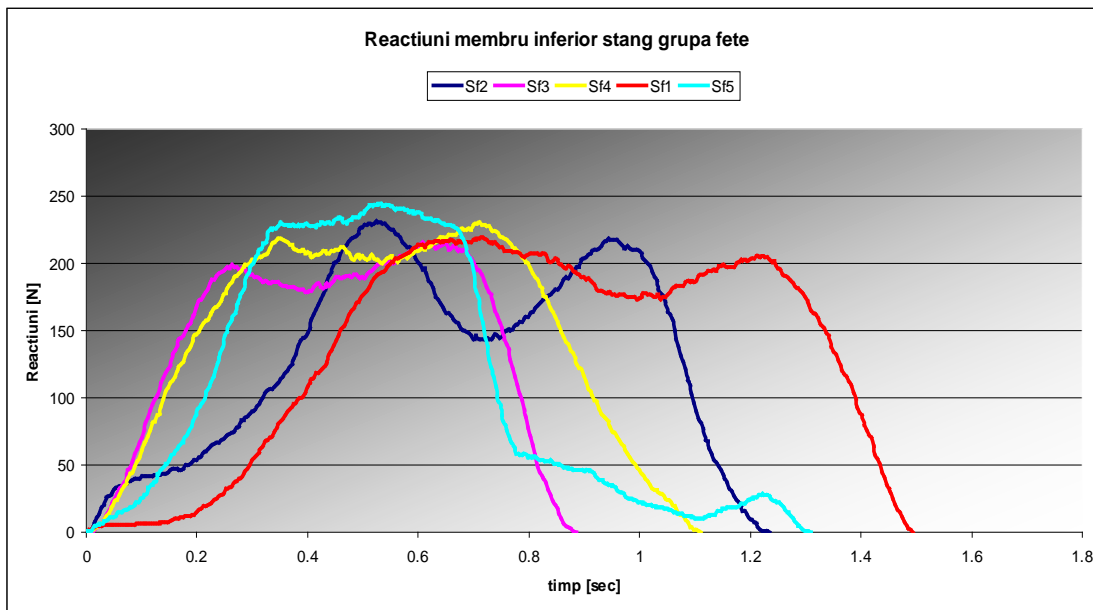


Fig. 2.21. Prezentarea reacțiunilor [N] obținute cu soft-ul FootScan în timpul contactului piciorului stâng cu solul în cazul celor două grupuri de subiecți umani în funcție de timp [sec]

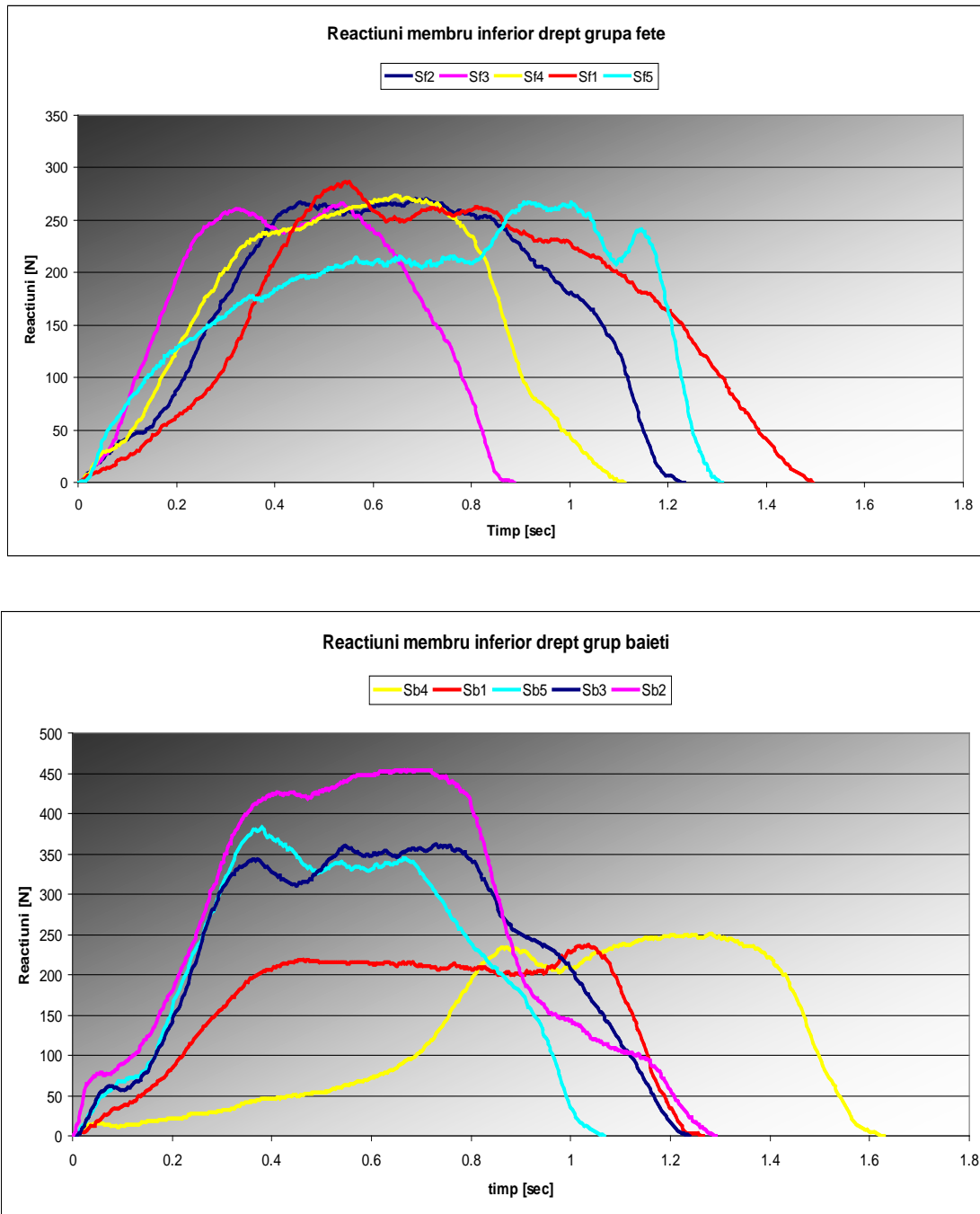


Fig. 2.22 Prezentarea reacțiilor [N] obținute cu soft-ul FootScan în timpul contactului piciorului drept cu solul în cazul celor două grupuri de subiecți umani în funcție de timp [sec]

2.3. Studiu de caz privind locomoția unei persoane cu deficiențe locomotorii

În cadrul acestui paragraf a fost analizat și un subiect uman ce se afla în perioada de recuperare după o intervenție chirurgicală asupra articulației genunchiului stâng. Subiectul uman analizat are 23 de ani, o înălțime de 1,75m, greutate- 67kg, $L_{femur}= 385\text{mm}$; $L_{tibia}= 398\text{mm}$ $L_{talpă}=164\text{mm}$. Intervenția chirurgicală a fost realizată în urma unei rupei a ligamentului condilului

femural lateral. După intervenția chirurgicală subiectul uman se afla într-o perioadă de recuperare a mersului pe baza unor proceduri kinetoterapeutice.

În urma analizei experimentale realizate într-un mod similar cazului cu subiecți umani sănătoși, s-au obținut legile de mișcare pentru articulațiile șoldului, genunchiului și gleznei membrului inferior stâng. Procedura de analiză experimentală a constat în atașarea unei serii de markeri cu proprietăți reflexive și analiza desfășurării mersului pe un singur pas. În fig. 2.23, 2.24 și 2.25 sunt prezentate capturi video ale acestei analize experimentale. Legile de mișcare obținute constau în variații unghiulare pentru fiecare articulație și sunt prezentate în diagramele din fig. 2.26, 2.27 și 2.28.

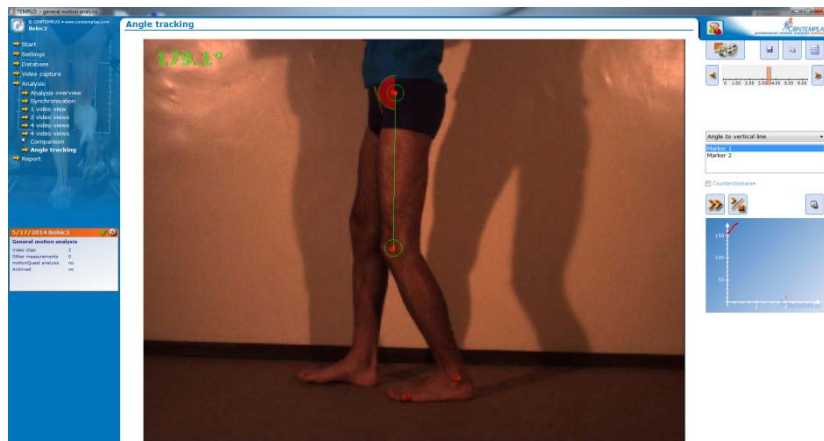


Fig. 2.23 Analiza experimentală a articulației șoldului în cazul unui subiect uman cu deficiențe locomotorii temporare

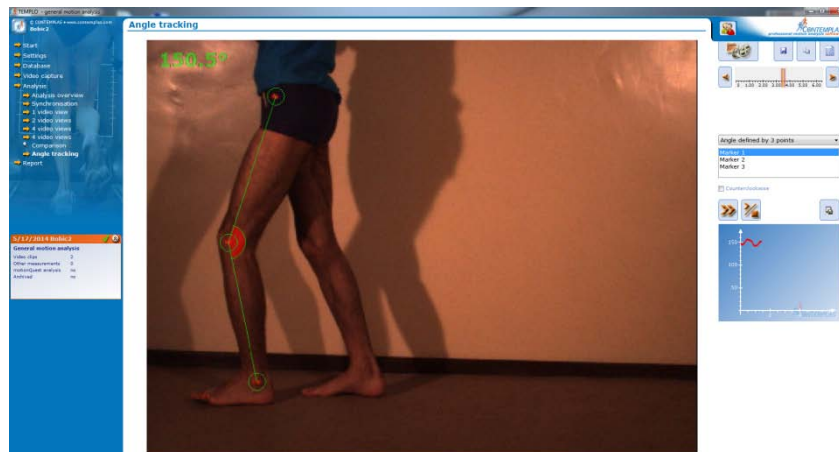


Fig. 2.24 Analiza experimentală a articulației genunchiului în cazul unui subiect uman cu deficiențe locomotorii temporare

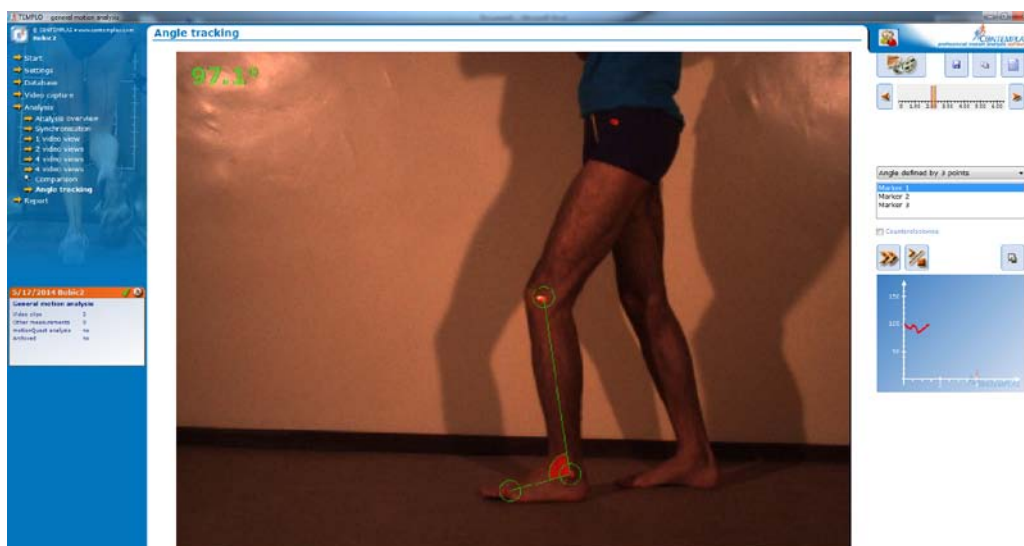


Fig. 2.25 Analiza experimentală a articulației gleznei în cazul unui subiect uman cu deficiențe locomotorii temporare

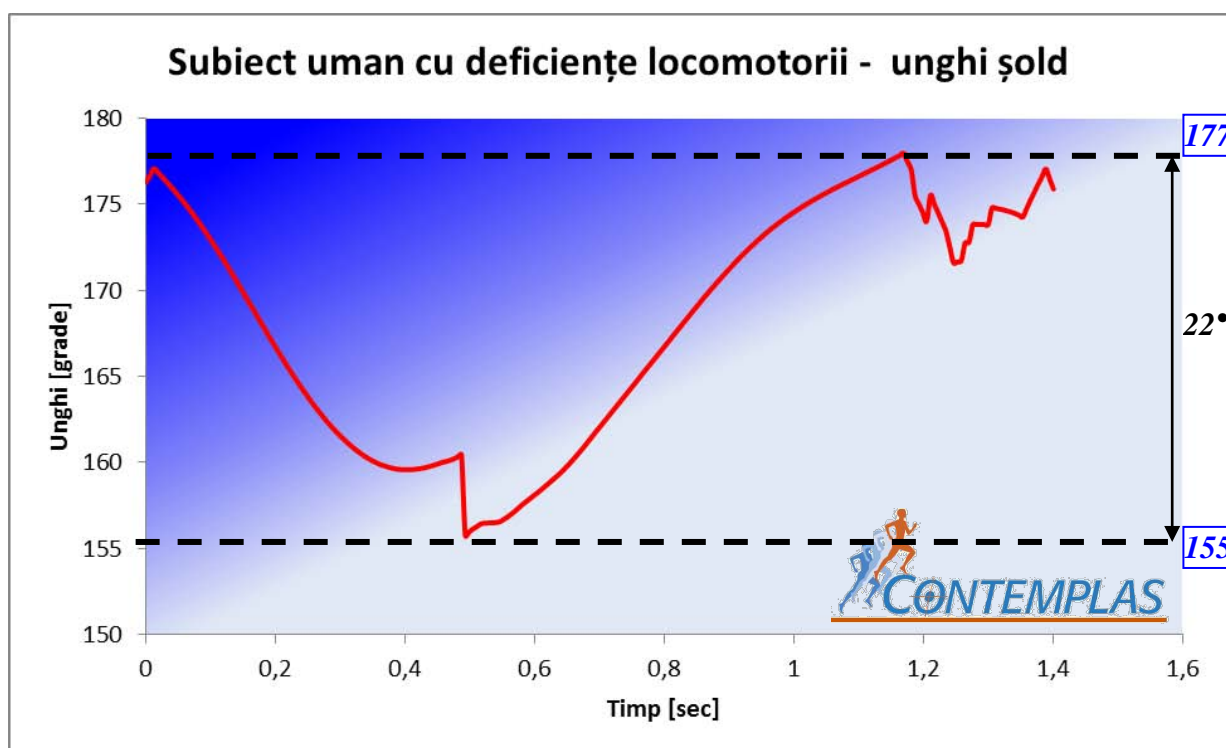


Fig. 2.26 Variația unghiulară a articulației șoldului în cazul unui subiect uman cu deficiențe locomotorii temporare pentru activitatea de mers

Din analiza diagramei din fig. 2.26, în cazul articulației șoldului se observă că realizarea unui pas se desfășoară în intervalul $177,969^{\circ} \rightarrow 155,749^{\circ}$ rezultând o amplitudine unghiulară de $22,22^{\circ}$. Alura curbei caracteristice legii de mișcare prezintă salturi corespunzătoare apariției durerii atunci când articulația genunchiului este solicitată pentru mișcarea de flexie.

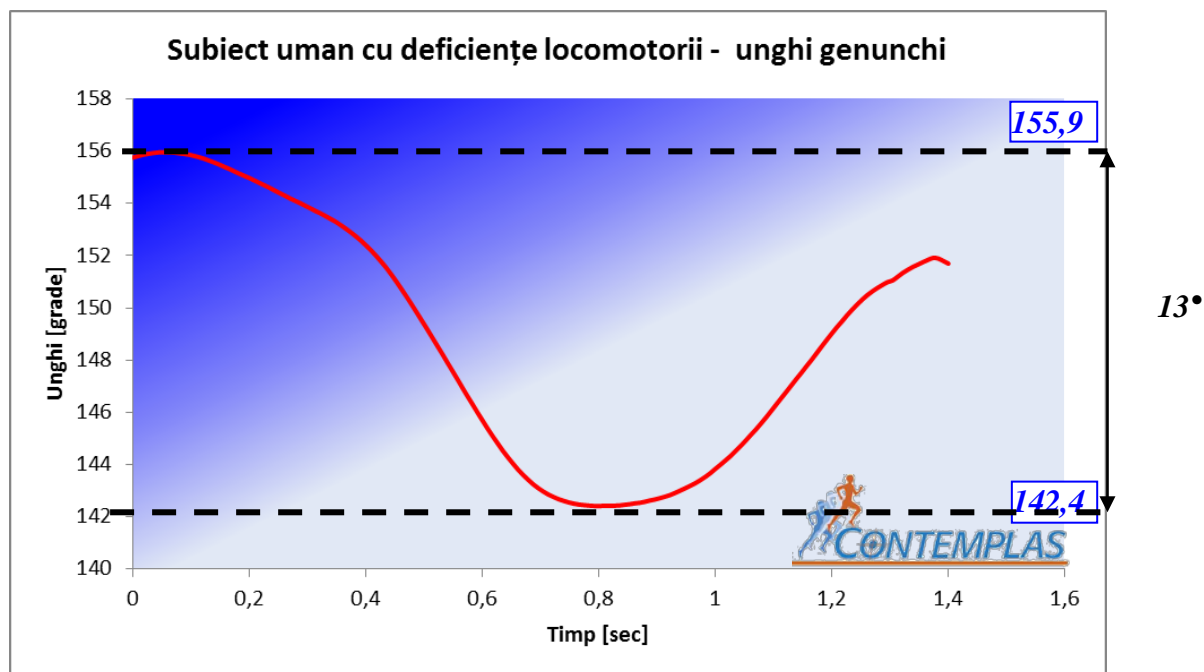


Fig.2.27 Variația unghiulară a articulației genunchiului în cazul unui subiect uman cu deficiențe locomotorii temporare pentru activitatea de mers

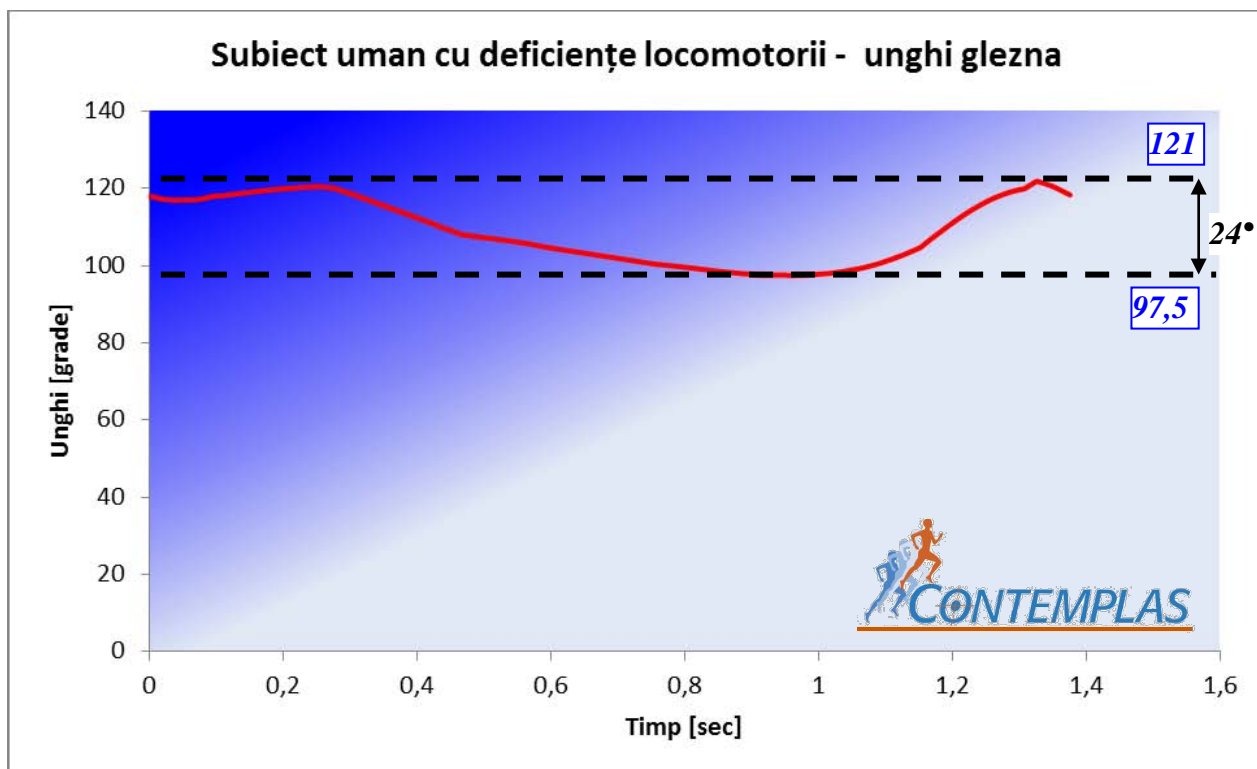


Fig. 2.28 Variația unghiulară a articulației gleznei în cazul unui subiect uman cu deficiențe locomotorii temporare pentru activitatea de mers

Din analiza fig. 2.27, în cazul mișcării de flexie a articulației genunchiului pentru realizarea unui singur pas din cadrul activității de pășire, rezultă că variația unghiulară se desfășoară în

intervalul $155,969^{\circ} \rightarrow 142,413^{\circ}$, rezultând o amplitudine unghiulară de aproximativ 13° . Alura curbei caracteristice legii de mișcare este asemănătoare cu cea din cazul unui subiect uman fără deficiențe locomotorii, singura deosebire remarcându-se din punct de vedere valoric, în cazul subiectului uman cu deficiențe motorii, amplitudinea unghiulară fiind mai mică.

În diagrama din fig. 2.28, în cazul analizei articulației gleznei și piciorului, se remarcă o variație unghiulară în intervalul $121,862^{\circ} \rightarrow 97,5^{\circ}$, rezultând o amplitudine unghiulară de $24,362^{\circ}$. Din analiza legii de mișcare generate de această articulație se constată o suprasolicitare a acesteia, datorită deficienței locomotorii la nivelul genunchiului.

2.4. Observații și concluzii privind analiza experimentală a mișcării aparatului locomotor uman

În urma cercetărilor experimentale s-au obținut o serie de informații și rezultate, din care se desprind următoarele:

- mărimea unui pas dezvoltat de fiecare subiect uman de gen masculin este mai mare decât în cazul unui subiect uman de gen feminin;
- mersul dezvoltat de subiecții umani de gen feminin diferă de mersul subiecților umani de gen masculin, prin mici diferențe observabile prin alura legilor de mișcare de la nivelul fiecărei articulații studiate. Acest lucru depinde în totalitate de parametrii dimensionali ai fiecărui subiect uman (înălțime, greutate) și de vârstă.
- parametrii obținuți pot să servească ca etalon pentru datele de intrare necesare unor analize cinematice și/sau dinamice ale membrului inferior uman sau în proiectarea unor dispozitive menite să contribuie la reabilitarea acestuia, având în vedere că măsurătorile s-au realizat pe 10 subiecți umani fără dizabilități locomotorii;
- legile de mișcare obținute prin aceste determinări experimentale pot fi utilizate în vederea implementării lor pe modele virtuale destinate reabilitării aparatului locomotor uman, pentru simularea comportamentului acestora și obținerea de noi informații în cazul realizării unei analize cu element finit în regim dinamic;
- validarea rezultatelor obținute se realizează în baza datelor existente în literatura de specialitate [45,47,94,97,104] cu privire la amplitudinile unghiulare dezvoltate la nivelul fiecărei articulații din structura membrului inferior.

Astfel din diagramele prezentate mai sus reies următoarele amplitudini unghiulare:

Pentru articulația șoldului, flexia- extensia în timpul activității de mers, se produce în intervalul de $175^{\circ} \rightarrow 197^{\circ}$, din care reiese o amplitudine unghiulară de 22° (fig. 2.29).

Pentru articulația genunchiului, flexia- extensia în timpul activității de mers, se produce în intervalul de $136^{\circ} \rightarrow 178^{\circ}$, din care reiese o amplitudine unghiulară de 42° (fig. 2.30).

Pentru articulația gleznei, flexia plantară/dorsală în timpul activității de mers, se produce în intervalul de $99^{\circ} \rightarrow 115^{\circ}$, din care reiese o amplitudine unghiulară de 16° (fig. 2.31).

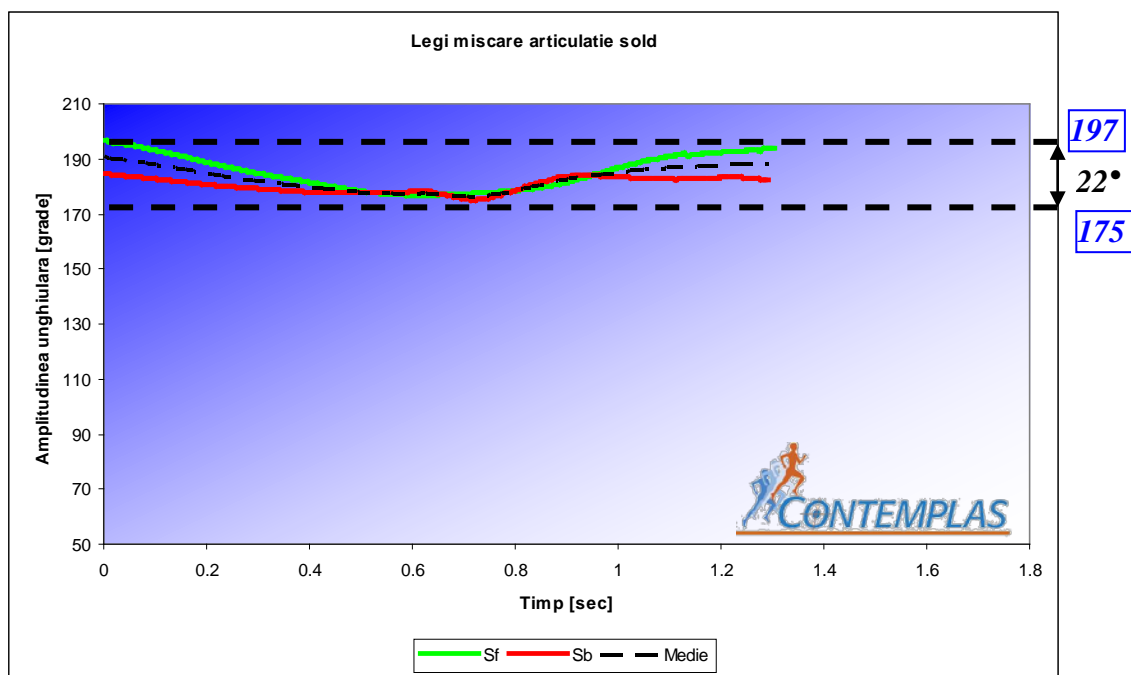


Fig. 2.29 Legea de mișcare dezvoltată de articulația șoldului și media acesteia pentru activitatea de pășire [grade] în funcție de timp [sec]

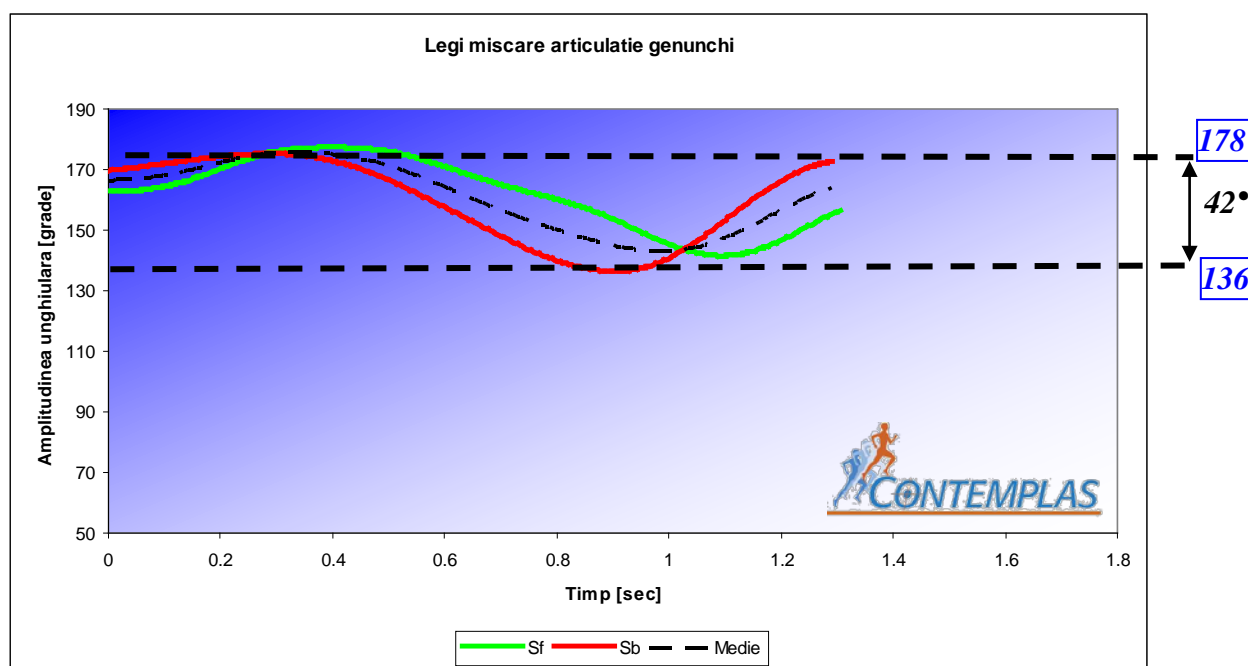


Fig.2.30 Legea de mișcare dezvoltată de articulația genunchiului și media acesteia pentru activitatea de pășire [grade] în funcție de timp [sec]

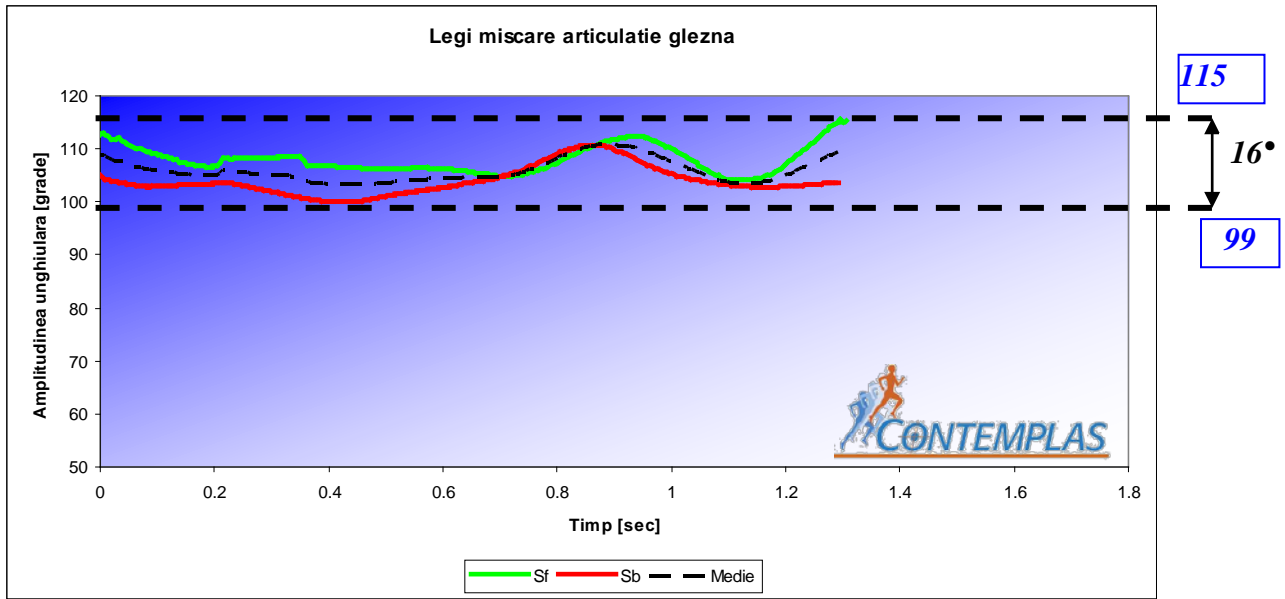


Fig.2.31 Amplitudinea unghiulară în cazul articulației gleznei pentru activitatea de pășire [grade]

Alte concluzii se desprind din analiza experimentală în vederea determinării reacțiunilor cu solul. Astfel, prin analiza diagramelor din fig. 2.21 și 2.22 rezultă următoarele:

- în cazul fiecărui subiect uman de gen feminin, valorile reacțiunilor sunt mai mici decât în cazul unuia de gen masculin, datorită greutății fiecărui subiect uman analizat. De aici reiese concluzia că reacțiunile din articulațiile membrului inferior uman sunt influențate de greutatea corpului uman;

- alura curbelor de variație a reacțiunilor este aproximativ aceeași pentru fiecare subiect uman analizat, singura diferență fiind valorile pe care le atinge. Pe baza acestui considerent se pot delimita fazele de realizare a unui singur pas, în baza contactului cu solul a piciorului subiecților umani, aceste faze regăsindu-se în diagrama din fig. 2.32;

- ținând cont de baza de date creată, se observă că reacțiunile minime se întâlnesc în cazul subiectului uman de gen feminin Sf2, valoarea maximă a reacțiunii fiind de: **215,7847N**. Reacțiunea maximă se întâlnește în cazul subiectului uman de gen masculin Sb2, a cărei valoare maximă este de: **473,472N**.

- în diagrama din fig.2.24 este prezentată variația reacțiunii pentru un singur pas, aceasta rezultând în baza datelor acumulate prin analiza experimentală cu platforma de forțe RS Scan. Pe această diagramă sunt identificate și cele 3 faze ale realizării unui singur pas pe platformă, în concordanță cu valoarea maximă a reacțiunii pentru faza respectivă. Delimitarea fazelor de desfășurare a unui singur pas a putut fi posibilă prin intermediul soft-ului RS Scan.

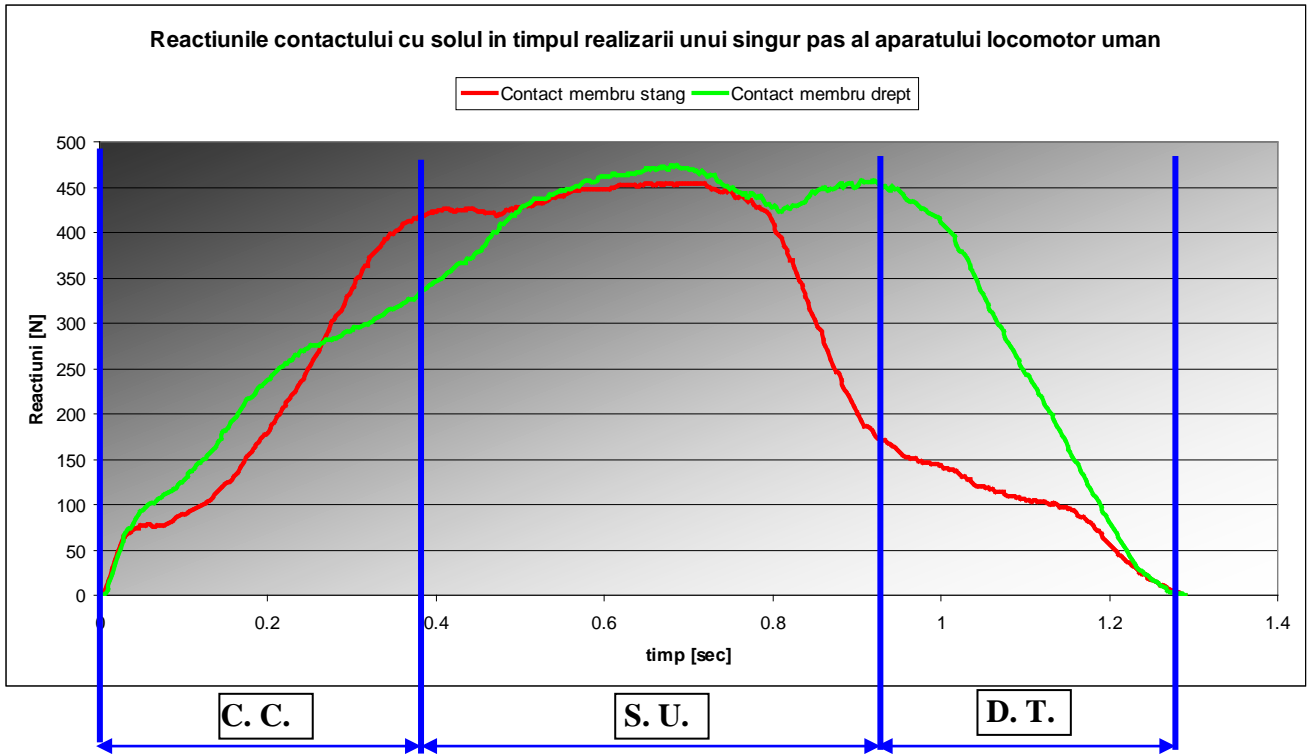


Fig. 2.32 Reacțiunile maxime dezvoltate în baza analizei subiecților umani în timpul realizării unui singur pas cu delimitarea celor 3 faze ale acestuia

Din analiza diagramei prezentate în fig. 2.26 se deosebesc:

C.C. - reprezintă faza în care are loc contactul piciorului cu solul de către călcâi. În acest caz reacțiunea maximă fiind de: **428 N**;

S.U. - reprezintă faza de sprijin unipodal în care piciorul se află în contact cu solul pe toată suprafața sa, iar reacțiunea maximă în acest caz fiind de: **473, 472N**;

D.T. - reprezintă faza de despindere a piciorului de pe sol respectiv pierderea contactului dintre haluce (în unele cazuri tarsiene) și sol. În acest caz reacțiunea maximă fiind de: **454,373 N**.

În baza diagramelor din fig. 2.29, 2.30, 2.31, reiese că un sistem destinat reabilitării locomoției umane ar trebui să se încadreze în intervalele amplitudinilor unghiulare.

