

UNIVERSITATEA “DUNAREA DE JOS” DIN GALAȚI

FACULTATEA DE MECANICĂ

TEZA DE DOCTORAT

**MODELE BIOMECHANICE ȘI VIRTUALE
PENTRU CORECTAREA POZIȚIILOR
MEMBRULUI SUPERIOR UMAN**

REZUMAT

Conducător științific,
prof.dr.ing. Elena MEREUȚĂ

Doctorand,
ing. Marian-Sorin TUDORAN

2013

C12245 / 20.11.2012

Către

Universitatea “ Dunărea de Jos “ din Galați vă face cunoscut că în data de 11.01.2013 , ora 11:30,
în _____ sala D12 _____ , va avea loc susținerea
publică a tezei de doctorat intitulată:”**MODELE BIOMECHANICE ȘI VIRTUALE PENTRU CORECTAREA
POZIȚILOR MEMBRULUI SUPERIOR UMAN**”, elaborată de domnul/doamna **TUDORAN MARIAN-
SORIN**, în vederea conferirii titlului științific de doctor în Domeniul de doctorat - **Inginerie mecanică**.

Comisia de doctorat are următoarea componență :

1. Presedinte: **Prof.univ.dr.ing. Cătălin FETECĂU**
Universitatea “Dunărea de Jos” din Galați

**2. Conducător
de doctorat:** **Prof.univ.dr.ing. Elena MEREUȚĂ**
Universitatea “Dunărea de Jos” din Galați

3. Referent oficial: **Prof.univ.dr.ing. Nicolae BUZBUCHI**
Universitatea Maritimă din Constanța

4. Referent oficial: **Prof.univ.dr.ing. Cezar OPRÎȘAN**
Universitatea Tehnică “Gheorghe Asachi” din Iași

5. Referent oficial: **Prof.univ.dr.ing. Eugen-Victor-Cristian RUSU**
Universitatea “Dunărea de Jos” din Galați

Cu această ocazie vă transmitem rezumatul tezei de doctorat și vă invităm să participați la susținerea publică. În cazul în care doriți să faceți eventuale aprecieri sau observații asupra conținutului lucrării, vă rugăm să le transmiteți în scris pe adresa Universității, str. Domnească nr. 47, 800008 - Galați, Fax - 0236 / 461353.



Prof.univ.dr.ing. Iulian Gabriel BÎRSAN

Cuprins

1. Introducere	4
1.1. Motivarea cercetării	4
1.2. Obiectivele cercetării	4
1.3. Stadiul actual al cercetărilor în domeniul modelării biomecanice a membrului superior uman	5
2. Structura și caracteristicile fizico-mecanice ale lanțului cinematic al membrului superior uman	8
2.1. Introducere	8
2.2. Terminologie	8
2.3. Structura osoasă a membrului superior uman	8
2.3.1. Oasele centurii scapulare	9
2.3.2. Humerusul	9
2.3.3. Radiusul și ulna	10
2.3.4. Oasele mâinii	10
2.4. Articulațiile membrului superior uman	10
2.4.1. Articulațiile centurii scapulare	10
2.4.2. Articulația umărului	10
2.4.3. Articulația cotului	11
2.4.4. Încheietura mâinii	12
2.4.5. Articulațiile degetelor	12
2.5. Lanțul cinematic al membrului superior uman	12
3. Model geometric pentru determinarea spațiului activ al membrului superior uman	13
3.1. Introducere	13
3.1.1. Deplasări finite ale rigidului	13
3.1.2. Transformări de coordonate	13
3.1.2.1. Construirea matricelor de rotație	13
3.1.2.2. Transformări omogene	14
3.1.3. Convenția Denavit-Hartenberg	14
3.1.4. Metoda analitică pentru determinarea spațiului activ al membrului superior uman	15
3.2. Metoda grafică	15
3.2.1. Prezentarea modelului	15
3.2.2. Prezentarea programului de generare a spațiului activ	16