IV. Aparate asistive. Clasificare, caracteristici

4.1. Generalități

În această categorie intră și sistemele auxiliare de rehabilitare a mersului special dezvoltate pentru mișcările active ale membrelor inferioare. Astfel că în cadrul acestei categorii se regăsesc următoarele sisteme:

a. dispozitiv pentru recuperarea medicală a mersului de tip WalkerLift [4] prezentat în figura 1.14 și se caracterizează prin: înaltime ajustabila (asistată de o pompa hidraulică) 85-117 cm; suporti ajustabili pentru membrele superioare; structura metalică din oțel; 4 role de deplasare cu sistem de blocare; cote dimensionale: 64-82 x 72 x 85/117 cm; greutate 18 kg; greutatea maximă a utilizatorului: 135 kg.



Figura 1.14. Dispozitiv pentru recuperarea mersului WalkerLift [4]

b. Kit pentru elongatii [5] este un dispozitiv utilizat pentru recuperarea motorie prin mișcări active/pasive pe baza unor scripeți. Acesta utilizează scripeți și parghii fiind util în recuperarea afecțiunilor neurologice și post-traumatice. Fixarea acestor scripeți este directă pe spălier cu posibilitatea schimbării poziției. În kinetoterapie acesta este utilizat pentru întinderea structurilor musculare și articulare având și posibilitatea realizării unor exerciții prin mobilizarea articulațiilor și a coloanei vertebrale. Acesta este prezentat în figura 1.15 și se pot trata afecțiunile reumatice ale coloanei vertebrale, ale membrelor inferioare și a celor superioare.



Figura 1.15. Kit pentru elongații [5]

Ținând cont de modul de dispunere al scripetilor și parghiilor, se permite eliminarea forței gravitaționale prin suspendări. Rezistența este ușor de dozată și se adaptează în funcție de cerințele de moment ale exercițiilor de recuperare. Cu acest sistem de recuperare se acoperă indicații terapeutice prin mișcare în diverse afecțiuni ale sistemului osteoarticular și muscular.

c. *pedalier de recuperare [6,7]* destinat reabilitării membrilor inferioare acesta permite realizarea unor mișcări pasive dar și active, având în structură un actuator liniar ce acționează asupra pedalei. Acest sistem este prezentat în figura 1.16, însă nu opune forțe rezistente asupra articulațiilor și totodată asigură creșterea forței musculare la nivelul membrilor, dar și a flexibilității. Acesta contribuie la tratamentul unor afecțiuni neurologice și posttraumatice.



Figura 1.16. Kit Pedaliere de recuperare [7]

d. *sisteme robotice de recuperare [6,7]* acestea reprezintă vârful de gamă în domeniul recuperării locomoției umane și deschid o nouă eră a tehnicilor de recuperare neuro-motorie. Sistemele se regăsesc într-o gamă diversificată, dar foarte multe se află încă în stadiul de prototip. Din acest considerent obiectivul principal impus prin intermediul acestui proiect este acela de a proiecta un astfel de sistem. Dintre cele existente spre comercializare se pot aminti: Lokomat (figura 1.17), GeoEvolution (figura 1.18), ReoAmbulator (figura 1.19), etc. Acestea vor fi analizate detaliat în contextul acestui curs.



Figura 1.17. Lokomat

Figura 1.18. GeoEvolution

Figura 1.19. ReoAmbulator

4.2. Sisteme active de asistență a locomoției umane

Sistemele de reabilitare dedicate locomoției umane au apărut odată cu implementarea sistemelor de calcul în domeniul medical, respectiv odată cu fundamentarea unor domenii de cercetare multidisciplinare și interdisciplinare. Astfel în anul 1990 o echipă de cercetători din SUA au creat cel mai simplu sistem de recuperare, fiind destinat persoanelor cu dizabilități locomotorii provenite în urma accidentelor vasculare. Un astfel de sistem era format dintr-un ham și o bandă de alergare specială, pacientul în timpul activității de pășire fiind asistat de către 2 terapeuți (figura 4.1). Astfel numeroase centre de cercetare au elaborat diverse sisteme de reabilitare punând bazele unei noi direcții de cercetare și anume terapia robotică [19].



Figura 4.1. Unul dintre primele sisteme de reabilitare a aparatului locomotor uman

În momentul actual, în domeniul reabilitării locomoției umane există o paletă diversificată de sisteme complexe de recuperare, prin care sunt aduse contribuții semnificative la recuperarea parțială sau totală a persoanelor cu deficiențe locomotorii. Iar acestea se află într-o continuă dezvoltare.

Aceste sisteme de reabilitare trebuie să îndeplinească sarcinile impuse de exercițiile terapeutice elaborate prin programele specifice de recuperare.

Un sistem robotic destinat reabilitării locomoției umane trebuie să respecte cerințele impuse prin exercițiile și protocoalele terapeutice.

În funcție de modurile de acționare asupra articulațiilor, acestea se împart în trei categorii distincte:

- A. Sisteme robotice directe pentru reabilitarea locomoției umane;
- B. Sisteme robotice inverse pentru reabilitarea locomoției umane;
- C. Sisteme robotice convenționale pentru reabilitarea locomoției umane.

Sistemele robotice directe au în structură actuatori care acționează în mod direct asupra articulațiilor, prin intermediul unui exoschelet unde axele de rotație ale articulațiilor sunt colineare cu axele de rotație ale actuatorilor.

Sistemele robotice inverse sunt cele la care mișcările sunt transmise dinspre sol spre articulații, în sensul că la nivelul tălpilor membrelor inferioare au o platformă mobilă acționată de un mecanism care reproduce fidel traiectoria piciorului generată în activitatea de pășire.

Sistemele robotice convenționale au ca elemente de acționare: mecanisme compliante; mecanisme cu elemente flexibile (cabluri și scripeți).

În continuare vor fi analizate sistemele de recuperare comercializate pe piața specifică dar și cele care se află într-o fază incipientă de prototip, din punct de vedere tehnic.

A. Sisteme robotice directe pentru reabilitarea locomoției umane

A.1. Exoscheletul pentru reabilitarea locomoției umane – LENAR [20]

Acesta are în structură orteze active inseriate ce conferă exoscheletului 4 grade de libertate (șold drept și stâng, genunchi drept și stâng). Arhitectura acestuia se bazează pe un sistem de mecanisme plane (câte unul pentru fiecare membru inferior). Astfel că grupul de cercetători au proiectat exoscheletul plecând de la o analiză topologică în vederea menținerii exoscheletului cuplat cu membrul inferior uman într-o poziție de echilibru așa cum se remarcă în figura 4.2. Așadar acesta are în structură numai cuple de rotație, cuplele motoare fiind localizate în articulațiile A și D, iar cuplele B, C, E și F sunt cuple de rotație pasive.

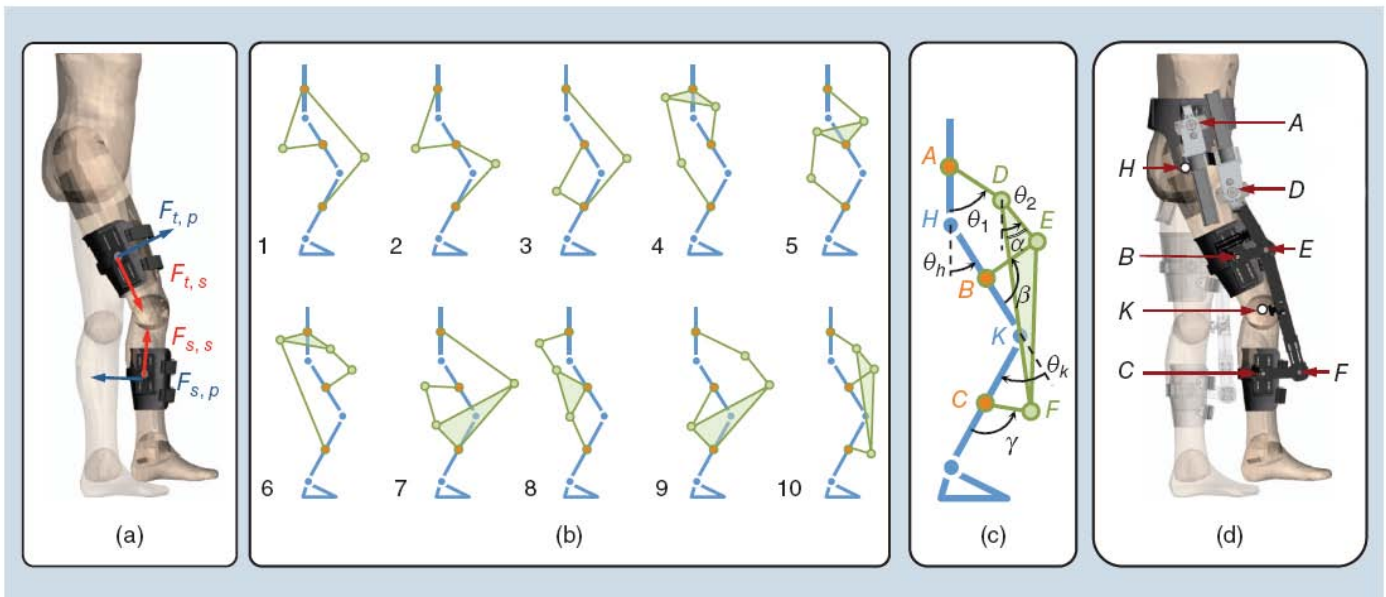


Figura 4.2. Sistemul ortetic al exoscheletul LENAR (a), soluții constructive rezultate în urma unei analize topologice (b), adoptarea soluției optime (c), modelul virtual final al exoscheletului LENAR (d)

Soluția constructivă adoptată din figura 4.2 (c) a fost supusă unei analize de optimizare unde funcțiile obiectiv au fost definite ca fiind cuplu ($f\tau$) și forța rezistentă (f_F). În procesul de optimizare funcțiile restrictive fiind caracterizate de parametrii dimensionali ai mecanismului (f_s). Modelul propus pentru optimizare corespunde unui subiect uman cu o greutate de 80 de kg aflată în mers cu o viteză de 1,4 m/s. Datele de intrare au fost introduse într-un algoritm dedicat procesului de optimizare special creat în MATLAB, iar în figura 4.3 sunt prezentate rezultate ale procesului de optimizare (cuplu/forță rezistentă).

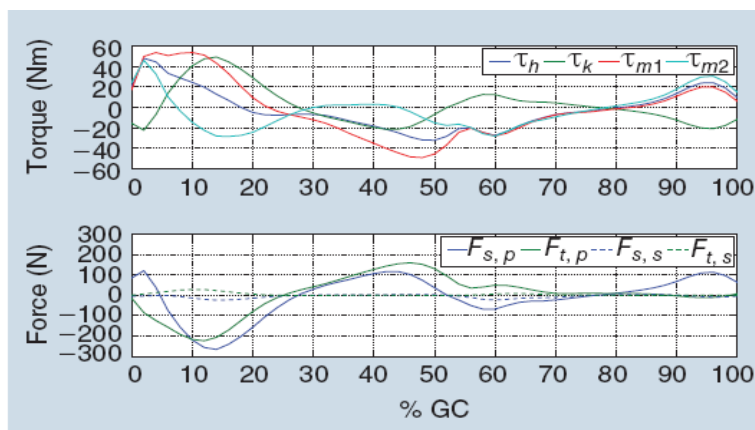


Figura 4.3. Profile ale curbelor rezultate în urma procesului de optimizare pentru un singur pas (cuplu, forță rezistentă) [20]

Actuatorii din structura exoscheletului LENAR au fost adoptați în urma procesului de optimizare având un cuplu nominal de 50Nm. Actuatorii utilizați pentru acest prototip au fost furnizați de National Instruments, respectiv Maxon EPOS2 cu motoare de curent continuu, cu putere nominală de 300W, inserați cu câte un reductor planetar cu raportul de transmitere total de 64,5:1. Un element important al sistemelor de acționare îl au introducerea unor

elemente elastice cu rol în acumularea și disiparea energiei, între reductorul planetar și articulația propriu-zisă, așa cum se observă în figura 4.4.

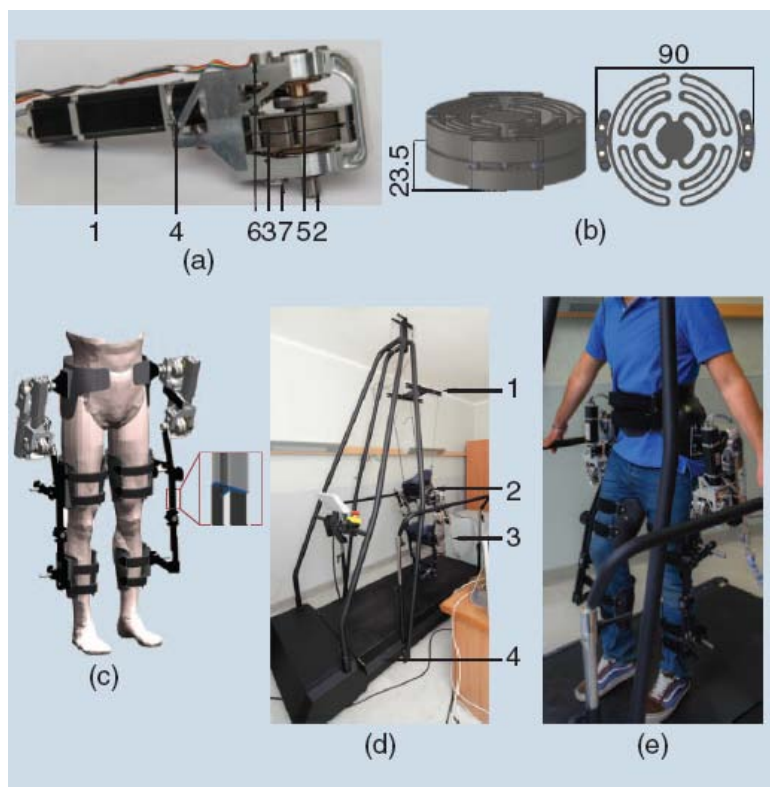


Figura 4.4. Exoscheletul LENAR – actuator (a), elementul elastic (b), modelul virtual al exoscheletului (c), prototipul LENAR (d), testarea prototipului (e) [20]

Exoscheletul LENAR este prevăzut cu dispozitive de ajustare a dimensiunilor pentru utilizarea lui pe o gamă largă de pacienți respectiv glisieră (figura 4.4-c), iar prototipul real (figura 4.4-d) este format dintr-o bandă de mers/alergat (4), o unitate centrală de comandă și control (3), exoscheletul LENAR (2) și un dispozitiv de menținere a pacientului în poziție ortostatică format din cadru și harnașament (1). În figura 4.5 sunt redată caracteristicile tehnice ale prototipului LENAR.

Quantity	Measure	Unit
SEAs		
Maximum continuous torque	30	Nm
Peak torque	60	Nm
Maximum continuous speed	5.8	rad/s
Rated power	300	W
Intrinsic stiffness	270.2	Nm/rad
Torque control bandwidth (30 Nm ptp)	6.5	Hz
Robot		
Hip maximum back driving torques	10	Nm
Knee maximum back driving torques	5	Nm
Hip range of motion	45 (flex)–20 (ext)	°
Knee range of motion	65 (flex)–0 (ext)	°
Maximum walking speed	5	km/h
User height	1.65–1.85	m

Figura 4.5. Prototipul LENAR – date tehnice [20]

A.2. Exoschelet pasiv cu tendoane artificiale – XPED2 [21]

Acest tip de exoschelet a fost creat de un centru de cercetare al Universității Twente din Olanda bazat pe principiul stocării energiei cinetice rezultate din mișcările active ale aparatului locomotor uman și disipării acesteia pentru cele pasive. XPED 2 are în structura un exoschelet care utilizează un mecanism format din elemente elastice (arcuri), cabluri de acționare și pârgonii în vederea stocării și transferului energetic între articulațiile membrelor inferioare (figura 4.6).

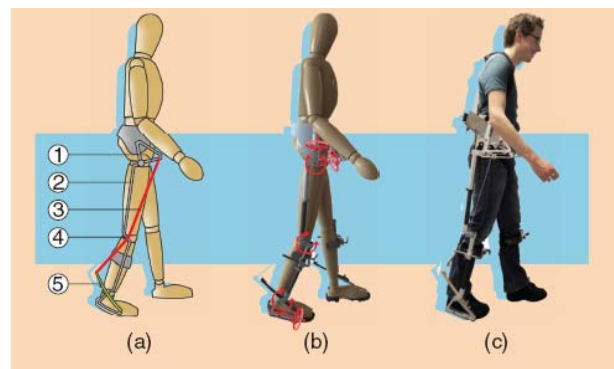


Figura 4.6. Exoscheletul XPED2 [21] Figura 4.7. Exoscheletul XPED2 – structura acestuia

Elementul principal al acestui exoschelet îl constituie așa numitul exotendon care acumulează energia rezultată din articulațiile active și o transferă către celelalte articulații pasive.

În figura 4.7- a este prezentată schematizat structura acestuia, unde se observă exotendonul (3), articulat la un capăt de brațul (1), iar celălalt capăt este articulat de arcul lamelar (5) situat în zona articulației gleznei. Între articulațiile șoldului și genunchiului se află un element rigid (2) echivalent femurului, iar la nivelul articulației genunchiului se află un scripete (4) pe care se înfășoară exotendonul (3). Practic acest exoscheleton are în

structură numai părți mecanice iar modalitatea de dispunere a exotendonului, dimensionarea scripetelui și stabilirea punctelor de rezemare ale elementelor elastice sunt rezultatele unui îndelung proces de optimizare a soluției constructive propuse. XPED2- este destinat persoanelor care se regăsesc într-un proces de rehabilitare a locomoției umane, ca rezultat al unor intervenții chirurgicale la nivelul articulațiilor principale ale membrelor inferioare sau în cazul subiecților umani care au suferit accidente vasculare tranzitorii, existând astfel mobilitate articulară, dar aceasta este inferioară celei normale.

Exoscheletul XPED2 face parte dintr-un sistem de rehabilitare a locomoției umane prezentat în figura 4.8.

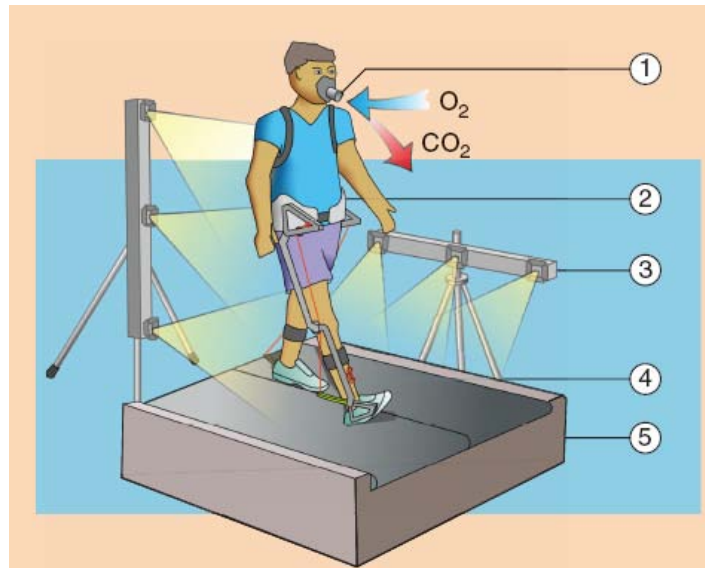


Figura 4.8. Exoscheletul XPED2 și standul de rehabilitare a locomoției umane [21]

Acesta se compune din: sistem de măsurare a parametrilor metabolici vitali (1); sistem de achiziții date pentru monitorizarea elasticității în regim dinamic a exotendonului (2); echipament de analiză a mișcării cu camere rapide Visualeyez VZ4000 Burnaby; costum special cu markeri cu proprietăți reflexive (4); bandă de mers cu celule de forță pentru evaluarea reacțiilor rezultate în urma contactului tălpii cu solul (5) de tip Y-mill, Forcelink. În timpul testării exoscheletului XPED2 s-au monitorizat mișcările dezvoltate de articulațiile principale ale aparatului locomotor uman, dar și momentele de torsiune dezvoltate de către acestea, așa cum se observă în figura 4.9.

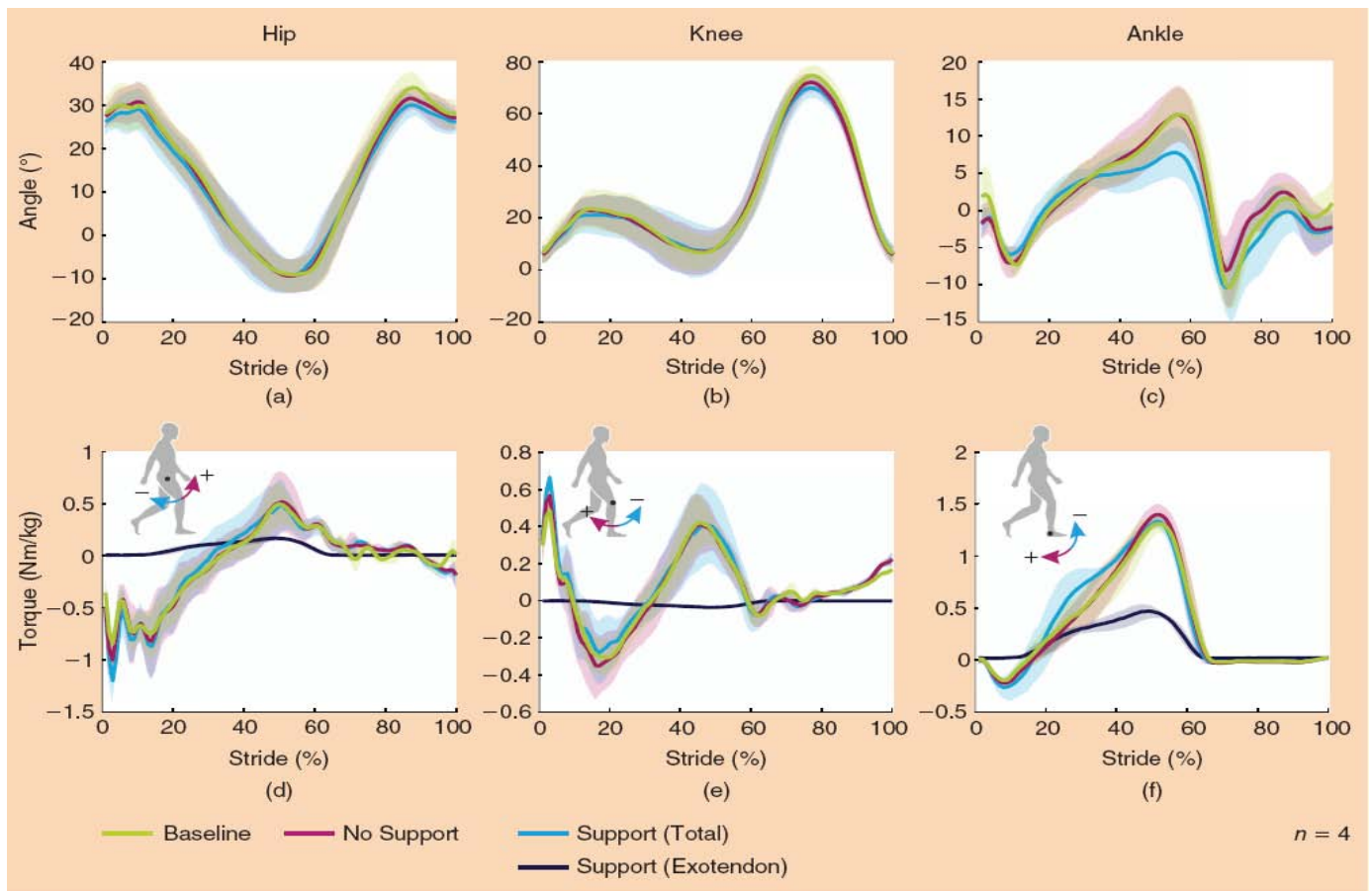


Figura 4.9. Parametri obținuți în cazul exoscheletului XPED2 (legi de mișcare și momente de torsiune dezvoltate la nivelul articulațiilor principale pe durata unui singur pas)[21]

A.3. Exoschelet activ pentru reabilitarea locomoției umane – ALEX [22, 23]

Sistemul robotic de recuperare numit ALEX este un prototip elaborat de Centrul de Cercetare al Universității din Delaware – Germania în cadrul Laboratorului de Sisteme Mecanice. Sistemul asigură o flexibilitate ridicată în timpul exercițiilor terapeutice datorită senzorilor și servomotoarelor din structura sa (figura 4.10).

Sistemul prezentat în figura 4.10 este format dintr-un exoschelet, prin care se asigură asistența terapeutică pe tot parcursul desfășurării exercițiilor de recuperare a aparatului locomotor uman; o bandă de alergare/pășire specială conectată la o unitate de comandă și control; un cadru mobil cu rol în susținerea totală a greutății exoscheletului și susținerea parțială a greutății pacientului de la nivelul centurii pelviene prin intermediul unor centuri flexibile de fixare; o unitate de comandă și control care monitorizează comportamentul pacientului, controlează două servomotoare din structura exoscheletului pe baza semnalelor primite de la senzori. Cele două servomotoare contribuie la dezvoltarea mișcărilor realizate de membrul inferior uman la nivelul articulațiilor șoldului și genunchiului.

Astfel în figura 4.10 se identifică următoarele repere: A- suport centură pelviană; B- actuator liniar; C – element elastic conectat la un trolie cu scripete pentru susținerea greutății sistemului; D – cadru mobil pentru susținerea întregului ansamblu; E- banda de alergare cu unități senzoriale; F – articulație șold; G – senzor forță pentru actuatorul liniar al articulației șoldului; H – actuator liniar pentru articulația genunchiului; I – articulația genunchiului; J – senzor forță pentru actuatorul liniar al articulației genunchiului. Actuatorii liniari din

structura exoscheletului asigură un cuplu pentru acționarea fiecărei articulații de maxim 100 Nm, dat de modalitatea de dispunere al acestora.

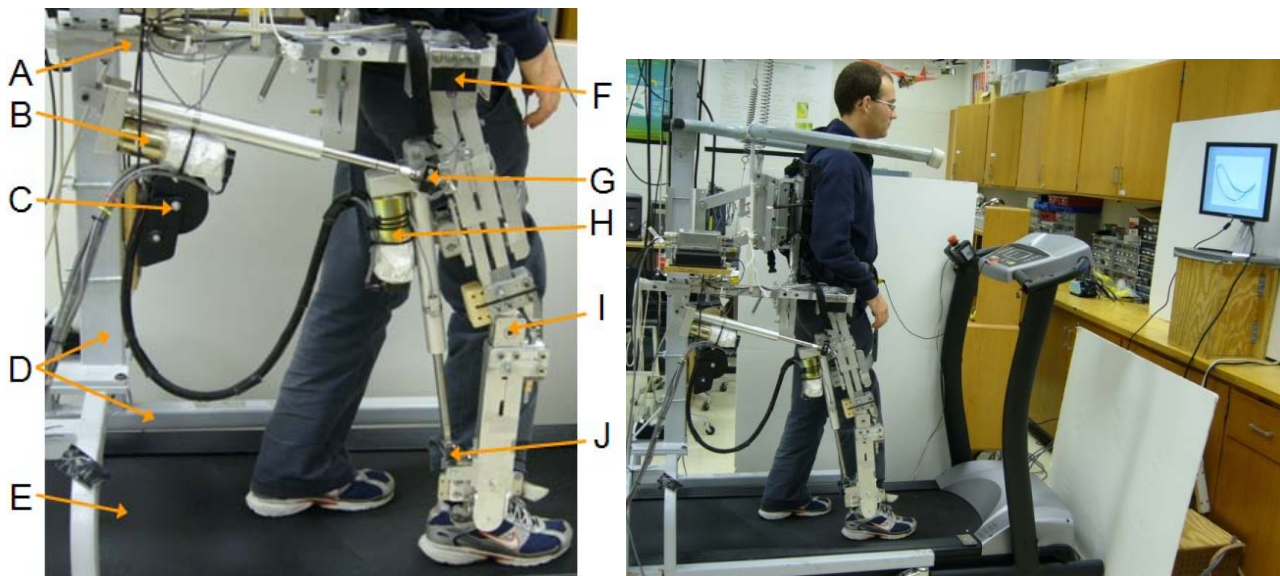


Figura 4.10. Exoscheletul ALEX. Aspect general [22]

Sistemul robotic este conceput pentru persoane care posedă dizabilități locomotorii la nivelul unui singur membru inferior. Elementul de noutate adus de către acest sistem robotic este acela că unitatea de comandă și control a sistemului posedă un program ce modifică în timp real parametrii ce asigură buna desfășurare a exercițiului terapeutic. Programarea unității de comandă și control se bazează pe legi de mișcare etalon provenite de la subiecți umani fără dizabilități locomotorii pe anumite articulații din structura aparatului locomotor uman și compararea acestora cu cele dezvoltate de subiectul uman cu deficiențe locomotorii.

Programul unității de comandă și control creează așa numitul „tunel virtual” prin care sunt luate în considerare cele două legi de mișcare, generând în mod automat o nouă lege a cărei alătură se va încadra între cea etalon și cea dezvoltată de subiectul uman cu deficiențe locomotorii (figura 4.11).

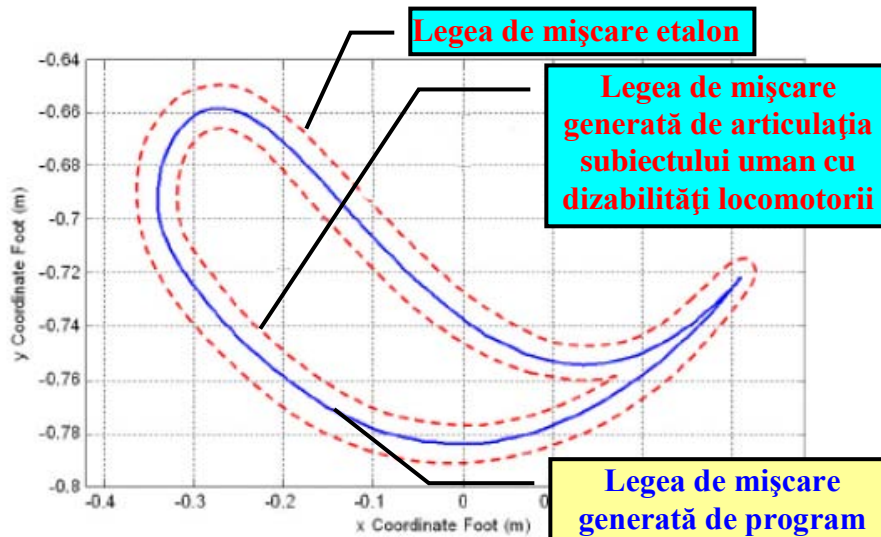


Figura 4.11. Modalitatea de generare a traiectoriei optime pentru exercițiul terapeutic pentru comanda sistemului robotic ALEX [23]

Caracteristici tehnice și terapeutice:

- Principiile de generare a mișcării sistemului robotic ALEX se bazează pe programe bine elaborate în așa manieră încât mișcărilor sunt redade progresiv și cât mai natural, de la faza inițială de recuperare a pacientului până la faza finală în care sistemul locomotor al acestuia poate fi recuperat în totalitate;
- Programele unității de comandă și control ale sistemului respectă protocoalele exercițiilor terapeutice de recuperare a aparatului locomotor uman;
- Asistență terapeutică minimă (1 persoană) în timpul desfășurării activităților terapeutice de către pacient;
- Corpul pacientului este fixat față de exoschelet prin intermediul unor centuri de fixare flexibile de așa natură încât acesta va desfășura numai exerciții terapeutice pentru îmbunătățirea activității de mers/pășire.
- Unitatea de comandă și control permite monitorizarea în timp real a ritmului cardiac al pacientului și evaluează contracțiile musculare de la nivelul mușchilor membrului inferior în cauză, prin intermediul unor senzori de presiune montați pe centurile de fixare flexibile.

A.4. Sistem robotic pentru reabilitarea locomoției umane – LOKOMAT [24]

Acest sistem complex de reabilitare este comercializat de Centrul de Recuperare Locomotorie HOCOMA AG – Elveția [LOKOMAT]. Acest sistem este destinat atât adulților cât și copiilor cu deficiențe locomotorii (figura 4.12).



Figura 4.12. Sistemul robotic de rehabilitare pentru asistenta a mersului (Lokomat Treadmill Walker) [24]

Sistemul (figura 4.13) se compune dintr-un exoschelet - 7, o bandă de alergare specială - 4, un dispozitiv de susținere parțială a greutății corpului uman (ham) - 5, și o unitate de comandă/control a sistemului - 2. Acest sistem robotic asigură recuperarea prin exerciții terapeutice asupra articulației șoldului și genunchiului. Exoscheletul este format din orteze care asigură fixarea membrilor inferioare, fiind acționate de către actuatori electrici liniari (șurub-piuliță) pentru fiecare articulație din structura aparatului locomotor uman 1 și 3. Greutatea exoscheletului este suportată total de către un cadru special – 6. Unitatea de comandă și control a sistemului este prevăzută cu un computer care monitorizează în mod continuu starea pacientului (ritmul cardiac), legile de mișcare pe care pacientul le dezvoltă la nivelul fiecărei articulații în parte, controlează actuatorii prin legi de mișcare impuse, acestea fiind considerate ca etalon în timpul activităților terapeutice; elaborează un raport de evaluare terapeutică prin care se poate constata progresul de recuperare locomotorie.

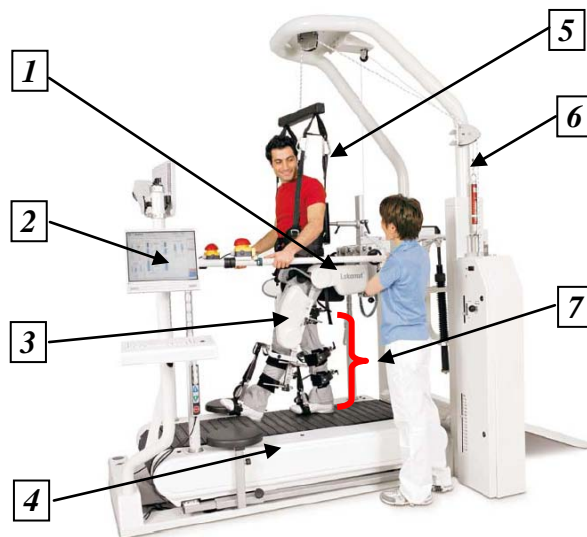


Figura 4.13. Structura sistemului robotic de rehabilitare de tip Lokomat și aspect privind adaptarea acestui sistem pentru recuperarea copiilor cu dizabilități locomotorii [24]

A.5. Sistem robotic de recuperare a locomoției umane – WALKBOT [25, 26, 27]

Tot din categoria sistemelor robotice de recuperare a locomoției umane oferite spre comercializare face parte și sistemul WALKBOT aflat în portofoliul companiei japoneze P&S Mechanics Co. Ltd. Conceptul acestui sistem robotic a avut ca sursă de inspirație

Lokomat-ul, numai că acesta este extins ca și posibilități de mișcare, fapt pentru care acesta vizează și reabilitarea articulației gleznei și piciorului. Chiar mai mult, acesta se adresează unei game variate de pacienți (atac de cord, atac cerebral, discontinuități la nivelul coloanei vertebrale, boala Parkinson, scleroză multiplă, probleme ortopedice) și se consideră a fi cel mai complex și avansat sistem de recuperare a lomcomoției umane aflat spre comercializare. Structura acestuia este prezentată în figura 4.14.

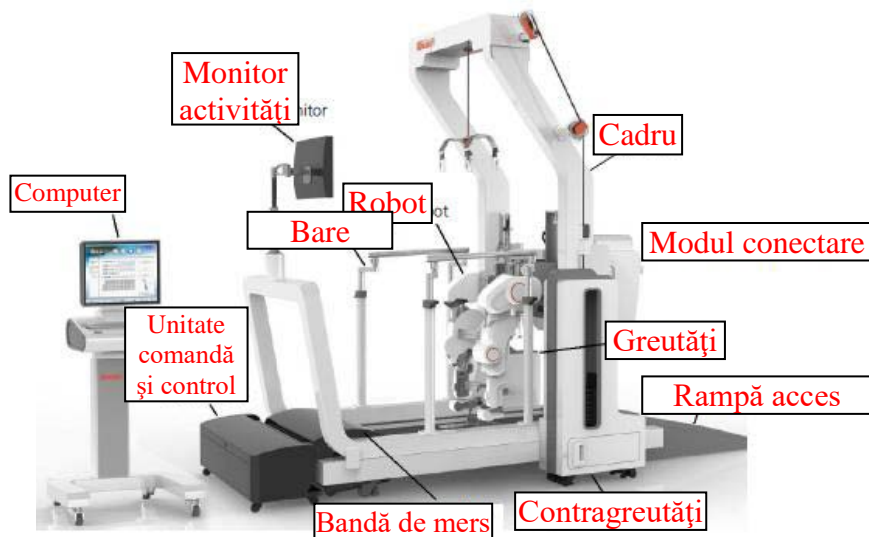


Figura 4.13. Structura sistemului robotic de reabilitare WALKBOT [25]

Exoscheletul are în structură 6 unități de acționare pentru articulațiile principale ale aparatului locomotor uman (figura 4.14). Aceste unități sunt formate din motoare pas cu pas cuplate cu reductoare armonice. Principiul programelor de recuperare este asemănător cu cel al Lokomat-ului bazat pe contact progresiv a membrilor inferioare cu solul. Unitățile de acționare se află într-o strânsă legătură cu o rețea de senzori de forță amplasată în zonele de contact pacient-exoschelet și exoschelet-bandă de mers (figura 4.15).

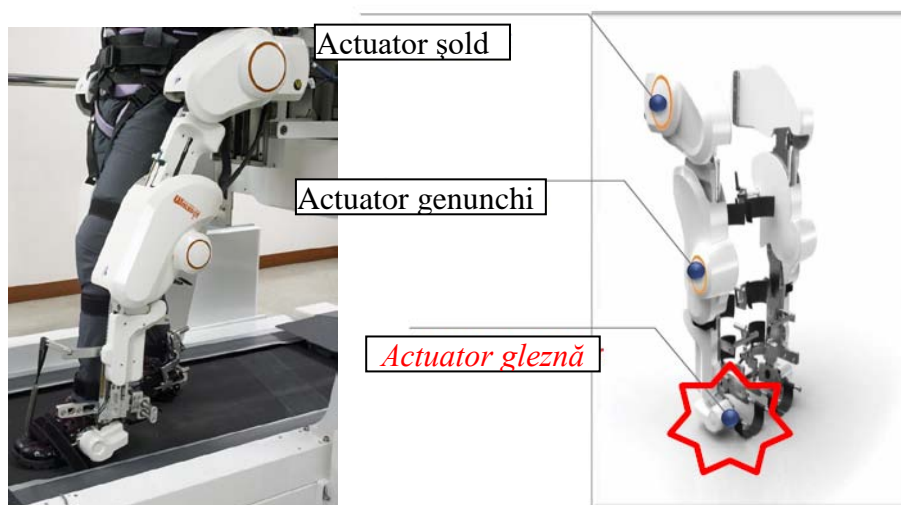


Figura 4.14. Unitățile de acționare din structura exoscheletului [26]

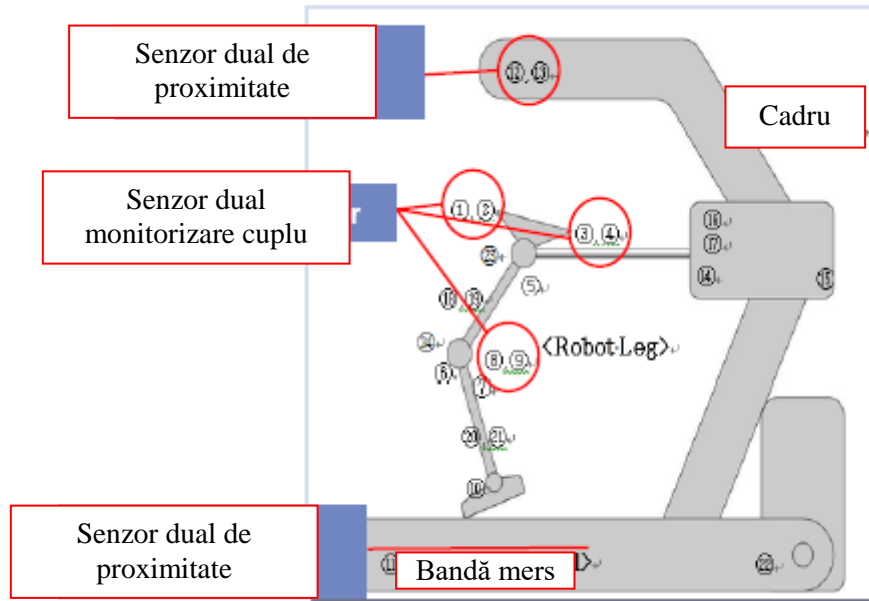


Figura 4.15. Sistemul senzorial ce echipează sistemul robotic WALKBOT [27]

Asupra acestui sistem robotic, grupul de cercetători au încercat să acumuleze o bază de date extrem de variată, și totodată au creat un program implementat în cadrul calculatorului pentru comandă și controlul exoscheletului care selectează datele antropometrice corespunzătoare pacientului în funcție de 4 parametri fundamentali (lungime segment sold-genunchi, lungime segment genunchi-glezna, lungime segment calcaneu-glezna, mărime picior, raport înălțime/greutate) așa cum se remarcă în figura 4.16.

NGPG (Natural Gait Pattern Generator)

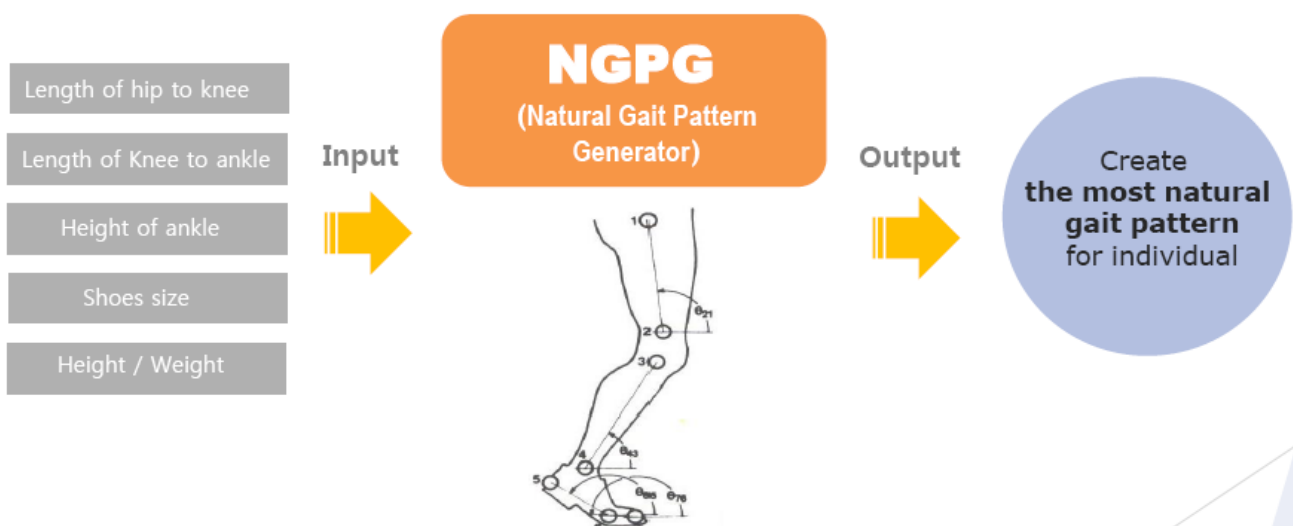


Figura 4.16. Modalitatea de selectare a datelor antropometrice utile în dimensionarea pacientului prin intermediul interfeței WALKBOT – NGPG [27]

Dispozitivele de reglare din structura exoscheletului sunt prevăzute cu sisteme automate de reglare ce fac posibilă adaptarea dimensională a acestuia în funcție de orice tip de subiect uman aflat în perioada de recuperare a mersului. Singurul aspect care îi limitează

utilizarea este acela ca exoscheletul WALKBOT nu poate fi utilizat în cazul copiilor în vederea recuperării locomotorii, dar compania oferă spre comercializare 3 tipuri de sisteme robotice pentru recuperarea locomoției umane, așa cum este prezentat în figura 4.17.

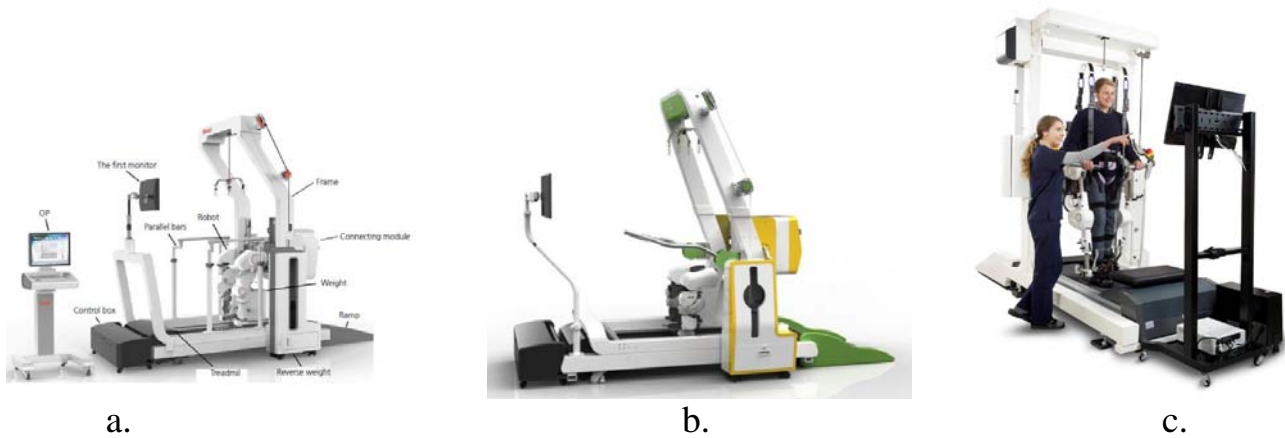
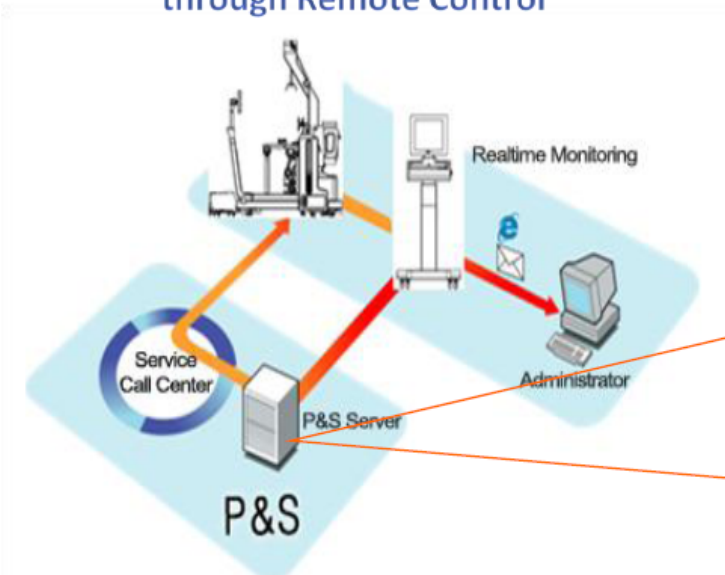


Figura 4.17. Variante ale sistemului robotic pentru reabilitare WALKBOT : Walkbot S pentru adulți, Walkbot K pentru copii; Walbot G atât pentru adulți cât și pentru copii [26]

Un alt element de noutate adus acestui sistem robotic este acela al monitorizării de la distanță și în timp real al procedurilor de recuperare. Din acest considerent sistemul robotic este prevăzut cu un router care permite conectarea sistemului la o rețea de tip intranet, prin care o echipa de specialiști ai companiei P&S monitorizează și eventual asigură service-ul în cazul sesizării unei defecțiuni (figura 4.18).

Constant Monitoring of Device through Remote Control



Real Time Management of Device

Printer Model	IP Address	status	Total Counter	walk
WALKBOT0430	10.15.24.169	🟢	22372	
WALKBOT0032	10.15.25.207	🟢	4001	40092
WALKBOT0438	10.15.102.159	🟢	04	1684
WALKBOT0678	10.15.102.155	🟢	0	1736

- Interfață monitorizare componente WalkBot;
- Informații sistem (instituția, rețea, program mentenanță);
- Informații ale sistemului de operare (frecvența și durata activităților de recuperare);
- Istoric activități recuperare și gestionare bază de date (interfață de monitorizare a uzurii sistemului)

Figura 4.18. Variante ale sistemului robotic pentru reabilitare WALKBOT : Walkbot S pentru adulți, Walkbot K pentru copii; Walbot G atât pentru adulți cât și pentru copii [25]

A.6. Sistem robotic de recuperare a locomoției umane – ReoAmbulator [28, 29]

Continuând cu sistemele robotice pentru reabilitarea locomoției umane, un sistem robotic avansat aflat spre comercializare este cel denumit ReoAmbulator, proiectat de un centru de cercetare MOTORIKA - Medical din Statele Unite. În figura 4.19 este prezentat în ansamblu acest sistem robotic și este similar cu Lokomat și WalBot.

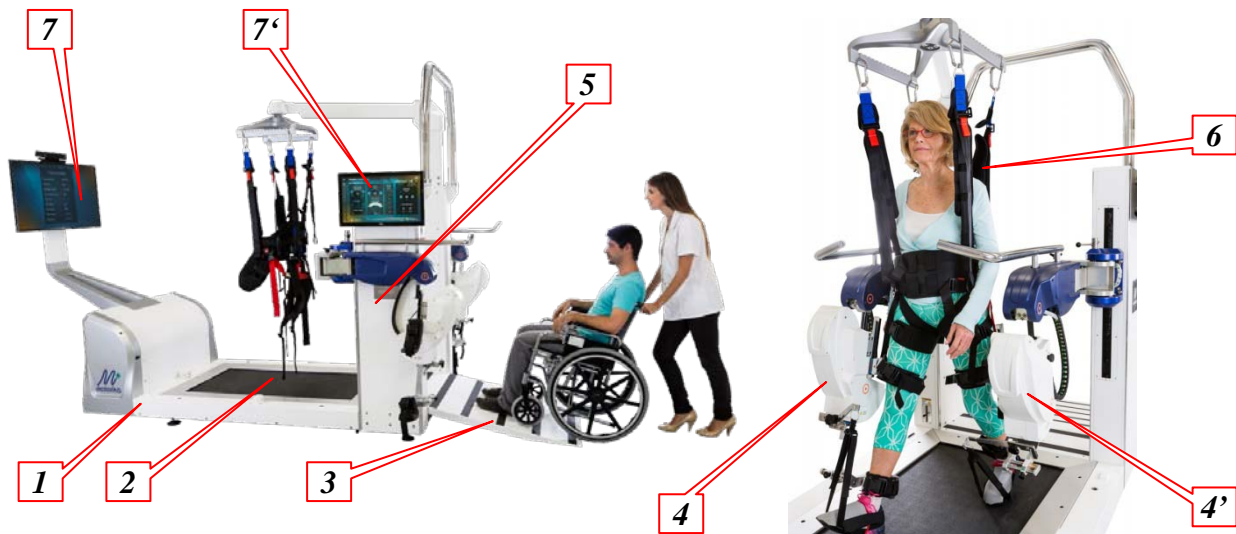


Figura 4.19. Sistemul robotic de reabilitare a locomoției umane ReoAmbulator [28]

Spre deosebire de aceste sisteme, ReoAmbulator acționează numai asupra articulațiilor șoldului și respectiv gleznei și piciorului din structura membrului inferior uman. Acesta are în structură două sisteme robotice care acționează în tandem și sunt paralele cu pacientul așa cum se remarcă în figura 4.19. Astfel că exoscheletul este format din aceste sisteme iar legătura dintre cele două constă în corelarea mișcărilor din punct de vedere electronic, singura legătură fizică fiind pacientul.

ReoAmbulator (figura 4.19) are în structură un batiu -1 solidar cu o bandă de mers specială (corelată cu cele două sisteme robotice ce formează exoscheletul) – 2, o rampă pentru accesul pacientului – 3, cele două sisteme robotice echivalente membrilor inferioare – 4 și 4', sistemul de comandă și control – 5; dispozitivele de asistență și suținere a pacientului în poziție bipedă – 6, două monitoare pentru obținerea informațiilor și realizarea setărilor în timp real a mișcărilor caracteristice proceselor kinetoterapeutice specifice – 7 și 7'.

Cu ajutorul acestui sistem se pot efectua exerciții kinetoterapeutice pentru pacienții suferinzi de: atac de cord, atac cerebral, discontinuități la nivelul coloanei vertebrale parțiale sau totale, boala Parkinson, scleroză multiplă, probleme ortopedice ale aparatului locomotor uman, probleme neurmotorii, recuperare post-operatorie, recuperarea pacienților care au suferit leziuni rezultate din activități sportive.

Parametri dimensionali ai acestui sistem robotic sunt reprezentați în figura 4.20.

Length	Length with ramp	Width	Height	Weight
313 cm (123.2 in)	405 cm (159.4 in)	131 cm (51.6 in)	275 cm (108.7 in)	960 kg (2116.8 lb)
Treadmill width	Treadmill length	Adjustable hip width	Patient weight	Patient height
70 cm (27.5 in)	130 cm (51.2 in)	24-61 cm (9.4-24 in)	max 150 kg (330 lb)	up to 200 cm (78.7 in)
Treadmill speed	Main screen size	System Rating	Frequency	Pediatric module (optional)
Max 10 km/hr (6.21 mph) without robotic legs max 3.5 km/hr (2.17 mph) with robotic legs	40 in. HD TV therapist touch screen size: 22 in.	115/230 VAC 50/60 Hz MAX 2,500 VA	50-60 Hz	Minimal height - 115 cm (45.3 in)
Integrated wheels for easy transport		Integrated wheels for easy transport		

Figura 4.20. Parametri dimensionali ai sistemului robotic ReoAmbulator [29]

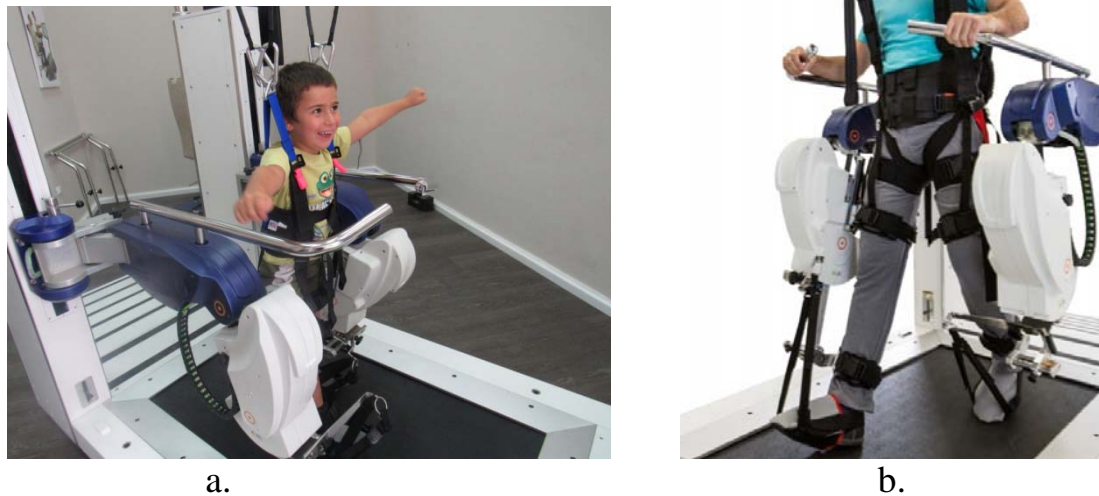
Sistemul robotic ReoAmbulator posedă o interfață flexibilă și intuitivă ce este ușor de utilizat de kinetoterapeut, un soft versatil cu multiple moduri de comandă și control precum și înregistrarea datelor rezultate în urma exercițiilor de recuperare, monitorizarea în timp real ai parametrilor caracteristici activității de mers, design ergonomic avansat, poate realiza ajustarea dimensională a exoscheletului în mod computerizat, conducând astfel la diminuarea timpului acordat reglării sistemului robotic față de pacient, afișarea parametrilor și setarea comenzilor pe baza unei interfețe tactile - figura 4.21.

Sistemul robotic are în structura servomotoare cuplate cu reductoare armonice și mecanisme prin care se asigură transmiterea mișcărilor de la actuatori în zona articulațiilor asupra cărora se realizează exercițiile de recuperare.

ReoAmbulator este comercializat în două variante și anume una dedicată adulților și cealaltă pentru ramura pediatrică (copii), așa cum se reamră în figura 4.22.



Figura 4.21. Interfața sistemului robotic ReoAmbulator [28, 29]



a. b.
Figura 4.22. Soluții constructive ale sistemului robotic ReoAmbulator: a- varianta pediatrică; b- varianta destinată adulților [29]

A.7. Sistem robotic de recuperare a locomoției umane – LOPES [30]

Sistemul robotic numit LOPES este un prototip realizat de către cercetătorii Institutului BMTI (Institute for Biomedical Technology) din cadrul Universității din Twente – Olanda. Acesta combină mișcarea de translație liberă a centurii pelviene cu mișcările dezvoltate de un exoschelet ce conține 3 cuple de rotație motoare (două pentru șold și una pentru genunchi). Cuplele sunt controlate în așa fel încât să se poată asigura o interacțiune cu caracter mecanic bidirecțional între exoschelet și pacient. Sistemul robotic este prezentat în figura 4.23 și este format dintr-un cadru mobil cu rol în susținere a greutateii pacientului și a exoscheletului.

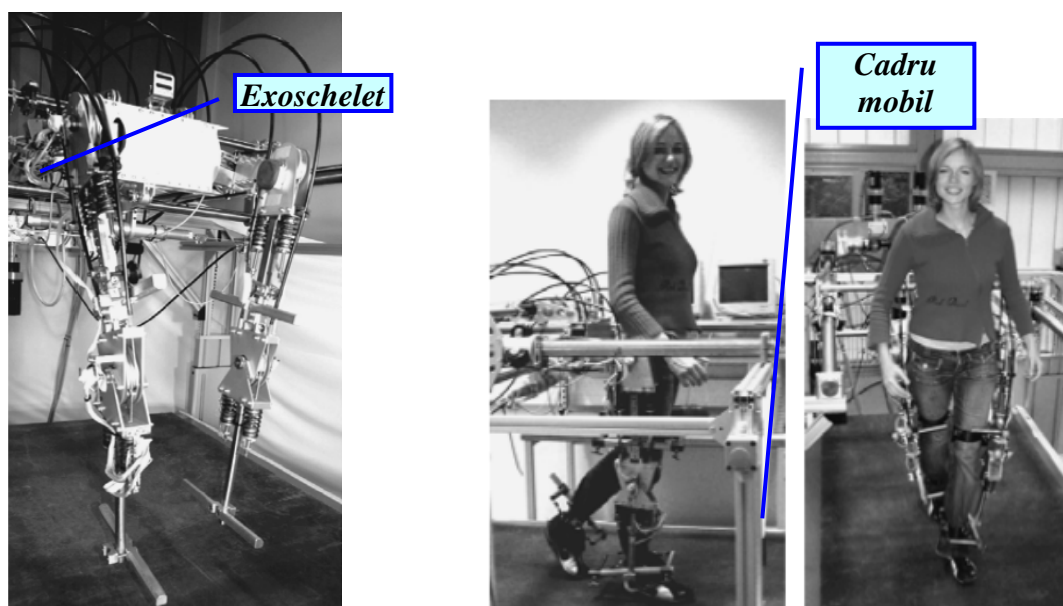


Figura 4.23. Sistemul robotic pentru recuperarea interactivă a locomoției umane – LOPES [30]

Actuatorii electrice rotativi sunt montați pe acest cadru împreună cu sursele de alimentare și unitatea de comandă și control. Acționarea exoscheletului se face de către actuatori prin intermediul unor cabluri și a unor sisteme de amortizare prevăzute cu elemente elastice (figura 4.24).

Legătura între exoschelet și cadru se realizează la nivelul centurii pelviene care permite translația acesteia în vederea menținerii echilibrului postural. De remarcat este lipsa benzii de alergare/pășire, fapt pentru care sistemul robotic este independent față de aceasta. Exoscheletul este prevăzut cu senzori de deplasare și presiune cuplați la o unitate de comandă și control care asigură asistența pe tot parcursul exercițiilor terapeutice întreprinse.

Caracteristici tehnice și terapeutice:

- sistemul robotic este mobil fapt pentru care poate asista pacientul și în timpul activității de pășire întreprinse în afara programului terapeutic de reabilitare a locomoției umane.
- sistemul robotic nu necesită în mod continuu asistență din partea personalului medical calificat;
- permite mobilitatea la nivelul centurii pelviene;
- exoscheletul este cuplat în paralel cu membrele inferioare ale aparatului locomotor uman fiind practic universal, și nu necesită orteze personalizate pentru diferite persoane cu dizabilități locomotorii;
- reglarea și ajustarea cu ușurință a posturii umane prin intermediul unor dispozitive mecanice;
- implementarea unor exerciții terapeutice prin programarea unității de comandă și control.

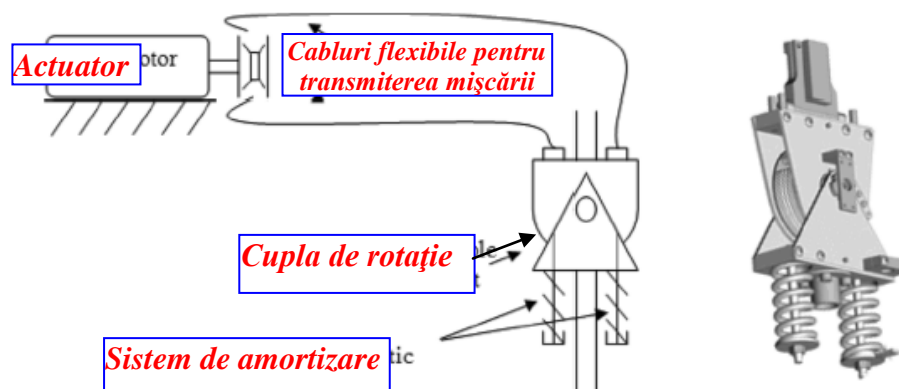


Figura 4.24. Sistemul de acționare a cuplelor din structura exoscheletului [30]

A.8. Sistem ortetic inteligent pentru membru inferior uman – KIT-EXO 1 [31]

Un alt sistem pentru reabilitarea locomoției umane este cel proiectat de un grup de cercetători din cadrul Institutului Tehnologic Karlsruhe – Germania dedicat unui singur membru inferior. Acesta are în structură sisteme ortetice pentru cele două segmente ale membrului inferior uman (femur și tibia) având două grade de libertate așa cum se observă în figura 4.25.



Figura 4.25. Exoscheletul KIT-EXO1: modelul CAD (a), prototipul (b) [31]

Proiectul are la bază utilizarea unor orteze clasice din gama OTTO Bock (17B47=20 / 17B57=20), acestea fiind ulterior modificate pentru montarea unor actuatori. Legătura dintre cele două orteze este realizată prin intermediul unor bride metalice confecționate din aliaje de aluminiu. Exoscheletul format poate suporta o greutate de 75 kg, tot ansamblul fiind proiectat pe principiul preț de cost scăzut (aprox. 50 euro). Acționarea se realizează doar la nivelul articulațiilor genunchiului și gleznei, deci cele două articulații fiind active, iar în zona gleznei, exoscheletul este prevăzut cu o cuplă de rotație pasivă pentru micșarea de pronție/supinație, această cuplă fiind amplasată sub călcâi. Pentru diminuarea frecării din cuple, acest sistem ortetic este prevăzut cu rulmenți cu diametru exterior de 28mm. Actuatorii utilizați sunt liniari, care au în structură o transmisie prin cuplă elicoidală acționată de un motor electric rotativ, iar tija șurubului transmisiei prin cuplă elicoidală este modificată, fiind conectată la un sistem de amortizare activ ce are în structură elemente elastice, așa cum se observă în figura 4.26. Rolul transmisiei prin cuplă elicoidală este de a menține controlul articulației iar prin introducerea sistemului de amortizare cu elemente elastice sunt eliminate șocurile rezultate în urma contactului cu solul.

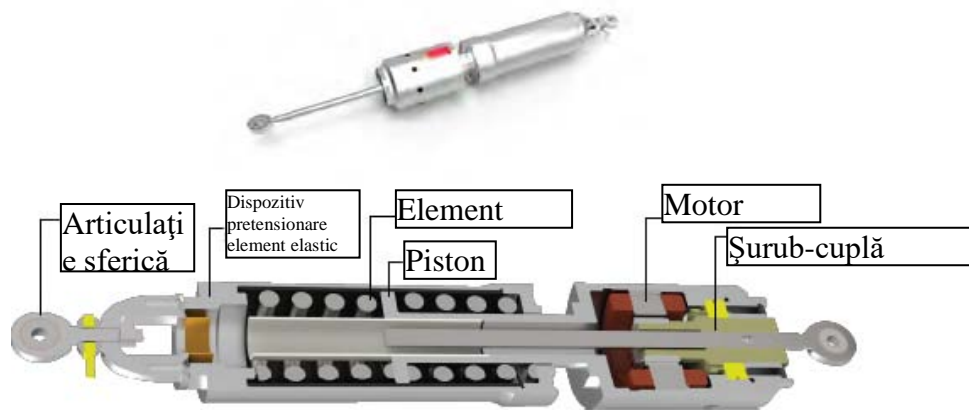


Figura 4.26. Structura actuatorului pentru exoscheletul KIT-EXO1 [31]

Săgeata creată în urma comprimării elementelor elastice atinge o valoare de 21 mm, iar acest actuator a fost proiectat pentru a dezvolta o sarcină de 1000N. Prin amplasarea acestuia la nivelul articulației genunchiului acesta poate dezvolta un cuplu de 120 Nm.

Exoscheletul KIT-EXO1 este prevăzut cu senzori pentru monitorizarea activității musculare (figura 4.27) la nivelul membrului inferior sănătos, iar actuatorii sunt controlați de un PC prin intermediul unui controller de tip ELMOMotion Control.



Figura 4.27. Senzorii pentru monitorizarea activității musculare și modalitatea lor de dispunere pe membrul inferior sănătos [31]

Ca și principiu de funcționare, sistemul senzorial va acționa sub aspect negativ exoscheletul în sensul ca atunci când la nivelul membrului inferior sănătos aceștia sesizează activitate musculară, actuatorii nu sunt acționați (deoarece membrul inferior sănătos se află în faza de pășire parțială - semipas), iar când membrul inferior sănătos se află în faza de sprijin unipodal, atunci actuatorii vor primi semnale și vor acționa exoscheletul.

A.9. Exoschelet pentru asistența membrilor inferioare în faza de balans a mersului – Bilateral Exoskeleton [32]

Departamentul de Inginerie Mecanică al Universității din Delaware – USA, a elaborat un exoschelet care contribuie la asistența aparatului locomotor uman numai în faza de balans a mersului. Acesta, denumit „Bilateral Exoskeleton”, are în structură 4 elemente elastice (arcuri) care au capacitatea de a inmagazina energie în urma solicitării de torsiune a acestora rezultată în faza de balans a unuia dintre membrele inferioare ale pacientului. Modalitatea de

dispunere a acestora este reprezentată schematizat în figura 4.28, alături de modelul CAD al prototipului.

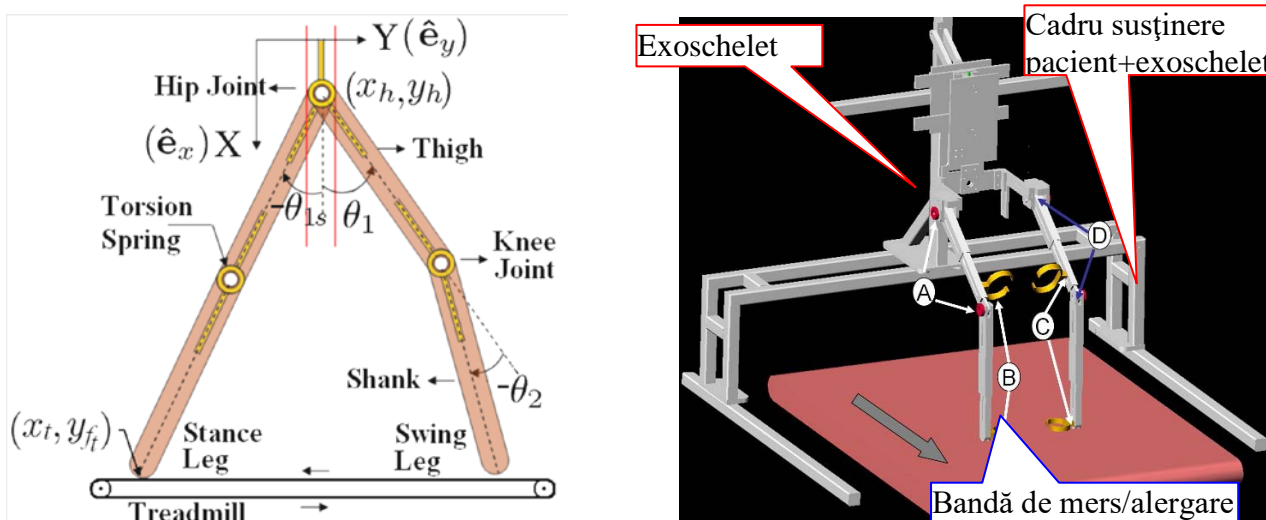


Figura 4.28. Exoscheletul denumit generic „Bilateral Exoskeleton” – amplasarea elementelor elastice și modelul CAD [32]

Cercetătorii din cadrul acestui departament au analizat amănunțit mersul uman încercând să găsească soluții alternative pentru înmagazinare de energie și disiparea acesteia în faza de balans a mersului pentru membrele inferioare aflate în tandem. În ceea ce privește structura mecanică a exoscheletului, aceasta are 4 elemente elastice amplasate în centrele articulare, așa cum se remarcă în figura 4.28 – elementele numerotate cu A. Exoscheletul este prevăzut cu dispozitive de fixare - B a membrilor inferioare față de structura mecanică a acestuia, și de celule pentru monitorizarea momentelor de torsiune dezvoltate de către fiecare articulație -C. Prototipul elaborat, prezentat în figura 4.29, este prevăzut cu dispozitive mecanice pentru reglarea rigidității elementelor elastice.

Procedura de rehabilitare a locomoției umane constă în utilizarea unui subiect uman sănătos cu date antropometrice apropiate de cele ale pacientului, urmând ca sub asistența unui specialist să fie reglate gradual rigiditățile elementelor elastice, în funcție de limitele unghiulare impuse asupra articulațiilor aparatului locomotor uman. În urma acestor reglaje preliminare, pacientul este fixat de exoschelet încercând să efectueze mișcările aferente activității de pășire.

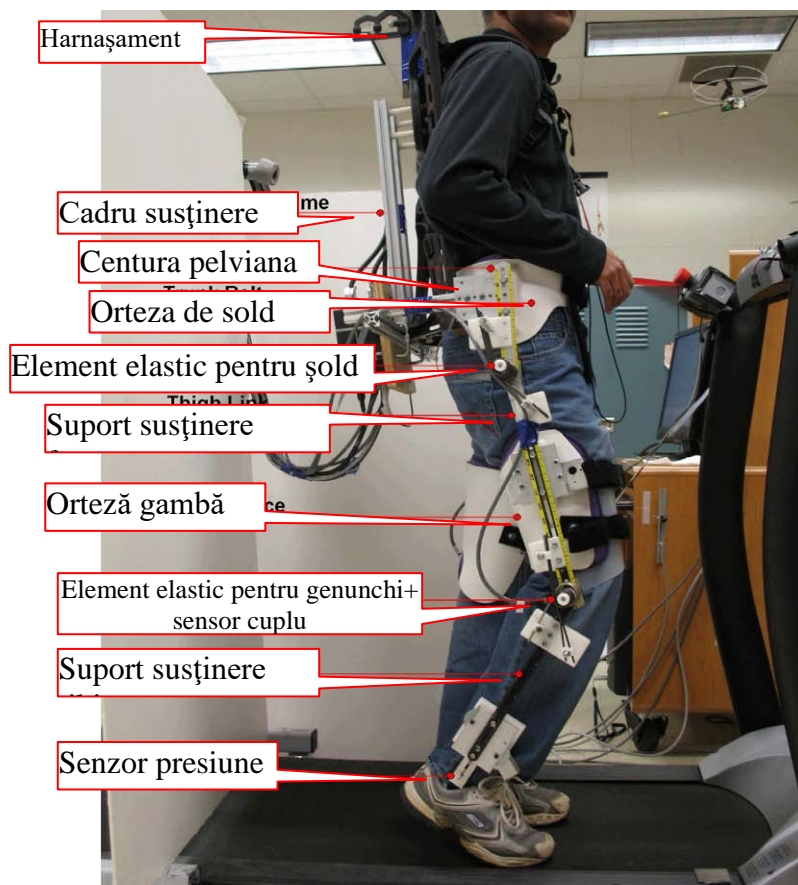


Figura 4.29. Structura prototipului „Bilateral Exoskeleton” [32]

A.10. Exoschelet pentru reabilitarea locomoției umane după accidente vasculare – H2 robotic exoskeleton [33, 34]

Exoscheletul H2 a fost elaborat de un grup de cercetători din cadrul Departamentului de Calculatoare și Inginerie Electrică al Universității din Houston – Statele Unite fiind dedicat reabilitării locomoției umane pentru persoanele care au avut accidente vasculare. Prototipul realizat este unul limitat din punct de vedere dimensional, deoarece se adresează persoanelor cu o înălțime cuprinsă între 1,50 metri și 1,95 metri, suportând o greutate maximă admisibilă a pacientului de 100 kg. Acesta oferă 6 grade de libertate, fapt pentru care este prevăzut cu 6 actuatori pentru articulațiile principale ale membrilor inferioare (șold, genunchi, gleznă). Încă din faza conceptuală, cercetătorii au luat în calcul criterii specifice ergonomicității, confortului și adaptabilitate versatilă. Din aceste considerente structura mecanică a exoscheletului este confecționată din aliaje de aluminiu ce redau acestuia robustețe și greutate scăzută. Prototipul prezentat în figura 4.30 posedă limitatoare unghiulare mecanice prin care se asigură mișcările de flexie/extensie prezentate în tabelul 4.1.

Tabelul 4.1. Domeniile de mișcare ale exoscheletului H2- [33]

Articulație	Șold	Genunchi	Gleznă
Mișcare			
Flexie	100°	100°	20°
Extensie	20°	3°	20°



Figura 4.30. Prototipul exoscheletului H2 [33]

Elementele echivalente segmentelor osoase posedă dispozitive mecanice de ajustare dimensională în așa fel încât acesta să fie utilizabil de o gamă variată de pacienți. De asemenea acesta este prevăzut cu un cadru clasic ajutător pentru pășire în vederea susținerii greutății exoscheletului prin intermediul pacientului. În structura sa se mai regăesc o serie de senzori de forță (timbre tensometrice) și encodere prin care se realizează controlul și comanda exoscheletului H2, pe baza schemei din figura 4.31.