3.2.3. Utilizarea rutinei și rezultatele modelării	17
3.2.4. Particularizări	18
3.2.4.1. Planuri particulare	18
3.2.4.2. Singularități	19
3.2.4.3. Spațiul activ al membrului superior pentru persoane cu dizabilități	19
3.3. Concluzii	20
4. Model pentru studiul cinematicii membrului superior uman	21
4.1. Introducere	21
4.2. Modelarea oaselor	21
4.2.1. Redefinirea suprafețelor	21
4.2.2. Compararea între modelele virtuale ale oaselor	22
4.3. Modelarea propriu-zisă a lanului cinematic al membrului superior uman	24
4.3.1. Modelarea articulațiilor	25
4.3.2. Modelarea mușchilor	26
4.3.3. Modelarea efectorului	27
4.4. Simularea mecanismului	27
4.5. Rezultatele simulării	28
4.6. Simularea cinematicii membrului superior al persoanelor cu dizabilități	31
4.7. Estimarea forțelor dezvoltate de mușchi folosind modelul Hill	33
4.8. Cercetări experimentale privind activitatea musculară	35
4.8.1. Introducere	35
4.8.2. Instrumentația tehnică	35
4.8.3. Desfășurarea experimentului	36
4.8.4. Colectarea datelor	36
4.8.5. Prelucrarea datelor	37
4.9. Concluzii	38
5. Model multi-corp (M.B.S.) pentru studiul dinamicii membrului superior uman	40
5.1. Introducere	40
5.1.1. Bazele teoretice ale metodei sistemelor multicorp	40
5.1.2. Ecuațiile de mișcare ale sistemelor multicorp	40
5.1.3. Dinamic invers și dinamic direct	41
5.1.4. Etapele modelării dinamice MBS	41
5.2. Realizarea modelului	42
5.2.1. Modelarea oaselor	42
5.2.2. Modelarea articulațiilor	42
5.2.3. Modelarea mușchilor	42

5.2.4. Modelarea mecanismului	42
5.3. Rezultatele modelării	43
5.4. Concluzii	47
6. Concluzii	48
6.1. Concluzii generale	48
6.2. Contribuții personale	50
6.3. Direcții de cercetare	51
Bibliografie selectiv	134

CAPITOLUL 1

INTRODUCERE

1.1. Motivarea cercetării

Atunci când vorbim despre mișcarea umană este greu să precizăm care ar fi numitorul comun al acestora. Fiecare individ are particularități fiziologice și anatomice care-l deosebesc de ceilalți indivizi. De aceea, poate că a găsi normalitatea este un ideal pe care nu-l vom putea atinge niciodată. Scopul oricărei cercetări îndreptate spre studiul mișcării umane ar trebui să ne dezvăluie cum să ne folosim resursele energetice cât mai eficient.

Lucrurile stau altfel atunci când vorbim despre roboți. Putem face optimizări, putem minimiza timpul în care se atinge un anumit nivel al performanței în mișcare, putem minimiza puterea consumată.

Am ales această temă cu speranța că poate rezultatele pe care le-am obținut vor contribui la dezvoltarea cunoașterii în domeniu și vor oferi soluții simple, la care nu s-au gândit alții, pentru anumite probleme apărute în mișcarea membrului superior uman.

Mi-am propus să ofer un instrument virtual pe care să-l poată utiliza un specialist atunci când trebuie să stabilească un diagnostic, să conceapă un program de recuperare a membrului superior cu dizabilități.

1.2. Obiectivele cercetării

Obiectivele tezei pot fi sintetizate după cum urmează:

- a) Elaborarea unui model biomecanic virtual pentru descrierea spațiului activ al membrului superior uman, indiferent de condițiile de mobilitate a acestuia;
- b) Elaborarea unui model cinematic virtual al membrului superior uman care să permită analiza cinematicii directe și inverse a membrului superior uman;
- c) Elaborarea unui model pentru estimarea forțelor dezvoltate de mușchi;
- d) Elaborarea unui model dinamic al membrului superior uman pentru a estima solicitările din articulațiile cotului și umărului.

Complexitatea membrului superior uman a condus către soluții diferite pentru fiecare problemă formulată, în final obținând modele virtuale create special pentru un anumit obiectiv.

Am ales ca medii de programare, modelare și simulare, următoarele aplicații: AutoCAD, AutoLISP, Catia, Adams, Inventor Fusion, Matlab.

1.3. Stadiul actual al cercetărilor în domeniul modelării biomecanice a membrului superior uman

Cunoașterea mecanicii și comportamentului sistemului musculo-scheletal este o cerință a proiectării sistemelor de asistare a persoanelor cu dizabilități, de tipul protezelor, ortezelor și neuroprotezelor.

Complexitatea sistemului osteoarticular al mâinii face ca modelarea cinematică să fie o provocare. Această complexitate obligă cercetătorii să dezvolte ipoteze simplificatoare pentru a facilita în alegerea și gestionarea modelelor [Bullock I.M., 2012]. Cu toate acestea, ipotezele formulate au implicații importante în precizia modelului final [Valero-Cuevas F., 2003]. Aceste studii se axează pe analiza cinematică a membrului superior uman și ipotezele simplificatoare care sunt utilizate într-o gamă largă de modele descrise în literatura de specialitate după cum urmează: descrieri cu privire la biomecanica mâinii [Brand P.W., 1999], modele cinemate realizate în vederea studiului controlului neuromuscular [Valero-Cuevas F., 2005], analiza tehnicilor de identificare a gesturilor [Pavlovic V.I., 1997; Erol A., 2007], analize privind mișcările degetelor în vederea dezvoltării de roboți manipulatori cu degete multiple [Zhaojie J., 2008], analize referitoare la vastul domeniu de utilizare a modelelor mâinii umane [Sancho-bru J.L., 2011], metode de măsurare al spațiului activ al mâinii în vederea reabilitării sau în domeniul ergonomiei [Kuo L.C., 2009].

Studiile anterioare au raportat că multe sarcini fine necesită o dexteritate ridicată cu poziții și mișcări precise precum și forțe de prehensiune aplicate în mod corespunzător [Johansson R.S., 1984; Johansson R.S., 1992; Li Z.M., 2006; Dun S., 2007].

Mișcările de pronatie și supinație realizate de către oasele antebrăului au fost studiate și de către Weinber A.M., (2000), plecând de la modelul cinematic (fig.1.2) realizat de Fick R., (1904), și trecând peste limitele acestuia referitoare la imposibilitatea de a reproduce corespunzător mișcările ulnei. Acest mișcare evazivă care se produce în timpul rotației antebrăului a fost studiată și de către Nakamura T. (1999), Nojiri K.(2008) pe baza rezonanței magnetice. Astfel, a fost conceput un model cinematic simplificat similar cu cel elaborat de Kesckemethy A., (2003), a dus la dezvoltarea unui model cinematic cu 2 grade de libertate, (fig.1.3), la nivelul articulației humerusului și ulnei, ce permite ulnei balansarea și executarea mișcărilor axiale.