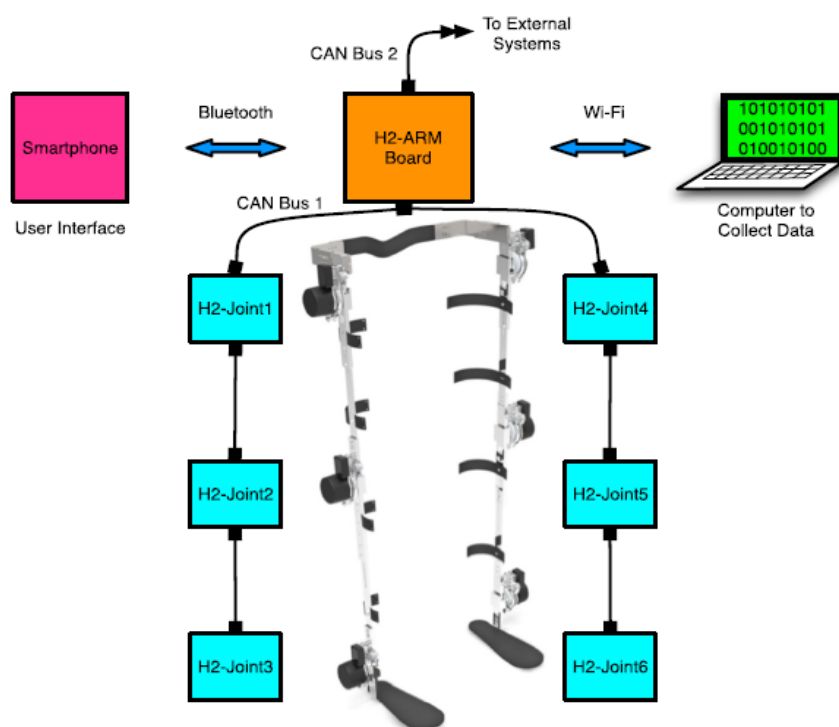


Figura 4.31. Schema de comandă și control pentru exoscheletul H2 [33]

Astfel că senzorii de forță reprezentați prin mărci tensometrice care măsoară deformațiile la nivelul fiecărui segment al exoscheletului, iar printr-un algoritm de calcul convențional valorile oferite de aceste mărci tensometrice este obținut cuplul necesar acționării fiecărei articulații și monitorizarea acesteia în timp real prin intermediul plăcii H2-ARM Board. Encoderele sunt amplasate în zona actuatorilor (câte unul pentru fiecare actuator, acționați prin intermediul unei transmisii prin curele dințate) și au rolul de a sesiza valorile maxime impuse fiecărei articulații în vederea asigurării unei mișcări corespunzătoare. Exoscheletul H2 este setat pe baza unui algoritm flexibil implementat pe placa H2-ARM de către un operator prin intermediul unei aplicații speciale instalată pe un calculator sub sistem de operare windows. Comunicarea între placa H2-ARM și calculator se face printr-un protocol wireless.

În ceea ce privește actuatorii, aceștia sunt electrici din gama Maxon, respectiv Maxon EC60, care sunt alimentați la o tensiune de 24Vcc și oferă un cuplu nominal de 220Nmm. Cuplul la ieșirea motorului este amplificat prin intermediul unor reductoare armonice cu raportul de transmitere la ieșire de 160:1. Astfel actuatorii oferă la ieșire un cuplu nominal de 35Nm și un cupla maxim de 180Nm. Ținând cont de datele din literatura de specialitate [17], acești actuatori sunt suficienți pentru a asigura mișcarea fiecărei articulații din structura exoscheletului H2.

Prototipul exoscheletului H2 este autonom, depinzând doar de o sursă de energie electrică externă asigurată prin intermediul unui acumulator extern de 22,5Vcc și un curent de 12Ah. Acumulatorul este montat pe suportul de susținere a centurii pelviene, fiind purtat de către pacient. Un dezavantaj major al acestui prototip este dat de durata de utilizare, aceasta datorită acumulatorului fiind limitată la 10 minute.

În urma unor analize experimentale pe un grup format din 3 pacienți, prototipul H2a fost validat, obținând rezultate satisfăcătoare, apropiate de cele ale unor subiecți umani sănătoși similari ca date antropometrice cu cei trei pacienți.

Rezultatele obținute sunt prezentate în figura 4.32, unde curba de culoare albastră servește ca element de referință valabilă pentru subiecții umani sănătoși, curba de culoare roșie corespunde pacienților care au încercat pentru prima dată exoscheletul H2, iar curba de culoare neagră corespunde aceluiași pacienți care au testat zilnic exoscheletul pe o perioadă de 20 de zile.

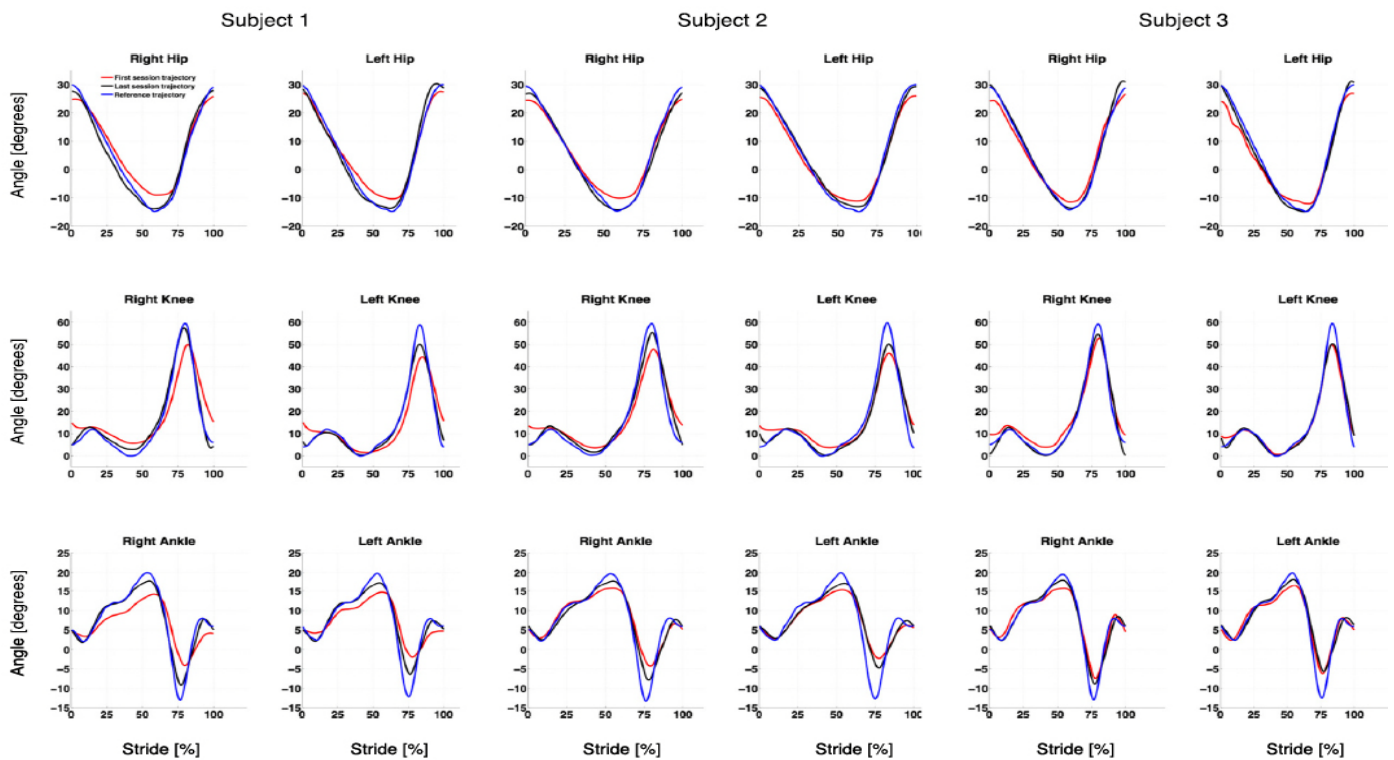


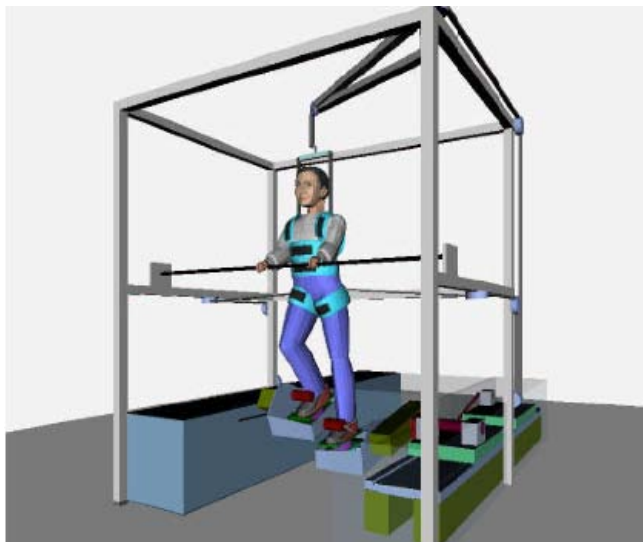
Figura 4.31. Date experimentale obținute în urma testării exoscheletului H2 [34]

B. Sisteme robotice inverse pentru reabilitarea locomoției umane

În prezent există spre comercializare 3 sisteme robotice inverse al căror principiu de funcționare se bazează pe realizarea mișcării inverse de la articulația gleznei și piciorului spre articulația genunchiului, iar în final articulația șoldului. Principiul se bazează pe traiectoria generată de anumite puncte caracteristice din zona gleznei și piciorului, ea fiind asigurată prin intermediul unor mecanisme active acționate de un actuator (platforma/podea mobilă). Celelalte două articulații (genunchi și șold) sunt constrânse prin intermediul unui mecanism din structura unui exoschelet care limitează mișcările acestora, fiind permise numai cele pentru activitate de pășire. Practic acest principiu utilizează doar doi actuatori care funcționează în tandem pentru generarea traiectoriilor de la nivelul gleznei și piciorului.

B.1. Sistemul robotic invers „Fraunhofer HapticWalker” [36, 37]

Primul sistem robotic invers este cel de reabilitare/recuperare denumit “Fraunhofer HapticWalker” dezvoltat de către cercetătorii Emkem J., Reinkensmeyer D. Acesta posedă pentru fiecare membru inferior câte 3 grade de libertate, un ham pentru susținerea pacienților cu dizabilitati locomotorii la nivelul umerilor și actuatorii situați la nivelul mecanismului de acționare al platformelor de pășire. Acest sistem robotic ofera controlul continuu al traiectoriei piciorului pentru simularea unor activitati de urcare/coborare trepte scari (figura 4.40).



a.



b.

Figura 4.40. Sistemul robotic Fraunhofer Haptic Walker: a modelul virtual; b- prototip [36, 37]

B.2. Sistemul robotic invers „G-EO System” [38, 39]

Compania REHA-TECHNOLOGY din Olten-Elveția comercializează un sistem robotic invers denumit G-EO System ce se adresează pacienților cu deficiențe neuromotorii al cărui principiu de funcționare se bazează pe generarea inversă a mișcărilor pornind de la traiectoriile generate de articulația gleznei și piciorului. Acest sistem are în structură un mecanism care acționează în tandem două platforme de susținere a pacientului. Mișcările generate de aceste platforme respectă traiectoriile – șablon pentru un mers cât mai natural de către un subiect uman fără deficiențe neuromotorii. Acesta este prezentat în figura 4.41 și este format dintr-un cadru fix (A), mecanismul generator de traiectorie de la nivelul articulațiilor gleznei și piciorului (B), cadru de susținere cu harnașament al pacientului (C), sistemul de comandă și control (D).

Cadrul de susținere și harnașamentul sistemului robotic permite poziționarea pacientului după 3 direcții așa cum se remarcă în figura 4.42, iar elementul de noutate al acestuia constă în implementarea realizării mișcărilor membrilor inferioare prin 3 programe (mers/pășire, urcare/coborâre trepte scări, mișcări parțiale la limită pentru articulațiile membrului inferior – figura 4.43).



Figura 4.41. Sistemul robotic G-EO System [38]

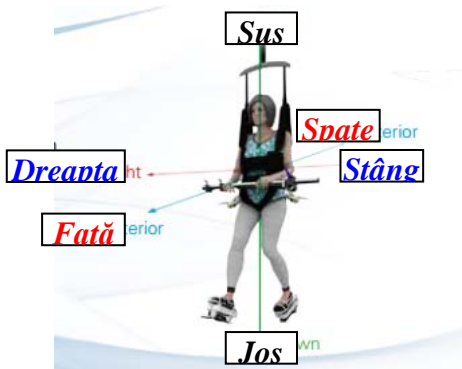


Figura 4.42. Posibilitățile de poziționare ale pacientului pe sistemul robotic G-EO System [39]



Figura 4.43. Programe de recuperare pe sistemul robotic G-EO System [39]

Sistemul robotic G-EO System are o greutate de 900kg poate asigura o viteză de 2,3km/h, o cadență de 70 pași/min, lungimea unui pas fiind reglabilă în domeniul 0-550 mm, iar amplitudinea unghiulară pentru articulația gleznei și piciorului fiind cuprinsă într - 80°/80°, greutate pacienți 75-150kg. Cotele acestui sistem sunt prezentate în figura 4.43, iar acesta este comercializat în două variante constructive, una pentru adulți și cealaltă pentru copii. De asemenea acesta vine echipat cu o serie de module specifice tehnicilor kinetoterapeutice și anume:

- monitor LED cu scenarii specifice activităților (scenariu mers/pășire, scenariu alergare, scenariu urcare/coborâre trepte scară) în vederea captării atenției pacientului;
- modul de suport al articulației genunchiului (K-module, PK-module);
- modul pediatric destinat reabilitării locomoției copiilor;

- modul FES ce permite integrarea unor stimulatori electrici în vederea monitorizării și excitării tonusului muscular de la nivelul membrelor inferioare;
- modul H pentru monitorizarea ritmului cardiac;
- modul R pentru colectarea și dezvoltarea unor analize statistice privind evoluția în timp a pacienților ce au utilizat acest sistem robotic.

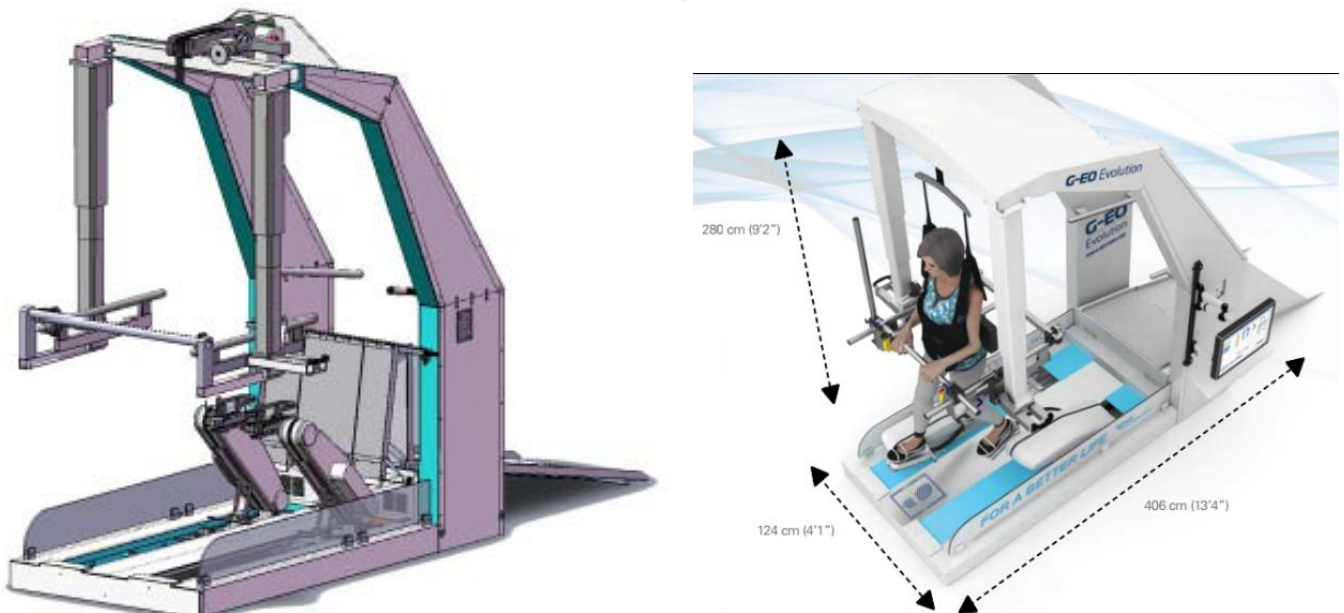


Figura 4.43. Modelul virtual al sistemului robotic și cotele dimensionale ale prototipului elaborat [38]

Elementul esențial al acestui sistem robotic este constituit din mecanismul platformei de pășire a sistemului robotic. Acest mecanism este prezentat în figura 4.44 unde se identifică următoarele repere: 1-actuator principal pentru acționarea transmisiei prin cuple elicoidale în vederea deplasării platformei pentru membrul inferior stâng prin intermediul ghidajului 6; 2 – actuator pentru a asigura unei mișcări relative a membrului inferior stâng (varus/valgus); 3 – bielă pentru asigurarea mișcării de flexie plantară/dorsală; 4 – sanie principală; 5- sanie mișcare relativă; 6-ghidaj; 7- șurub transmisie prin cuplă elicoidală.

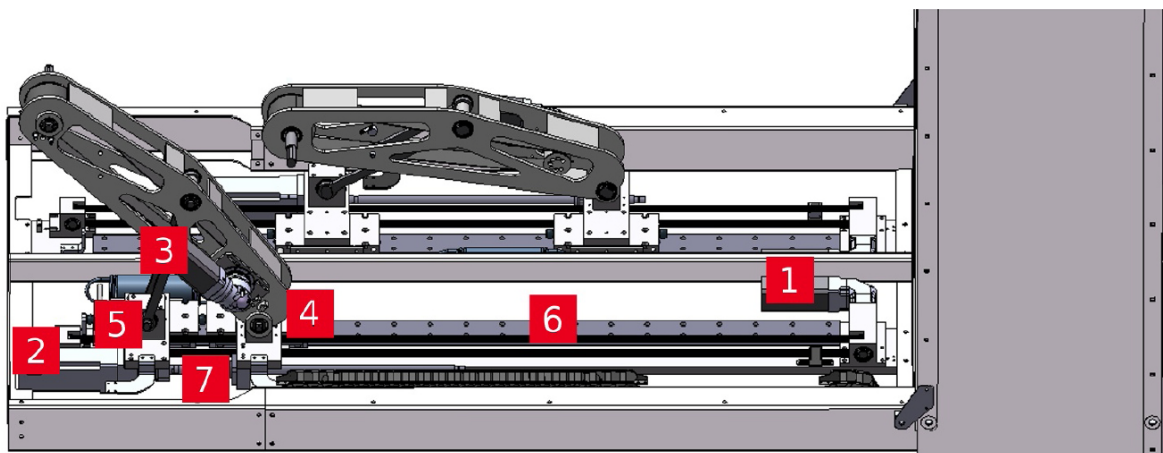


Figura 4.44. Modelul virtual al mecanismului pentru platformele ce asigură mișcarea inversă a sistemului robotic G-EO System [38]

Din figura 4.44 se constată că fiecare platformă echivalentă a unui membru inferior posedă 3 actuatori și anume: unul (1) pentru acționarea transmisiei prin cuplă elicoidală, respectiv deplasarea uneia dintre platforme în față și respectiv în partea din spate a pacientului; cel de-al doilea (2) pentru asigurarea mișcării de varus/valgus; și al treilea (3) pentru asigurarea variației unghiulare a articulației gleznei și piciorului în mișcarea de flexie plantară/dorsală prin intermediul unei transmisii prin curele dințate. Actuatorii (1) și (2) sunt servomotoare cu o putere de 1500W iar al treilea (3) este un servomotor cu o putere de 400W, programabili și controlați prin protocoale specifice de tip CoM implementate pe un laptop.

Mecanismul funcționează „în sistem foarfecă” pentru ambele membre inferioare.

B.3. Sistemul robotic invers „LokoHelp” [40]

Un alt sistem robotic invers pentru reabilitarea locomoției umane, este cel comercializat de compania WookWay denumit generic LokoHelp. Acesta a fost proiectat de un grup de cercetători din cadrul Institutului de Știință în domeniul Reabilitării – Klinik Bavaria – Gera din Germania pornind de la traiectoriile dezvoltate în timpul mersului pe bicicletă.

Cheia elaborării acestui sistem robotic a fost identificarea unui mecanism care să genereze traiectoriile în timpul mersului uman ale unor puncte caracteristice de pe picior. Din acest considerent grupul de cercetători au analizat foarte mult stepper-ele și bicicletele statice, fapt pentru care a rezultat mecanismul patentat de către aceștia din structura LokoHelp.

Acest sistem robotic este similar din punct de vedere structural ca și G-EO System deoarece constă în mecanismul generator de traiectorie de la nivelul piciorului.

Astfel în figura 4.46 sunt identificate componentele principale ale acestuia și anume: 1- harnașament pentru susținerea pacientului; 2 – elemente de ghidare și sprijin pentru pacient; 3 – unitate pentru ajustarea manuală a poziției bipede a pacientului; 4 – bandă de mers specială; 5 – mecanismul generator de traiectorie pentru pășire; 6 – sistem de comandă și control.

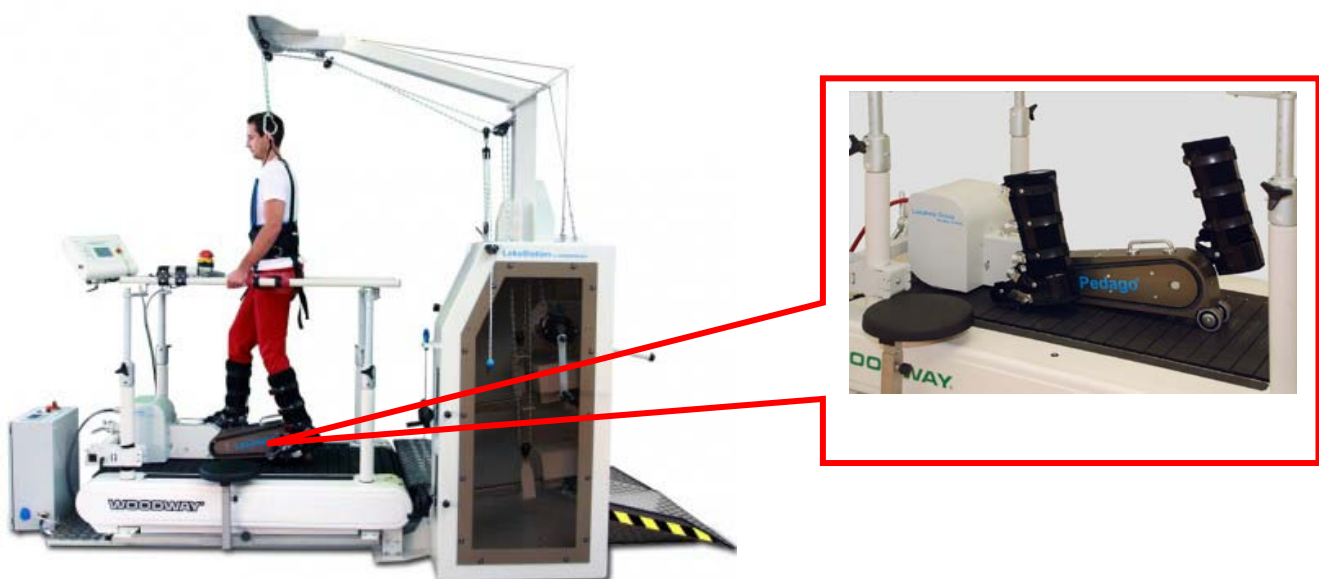


Figura 4.45. Sistemul robotic invers de reabilitare a locomoției umane LokoHelp [40, 41]

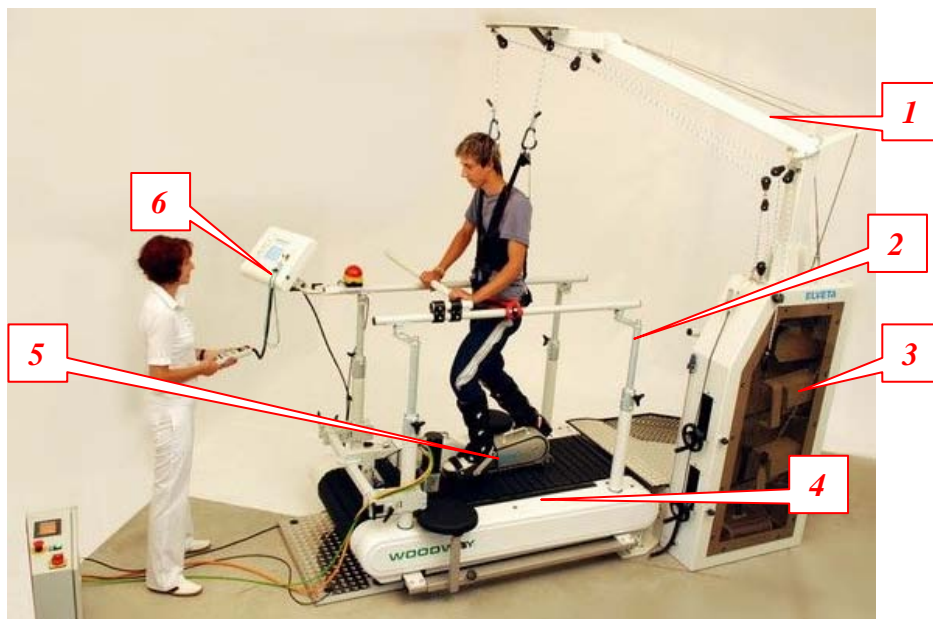


Figura 4.46. Componentele principale din structura sistemului robotic LokoHelp [40]

Mecanismul generator de traiectorie are în structură un singur actuator ce acționează prin intermediul unui reductor planetar o transmisie specială prin lanț.

Lanțul este unul special, deoarece este prevăzut pe zalele de închidere cu un sistem de prindere a unor ghete, similare cu cele de la schi, ce urmează să fie încălțate de către pacient așa cum se observă în figura 4.47.

Banda de alergare poate fi înclinată cu un unghi de până la 30°. Mecanismul generator de traiectorii este detașabil și permite utilizarea separată a benzii de mers (figura 4.48).

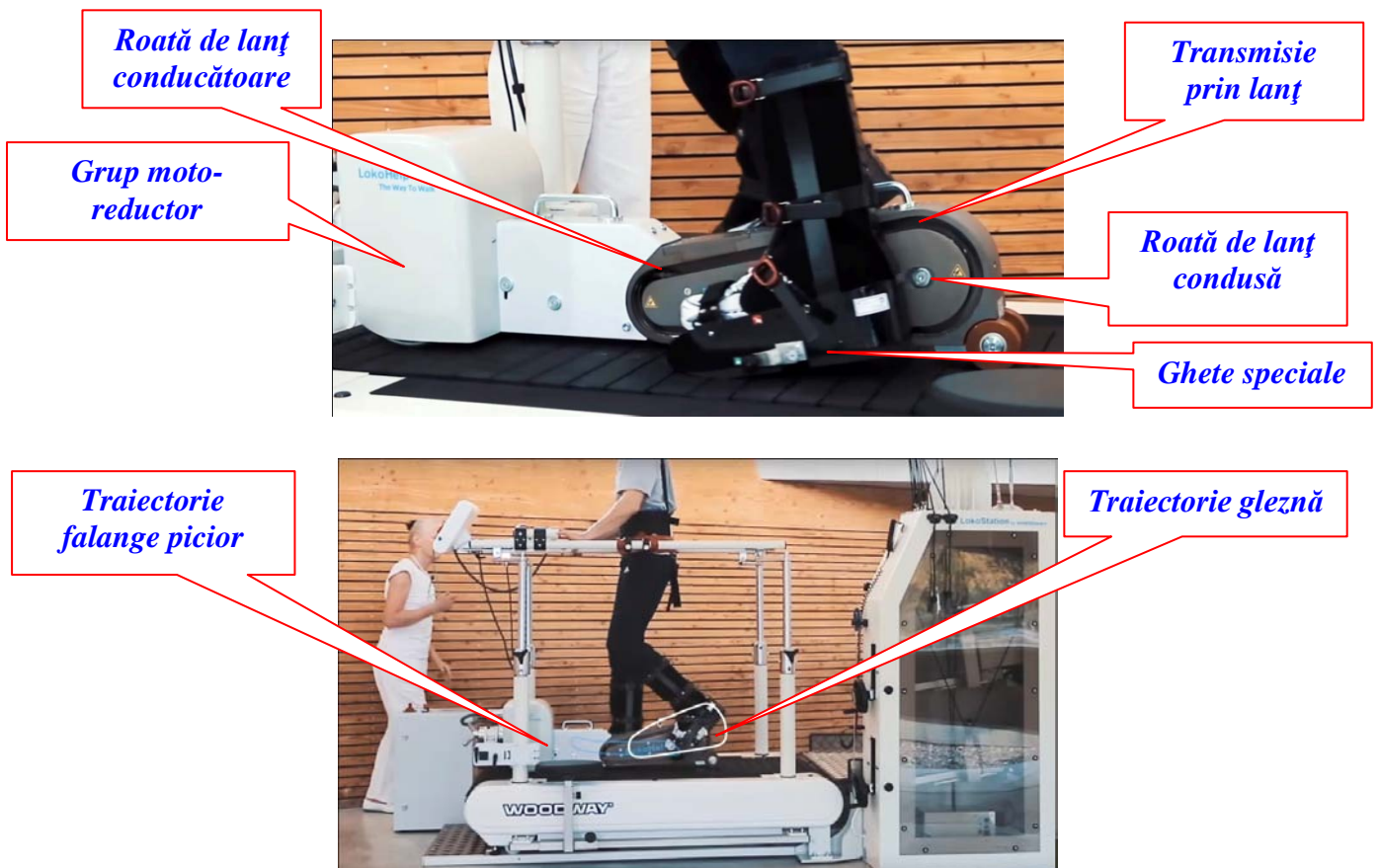


Figura 4.47. Structura mecanismului generator de traiectorii și traiectoriile generate [41]



Figura 4.48. Aspect privind detașarea mecanismului generator de traiectorii [41]

C. Sisteme robotice convenționale pentru reabilitarea locomoției umane

Aceste sisteme robotice de reabilitare a locomoției umane sunt încă în faza de prototip. Principiul de funcționare se bazează pe transmiterea mișcării prin elemente flexibile gen cabluri sau elemente deformabile de tip mecanisme compliante. Cele cu acționare prin elemente flexibile – cabluri prezintă o serie de avantaje cum ar fi transmiterea mișcării de la distanță fără a încălca cu sarcini suplimentare pacientul în timpul exercițiilor kinetoterapeutice, însă din punct de vedere dimensional, acestea necesită un volum mare pentru asigurarea manevrabilității pacientului și implicit desfășurarea exercițiilor de recuperare a locomoției umane.

C.1. STRING – MAN. Sistem robotic cu acționare prin cabluri [42]

Sistemul robotic cu acționare prin cabluri denumit STRING-MAN este un prototip, realizat de Institutul de Cercetare Fraunhofer din Berlin – Germania, cu rol în recuperarea persoanelor cu dizabilități locomotorii rezultate în urma accidentelor vasculare. Acesta a fost proiectat în vederea implementării exercițiilor terapeutice de recuperare a funcțiilor motrice și a echilibrului postural (figura 4.49).

Sistemul robotic este prevăzut cu un număr de 7 corzi (1), prin care corpul pacientului poate fi suspendat parțial sau total. Pacientul va purta un corset special (2), ce va fi ancorat prin intermediul corzilor de un cadru metalic special (3). Lungimea corzilor se poate modifica automat de către un computer prin intermediul unui sistem format din scripeti pivotanți și actuatori electrici liniari (figura 4.50).

Pacientul va putea să pășească prin intermediul unei benzi de alergare/pășire electrice (4). Mișcarea membrelor inferioare ale pacientului va fi realizată prin intermediul unor orteze speciale, ce sunt acționate de actuatori electrici prin intermediul unor cabluri (5). Actuatorii sunt prevăzuți cu unități senzoriale care controlează și monitorizează în mod continuu lungimea corzilor prin care este ancorat pacientul. De asemenea computerul

controlează pe tot parcursul exercițiilor terapeutice echilibrul kinestetic pe 6 direcții prin intermediul modificării lungimii corzilor.

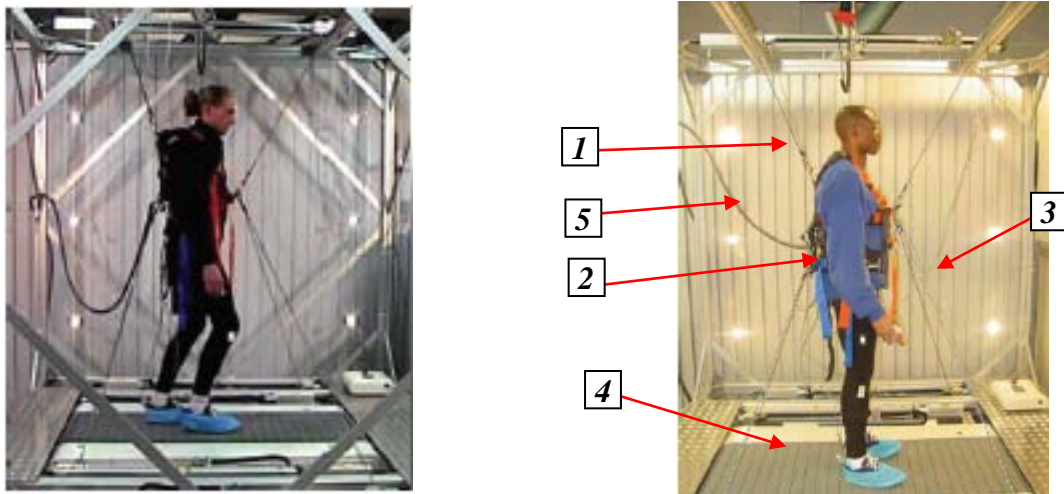


Figura 4.49. Sistemul robotic convențional STRING-MAN [42]

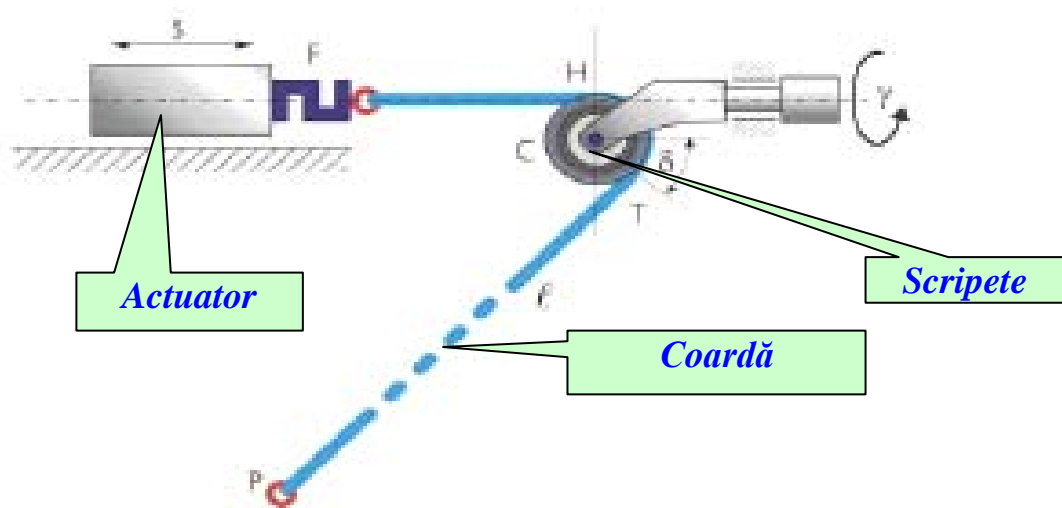


Figura 4.50. Structura sistemului de acționare cu scripeți [42]

Sistemul robotic STRING – MAN posedă următoarele caracteristici tehnice și medicale:

- o pregătire automată a pacientului, confortabilă și eficientă pentru exercițiile terapeutice incluzând fixările simple ale corsetului și ortezelor cu ridicare automată a pacientului de pe scaunul cu roțile și amplasarea acestuia pe banda de alergare/pășire;
- ajustare și calibrare automată a poziției pacientului cu personal terapeutic minim (o persoană);
- posibilitate de planificare și programare a exercițiilor terapeutice în funcție de progresul terapeutic al pacientului și de dizabilitățile locomotorii pe care acesta le posedă;
- un control dinamic și totodată programabil a greutății aparatului locomotor uman prin ajustarea lungimii și tensiunii corzilor;
- monitorizare continuă asupra stării pacientului în timpul exercițiilor terapeutice (ritmul cardiac, contracții musculare, etc);

- înregistrarea și stocarea datelor rezultate în urma fiecărui exercițiu terapeutic în vederea evaluării progresului terapeutic;
- asigurarea unui confort și siguranță pe tot parcursul exercițiilor terapeutice;
- aducerea pacientului în poziția inițială după realizarea exercițiilor terapeutice.

V. Tehnici și Echipamente de măsurare a Activității Electrice Musculare

5.1. 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).

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 nervoși și de la centru la periferie. De 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. 5.1).

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 analizorii. Denumirea de analizor, dată de I.P. Pavlov, provine din faptul că 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.

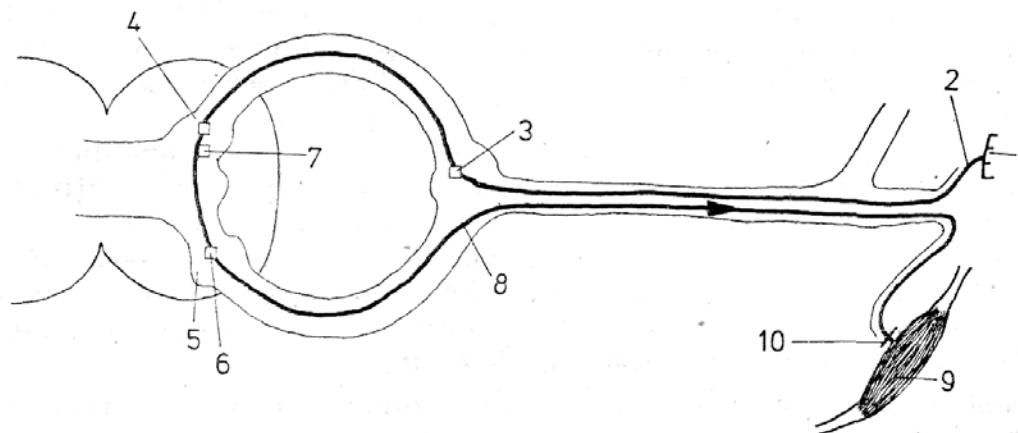


Fig. 5.1 — Schema unei mișcări reflexe. 1—receptor; 2 — filet senzitiv. 3 — ganglion spinal; 4 — corn posterior cu neuron senzitiv; 5 — corn anterior; 6— motoneuron (neuron alfa); 7 — neuron de asociație; 8 — filet motor; 9 — corp muscular efector; 10 — placă motorie.

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. 5.2 A). Pe o secțiune schematică apare stratul 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. 5.2 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. 5.3). 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. 5.4). 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. 5.5), dar un stimul mai important determină o conducere „saltatorie” a potențialului de acțiune în lungul terminației nervoase mielinizate (fig. 5.6).

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 receptori dispuși printre celulele epiteliale ale mucoasei olfactive. Impresiile gustative sunt culese de receptori 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.

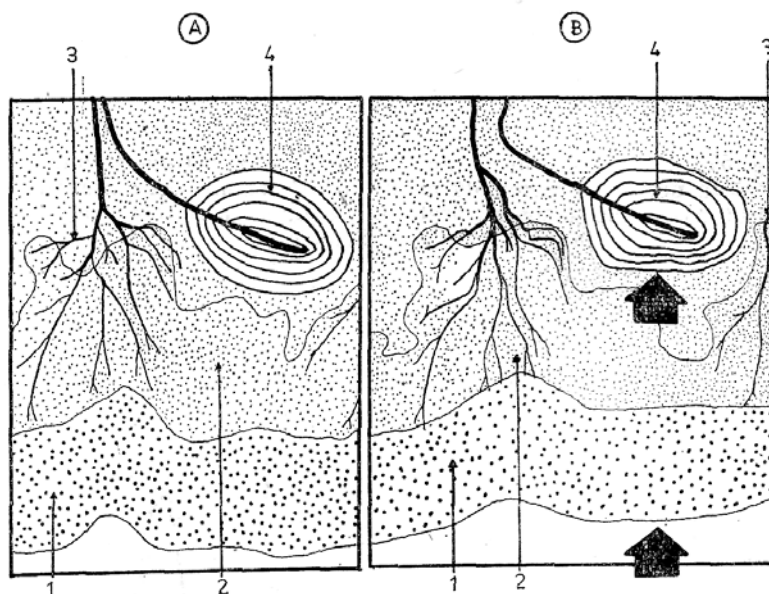


Fig. 5.2 — Mecanoreceptor cutanat Vater-Paccini în stare de repaus (.4) și în activitate (B). Stimulul mecanic, reprezentat de săgeată, atrage deformarea receptorului (J. P. Schade).

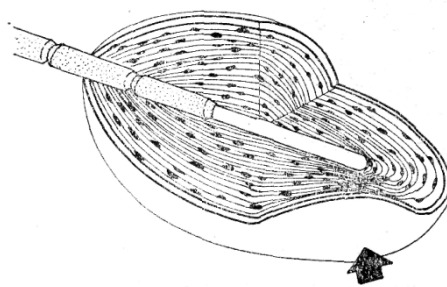


Fig. 5.3— Pe receptorul secționat se pot observa deformările lamelor concentrice (J. P. Schade).

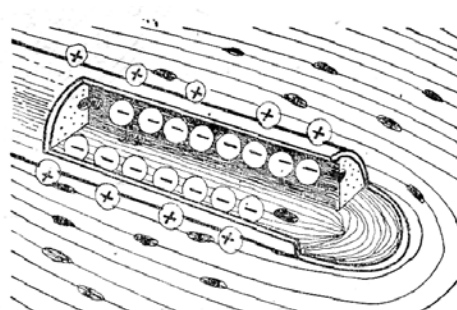


Fig. 5.4 — Potențialul de repaus al terminației nervoase din interiorul receptorului (P. J. Schade).

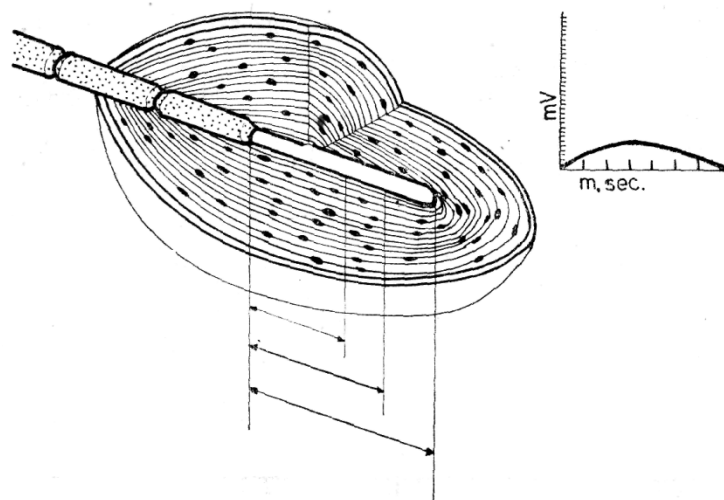


Fig. 5.5 — La un stimul mecanic, potențialul de acțiune se limitează la porțiunea terminală nemielinizată a fibrei nervoase. în colțul din dreapta sus se arată intensitatea acestui potențial în milivolți (J. P. Schade).

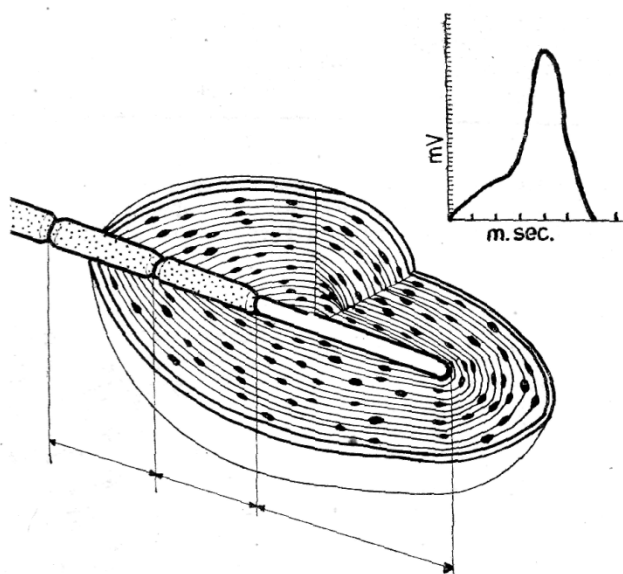


Fig. 5.6— La un stimul mecanic mai important, potențialul de acțiune se transmite „saltatoriu” în lungul tecii mielinice, în colțul din dreapta sus se observă mărirea intensității (J. P. Schade).

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 polyvalente, 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 ₁ C)	Lentă
	Tracțiune	Corpusculi Timofeev Corpusculi Ruffini	Lentă Lentă
	Amplerea 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 ₁ C) Corpusculi Ruffini	Lentă Lentă
	Frig	Terminații nervoase libere (A ₁ C) Corpusculi Krause	Lentă Lentă
Mecanic maxim	Durere	Terminații nervoase libere (A ₁ C)	Lentă
Variații pH intraarticular	—	Corpusculi Vater-Paccini mici	Rapidă

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 conștientei (Gley).

Baza materială a actului reflex este *arcul reflex* (fig. 5.7), 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 mișcările 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.

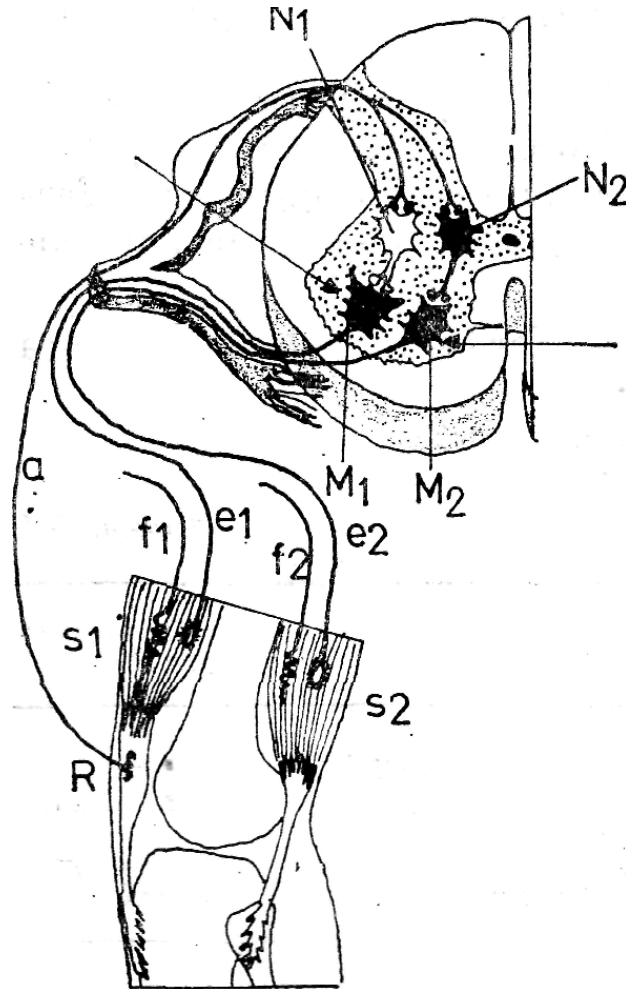


Fig. 5.7 — Transmiterea impulsului nervos în cadrul unui act reflex, f_1 și f_2 reprezintă fuzurile neuromusculare, iar e_1 și e_2 , fibrele nervoase aferente care conduc excitația motorie la cele două grupe musculare antagoniste.

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, emisferale cerebrale fiind, în ultimă instanță, un complex de analizori exteriori și interiori. Fiecare aparat periferic al analizorilor este un transformator special al unei 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 perpetuu 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. 5.8).

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).

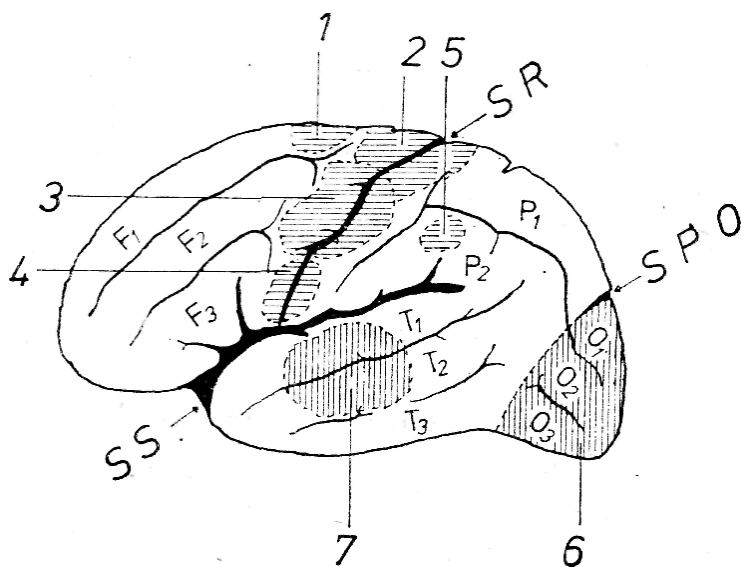


Fig. 5.8 — Fața externă a emisferelor cerebrale. 1 — centrul mișcărilor capului, mușchilor ceții și gâtului; 2 — centrul mișcărilor membrelor inferioare; 3 — centrul mișcărilor membrelor superioare; 4 — centrul mișcărilor mușchilor viscerocraniului, limbii și laringelui; 5 — centrul senzitivomotor al mușchilor urechii și pleoapei; 6 — centrul receptor vizual; 7 — centrul senzitiv auditiv; SS — scizura Sylvius; SR — scizura Rolando, SPO — scizura perpendiculară externă, F₁, F₂, F₃ — circumvoluții frontale; P₁, P₂ — circumvoluții parietale; T₁, T₂, T₃, — circumvoluții temporale; O₁, O₂, O₃, — 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.

Mișcărilor 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 emisferele cerebrale, servind numai pentru autoreglare și precizarea mișcărilor. Dacă impulsurile centripete rezultate din toate mișcărilor pe care le executăm ar merge în măsură atât de mare spre emisferele 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, 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. 5.9). 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 bucelele 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. 5.10).

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 μm. Atât corpul lui, cât și dendritele, intră în contact sinaptic cu mii de terminații axonice (fig. 5.11), sinapsele fiind de două tipuri, fie excitatorii, fie inhibitorii.

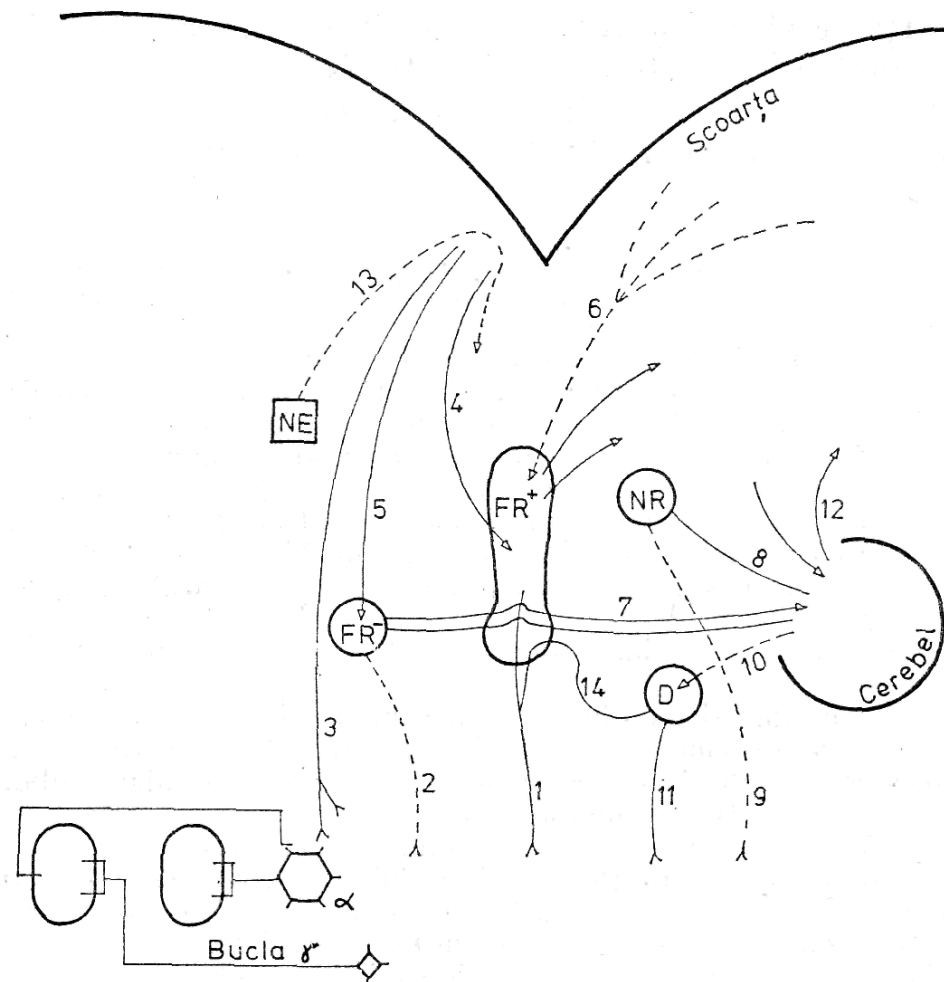


Fig. 5.9— Schema funcțională complexă a buclei gama: γ -motoneuron-gama; α -motoneuron-alfa.

NE — corpul striat NR — nucleu roșu; D — nucleu Deiters; FR+ — formațiuni reticulare facilitatoare; FR- — formațiuni reticulare inhibitoare. Liniile continui arată căile facilitatoare. Liniile întrerupte arată căile inhibitoare;

1 — cale reticulo-protuberanțială; 2 — cale reticulobulbară; 3 — cale piramidală; 4, 5 și 6 — căi opticoreticulare;

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;

4 — cale vestibulo-reticulospinală.

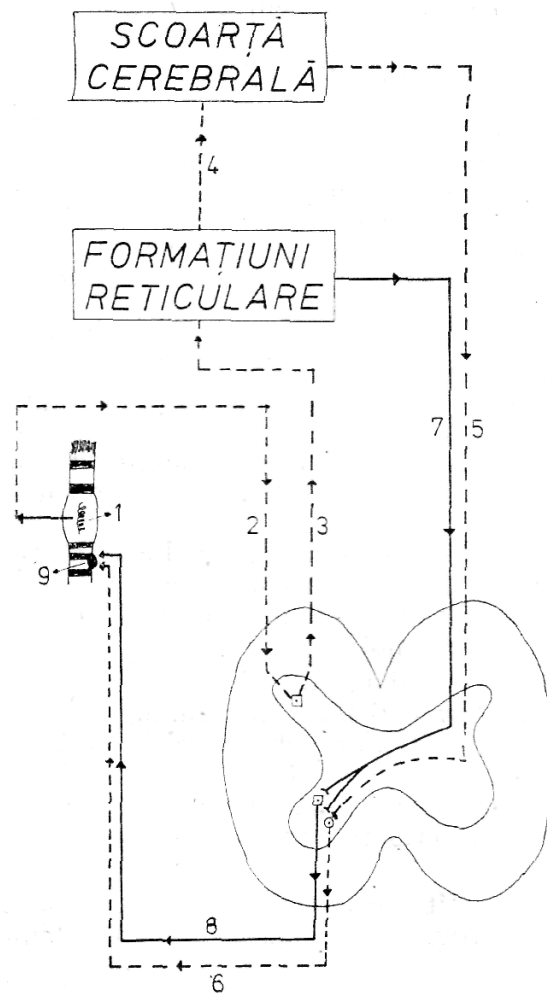


Fig. 5.10 — Schema simplificată a circuitelor gama. □ — motoneuron gama; ■ — motoneuron alfa; 1 — fus neuromuscular; 2 — buclă gama; 3 — cale spinoreticulară; 4 — cale reticulocorticală; 5 — cale piramidală; 6 — nerv rahidian; 7 — cale extrapiramidală; 8 — nerv rahidian și 9 — placa motorie.

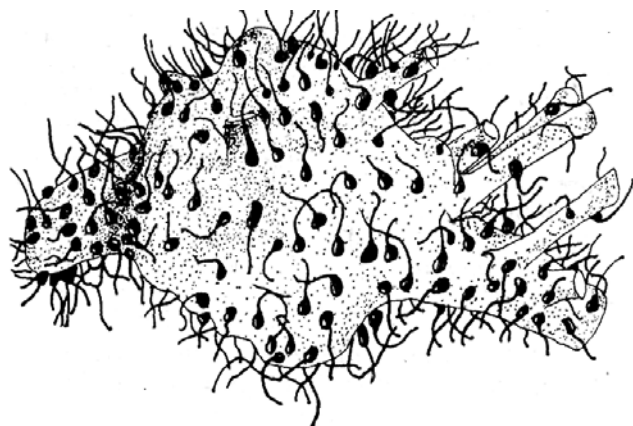


Fig. 5.11 — Motoneuron spinal alfa acoperit de butoni sinaptici excitatori și inhibitori.

Toate semnalizările motorii adunate la el se transmit apoi prin rădăcinile anterioare la nervi și, prin intermediul acestora, la organele efectoare, mușchii. Cilindraxul 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.

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

Contractia 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 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 greutateii 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 decontractiei musculare, filamentele *S* se alungesc, 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, 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.

5.2. Tehnici și echipamente de măsurare a activității musculare

5.2.1. Electromiografia. Principii teoretice

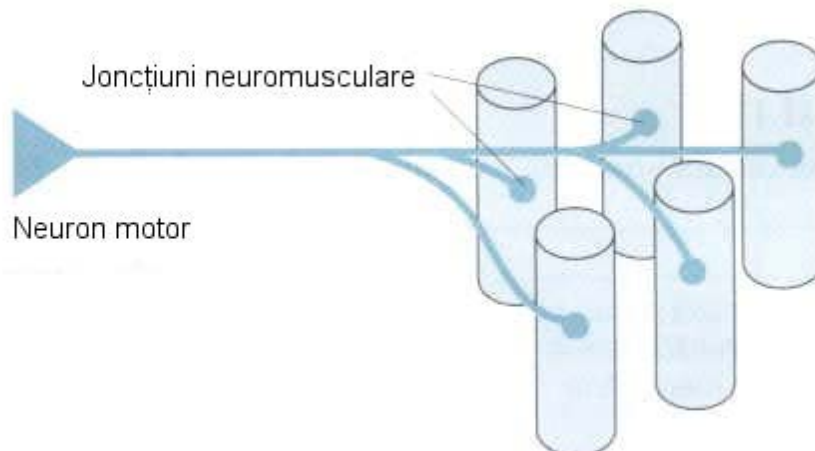
Fibrele musculare scheletice sunt inervate de motoneuronii din măduva spinării. Filetele nervoase (axonii) acestor motoneuroni se pot ramifica de mai multe ori și pot inerva mai multe fibre musculare. Un singur α -motoneuron cu toate fibrele musculare pe care le inervează formează o **unitate motorie (UM)**.

Omul are aproximativ 250 milioane fibre musculare dar numai aproximativ 420000 motoneuroni. Un calcul simplu vă arată că un neuron motor va inerva în medie 600 fibre musculare. La nivelul mușchilor mari, unitatea motorie conține până la 2000 fibre musculare, în timp ce la nivelul mușchilor oculari doar aproximativ 10 fibre musculare. Mărimea UM este determinată de funcția mușchiului respectiv. Mușchii a căror activitate necesită forță mare, dar coordonare mai puțin fină sunt organizați în UM mai mari. Mușchii ce realizează mișcări foarte fine sunt organizați în UM mai mici. Deși fibrele musculare aferente unei unități motorii tind să fie localizați aproape unul de celălalt, întotdeauna există suprapuneri între unitățile motorii (Figura 5.12).

Ca răspuns la potențialul de acțiune al neuronului se produce eliberare de acetilcolină la nivelul plăcii neuromotorii. Acetilcolina va acționa pe receptori colinergici de tip nicotinic ducând la depolarizarea fibrelor musculare urmat apoi de contracția musculară. Câmpul electric al depolarizării poate fi înregistrat cu ajutorul unor electrozi așezați pe piele sau (mult mai sensibil) cu electrozi inserați în mușchi. Activarea unei unități motorii produce contracția tuturor fibrelor musculare aferente și astfel UM reprezintă unitatea funcțională cea mai mică pe care sistemul nervos îl mai poate comanda separat. Suma activității electrice create de toate UM activate reprezintă semnalul mioelectric. Principalele mecanisme de reglare a forței musculare ale unui singur mușchi sunt:

- creșterea numărului de UM active (recrutare spațială);
- creșterea frecvenței de descărcare (recrutare temporal).

A. O unitate motorie



B. Două unități motorii

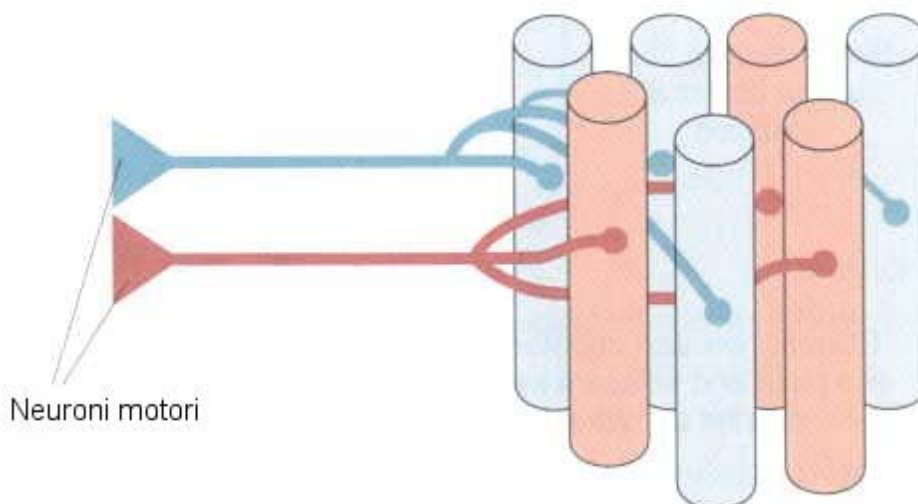


Figura 5.12. Structura schematică a UM.

Recrutarea spațială: reprezintă principalul mecanism de a crește forța musculară. UM dintr-un mușchi nu sunt recrutați aleator ci pe baza „principiului de mărime”. UM mici (cele care conțin mai puține fibre musculare inervate) au un neuron motor cu potențial de prag mai apropiat de cel de repaus. Din această cauză ele vor fi recrutate inițial. Pe măsură ce forța necesară crește, în mod progresiv, tot mai multe UM vor fi racolate. Acest sistem are o semnificație aparte: în cazul în care mișcarea implică forță mică dar coordonare fină abilitatea de a recruta doar câteva

fibre musculare permite această mișcare precisă (scris, jocul la pian), pe măsură ce crește necesarul de forță vor fi recrutate și UM mai mari.

Recrutarea temporală: apare de obicei doar atunci când aproape toate unitățile motorii au fost recrutate. Unitățile lente (de obicei cele mici) sunt cele care operează într-un interval de frecvență mai joasă. În cadrul acestui interval de frecvență forța generată de UM crește odată cu creșterea frecvenței stimulării. Dacă un potențial de acțiune stimulează aceeași fibră musculară înainte ca aceasta să se relaxeze, apare fenomenul de sumație.

Prin această metodă frecvența de stimulare afectează forța musculară a fiecărei UM în parte.

Frecvența de descărcare a motoneuronilor depinde de intensitatea efortului. La intensitate mică (de ex. mers) UM lente sunt utilizate preferențial pentru că au un potențial de prag mic. La creșterea intensității efortului (începem să alergăm) vor fi recrutate și UM mari, rapide.

Pentru un mușchi intensitatea efortului este determinat prin raportul forța/contractie și apoi prin număr de contracții/minut. În mușchiul încă neobosit întotdeauna vor fi recrutate numărul minim de UM suficiente pentru a produce forța necesară. Inițial aceasta poate fi atinsă fără activarea UM mari. Totuși, pe măsură ce apare oboseală musculară la nivelul UM mici și acestea nu mai pot realiza necesarul de forță tot mai multe UM mari vor fi racolate.

Consecutiv pentru realizarea aceleași forțe în mușchiul obosit vor fi activate un număr mai mare de UM. Foarte interesantă este și adaptarea la efort al atleților. Atleții care participă la sporturi ce necesită forță explozivă (sprint, ridicarea greutății, etc.) au abilitatea de a recruta aproape simultan toate UM. La atleții care participă la probe de efort susținut (maraton) recrutarea devină asincronă. Deși efortul este continuu, în timp ce unele UM lucrează celelalte sunt în repaus, prin aceasta se realizează o perioadă de recuperare ce permite un efort susținut pe o perioadă mai lungă.

Electromiografia (EMG) constituie o metodă modernă de investigație paraclinică prin intermediul căreia se studiază activitatea bioelectrică la nivelul mușchiului striat, în stare de repaus și de contracție, respectiv în condiții normale și patologice. Electromiograful este format din următoarele componente:

1. electrozi de culegere: sunt electrozi de Ag/AgCl₂ și pot fi de două tipuri, de suprafață și de profunzime. Electrozii de *suprafață* sunt de fapt plăcuțe de argint, două din ele fiind aplicate la 4-5 cm distanță unul de altul pe tegumentul de deasupra mușchiului pe care dorim să-l explorăm (în mod uzual la capătul proximal și distal al mușchiului). Electrozii de *profunzime* sunt de fapt ace cu diametru variat (în funcție de mușchiul studiat), sterile, inserate la nivelul mușchiului studiat după dezinfectia locală a tegumentelor.

2. sistem de amplificare: are rolul de a mări amplitudinea biocurenților având o importanță deosebită mai ales în înregistrarea biocurenților ce iau naștere spontan și a căror amplitudine este foarte mică, de ordinul a $100 \mu\text{V}$.

3. sistem de afișare: monitor, hârtie.

4. difuzor: face posibilă redarea sub formă de semnale acustice a semnalelor bioelectrice musculare.

5. sistem de stimulare: stimulodetecția se utilizează pentru examinarea parametrilor UM, precum și parametrii funcționali neuromusculari (excitabilitatea și conductibilitatea nervoasă).

Stimularea se face prin impulsuri cu durată de 100-200 ms și cu o intensitate variind între 60-100 V, în funcție de particularitățile somatice ale subiectului.

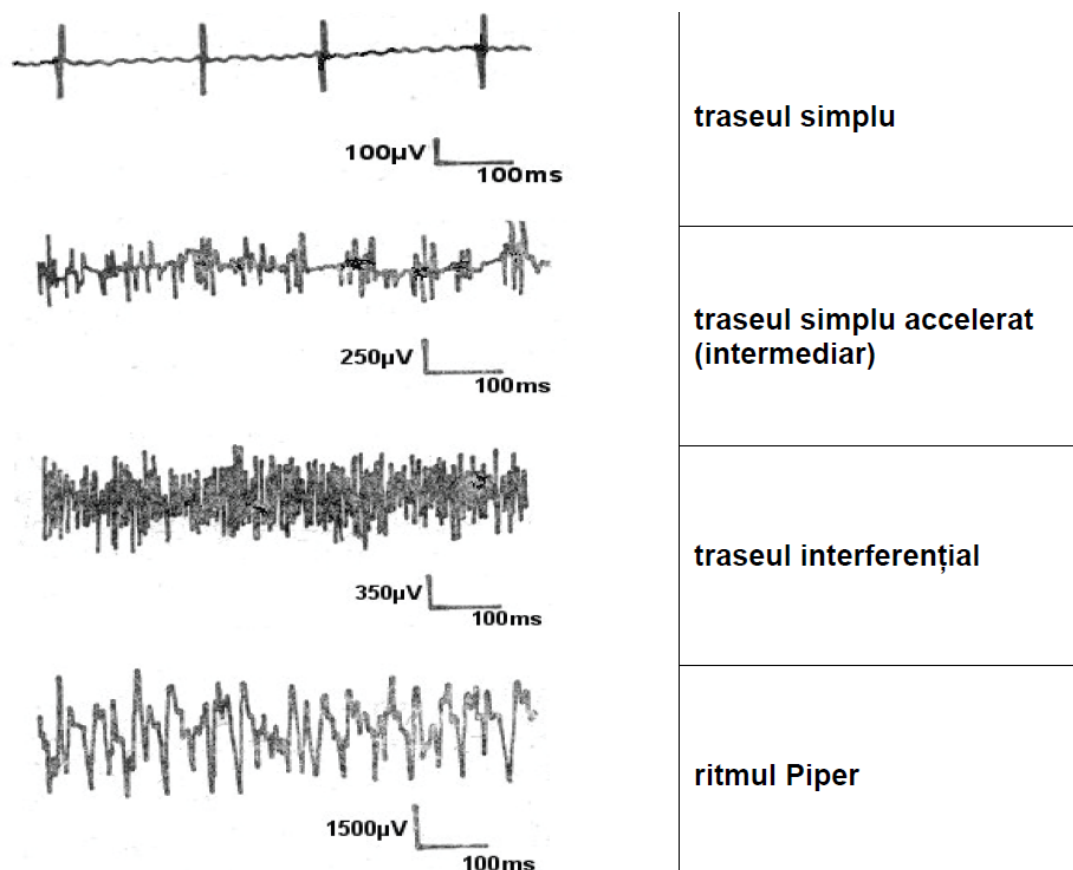


Figura 5.13. Trasee EMG de suprafață în funcție de intensitatea contracției

5.2.2. Tehnica de examinare în EMG

Pentru efectuarea unui examen EMG sunt necesare anumite condiții. Temperatura camerei în care se face explorarea trebuie să fie de 21-24 de grade, la temperaturi mai scăzute traseul EMG suferă modificări determinate de contracții musculare (frisoane). Bolnavul trebuie

să cunoască, să i se explice în ce constă examenul EMG pentru a nu intra cu frică, timorat, în laboratorul de examinare. Examinatorul trebuie să se comporte cu tact, calm, însă totuși cu fermitate în lămuririle date și în efectuarea explorării.

În figura 36 sunt prezentate câteva efecte ale bolilor neuropatice și miopaticе, respectiv:

A. Activitate EMG normal tipică înregistrată cu ajutorul unui electrod de profunzime. **B. Boala neuronului motor:** fibrele aferente neuronului afectat se vor atrofia dar ceilalți neuroni motori tind să reinerveze unele dintre ele. Din această cauză se pot înregistra și unde mai mari (același neuron motor activează mai multe fibre musculare în același timp); fibrele muscular denervate au tendința de a se descărca spontan ceea ce produce aspectul de fibrilație pe EMG. De asemenea axonii neuronilor motori ce au supraviețuit pot să se descarce spontan dând naștere la un fenomen clinic numit fasciculație. În condițiile contracției maxime traseul interferențial este mult redus. **C. Boală musculară:** numărul fibrelor musculare aferente fiecărui UM în parte este redus. În general numărul potențialelor unităților motorii nu scade dar ele au amplitudine scăzută și durată mai scurtă.

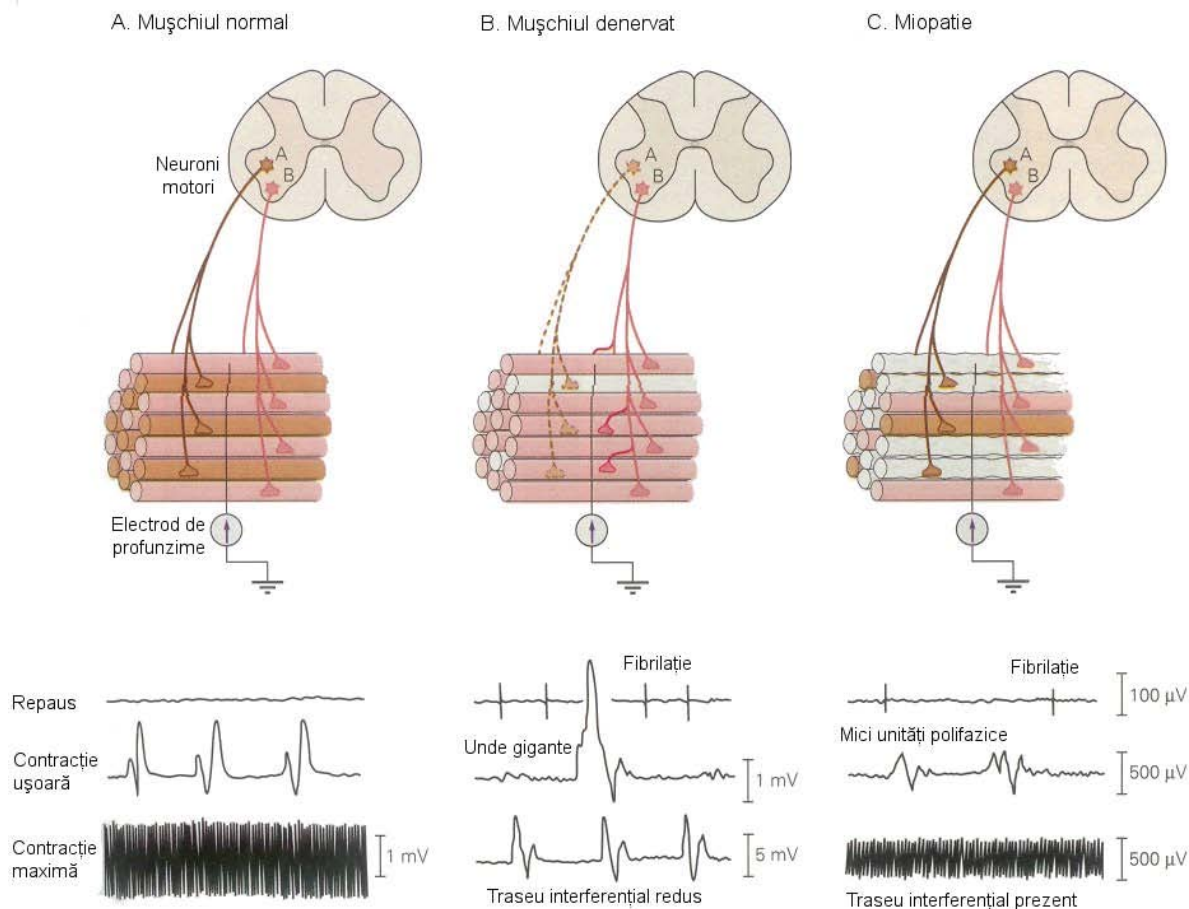


Figura 5.14. Efectul bolilor neuropatice și miopaticе asupra UM

Explorarea EMG trebuie să se efectueze într-o poziție comodă pentru bolnav, fără atitudini forțate, pentru a permite o bună relaxare musculară. În acest sens, examenul se practică pe subiectul în poziție șezând sau culcat. Pentru eliminarea zgomotului electromagnetic înregistrarea se efectuează într-o cameră Faraday. Examinatorul stabilește un plan al mușchilor examinați. După așezarea electrozilor (de profunzime, de suprafață), examinatorul deschide difuzorul aparatului și urmărește atât difuzorul cât și sistemul de afișare pentru a vedea dacă se produce sau nu activitate electrică. Se trece apoi la examinare cu mușchiul în contracție. Folosind un electrod de profunzime se pot astfel urmări parametrii de durată, formă, amplitudine și frecvență a potențialelor de unitate motorie. Se solicită apoi ca subiectul să crească forța contracției, în mod gradat până la maximum. Examinatorul urmărește potențialele astfel apărute. Se solicită subiectului să efectueze o contracție de intensitate maximă, la care examinatorul se opune.

În funcție de intensitatea contracției musculare există trei tipuri de trasee (Figura 5.13):

- 1. Traseul simplu** apare în contracție ușoară și este constituit din potențiale de acțiune mono- sau bifazice, cu amplitudinea de 200-400 μV , durata de 3-4 ms respectiv frecvența de 4-10 cicl/s. Examinarea traseului simplu are o mare importanță clinică, întrucât prin studierea lui se poate face analiza potențialelor sub raportul duratei, formei, amplitudinii și frecvenței.
- 2. Traseul intermediar** (simplu accelerat) apare în contracție medie și va determina pe EMG o succesiune de biopotențiale cu o frecvență și amplitudine mai mare decât cele de pe traseul simplu, ajungând la 15-25 cicl/s și 500-600 μV , deci se produce o bogăție a traseului prin sumația activității mai multor UM.
- 3. Traseul interferențial** apare la contracția maximă a mușchiului examinat. Se produce un traseu EMG foarte bogat, astfel încât descărcările se succed foarte frecvent unele după altele, fără a lăsa porțiuni de traseu izoelectric. Amplitudinea generală a traseului interferențial este de 1000-1200 μV , chiar și 2000 μV . La contracția maximală cu contrapresiune se înregistrează o versiune a traseului interferențial - ritmul Piper. În aceste condiții, ale efortului muscular la limită, neuronii motori periferici tind să aibă o activitate sincronă, cu o frecvență de 45-60 cicl/s. Relevanța clinică a EMG este prezentată în Figura 5.14.

VI. Modelarea mișcării umane cu ajutorul datelor măsurate experimental

6.1. GENERALITĂȚI

Analiza cinematică a unui model constă în rezolvarea a două probleme importante: problema cinematică directă și problema cinematică inversă.

În cadrul unei probleme cinematice directe, se consideră cunoscute deplasările din cuplele cinematice și se determină pozițiile- orientarea, vitezele și accelerațiile elementelor mecanismului sau a unor puncte caracteristice de pe mecanism.

În cadrul problemei cinematice inverse, se consideră parametrii cinematici ai mișcării punctelor caracteristice, cunoscuți și se determină parametrii cinematici ai mișcării relative din cuplele cinematice. Astfel, în contextul analizei cinematice, se pot deosebi mai multe categorii de probleme:

- problema pozițională;
- problema vitezelor;
- problema accelerațiilor.

Fiecare din aceste probleme prezintă un aspect direct și unul invers.

În concluzie, pentru fiecare dintre aceste două aspecte, există mai multe metode de rezolvare, după cum urmează [16]:

- metoda matricelor de dimensiuni 3×3 [16];
- metoda operatorilor omogeni [16];
- metoda Denavit- Hartenberg [16];
- metoda funcțiilor de transmitere [16].

Problema inversă, poate fi tratată printr-o metodă numită *metoda matricelor omogene de dimensiuni 4×4* [17].

6.2. DESCRIEREA METODEI

Metoda utilizată în lucrare are un caracter flexibil prin care se asigură interfața pentru studiul dinamic și în special pentru modelarea cu elemente finite a sistemelor mecanice mobile plane și spațiale (Dumitru N., Cherchiu M., Zuhair A., “*Theoretical and experimental modeling of the dynamic response of the mechanisms with deformable kinematics elements*” – [46]).

Modelul matematic

Astfel, pentru realizarea modelului matematic se consideră un element cinematic realizat din n solide rigide conectate între ele prin $n-1$ perechi cinematice, așa cum este prezentat în figura 6.1.

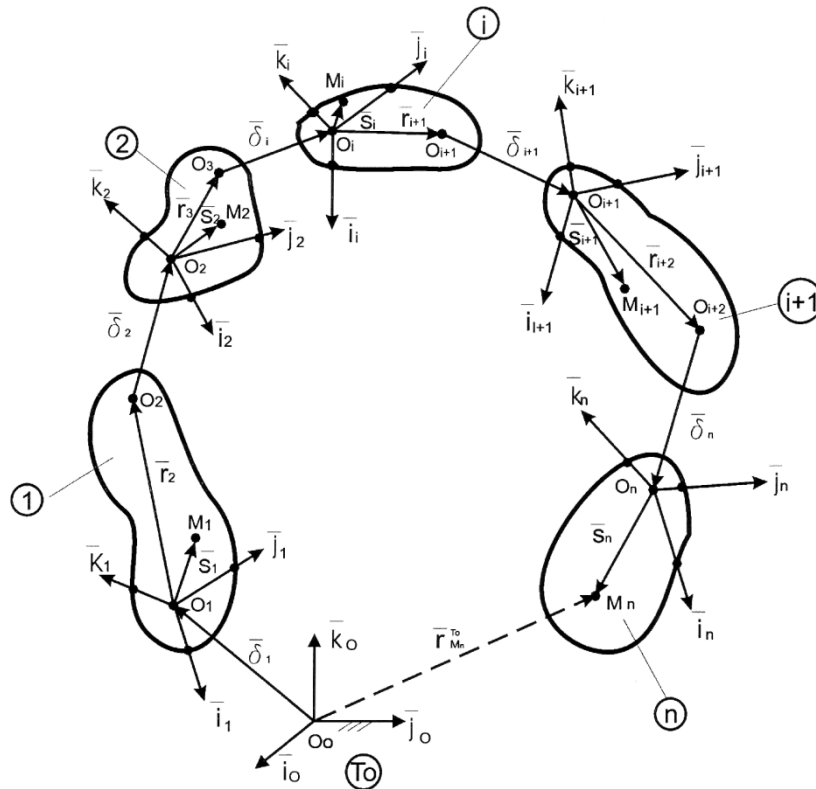


Figura 6.1. Prezentarea elementului cinematic realizat din n solide rigide conectate între ele prin $n-1$ perechi cinematice

Pentru acest element cinematic se fac următoarele notații:

- $T_i(x_i, y_i, z_i)$, reprezintă sistemul de referință atașat elementului i , cu baza de versori $\overline{W}_i(\overline{i}_i, \overline{j}_i, \overline{k}_i)$, cu $i = \overline{1, n}$;
- $T_0(x_0, y_0, z_0)$, reprezintă sistemul global de referință cu baza de versori $\overline{W}_0(\overline{i}_0, \overline{j}_0, \overline{k}_0)$;
- $\overline{\delta}_i$, reprezintă vectorul de translație relativă între elementele $i-1$ și i , în raport cu triedrul T_{i-1} , dacă există o cuplă de translație între elementele $i-1$ și i , ($i = \overline{1, n}$);
- \overline{r}_i , reprezintă vectorul de poziție în raport cu sistemul de referință T_{i-1} , față de punctul O_{i-1} , de la care începe translație relativă ($i = \overline{1, n}$);
- \overline{S}_i reprezintă vectorul de poziție al lui M_i , în raport cu T_i , atașat elementului i .

A. Calculul pozițiilor

Vectorul de poziție al punctului M_n , în raport cu sistemul global de referință este dat de relația:

$$\overline{r}_{M_n}^{T_0} = \overline{O_0 M_n} = \sum_{i=1}^n (\overline{r}_i + \overline{\delta}_i) + \overline{S}_n \quad (6.1)$$

unde:

$$\overline{r}_i = \{r_i^x, r_i^y, r_i^z\}_{i-1}^T = \{r_i\}^T \{\overline{W}_{i-1}\} \quad (6.2)$$

$$\overline{\delta}_i = \{\delta_i^x, \delta_i^y, \delta_i^z\}_{i-1}^T = \{\delta_i\}^T \{\overline{W}_{i-1}\} \quad (6.3)$$

$$\overline{S}_n = \{S_n^x, S_n^y, S_n^z\}_{i-1}^T = \{S_n\}^T \{\overline{W}_n\} \quad (6.4)$$

Se introduce matricea de transformare a coordonatelor la trecerea de la un sistem de referință la altul:

$$\{\overline{W}_{i-1}\} = [A_{0,i-1}] \cdot \{\overline{W}_0\} \quad (6.5)$$

Se consideră următoarea ordine de conectare:



Relațiile (6.2), (6.3) și (6.4) devin:

$$\overline{r}_i = \{r_i\}^T \{\overline{W}_{i-1}\} = \{r_i\}^T [A_{0,i-1}] \{\overline{W}_0\} \quad (6.6)$$

$$\overline{\delta}_i = \{\delta_i\}^T \{\overline{W}_{i-1}\} = \{\delta_i\}^T [A_{0,i-1}] \{\overline{W}_0\} \quad (6.7)$$

$$\overline{S}_n = \{S_n\}^T \{\overline{W}_{i-1}\} = \{S_n\}^T [A_{0,n}] \{\overline{W}_0\} \quad (6.8)$$

Prin introducerea relațiilor (6.6), (6.7), (6.8) în (6.1), obținem:

$$\overline{r}_{Mn}^{-T0} = \overline{O}_0 M_n = \sum_{i=1}^n \left(\{r_i\}^T + \{\delta_i\}^T \cdot [A_{0,i-1}] + \{S_n\}^T \cdot [A_{0,n}] \right) \cdot \{\overline{W}_0\} \quad (6.9)$$

B. Calculul vitezelor

Vitezele se obțin derivând relația (6.9) în funcție de timp. Considerând că matricea de transformare a coordonatelor este patrică, se poate scrie relația:

$$[A_{0i}] \cdot [A_{0i}]^T = [I] \quad (6.10)$$

Prin derivarea relației (6.10) în funcție de timp, se obține:

$$\left[\dot{A}_{0i} \right] \cdot [A_{0i}]^T + [A_{0i}] \cdot \left[\dot{A}_{0i} \right]^T = 0 \quad (6.11)$$

$$\left[\left[\dot{A}_{0i} \right] \cdot [A_{0i}^T] \right]^T = [A_{0i}] \cdot \left[\dot{A}_{0i} \right]^T = - \left[\dot{A}_{0i} \right] \cdot [A_{0i}]^T \quad (6.12)$$

Se observă că termenul $\left[\dot{A}_{0i} \right] \cdot [A_{0i}]^T$ este o matrice antisimetrică:

$$\left[\tilde{\omega}_{0i} \right] = \left[\dot{A}_{0i} \right] \cdot [A_{0i}]^T \quad (6.13)$$

Multiplicând relația (6.13) cu $[A_{0i}]$, se va obține:

$$\left[\tilde{\omega}_{0i} \right] \cdot [A_{0i}] = \left[\dot{A}_{0i} \right] \quad (6.14)$$

Derivând relația (6.9) în funcție de timp, vom obține:

$$\frac{\dot{r}_{M0}^{T0}}{r_{M0}} = \sum_{i=1}^n \left(\left(\{r_i\}^T \cdot [\tilde{\omega}_{0,i-1}] \cdot [A_{0,i-1}] + \{\dot{\delta}_i\}^T \cdot [A_{0,i-1}] + \{\delta_i\}^T \cdot [\tilde{\omega}_{0,i-1}] \cdot [A_{0,i-1}] \right) + \{S_n\}^T \cdot [\tilde{\omega}_{0n}] \cdot [A_{0,n}] \right) \cdot \{\overline{W}_0\} \quad (6.15)$$

$$\frac{\dot{r}_{M0}^{T0}}{r_{M0}} = \sum_{i=1}^n \left(\left(\left(\{r_i\}^T \cdot [\tilde{\omega}_{0,i-1}] + \{\dot{\delta}_i\}^T + \{\delta_i\}^T \cdot [\tilde{\omega}_{0,i-1}] \right) \cdot [A_{0,i-1}] + \{S_n\}^T \cdot [\tilde{\omega}_{0n}] \cdot [A_{0,n}] \right) \right) \cdot \{\overline{W}_0\} \quad (6.16)$$

Se obține următoarea matrice antisimetrică:

$$[\tilde{\omega}_{0,p}] = \begin{bmatrix} 0 & \omega_{0p}^z & -\omega_{0p}^y \\ -\omega_{0p}^z & 0 & \omega_{0p}^x \\ \omega_{0p}^y & -\omega_{0p}^x & 0 \end{bmatrix} \quad (6.17)$$

unde:

$$\overline{\omega}_{0,p} = \omega_{0,p}^x \overline{i} + \omega_{0,p}^y \overline{j} + \omega_{0,p}^z \overline{k} \quad (6.18)$$

Pentru fiecare vector $\overline{\delta}_i$, \overline{r}_i și \overline{S}_i , ($i = \overline{1, n}$), se poate atașa o matrice antisimetrică, așa cum este realizat în relația (6.17). Termenii utilizați în relația (6.16) pot fi scriși și în următoarea formă:

$$\{r_i\}^T [\tilde{\omega}_{0,i-1}] = \{\omega_{0,i-1}\}^T [\tilde{r}_i] \quad (6.19)$$

$$\{\delta_i\}^T [\tilde{\omega}_{0,i-1}] = \{\omega_{0,i-1}\}^T [\tilde{\delta}_i] \quad (6.20)$$

$$\{S_n\}^T [\tilde{\omega}_{0,n}] = \{\omega_{0,n}\}^T [\tilde{S}_n] \quad (6.21)$$

$$\{\omega_{op}\} = \{\omega_p^x, \omega_p^y, \omega_p^z\} \quad (6.22)$$

În acest caz, se poate scrie relația (6.16) astfel:

$$\begin{aligned} \bar{V}_{Mn}^{T0} &= \left(\sum_{i=1}^n \left(\left\{ \omega_{0,i-1} \right\}^T \left[\tilde{r}_i \right] + \left\{ \omega_{0,i-1} \right\}^T \left[\tilde{\delta}_i \right] \right) \cdot \left[A_{0,i-1} \right] + \right. \\ &\quad \left. + \sum_{i=1}^n \left[A_{0,i-1} \right]^T \left[\dot{\tilde{\delta}}_i \right] + \left\{ \omega_{0,n} \right\}^T \left[\tilde{S}_n \right] \cdot \left[A_{0,n} \right] \right) \\ \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} &= \left(\sum_{i=1}^n \left(\left\{ \omega_{0,i-1} \right\}^T \left[\tilde{r}_i \right] \cdot \left[A_{0,i-1} \right] + \sum \left\{ \dot{\tilde{\delta}}_i \right\}^T \cdot \left[A_{0,i-1} \right] + \right. \right. \\ &\quad \left. \left. + \sum_{i=1}^n \left\{ \omega_{0,i-1} \right\}^T \left[\tilde{\delta}_i \right] \cdot \left[A_{0,i-1} \right] + \left\{ \omega_{0,n} \right\}^T \left[\tilde{S}_n \right] \cdot \left[A_{0,n} \right] \right) \right) \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} \end{aligned} \quad (6.23)$$

C. Calculul accelerațiilor

Acestea se obțin prin derivarea relațiilor (6.23) în raport cu timpul:

$$\begin{aligned} \bar{a}_{Mn}^{T0} &= \sum_{i=1}^n \left\{ \tilde{r}_i \right\}^T \left[\dot{\tilde{\omega}}_{0,i-1} \right] \cdot \left[A_{0,i-1} \right] \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} + \sum_{i=1}^n \left\{ \tilde{r}_i \right\}^T \left[\tilde{\omega}_{0,i-1} \right] \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{0,i-1} \right] \cdot \left[A_{0,i-1} \right] \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} + \\ &+ \sum_{i=1}^n \left\{ \tilde{r}_i \right\}^T \left[\tilde{\omega}_{0,i-1} \right] \cdot \left[A_{0,i-1} \right] \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} + \sum_{i=1}^n \left\{ \dot{\tilde{\delta}}_i \right\}^T \left[A_{0,i-1} \right] \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} + \\ &+ 2 \sum_{i=1}^n \left\{ \dot{\tilde{\delta}}_i \right\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{0,i-1} \right] \cdot \left[A_{0,i-1} \right] \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} + \\ &+ \left(\sum_{i=1}^n \left\{ \tilde{\delta}_i \right\}^T \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{0,i-1} \right] \cdot \left[A_{0,i-1} \right] + \left[\tilde{\omega}_{0,i-1} \right] \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{0,i-1} \right] \cdot \left[A_{0,i-1} \right] \right) \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} + \\ &+ \left(\left\{ \tilde{S}_n \right\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{0,n} \right] \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{0,n} \right] \cdot \left[A_{0,n} \right] \right) \cdot \left\{ \bar{W}_0 \right\} \end{aligned} \quad (6.24)$$

6.3. APLICAREA METODEI PE LANȚUL CINEMATIC ECHIVALENT MEMBRULUI INFERIOR UMAN

Pentru studiul cinematic se va considera lanțul cinematic, prezentat în figura 6.2.

Analiza modelului cinematic va fi realizată pentru activitatea de mers, respectiv pentru un singur pas. Legile de variație ale parametrilor cinematici s-au obținut prin procesarea cu soft-ul MAPLE a modelelor matematice care definesc analiza cinematică a membrului inferior uman.

De asemenea legile de variație ale coordonatelor generalizate din cuplurile cinematice s-au obținut pe cale experimentală în cadrul cursului III. Din punct de vedere structural, lanțul cinematic se compune din 8 cuple de rotație, după cum urmează:

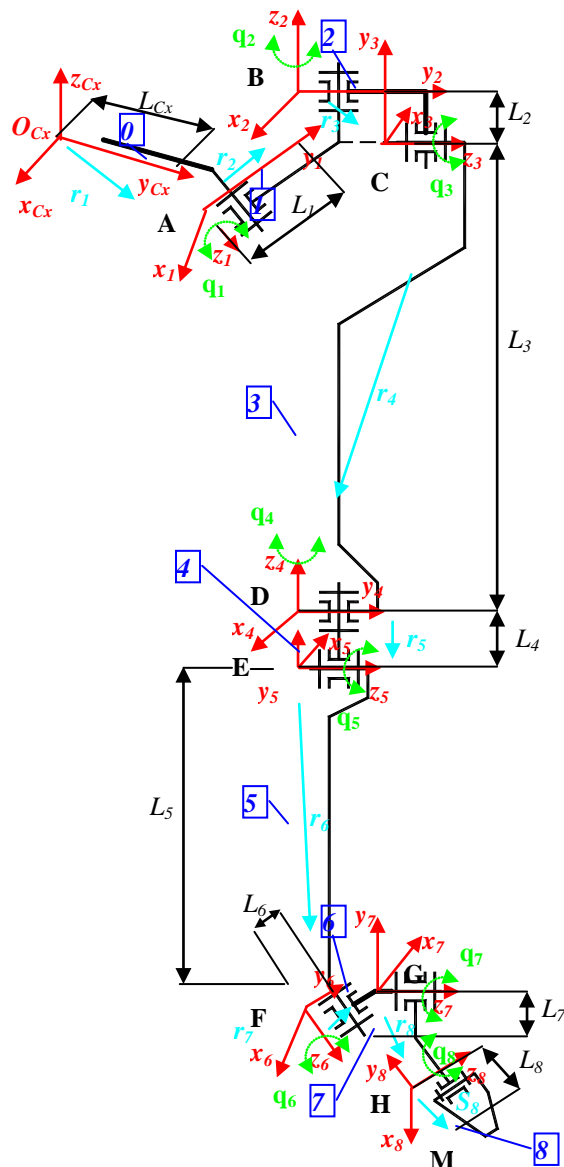


Figura 6.2. Lanțul cinematic echivalent al membrului inferior uman

Vectorii de poziție \bar{r}_i în sistemele de referință T_{i-1} sunt:

$$\begin{aligned}
 r_1 &= [0, L_{cx}, 0]_{cx}^T & r_3 &= [0, 0, -L_2]_2^T & r_5 &= [0, 0, -L_4]_4^T \\
 r_2 &= [0, L_1, 0]_1^T & r_4 &= [0, -L_3, 0]_3^T & r_6 &= [0, -L_5, 0]_5^T \\
 r_7 &= [0, L_6, 0]_6^T & r_8 &= [0, -L_7, 0]_7^T & S_8 &= [0, -L_8, 0]_8^T
 \end{aligned} \tag{6.25}$$

Ordinea de conectare :

$$C_x - 1 - 2 - 3 - 4 - 5 - 6 - 7 - 8$$

A. Calculul pozițiilor

Vectorii de poziție sunt:

$$\vec{r}_1 = \{r_1^x, r_1^y, r_1^z\} = \{r_1\}^T \cdot \{\overline{W}_{cx}\} \quad (6.26)$$

$$\vec{r}_2 = \{r_2^x, r_2^y, r_2^z\} = \{r_2\}^T \cdot \{\overline{W}_1\} \quad (6.27)$$

$$\vec{r}_3 = \{r_3^x, r_3^y, r_3^z\} = \{r_3\}^T \cdot \{\overline{W}_2\} \quad (6.28)$$

$$\vec{r}_4 = \{r_4^x, r_4^y, r_4^z\} = \{r_4\}^T \cdot \{\overline{W}_3\} \quad (6.29)$$

$$\vec{r}_5 = \{r_5^x, r_5^y, r_5^z\} = \{r_5\}^T \cdot \{\overline{W}_4\} \quad (6.30)$$

$$\vec{r}_6 = \{r_6^x, r_6^y, r_6^z\} = \{r_6\}^T \cdot \{\overline{W}_5\} \quad (6.31)$$

$$\vec{r}_7 = \{r_7^x, r_7^y, r_7^z\} = \{r_7\}^T \cdot \{\overline{W}_8\} \quad (6.32)$$

$$\vec{r}_8 = \{r_8^x, r_8^y, r_8^z\} = \{r_8\}^T \cdot \{\overline{W}_7\} \quad (6.33)$$

$$\vec{S}_8 = \{S_8^x, S_8^y, S_8^z\} = \{S_8\}^T \cdot \{\overline{W}_8\} \quad (6.34)$$

unde:

$$\begin{aligned} \{r_1\}^T &= [0, L_{cx}, 0]_{cx} & \{r_3\}^T &= [0, 0, -L_2]_2 & \{r_5\}^T &= [0, 0, -L_4]_4 \\ \{r_2\}^T &= [0, L_1, 0]_1 & \{r_4\}^T &= [0, -L_3, 0]_3 & \{r_6\}^T &= [0, -L_5, 0]_5 \\ \{r_7\}^T &= [0, L_6, 0]_6 & \{r_8\}^T &= [0, -L_7, 0]_7 & \{S_8\}^T &= [0, -L_8, 0]_8 \end{aligned} \quad (6.35)$$

Vectorul \vec{r}_M^{Cx} are expresia:

$$\vec{r}_M^{Cx} = \vec{r}_1 + \vec{r}_2 + \vec{r}_3 + \vec{r}_4 + \vec{r}_5 + \vec{r}_6 + \vec{r}_7 + \vec{r}_8 + \vec{S}_8 \quad (6.36)$$

Schimbarea bazelor de versori de la trecerea de la un sistem de referință la altul (introducerea matricilor de transformare a coordonatelor):

$$\{\overline{W}_1\} = [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \quad (6.37)$$

$$\{\overline{W}_2\} = [A_{12}] \cdot \{\overline{W}_1\} = [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \quad (6.38)$$

$$\{\overline{W}_3\} = [A_{23}] \cdot \{\overline{W}_2\} = [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \quad (6.39)$$

$$\{\overline{W}_4\} = [A_{34}] \cdot \{\overline{W}_3\} = [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \quad (6.40)$$

$$\{\overline{W}_5\} = [A_{45}] \cdot \{\overline{W}_4\} = [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \quad (6.41)$$

$$\{\overline{W}_6\} = [A_{56}] \cdot \{\overline{W}_5\} = [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \quad (6.42)$$

$$\{\overline{W}_7\} = [A_{67}] \cdot \{\overline{W}_6\} = [A_{Cx7}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \quad (6.43)$$

$$\{\overline{W}_8\} = [A_{78}] \cdot \{\overline{W}_7\} = [A_{Cx8}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \quad (6.44)$$

Prin analiza relațiilor (6.37) ... (6.44) se observă că:

$$[A_{Cx2}] = [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \quad (6.45)$$

$$[A_{Cx3}] = [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \quad (6.46)$$

$$[A_{Cx4}] = [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] = [A_{34}] \cdot [A_{Cx3}] \quad (6.47)$$

$$[A_{Cx5}] = [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] = [A_{45}] \cdot [A_{Cx4}] \quad (6.48)$$

$$[A_{Cx6}] = [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] = [A_{56}] \cdot [A_{Cx5}] \quad (6.49)$$

$$[A_{Cx7}] = [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] = [A_{67}] \cdot [A_{Cx6}] \quad (6.50)$$

$$[A_{Cx8}] = [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] = [A_{78}] \cdot [A_{Cx7}] \quad (6.51)$$

Observație:

Pentru identificarea matricilor de transformare ale coordonatelor, este necesar definirea unghiurilor $\alpha_{cx1}, \alpha_{12}, \alpha_{23}, \alpha_{34}, \alpha_{45}, \alpha_{56}, \alpha_{67}, \alpha_{78}$, care permit construirea matricilor de conversie în vederea trecerii de la sistemul global de referință $T_{cx}(x_{cx}, y_{cx}, z_{cx})$, la sistemele de referință $T_i(x_i, y_i, z_i)$ atașate elementelor, cu $i = \overline{1,8}$.

În baza relațiilor (6.45)...(6.51) se identifică matricele de transformare ale coordonatelor:

- pentru cupla A cu $\alpha_{cx1} = 90^\circ$:

$$[A_{Cx1}] = [C_{Cx1}] \cdot [A_{Cx1}'] \quad (6.52)$$

unde:

$$[C_{Cx1}] = \begin{bmatrix} \cos \alpha_{Cx1} & 0 & -\sin \alpha_{Cx1} \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \alpha_{Cx1} & 0 & \cos \alpha_{Cx1} \end{bmatrix}, \text{ cu: } [A_{Cx1}'] = \begin{bmatrix} \cos q_1 & -\sin q_1 & 0 \\ \sin q_1 & \cos q_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- pentru cupla B cu $\alpha_{12} = 90^\circ$:

$$[A_{12}] = [C_{12}] \cdot [A_{12}'] \quad (6.53)$$

unde:

$$[C_{12}] = \begin{bmatrix} \cos(-\alpha_{12}) & 0 & -\sin(-\alpha_{12}) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(-\alpha_{12}) & 0 & \cos(-\alpha_{12}) \end{bmatrix},$$

cu:

$$[A_{12}'] = \begin{bmatrix} \cos q_2 & -\sin q_2 & 0 \\ \sin q_2 & \cos q_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- pentru cupla C cu $\alpha_{23} = 90^\circ$:

$$[A_{23}] = [C_{23}] \cdot [A_{23}'] \quad (6.54)$$

unde:

$$[C_{23}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(-\alpha_{23}) & -\sin(-\alpha_{23}) \\ 0 & \sin(-\alpha_{23}) & \cos(-\alpha_{23}) \end{bmatrix},$$

cu:

$$[A_{23}'] = \begin{bmatrix} \cos q_3 & -\sin q_3 & 0 \\ \sin q_3 & \cos q_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- pentru cupla D cu $\alpha_{34} = 90^\circ$:

$$[A_{34}] = [C_{34}] \cdot [A_{34}'] \tag{6.55}$$

unde:

$$[C_{34}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(-\alpha_{34}) & -\sin(-\alpha_{34}) \\ 0 & \sin(-\alpha_{34}) & \cos(-\alpha_{34}) \end{bmatrix},$$

cu:

$$[A_{34}'] = \begin{bmatrix} \cos q_4 & -\sin q_4 & 0 \\ \sin q_4 & \cos q_4 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- pentru cupla E cu $\alpha_{12} = 90^\circ$:

$$[A_{45}] = [C_{45}] \cdot [A_{45}'] \tag{6.56}$$

unde:

$$[C_{45}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(-\alpha_{45}) & -\sin(-\alpha_{45}) \\ 0 & \sin(-\alpha_{45}) & \cos(-\alpha_{45}) \end{bmatrix},$$

cu:

$$[A_{45}'] = \begin{bmatrix} \cos q_5 & -\sin q_5 & 0 \\ \sin q_5 & \cos q_5 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- pentru cupla F cu $\alpha_{12} = 90^\circ$:

$$[A_{56}] = [C_{56}] \cdot [A_{56}'] \tag{6.57}$$

unde:

$$[C_{56}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(-\alpha_{56}) & -\sin(-\alpha_{56}) \\ 0 & \sin(-\alpha_{56}) & \cos(-\alpha_{56}) \end{bmatrix},$$

cu:

$$[A_{56}'] = \begin{bmatrix} \cos q_6 & -\sin q_6 & 0 \\ \sin q_6 & \cos q_6 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- pentru cupla G cu $\alpha_{12} = 90^\circ$:

$$[A_{67}] = [C_{67}] \cdot [A_{67}'] \quad (6.58)$$

unde:

$$[C_{67}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(-\alpha_{67}) & -\sin(-\alpha_{67}) \\ 0 & \sin(-\alpha_{67}) & \cos(-\alpha_{67}) \end{bmatrix},$$

cu:

$$[A_{67}'] = \begin{bmatrix} \cos q_7 & -\sin q_7 & 0 \\ \sin q_7 & \cos q_7 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

- pentru cupla H cu $\alpha_{12} = 90^\circ$:

$$[A_{78}] = [A_{78}'] \quad (6.59)$$

unde:

$$[A_{78}'] = \begin{bmatrix} \cos q_8 & -\sin q_8 & 0 \\ \sin q_8 & \cos q_8 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Poziția punctului A în raport cu sistemul T_{cx} , legat de coxă, se identifică prin relația:

$$\{r_A\}^{T_{cx}} = \{r_1\}^T \cdot \{\overline{W}_{cx}\} \quad (6.60)$$

Poziția punctului B în raport cu sistemul T_{cx} , legat de coxă, se identifică prin relația:

$$\{r_B\}^{T_{cx}} = \{r_1\}^T \cdot \{\overline{W}_{cx}\} + \{r_2\}^T \cdot [A_{cx1}] \cdot \{\overline{W}_{cx}\} \quad (6.61)$$

Poziția punctului C în raport cu sistemul T_{cx} , legat de coxă, se identifică prin relația:

$$\{r_C\}^{T_{cx}} = \{r_1\}^T \cdot \{\overline{W}_{cx}\} + \{r_2\}^T \cdot [A_{cx1}] \cdot \{\overline{W}_{cx}\} + \{r_3\}^T \cdot [A_{12}] \cdot [A_{cx1}] \cdot \{\overline{W}_{cx}\} \quad (6.62)$$

Poziția punctului D în raport cu sistemul T_{cx} , legat de coxă, se identifică prin relația:

$$\begin{aligned} \{r_D\}^{T_{cx}} = & \{r_1\}^T \cdot \{\overline{W}_{cx}\} + \{r_2\}^T \cdot [A_{cx1}] \cdot \{\overline{W}_{cx}\} + \{r_3\}^T \cdot [A_{12}] \cdot [A_{cx1}] \cdot \{\overline{W}_{cx}\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{cx1}] \cdot \{\overline{W}_{cx}\} \end{aligned} \quad (6.63)$$

Poziția punctului E în raport cu sistemul T_{cx} , legat de coxă, se identifică prin relația:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{r}_E^{-T_{cx}} \right\} = & \{r_1\}^T \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.64)$$

Punctul din cupla F, se va poziționa în baza relației:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{r}_F^{-T_{cx}} \right\} = & \{r_1\}^T \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_6\}^T \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.65)$$

Punctul din cupla G, se va poziționa în baza relației:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{r}_G^{-T_{cx}} \right\} = & \{r_1\}^T \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_6\}^T \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_7\}^T \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot \\ & \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.66)$$

Punctul din cupla H, se va poziționa cu ajutorul relației:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{r}_H^{-T_{cx}} \right\} = & \{r_1\}^T \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_6\}^T \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_7\}^T \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot \\ & \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_8\}^T \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot \\ & \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.67)$$

Pentru punctul M, vectorul de poziție va fi calculat prin relația:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{r}_M^{-T_{cx}} \right\} = & \{r_1\}^T \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_6\}^T \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_7\}^T \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot \\ & \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_8\}^T \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{S_8\}^T \cdot [A_{78}] \cdot [A_{67}] \cdot [A_{56}] \cdot [A_{45}] \cdot [A_{34}] \cdot [A_{23}] \cdot [A_{12}] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.68)$$

sau:

$$\begin{aligned} \overline{\{r_M^{-T_{cx}}\}} &= \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot \overline{\{W_1\}} + \{r_3\}^T \cdot \overline{\{W_2\}} + \{r_4\}^T \cdot \overline{\{W_3\}} + \{r_5\}^T \cdot \overline{\{W_4\}} + \\ &+ \{r_6\}^T \cdot \overline{\{W_5\}} + \{r_7\}^T \cdot \overline{\{W_6\}} + \{r_8\}^T \cdot \overline{\{W_7\}} + \{S_8\}^T \cdot \overline{\{W_8\}} \end{aligned} \quad (6.68')$$

$$\begin{aligned} \overline{\{r_M^{-T_{cx}}\}} &= \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_3\}^T \cdot [A_{Cx2}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \\ &+ \{r_4\}^T \cdot [A_{Cx3}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_5\}^T \cdot [A_{Cx4}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_6\}^T \cdot [A_{Cx5}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \\ &+ \{r_7\}^T \cdot [A_{Cx6}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_8\}^T \cdot [A_{Cx7}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{S_8\}^T \cdot [A_{Cx8}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} \end{aligned} \quad (6.68'')$$

Determinarea pozițiilor centrelor de masă

Se realizează în raport cu sistemele de referință solidare cu elementele cinematice după cum urmează:

$$\begin{aligned} r_{C1} &= \begin{bmatrix} 0, \frac{L_{cx}}{2}, 0 \end{bmatrix}_{cx}^T & r_{C3} &= \begin{bmatrix} 0, 0, -\frac{L_2}{2} \end{bmatrix}_2^T & r_{C5} &= \begin{bmatrix} 0, 0, -\frac{L_4}{2} \end{bmatrix}_4^T \\ r_{C2} &= \begin{bmatrix} 0, \frac{L_1}{2}, 0 \end{bmatrix}_1^T & r_{C4} &= \begin{bmatrix} 0, -\frac{L_3}{2}, 0 \end{bmatrix}_3^T & r_{C6} &= \begin{bmatrix} 0, -\frac{L_5}{2}, 0 \end{bmatrix}_5^T \\ r_{C7} &= \begin{bmatrix} 0, \frac{L_6}{2}, 0 \end{bmatrix}_6^T & r_{C8} &= \begin{bmatrix} 0, -\frac{L_7}{2}, 0 \end{bmatrix}_7^T & S_{C8} &= \begin{bmatrix} 0, -\frac{L_8}{2}, 0 \end{bmatrix}_8^T \end{aligned} \quad (6.69)$$

Pe baza relațiilor (6.69), pozițiile centrelor de masă ale elementelor, în raport cu sistemul de referință legat de coxă, T_{cx} sunt:

$$\overline{\{r_{C1}^{-T_{cx}}\}} = \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_{C1}\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} \quad (6.70)$$

$$\overline{\{r_{C2}^{-T_{cx}}\}} = \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_{C2}\}^T \cdot [A_{Cx2}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} \quad (6.71)$$

$$\begin{aligned} \overline{\{r_{C3}^{-T_{cx}}\}} &= \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_3\}^T \cdot [A_{Cx2}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \\ &+ \{r_{C3}\}^T \cdot [A_{Cx3}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} \end{aligned} \quad (6.72)$$

$$\begin{aligned} \overline{\{r_{C4}^{-T_{cx}}\}} &= \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_3\}^T \cdot [A_{Cx2}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \\ &+ \{r_4\}^T \cdot [A_{Cx3}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_{C4}\}^T \cdot [A_{Cx4}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} \end{aligned} \quad (6.73)$$

$$\begin{aligned} \overline{\{r_{C5}^{-T_{cx}}\}} &= \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_3\}^T \cdot [A_{Cx2}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \\ &+ \{r_4\}^T \cdot [A_{Cx3}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_5\}^T \cdot [A_{Cx4}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} + \{r_{C5}\}^T \cdot [A_{Cx5}] \cdot \overline{\{W_{cx}\}} \end{aligned} \quad (6.74)$$

$$\begin{aligned} \overline{\{r_{C6}^{-T_{cx}}\}} &= \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_3\}^T \cdot [A_{Cx2}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \\ &+ \{r_4\}^T \cdot [A_{Cx3}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_5\}^T \cdot [A_{Cx4}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_6\}^T \cdot [A_{Cx5}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \\ &+ \{r_{C6}\}^T \cdot [A_{Cx6}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} \end{aligned} \quad (6.75)$$

$$\begin{aligned} \overline{\{r_{C7}^{-T_{cx}}\}} &= \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_3\}^T \cdot [A_{Cx2}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \\ &+ \{r_4\}^T \cdot [A_{Cx3}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_5\}^T \cdot [A_{Cx4}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_6\}^T \cdot [A_{Cx5}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \\ &+ \{r_7\}^T \cdot [A_{Cx6}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_{C7}\}^T \cdot [A_{Cx7}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} \end{aligned} \quad (6.76)$$

$$\begin{aligned} \overline{\{r_{C8}^{-T_{cx}}\}} &= \{r_1\}^T \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_2\}^T \cdot [A_{Cx1}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_3\}^T \cdot [A_{Cx2}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \\ &+ \{r_4\}^T \cdot [A_{Cx3}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_5\}^T \cdot [A_{Cx4}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_6\}^T \cdot [A_{Cx5}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \\ &+ \{r_7\}^T \cdot [A_{Cx6}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_8\}^T \cdot [A_{Cx7}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} + \{r_{C8}\}^T \cdot [A_{Cx8}] \cdot \overline{\{W_{Cx}\}} \end{aligned} \quad (6.77)$$

B. Calculul vitezelor:

Se urmărește determinarea vitezei punctului M în raport cu sistemul de referință T_{cx} . Astfel, se derivează succesiv relațiile (6.60) ... (6.68), dar pentru realizarea acestui calcul, este necesar construirea matricelor antisimetrice pentru fiecare cuplă, de forma:

$$\left[\begin{array}{ccc} \tilde{\omega}_{Cxi} \\ \tilde{\omega}_{Cxi} \\ \tilde{\omega}_{Cxi} \end{array} \right] = \left[\begin{array}{ccc} 0 & \omega_{Cxi} & -\omega_{Cxi} \\ -\omega_{Cxi} & 0 & \omega_{Cxi} \\ \omega_{Cxi} & -\omega_{Cxi} & 0 \end{array} \right], \text{ cu } i, j = \overline{1,8}. \quad (6.78)$$

Atunci:

$$\left[\dot{A}_{Cx1} \right] = \left[\tilde{\omega}_{Cxi} \right] \cdot \left[A_{Cx1} \right] \quad (6.79)$$

$$\left[\dot{A}_{Cx2} \right] = \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot \left[A_{Cx3} \right] \quad (6.80)$$

$$\left[\dot{A}_{Cx3} \right] = \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot \left[A_{Cx3} \right] \quad (6.81)$$

$$\left[\dot{A}_{Cx4} \right] = \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot \left[A_{Cx4} \right] \quad (6.82)$$

$$\left[\dot{A}_{Cx5} \right] = \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot \left[A_{Cx5} \right] \quad (6.83)$$

$$\left[\dot{A}_{Cx6} \right] = \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot \left[A_{Cx7} \right] \quad (6.84)$$

$$\left[\dot{A}_{Cx7} \right] = \left[\tilde{\omega}_{67} \right] \cdot \left[A_{Cx7} \right] \quad (6.85)$$

$$\left[\dot{A}_{Cx8} \right] = \left[\tilde{\omega}_{78} \right] \cdot \left[A_{Cx8} \right] \quad (6.86)$$

Pentru punctul A se obține:

$$\left\{ \overline{v}_A^{Tcx} \right\} = 0 \quad (6.87)$$

Pentru punctul B, se obține:

$$\left\{ \overline{v}_B^{Tcx} \right\} = 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \quad (6.88)$$

Pentru punctul C, se obține:

$$\left\{ \overline{v}_C^{Tcx} \right\} = 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \quad (6.89)$$

Pentru punctul D se obține:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{v}_D^{Tcx} \right\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.90)$$

Pentru punctul E se obține:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{v}_E^{Tcx} \right\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.91)$$

Pentru punctul F se obține:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{v}_F^{Tcx} \right\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.92)$$

Pentru punctul G se obține:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{v}_G^{Tcx} \right\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_7\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.93)$$

Pentru punctul H se obține:

$$\begin{aligned}
 \left\{ \overline{v}_H^{-T_{cx}} \right\} &= \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_7\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_8\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{67} \right] \cdot [A_{Cx7}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\}
 \end{aligned} \tag{6.94}$$

Viteza punctului M în raport cu sistemul de referință T_{cx} este:

$$\begin{aligned}
 \left\{ \overline{v}_M^{-T_{cx}} \right\} &= \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_7\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_8\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{67} \right] \cdot [A_{Cx7}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{S_8\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{78} \right] \cdot [A_{Cx8}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\}
 \end{aligned} \tag{6.95}$$

Vitezele centrelor de masă

Acestea se obțin prin derivarea relațiilor (6.70) ... (6.77), ținându-se cont de relațiile (6.79) ... (6.86).
Viteza centrului de masă al elementului 1:

$$\left\{ \overline{v}_{C1}^{-T_{cx}} \right\} = \mathbf{0} + \{r_{C1}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \tag{6.96}$$

Viteza centrului de masă al elementului 2:

$$\left\{ \overline{v}_{C2}^{-T_{cx}} \right\} = \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_{C2}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \tag{6.97}$$

Viteza centrului de masă al elementului 3:

$$\begin{aligned}
 \left\{ \overline{v}_{C3}^{-T_{cx}} \right\} &= \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_{C3}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\}
 \end{aligned} \tag{6.98}$$

Viteza centrului de masă al elementului 4:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{v}_{C4}^{Tcx} \right\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_{C4}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.99)$$

Viteza centrului de masă al elementului 5:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{v}_{C5}^{Tcx} \right\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_{C5}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.100)$$

Viteza centrului de masă al elementului 6:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{v}_{C6}^{Tcx} \right\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_{C6}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.101)$$

Viteza centrului de masă al elementului 7:

$$\begin{aligned} \left\{ \overline{v}_{C7}^{Tcx} \right\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_7\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\ & + \{r_{C7}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{67} \right] \cdot [A_{Cx7}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \end{aligned} \quad (6.102)$$

Viteza centrului de masă al elementului 8:

$$\begin{aligned}
 \left\{ \overline{v}_{C8}^{-T_{cx}} \right\} &= 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_7\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_8\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{67} \right] \cdot [A_{Cx7}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_{C8}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{78} \right] \cdot [A_{Cx8}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\}
 \end{aligned} \tag{6.103}$$

C. Calculul accelerațiilor:

Accelerațiile se obțin prin derivarea succesivă a relațiilor (6.87) ... (6.95). Astfel, pentru punctul A:

$$\left\{ \overline{a}_A^{-T_{cx}} \right\} = 0 \tag{6.104}$$

Pentru punctul B, se obține:

$$\left\{ \overline{a}_B^{-T_{cx}} \right\} = 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} \tag{6.105}$$

Pentru punctul C, se obține:

$$\begin{aligned}
 \left\{ \overline{a}_C^{-T_{cx}} \right\} &= 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_3\}^T \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\}
 \end{aligned} \tag{6.106}$$

Pentru punctul D se obține:

$$\begin{aligned}
 \left\{ \overline{a}_D^{-T_{cx}} \right\} &= 0 + \{r_2\}^T \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_3\}^T \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \\
 &+ \{r_4\}^T \cdot \left[\dot{\tilde{\omega}}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\} + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \left\{ \overline{W}_{Cx} \right\}
 \end{aligned} \tag{6.107}$$

Pentru punctul E se obține:

$$\begin{aligned}
 \{\overline{a}_E^{-Tex}\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \\ \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \\ \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \\ \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{12} \\ \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \\ \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \\ \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{23} \\ \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \\ \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \\ \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{34} \\ \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \\ \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \\ \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.108}$$

Pentru punctul F se obține:

$$\begin{aligned}
 \{\overline{a}_F^{-Tex}\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \\ \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \\ \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \\ \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{12} \\ \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \\ \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \\ \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{23} \\ \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \\ \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \\ \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{34} \\ \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \\ \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \\ \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_6\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{45} \\ \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_6\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{45} \\ \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{45} \\ \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.109}$$

Pentru punctul G se obține:

$$\begin{aligned}
 \{\overline{a}_M^{Tcx}\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_6\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{45} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_6\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_7\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{56} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_7\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{56} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{56} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_8\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{67} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx7}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_8\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{67} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{67} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx7}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{S_8\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{78} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx8}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{S_8\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{78} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{78} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx8}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.112}$$

Accelerațiile centrelor de masă se obțin prin derivarea succesivă a relațiilor (6.96) ... (6.103). Astfel, pentru fiecare element se obține:

$$\{\overline{a}_{C1}^{Tcx}\} = 0 + \{r_{C1}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_{C1}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} \tag{6.113}$$

$$\begin{aligned}
 \{\overline{a}_{C2}^{Tcx}\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_{C2}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_{C2}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.114}$$

$$\begin{aligned}
 \{\overline{\mathbf{a}}_{C3}^{Tcx}\} &= \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_{C3}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_{C3}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.115}$$

$$\begin{aligned}
 \{\overline{\mathbf{a}}_{C4}^{Tcx}\} &= \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_{C4}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_{C4}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.116}$$

$$\begin{aligned}
 \{\overline{\mathbf{a}}_{C5}^{Tcx}\} &= \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 &+ \{r_{C5}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{45} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_{C5}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.117}$$

$$\begin{aligned}
 \left\{ \overline{\mathbf{a}}_{C_6}^{-T_{cx}} \right\} = & \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_4\}^T \cdot \\
 & \cdot \left[\tilde{\omega}_{23}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot \\
 & \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot \\
 & \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_{C6}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot \\
 & \cdot [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_{C6}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.118}$$

$$\begin{aligned}
 \left\{ \overline{\mathbf{a}}_{C_7}^{-T_{cx}} \right\} = & \mathbf{0} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_2\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{Cx1} \right] \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_3\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{12} \right] \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_4\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{23} \right] \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_5\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{34} \right] \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_6\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{45} \right] \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_7\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_7\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{56} \right] \cdot [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \\
 & + \{r_{C7}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{67}^{\dot{\cdot}} \right] \cdot [A_{Cx7}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\} + \{r_{C7}\}^T \cdot \left[\tilde{\omega}_{67} \right] \cdot \left[\tilde{\omega}_{67} \right] \cdot [A_{Cx7}] \cdot \{\overline{W}_{Cx}\}
 \end{aligned} \tag{6.119}$$

$$\begin{aligned}
 \{\overline{a_{C8}^{-Tex}}\} = & 0 + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{Cx1} \\ \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \{r_2\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{Cx1} \\ \tilde{\omega}_{Cx1} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx1}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \\
 & + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{12} \\ \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \{r_3\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{12} \\ \tilde{\omega}_{12} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx2}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \\
 & + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{23} \\ \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \{r_4\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{23} \\ \tilde{\omega}_{23} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx3}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \\
 & + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{34} \\ \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \{r_5\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{34} \\ \tilde{\omega}_{34} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx4}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \\
 & + \{r_6\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{45} \\ \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \{r_6\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{45} \\ \tilde{\omega}_{45} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx5}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \\
 & + \{r_7\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{56} \\ \tilde{\omega}_{56} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \{r_7\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{56} \\ \tilde{\omega}_{56} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx6}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + (6.120) \\
 & + \{r_8\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{67} \\ \tilde{\omega}_{67} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx7}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \{r_8\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{67} \\ \tilde{\omega}_{67} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx7}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \\
 & + \{r_{C8}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \dot{\tilde{\omega}}_{78} \\ \tilde{\omega}_{78} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx8}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\} + \{r_{C8}\}^T \cdot \begin{bmatrix} \tilde{\omega}_{78} \\ \tilde{\omega}_{78} \end{bmatrix} \cdot [A_{Cx8}] \cdot \{\overline{W_{Cx}}\}
 \end{aligned}$$

6.4. Procesarea numerică

Pentru analiza cinematică se consideră cunoscute elementele geometrice și legile de variație ale coordonatelor generalizate din cuplurile cinematice: $q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6, q_7, q_8$. Algoritmul de calcul a fost elaborat cu ajutorul soft-ului MAPLE.

Elementele geometrice sunt: $L_{cx}=15,744 \text{ mm}; L_1=12,5 \text{ mm}; L_2=12,5\text{mm}; L_3=385 \text{ mm}; L_4=5 \text{ mm}; L_5=325 \text{ mm}; L_6=10,7 \text{ mm}; L_7=61,85 \text{ mm}; L_8=50,42 \text{ mm}$.

În figura 6.3, este prezentat modelul 3D, al sistemului locomotor uman realizat cu ajutorul programului NASTRAN, fiind implementate legile de mișcare rezultate în urma analizei experimentale din Capitolul 2, pe un subiect uman fără dizabilități locomotorii.

Este de menționat că legile de mișcare au fost procesate pentru fiecare articulație în parte în așa fel încât modelul virtual să poată realiza un singur pas din cadrul activității de mers. Legile de variație ale coordonatelor generalizate din cele 8 cuple echivalente unui membru inferior sunt prezentate sub forma unor diagrame cinematice (figurile 6.4, 6.5, 6.6, 6.7).

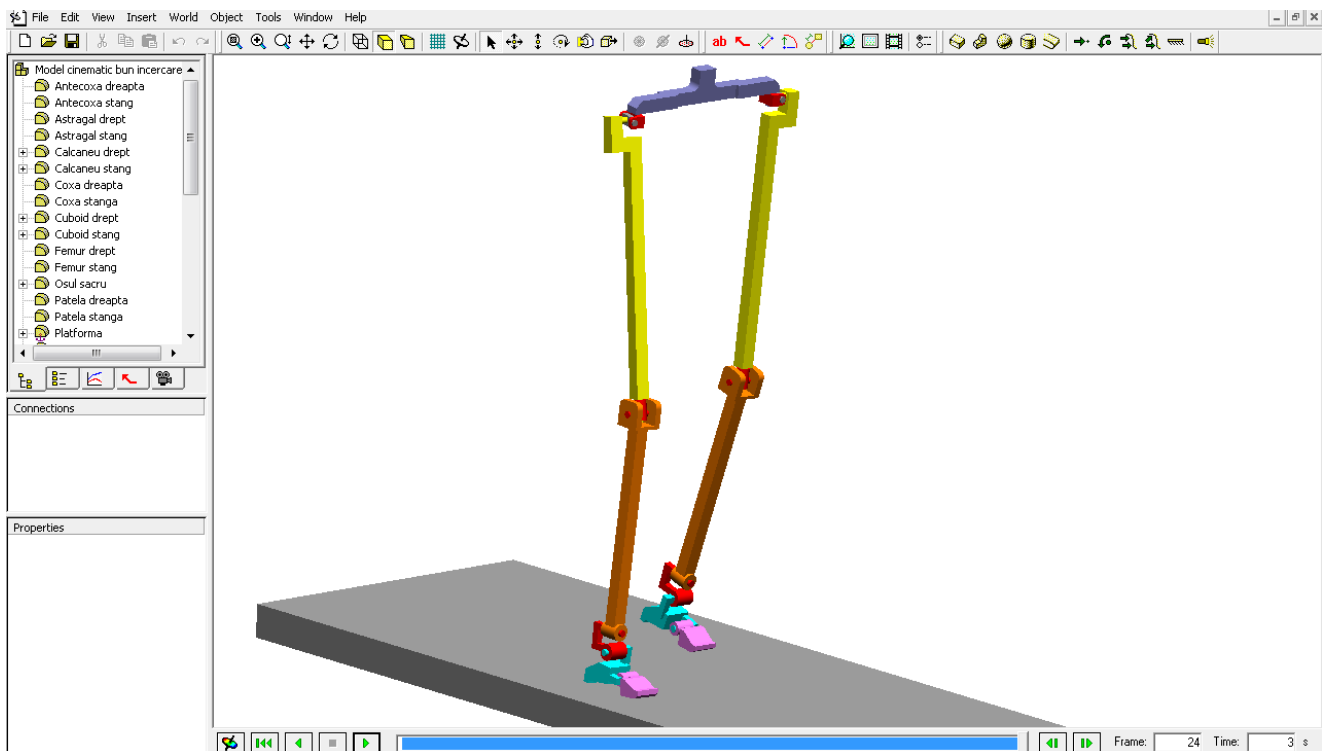


Figura 6.3. Modelul 3D, realizat cu programul NASTRAN

Variația unghiului q_5

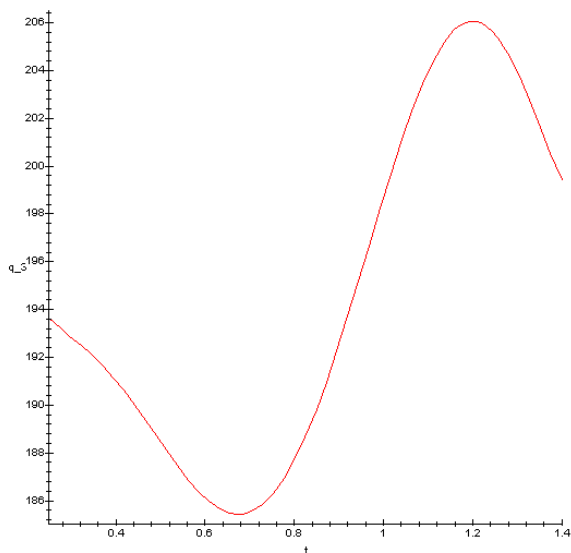


Figura 6.4. Variația unghiului q_3 [grade], corespunzător articulației echivalente a șoldului.

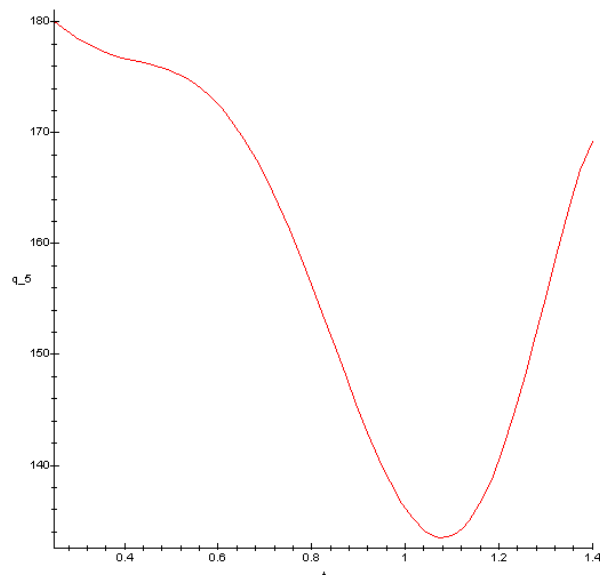


Figura 6.5. Variația unghiului q_5 [grade], corespunzător articulației echivalente a genunchiului

Variația unghiului q_7

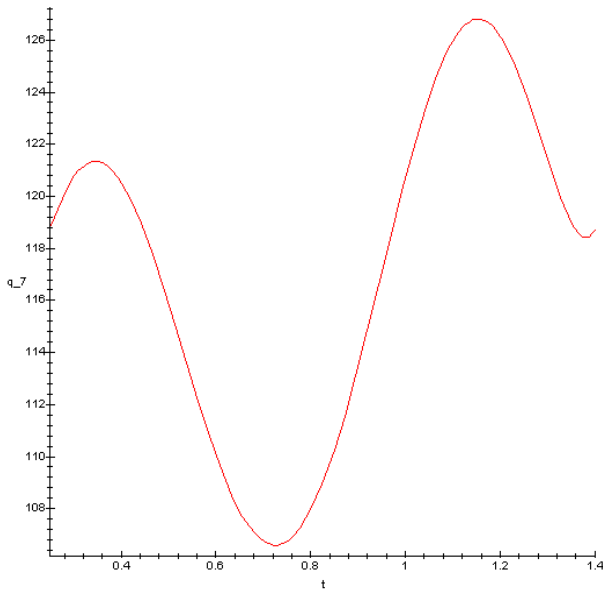


Figura 6.6. Variația unghiului q_7 [grade], corespunzător articulației echivalente a gleznei

Variația unghiului q_8

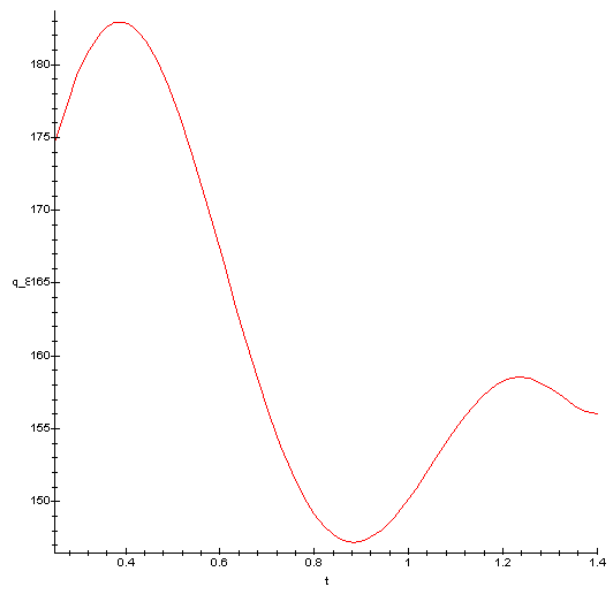


Figura 6.7. Variația unghiului q_8 [grade], corespunzător articulației echivalente a piciorului

VII. Elemente de proiectare personalizată a unui dispozitiv asistiv

7.1. Sisteme Mecanice Utilizate în Protezarea Membrului Inferior – Exo protezele

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 7.1 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.

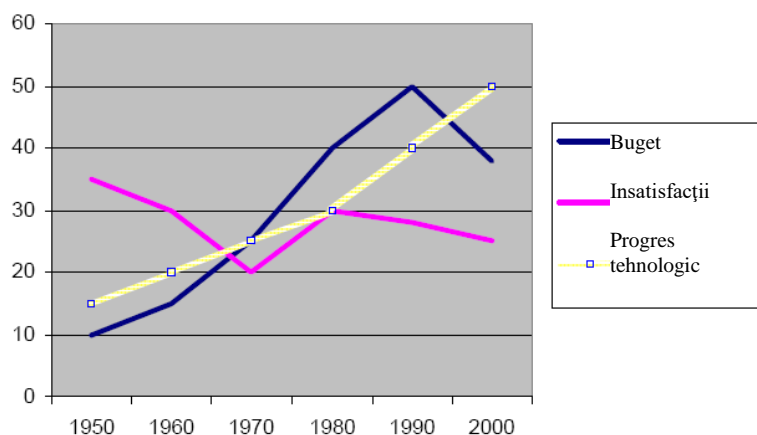


Figura 7.1. Progresul tehnologic, bugetul alocat acestui domeniu și satisfacțiile amputaților

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 șold, în cazul dezarticulării membrului inferior de la nivelul articulației șoldului, aspect ce cuprinde atât dezarticularea genunchiului cât și a gleznei și piciorului.

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 7.2.

În cazul exo – protezelor destinate amputării membrului inferior de deasupra articulației gleznei, elementele componente ale acesteia sunt evidențiate în figura 7.3:

- 1 – cupa;
- 2 – sistemul de acționare al mecanismului înlocuitor al articulației gleznei;
- 3 – mecanismul înlocuitor al articulației gleznei;
- 4 – corpul înlocuitor al piciorului.

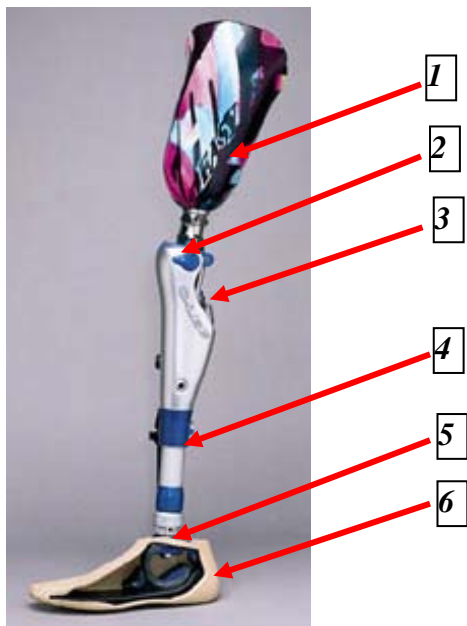


Figura 7.2. Exo – proteză destinată amputării membrului inferior de deasupra genunchiului

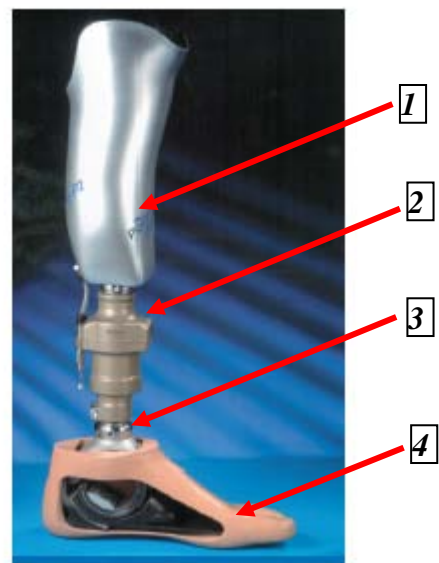


Figura 7.3. Exo – proteză destinată amputării membrului inferior de deasupra gleznei (proteză de gambă)

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 7.4;
- proteze de coapsă (atunci când amputarea se face de deasupra articulației genunchiului), fapt în care este necesar și înlocuirea articulației gleznei - figura 7.3.

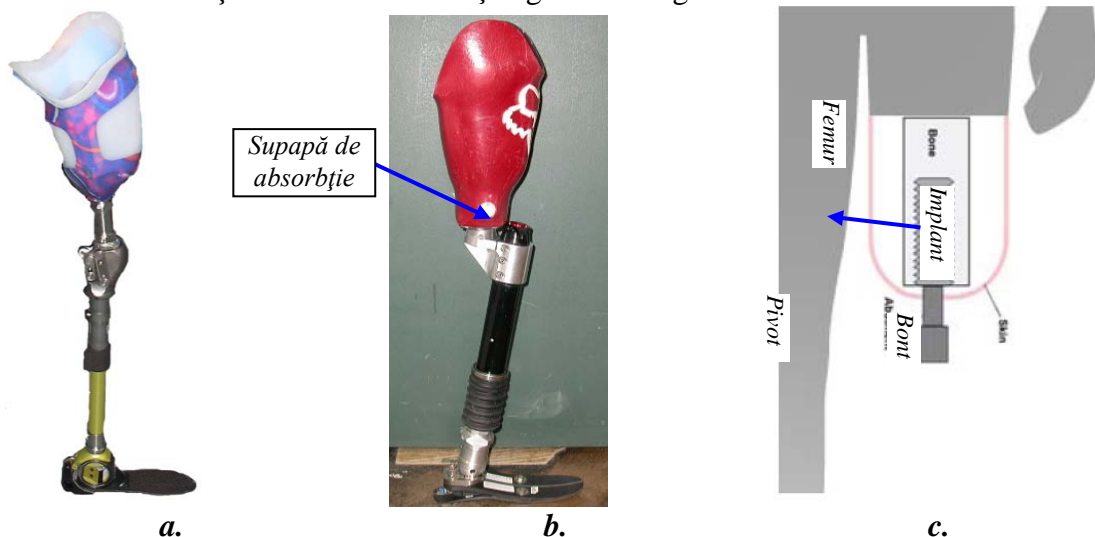


Figura 7.4. Aspecte privind modalitatea de etanșare a cupelor unor proteze de bont.

2. După modul de atașare al exo-protezelor de corpul uman:

- proteze care au cupe normale (figura 7.4, 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).
- proteze ce au cupe prevăzute cu supapă de absorbție a aerului dintre bont și acestea (figura 7.4, b);

- elemente de implantare, ce asigură fixarea protezelor de acestea (figura 7.4, 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 protezării 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 7.5, 7.6) 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 greutății 81 – 100 kg și respectiv 59 – 79 kg;



Figura 7.5. 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 7.6, b, sunt prezentate și mișcările pe care le poate realiza acest tip de exo – proteză (flexie plantară și dorsală, rotație internă, externă).

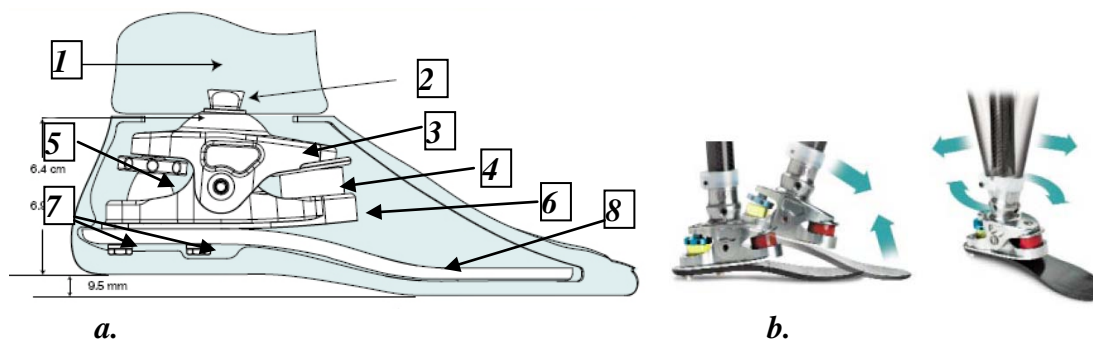


Figura 7.6. Structura mecanismului exo – protetic de tip Venture destinat dezarticulării gleznei.

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip Trupper realizată de Colleege Park Industries. Aceasta (figurile 7.7, 7.8) 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 7.7. Mecanismul exo-protetic de tip Trupper destinat dezarticulării gleznei. Aspect general

Elementele componente ale acestei exo-proteze sunt prezentate în figura 7.8, *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 7.8, *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).

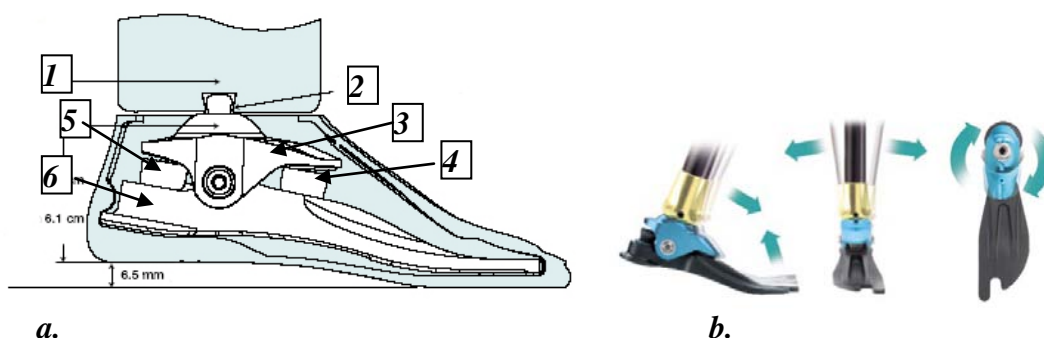


Figura 7.8. Structura mecanismului exo – protetic de tip Trupper destinat dezarticulării gleznei.

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip Elite Foot realizată de Blatchford and Sons Ltd England. Aceasta (figurile 7.9, 7.10) 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 reacțiilor 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.

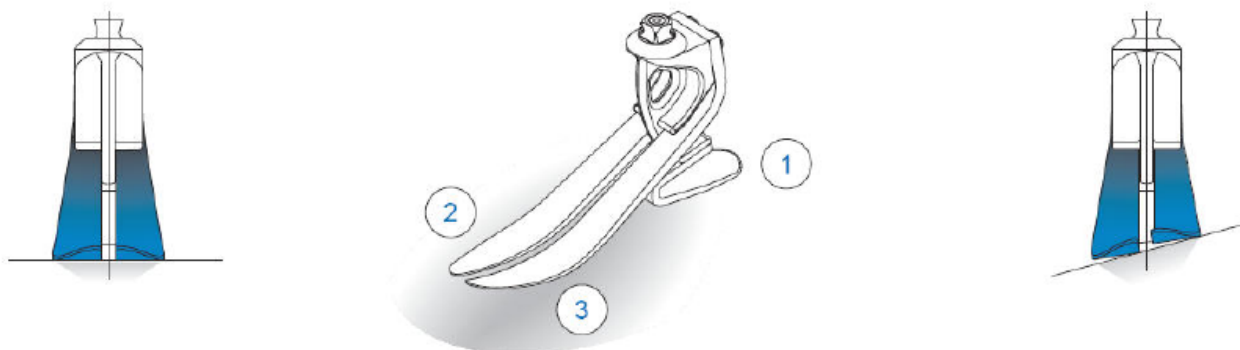


Figura 7.9. Prezentarea exo-protezei destinate dezarticulării gleznei de tip Elite Foot; 1,2,3 – elemente componente realizate din materiale compozite – fibră de carbon.

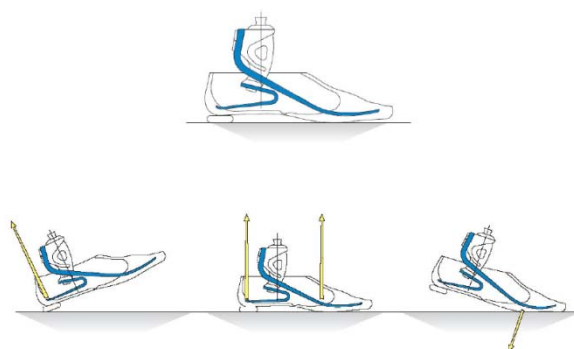


Figura 7.10. Prezentarea cinematică a exo-protezei destinate dezarticulării gleznei de tip Elite Foot.

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip Runway realizată de Freedom Innovations. Aceasta (figurile 7.11) 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 memorare a formei și înmagazinare a energiei acumulate în timpul activităților de deplasare. Posibilitățile de mișcare fiind evidențiate în figura 7.11., varianta *b*.



a. b.
Figura 7.11. Mecanismul exo-protetic de tip Runway.

Exo-proteză destinată dezarticulării gleznei de tip Renegade realizată de Freedom Inovations. Aceasta (figura 7.12) 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 7.12. 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 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 7.13).

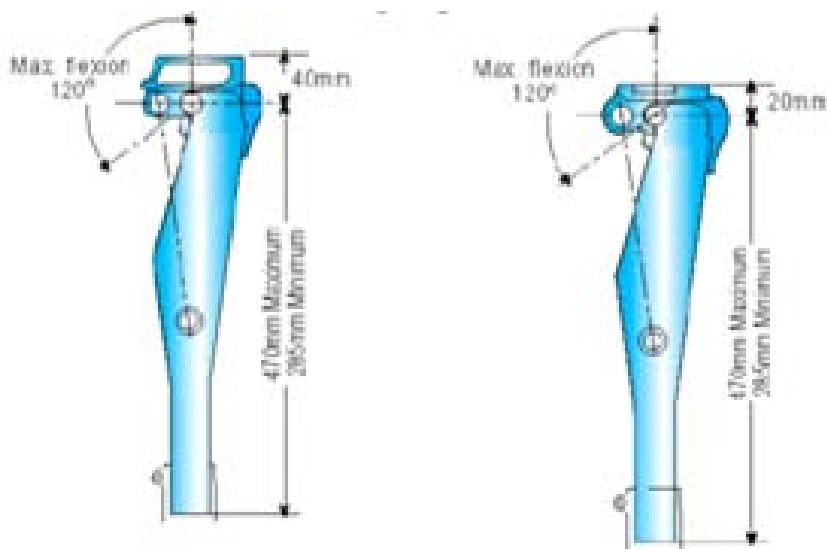


Figura 7.13. Mecanism exo-protetic de tip Endolite

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_ak/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 – tchet.

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.



Figura 7.14. 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 7.15 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.

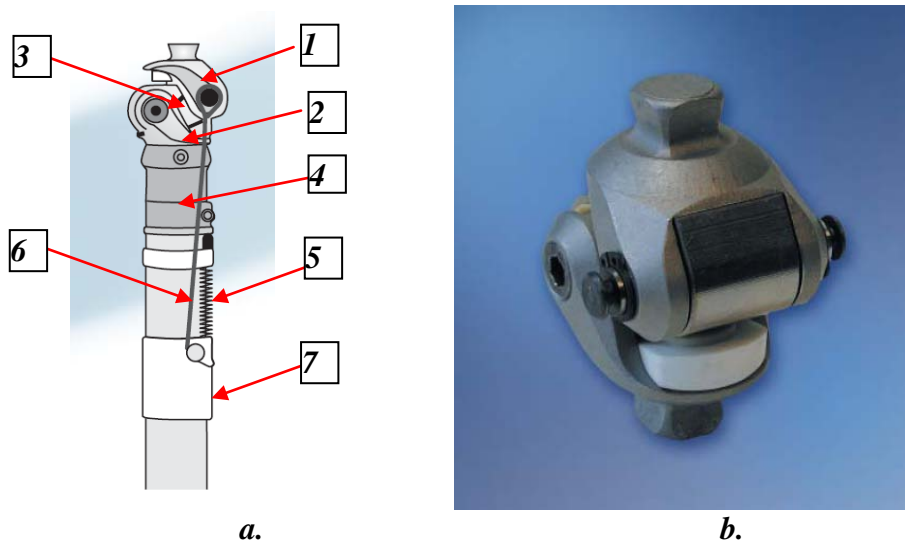


Figura 7.15. Mecanism exo-protetic de tip K5 modular; a – aspect general; b – scheme cinematice ale acesteia (1,2,3,4 – reprezintă articulațiile exo-protezei).

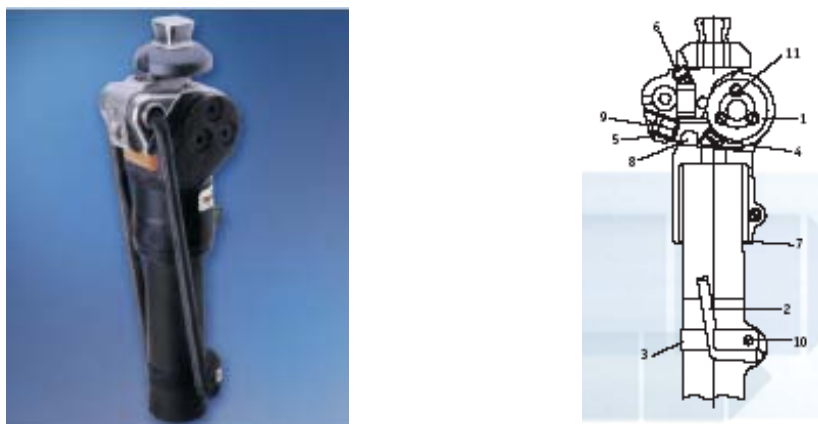


Figura 7.16. Modelul mecanismului exo-protetic de tip K4 modular; a – aspect general, b – aspect constructiv.

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 7.17 este prezentat un astfel de mecanism cu 4 bare, de asemenea sistemul de acționare poate fi mecanic, hidraulic, pneumatic sau chiar computerizat.



Figura 7.17. Mecanism exo-protetic patrulater;

Articulația policentrică (figura 7.18) 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 7.19. Aceasta se desfășoară pe 3 faze concomitent cu schimbarea centrului de articulare al mecanismului exo-protetic.

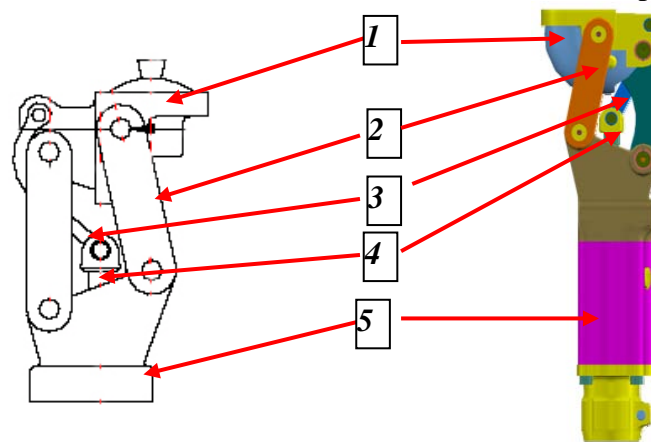


Figura 7.18 Mecanism exo-protetic policentric

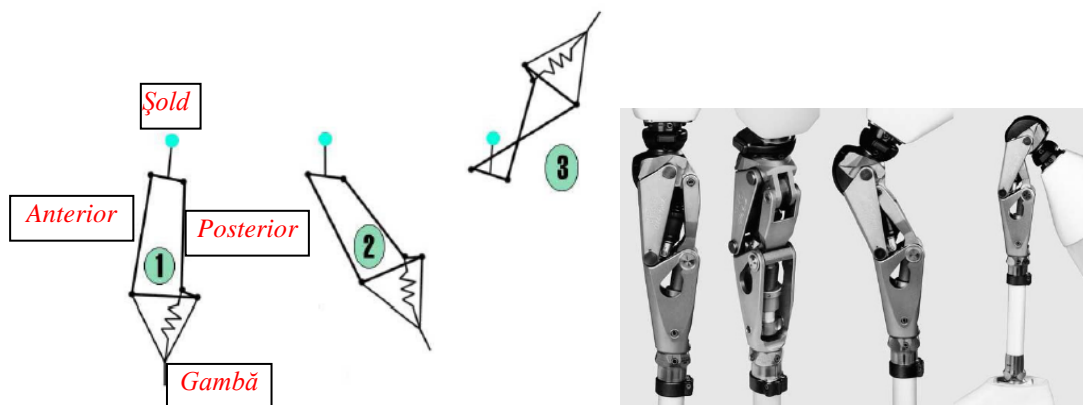


Figura 7.19. Cele 3 faze pe care se desfășoară activitatea de flexie a genunchiului protezat.

În figura 7.20 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>).

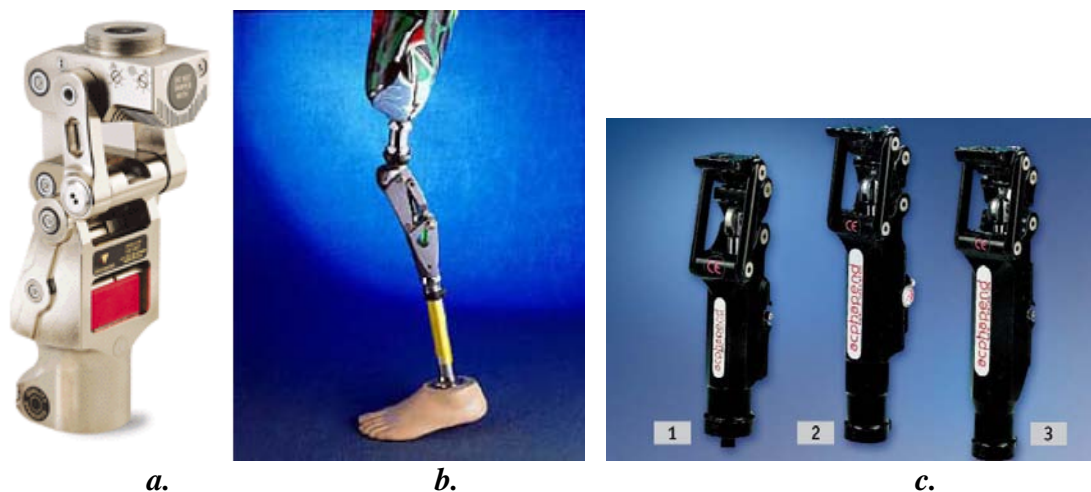


Figura 7.20. Modele de mecanisme exo-protetice policentrice.

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 7.21.

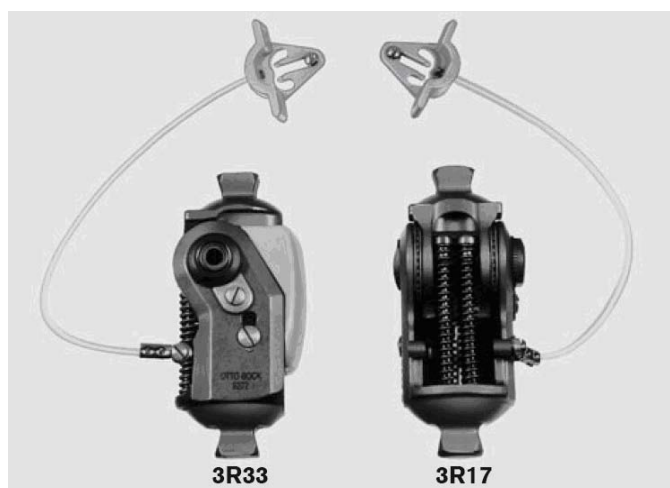


Figura 7.21. Aspect general al mecanismelor protetice cu sisteme de acționare mecanice

- 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 7.22 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.

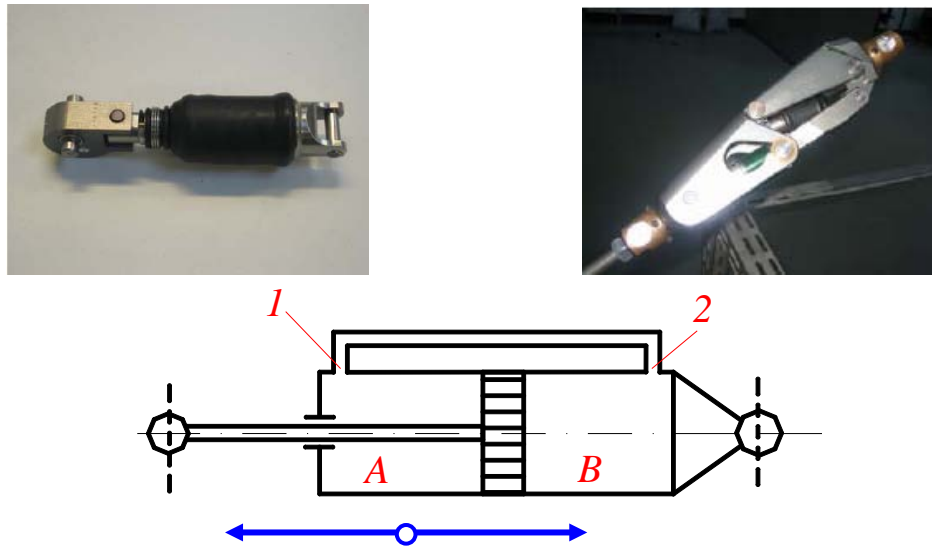


Figura 7.22. Amortizorul hidraulic din componența unei proteze 3R60 – Otto Bock

- sisteme de acționare pneumatice, care au la bază un amortizor pneumatic. Un astfel de sistem este prezentat în figura 7.23 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.

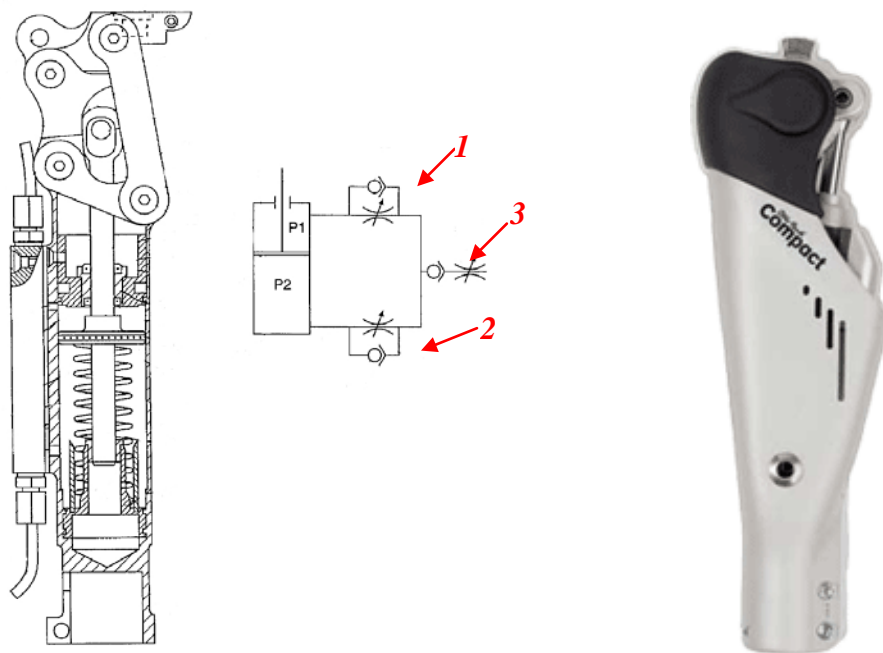


Figura 7.23. Mecanism protetic pentru dezarticulația genunchiului prevăzut cu sistem de acționare pneumatic.

-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 7.24 sunt prezentate cele două tipuri de exoproteze.

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.

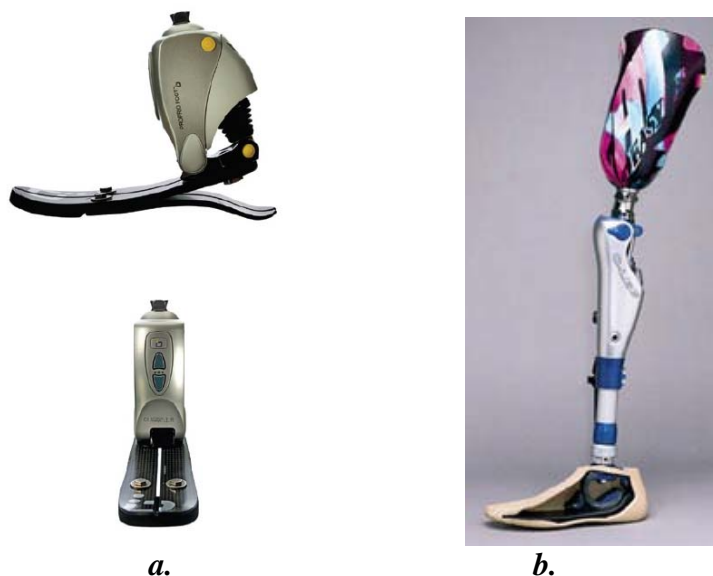


Figura 7.24. Prezentarea unor sisteme de acționare ale protezelor asistate și controlate de un microprocesor: a – Proprio Foot; b – C-Leg.

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 microprocesorului cu privire la distribuția forțelor în anumite zone de pe talpa piciorului artificial.

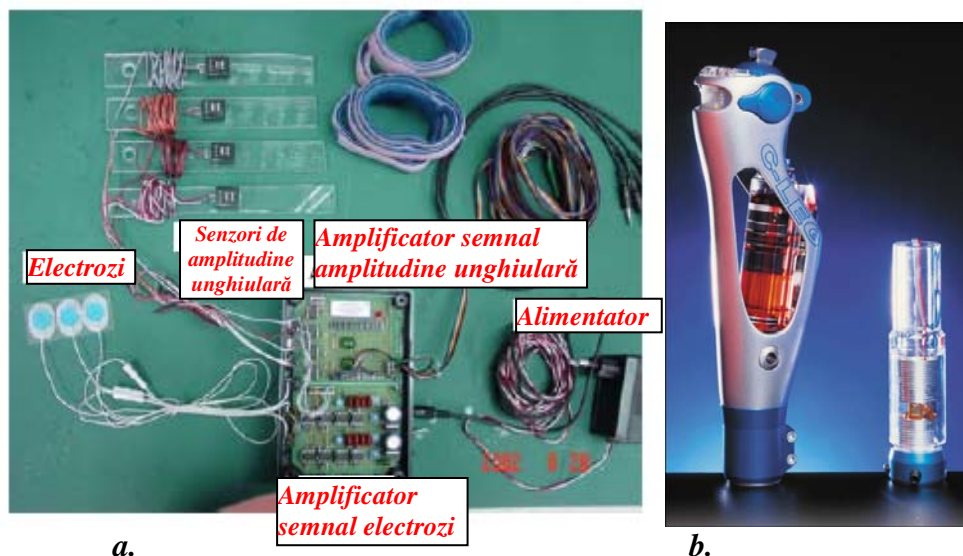


Figura 7.25. Elementele componente ale unității de comandă ale sistemului de acționare cu microprocesor: a – partea electronică; b – cilindrul hidraulic.

În figura 7.25 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 7.26).

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 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.

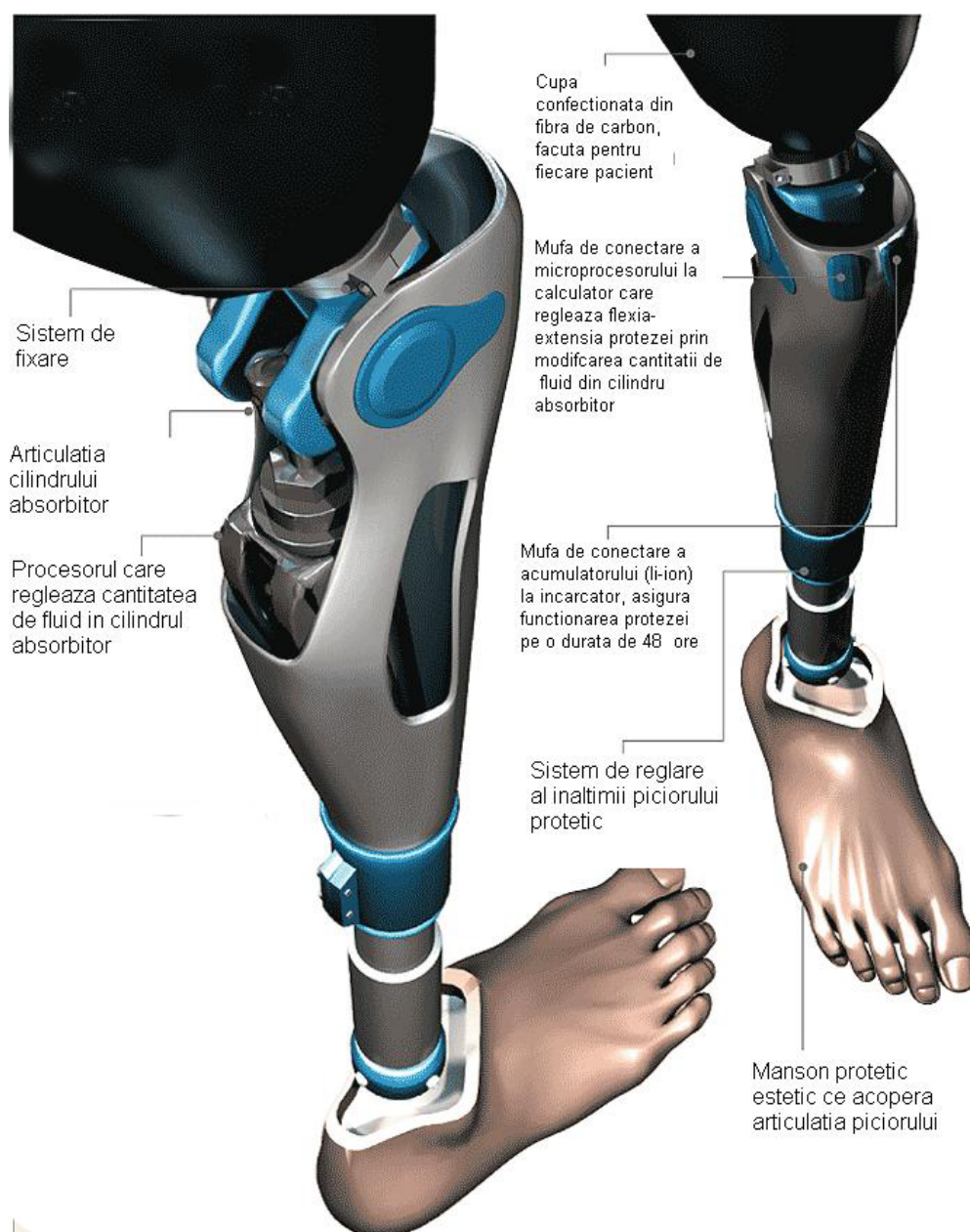
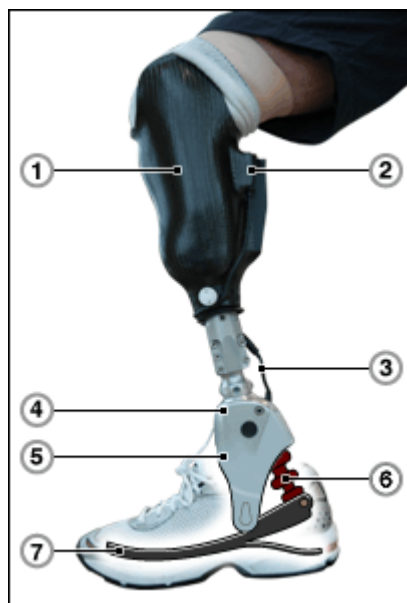


Figura 7.26. Descrierea exo – protezei de tip C-Leg

Micro-procesorul comandă un actuator electric liniar, a cărei 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.



- 1 – cupă (manșon);
- 2 – acumulator+sistemul mioelectric;
- 3 – cablu conector;
- 4 – sistemul de achiziție date (unitate de comandă, accelerometre);
- 5 – microprocesor;
- 6 – actuator electric liniar;
- 7 – element înlocuitor al piciorului cu proprietate de memorare a formei;

Figura 7.27. Descrierea exo-protezei de gambă Proprio-Foot

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 7.28).



Figura 7.28. Proteză mioelectrică pentru membru superior

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 7.29).



Figura 7.29. Proteza de mână bionică i-LIMB

7.2. ORTEZE

Ortezele sunt acele dispozitive utilizate în reabilitarea pacienților ce prezintă deficiențe locomotorii, dar care nu posedă amputații asupra membrilor corpului uman.

Ortezele se regăsesc într-o gamă 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 7.30).



Figura 7.30. 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 7.31).



Figura 7.31. Orteza cervicotoracică de tip Profitex.

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 7.32).



Figura 7.32. 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 7.33). Aceasta este utilizată în cazul postoperator, sau instabilități ale gleznei, stadii post A.V.C., etc.



Figura 7.33. 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 7.34).



Figura 7.34. 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 picicii 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-ischiadicus-sol și necesită ridicarea încălțăminte pe membrul opus (figura 7.35).



Figura 7.36. Orteză de tip femuro - podalică

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 7.37).

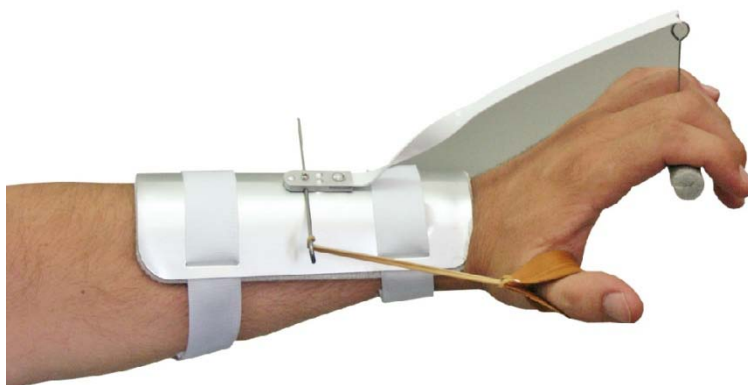


Figura 7.37. Orteză pentru încheietura mâinii mobilă.

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 7.38).



Figura 7.38. 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 7.39).



Figura 7.39. 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 7.40).



Figura 7.40. 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.

7.3. 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 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.

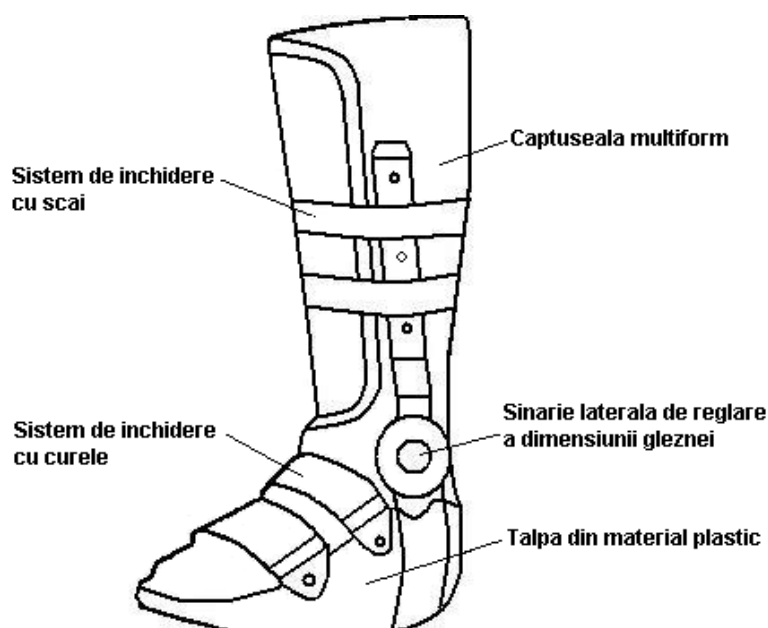


Fig. 7. 41 Dispozitivul de fixare a piciorului pe pedala stepper-ului.

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 captuseala multiform prevăzută cu un sistem de închidere cu scai, acest lucru permitând reglarea în funcție de dimensiunile piciorului. Aceasta captuseala 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 injecție 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 sinării 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 dublă acțiune, a căror viteză de lucru se reglează cu ajutorul unor droșeri 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 subsansamble sau piese din subsansamble 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.

7.4. PROTEZE OCULARE INTELIGENTE UTILIZATE DE CĂTRE PERSOANELE LIPSITE DE VEDERE

Un sistem protetic inteligent 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 ideia 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 7.42.

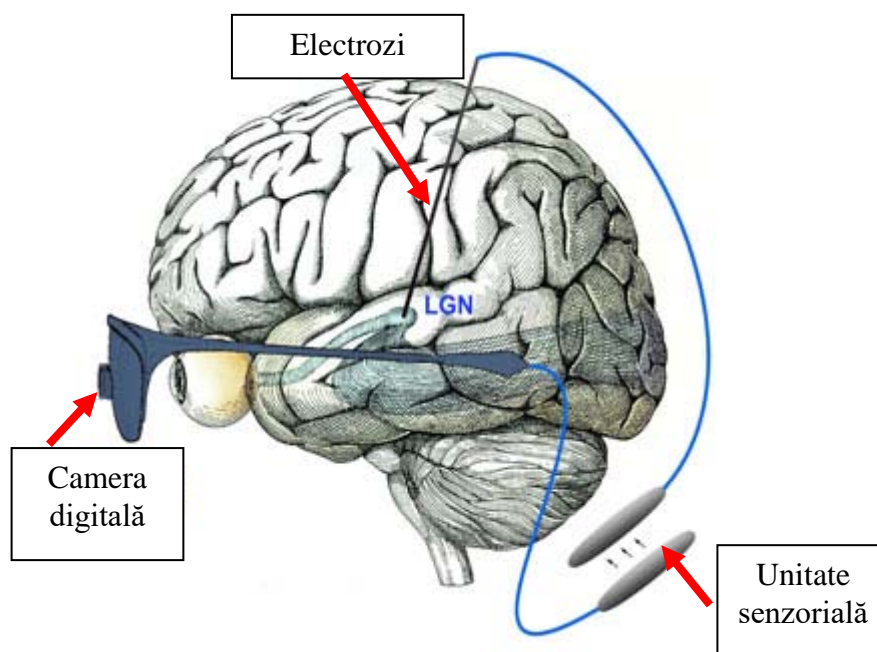


Figura 7.42. Sistemul protetic ocular inteligent

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 7.43 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 7.46 este prezentată schema în baza căreia este preprocesată imaginea vizuală.

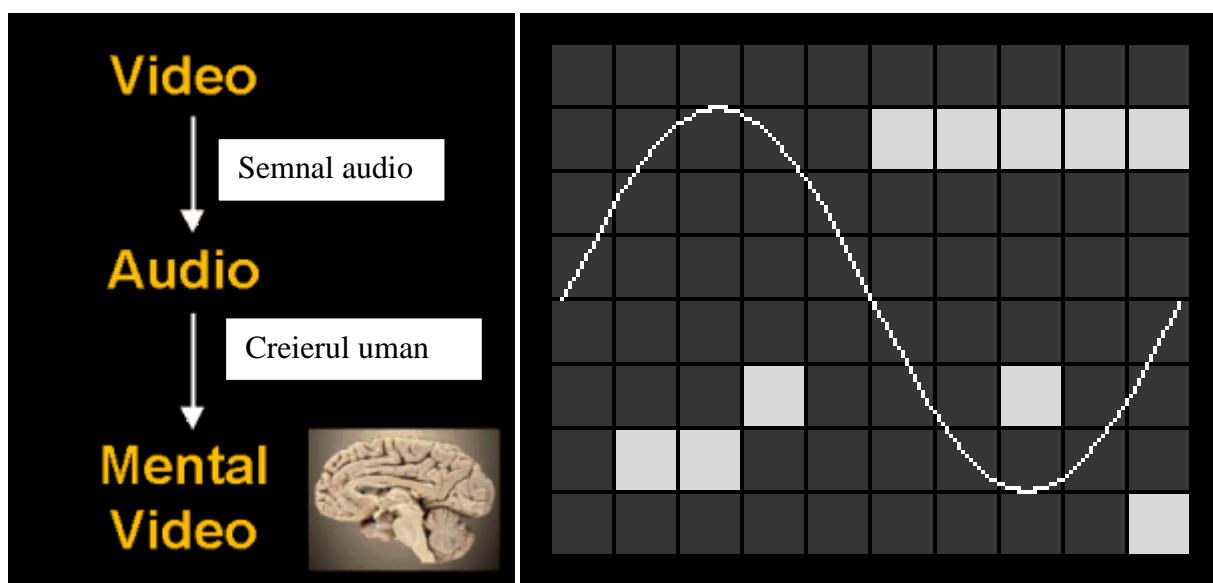


Figura 7.43. Schema unei matrici audio.

Modul prin care este procesată imaginea video de către procesorul calculatorului spre unitatea senzorială, este prezentată în figura 7.56.

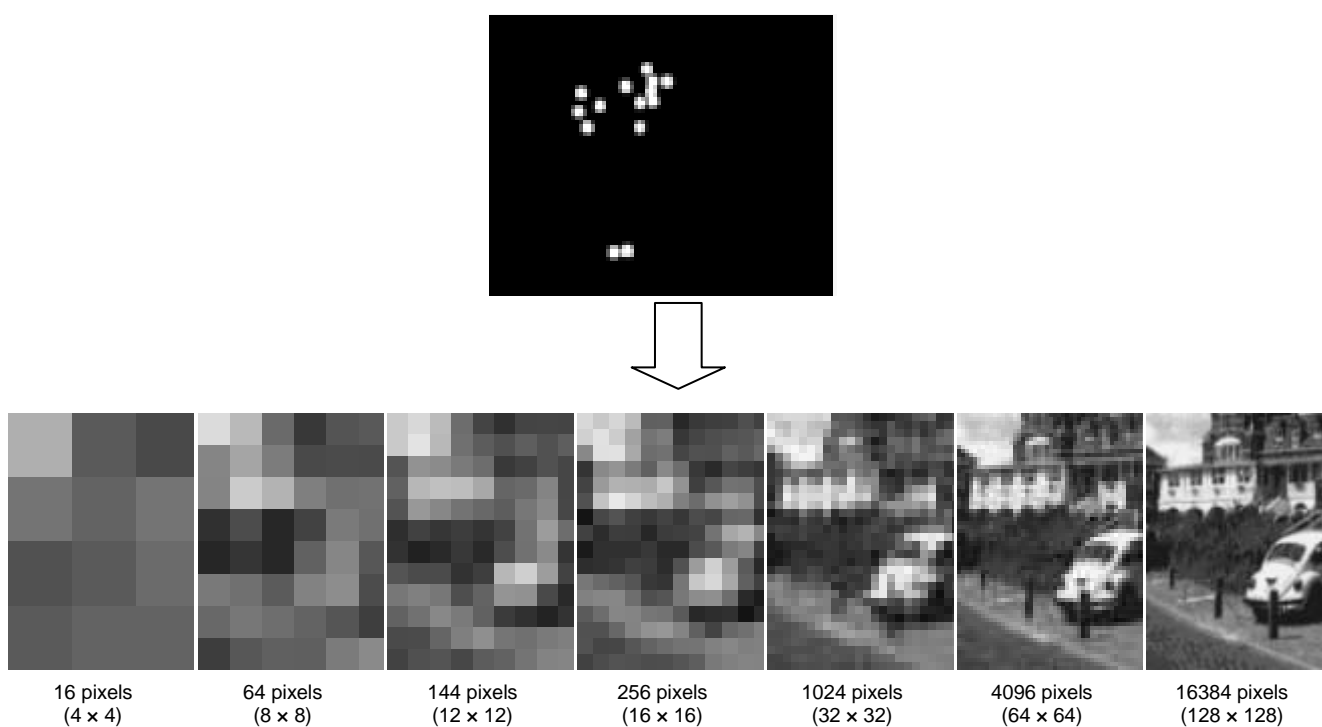


Figura 7.46. Modalitatea de procesare a imaginii spre unitatea senzorială

Impulsurile transmise prin intermediul unității senzoriale către electrozii implantați în zona cortexului cutiei craniene. In figura 7.47 este prezentat primul subiect uman ce posedă un asemenea implant.

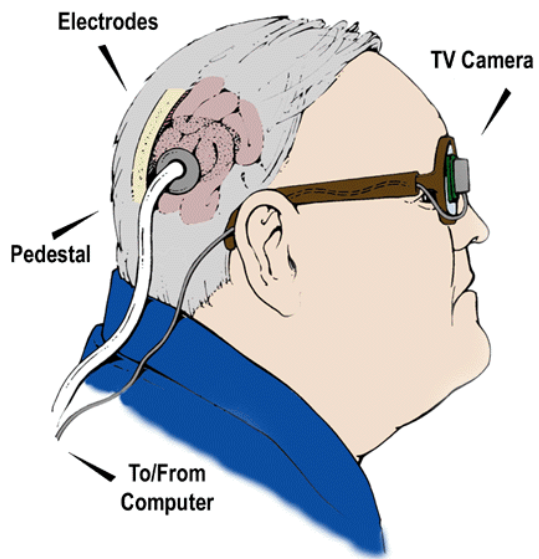


Figura 7.47. Sistemul protetic ocular, și subiectul uman ce posedă acest tip de implant.

Bibliografie

- [1] Sbenge T. „Kinesiologie. Stiinta miscarii” Editura Medicala. Bucuresti 2005.
- [2] Iaroslav Kiss- Fiziokinetoterapia si recuperarea medicala. Editura Medicala. 283 pagini. 2007. Acces online: <http://www.elipetromed.ro/recuperarea-neuromotorie-a-hemiparezelor.html>
- [3] Catalog online produse gimnastică medicală. Acces online: <http://reo-medical.ro/banci-gimnastica-medicala/>
- [4] Catalog online produse gimnastică medicală. Acces online: <http://kinetoterapie-cluj.ro/aparatura-kinetoterapie.asp>
- [5] Catalog online produse gimnastică medicală. Acces online: http://www.hipocrat2000.ro/hipocrat/robot_pentru_recuperarea_mersului_geo_evolution
- [6] Catalog online produse gimnastică medicală. Acces online: <http://reo-medical.ro/reo-ambulator/>
- [7] Catalog online produse gimnastică medicală. Acces online: <https://www.innsport.com/Home.aspx>
- [8] Baciú C., – „Chirurgia si protezarea aparatului locomotor”, Editura Medicala Bucuresti 1986.
- [9] Buzescu Al., Scurtu L., – „ Anatomie si biomecanica” Editura A.N. E.F.S. 1999.
- [10] Atlas anatomic virtual SOBOTTA California USA 2000;
- [11] Baciú Cl. – „Aparatul locomotor (anatomie funcțională, biomecanică, semiologie, clinică, diagnostic diferențial”. Editura Medicală București 1981.
- [12] Dascălu M., Modelarea și identificarea mersului uman pentru aplicatii de realitate virtuală. Teză de doctorat. Braşov - 2011.
- [13] Edward P. Washabaugh, Tarun Kalyanaraman, et. al., “Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters”. Gait and posture Journal No. 55, pp. 87-93. 2017
- [14] Williams M.,– „ Biomechanics of human motion”. W.B. Saunders Co. Philadelphia and London. 1996.
- [15] Sawicki G., Ferris D. “A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition”. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 6. 23. 10.1186/1743-0003-6-23. 2009.
- [16] DeVita P., Helseth J., and Hortobagyi T. “Muscles do more positive than negative work in human locomotion”. The Journal of Experimental Biology No. 210, pp. 3361-3373. 2017
- [17] Krishnan C., Theuerkauf P., “Effect of knee angle on quadriceps strength and activation after anterior cruciate ligament reconstruction”. Journal of Applied Physiology No. 119(3), pp. 223-231. 2015
- [cuplu articulatii2]Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. J Rehabil Res Dev. 2000;37(6):693–700.
- [18]. VICON Equipment. User Manual. Ed. Oxford U. K. 2014.
- [19] Hillman. M., Rehabilitation robotics from past to present – A historical perspective. In: Advances in Rehabilitation Robotics, Lect. Notes Contr. Inf. Sci. 306, 25-44 (2004).
- [20] Accoto Dino, Sergi Fabriyo, et. al., “A Nonanthropomorphic Wearable Robot”. IEEE Robotics& Automation Magazine. Vol. 14. DOI: 10.1109/MRA.2014.2360276. 2014

- [21] Wietse van Dijk and Herman van der Kooij, “XPED2 – A Passive Exoskeleton with Artificial Tendons”. IEEE Robotics& Automation Magazine. DOI: 10.1109/MRA.2014.2360309. 2014
- [22] Banala, S. K., A. Kulpe, and S. K. Agrawal, “A Powered Leg Orthosis for Gait Rehabilitation of Motor Impaired Patients”, IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2007. (Also ICORR 2007).
- [23] Banala, S. K., S. H. Kim, S. K. Agrawal, and J. P. Scholz, “Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients”, Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics. pp. 401-407. 2007.
- [24] Bonnyaud C, Pradon D, Boudarham J, et. al., “Effects of gait training using a robotic constraint (Lokomat®) on gait kinematics and kinetics in chronic stroke patients”. Journal Rehabil. Medicine. Vol. 46(2):132-8. doi: 10.2340/16501977-1248. 2014.
- [25] J.O.Kim, H.S.Bae, H.Y.Jeon, K.H.Park - Kinematic study on Walkbot_S. DOI:10.3795/KSME-AB.2010.34.0.000 (2010 .3)/ Korea mechanical engineering society.
- [26] S.H.You - Validity and feasibility of intelligent Walkbot system. Electronics Letter 24th Sep. 2009 vol 45 No 20.
- [27] S.H.You - Concurrent Validity and Test-Retest Reliability of the Novel Walkbot-K System. J. Mech. Med. Biol. 16. 2016.
- [28] Inaki D., Jorge Juan Gil, and Sanchez E., “Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges. Hindawi Publishing Corporation Journal of Robotics Vol. 2011, Article ID 759764, 11 pages doi:10.1155/2011/759764.
- [29] Catalog online produse Motorika accesate la: <http://motorika.com/reoambulator/>
- [30] Jan F. Veneman, Rik Kruidhof, et. al. Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation. pp. 379-386. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, 2006.
- [31] Jonas Beil, Gernot Perner and Tamim Asfour “Design and Control of the Lower Limb Exoskeleton KIT-EXO-1”. Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). pp. 119-124. 2015.
- [32] Kalyan K Mankala, Sai K Banala and Sunil K Agrawal – “Novel swing-assist un-motorized exoskeletons for gait training”. Int. Journal of NeuroEngineering and Rehab. Vol. 6:24. pp. 1-13. 2009.
- [33] M. Bortole, A. Venkatakrisnan, F. Zhu, et. al., The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: early findings from a clinical study. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. Vol. 12:54. pp. 1-14. 2015.
- [34] Onen U, Botsali FM, Kalyoncu M, Tinkir M, Yilmaz N, Sahin Y. Design and actuator selection of a lower extremity exoskeleton. IEEE/ASME Trans Mechatron. 2013;99:1–10.
- [35] M., Bortole, L. Rovira, M. Lorente Design And Control Of A Robotic Exoskeleton For Gait Rehabilitation. Master Thesis in Robotics and Automation. 95 pages. 2013
- [36] Galvez J.A., Reinkensmeyer D.J., “Robotics for gait training after spinal cord injury”. Spinal Cord Injury Rehabilitation Journal. Vol. 11, pp. 18-33. 2005.
- [37] Schmidt H., Hesse S., Bernhardt R., Krugger J., “Haptic Walker- a novel haptic foot device, ACM” Trans Appl. Percept. (TAP), Vol. 2, pp.166-180. 2005.
- [38] Hesse S. et al., Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients, JNER, 2010; 7

- [39] Tomelleri C. et al, Adaptive Locomotor Training on an End-Effector Gait Robot. Evaluation of the ground reaction forces in different training conditions, IEEE Int Conf Rehabil Robot. 2011
- [40] S. Freivogel et al. Improved Walking Ability And Reduced Therapeutic Stress With An Electromechanical Gait Device. *J. Rehabil. Med.*, Vol. 41. pp. 734–739. 2009
- [41] Catalog online produse Motorika accesate la:
<https://www.woodway.com/products/lokohelp>
- [42] Dragoljub Surdilovic, Rolf Bernhardt. STRING-MAN-Wire Robot for Gait Rehabilitation: Further Development and Testing. European Symposium Technical Aids for Rehabilitation – TAR 2007.
- [43] Chandramouli Krishnana, Rajiv Ranganathan, Manik Tetarbea, “Interlimb transfer of motor skill learning during walking: No evidence for asymmetric transfer”. *Journal of Gait & Posture* Vol. 56. pp. 24–30. 2017
- [44] David. J. Keene, Rolf Moe-Nilssen, Sarah. E. Lamb, “The application of multilevel modelling to account for the influence of walking speed in gait analysis”. *Journal of Gait & Posture*. Vol. 43. pp. 216–219. 2016
- [45] N.L.W. Keijsers, N.M. Stolwijk, G.J. Renzenbrink, J. Duysens. “Prediction of walking speed using single stance force or pressure measurements in healthy subjects”. *Journal of Gait & Posture*. Vol. 43. pp. 93–95. 2016
- [46] R. Dubbeldam, J.H. Buurke, C. Simons, C.G.M. Groothuis-Oudshoorn, H. Baan, A.V. Nenea, H.J. Hermens. “The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion”. *Journal of Clinical Biomechanics*. Vol. 25 pp. 796–801. 2010
- [47] Sileno da Silva Santos, MS, Chandramouli Krishnan, et. al., “Trunk Function Correlates Positively with Wheelchair Basketball Player Classification”. *Am J Phys Med Rehabil*. Vol. 96. pp.101–108. 2017
- [48] Grabowski AM, Herr H: Leg exoskeleton reduces the metabolic cost of human hopping. *J Appl Physiol* 2009 in press.
- [49] S. K. Agrawal, S. Banala, A. Fattah, V. Sangwan, V. Krishnamoorthy, J. P. Scholz, and W. L. Hsu, “Assessment of Motion of a Swing Leg and gait Rehabilitation with a Gravity Balancing Exoskeleton”, *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehab Engineering*, Vol. 15, No. 3, 2007, 410-420.
- [50] Dany H. Gagnona, Jérémie Da Cunhaa, Mael Boyer-Delestrea, Laurent Bosquet. “How does wearable robotic exoskeleton affect overground walking performance measured with the 10-m and six-minute walk tests after a basic locomotor training in healthy individuals?”. *Journal of Gait & Posture* Vol. 58 pp. 340–345. 2017
- [51] A. Esquenazi, M. Talaty, A. Jayaraman, Powered exoskeletons for walking assistance in persons with central nervous system injuries: a narrative review, *PM & R*9. pp. 46–62. 2017
- [52] D.R. Louie, J.J. Eng, T. Lam, Gait speed using powered robotic exoskeletons after spinal cord injury: a systematic review and correlational study, *J. Neuroeng. Rehabil*. Vol 12. pp. 83-98. (2015)
- [53] D.R. Louie, J.J. Eng, Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: a scoping review, *J. Neuroeng. Rehabil*. Vol. 13/53. 2016
- [54] G. Onose, V. Cârdei, Ş.T. Crăciunoiu, V. Avramescu, I. Oprea, M.A. Lebedev, et al., Mechatronic wearable exoskeletons for bionic bipedal standing and walking: a new synthetic approach, *Front. Neurosci*. Vol 10. pp. 343-358. 2016

- [55] S. Federici, F. Meloni, M. Bracalenti, M.L. De Filippis, The effectiveness of powered, active lower limb exoskeletons in neurorehabilitation: a systematic review. *Journal of NeuroRehabilitation*. Vol. 37. pp. 321–340. 2015