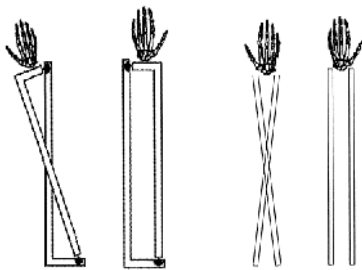


Fig.1.2. Modelul Fick al antebrăului

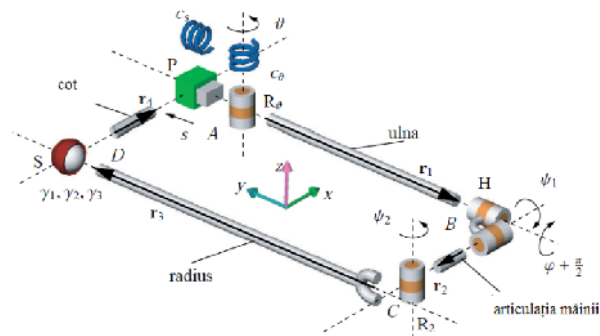


Fig.1.3. Modelul cinematic al mișcării de pronatie-supinație

În ultimii ani, studiile cercetătorilor s-au îndreptat către modelarea cât mai realistă a posibilităților de mișcare ale articulațiilor mâinii precum și asupra limitelor pe care acestea le au din punct de vedere anatomic. Studiul acestora a implicat aproape întotdeauna programe de calculator perfectibile. Pentru determinarea spațiului activ Abdel-Malek K., Yang J., Brand R. și Tanbour E., (2004), au propus un model cinematic care descrie acest spațiu activ și cu ajutorul căruia se definesc barierele biologice impuse articulațiilor. Identificarea completă a spațiului activ este deosebit de importantă pentru aprecierea cantitativă și calitativă a funcționalității articulațiilor, precum și a studiilor ergonomice și a traiectoriilor, atunci când acestea trebuie să fie extrem de precise și bine definite.

Slavens B.A. și Harris G.F., (2008), au arătat că nu există un model standard pentru biomecanica membrului superior din cauza complexității acestuia. Aceștia au prezentat câteva modele cinematice și cinetostatice ale membrului superior și au arătat că acestea sunt în continuă evoluție, ca urmare a faptului că există acum sisteme software și echipamente mult mai performante și perfectibile care fac posibil acest lucru. Autorii sintetizează elementele cheie pe care trebuie să le conțină un model biomecanic al membrului superior: forma și mărimea elementelor cinematice care modelează segmentele brațului, numărul markerilor și amplasarea acestora pe braț, definirea sistemelor de coordonate pentru articulații și descrierea mișcărilor permise de fiecare articulație.

O trecere în revistă a modelelor cinematice folosite pentru a simula mișcarea mâinii, cu accent pe ipotezele simplificatoare ce alterează rezultatele finale a fost realizat de Bullock I.M., Borràs J. și Dollar A.M., (2012). Astfel, se evidențiază ipoteza de lucru potrivit căreia oasele metacarpiene sunt considerate imobile, precum și cea referitoare la mișcarea policelui în jurul a două axe perpendiculare.

Bibliowicz J., Khan A., Agur A. și Singh K., (2011), trec în revistă o bază de date digitală care conține modele virtuale precise ale corpului omenesc și ale oaselor. Autorii propun o bază de date „open access” tuturor utilizatorilor interesați de domenii ale cercetării legate de studiul corpului omenesc. În această bază de date sunt modele ale tuturor oaselor din corpul omenesc, modele realiste care țin cont de geometria complicată a oaselor.

Autorii Grecu V., Dumitru N. și Grecu L., (2009), propun un model care analizează cinematica membrului superior uman și are ca obiectiv proiectarea unui manipulator. Se realizează o simulare pentru cinematic directă și inversă cu posibilitatea de a preciza pozițiile articulațiilor și de a vizualiza pozițiile elementelor cinematice.

Modelul propus de Perry J.C., Powell J.M. și Rosen J., (2009), urmărește crearea unui schelet extern al mâinii care să aibă un spațiu activ apropiat de cel real și care să evite singularitățile generate de interacțiunea cu corpul omenesc. În acest scop sunt studiate cinematica și dinamica membrului superior într-un mediu nesupus constrângerilor, precum și manevrabilitatea unui schelet extern cu 7 grade de libertate. Se demonstrează că un schelet extern atașat brațului acoperă până la 95% din spațiul activ.

Modelul propus de Dijkstra E.J., (2010), este un model cu 7 grade de libertate. Segmentele și pozițiile lor relative sunt descrise cu ajutorul parametrilor Denavit-Hartenberg.

Ecua iile cinematice i cinetostatice sunt rezolvate cu algoritmul Newton-Euler. Autorul arat importan a deosebit în modelul direct a condi iilor ini iale, precizând c au fost necesare doar pozi ia ini ial i viteza, f r a mai fi necesar precizarea accelera iei. Prezen a unor vibra ii semnificative a fost pus pe seama ipotezelor de lucru i a constituit principalul motiv pentru ca sistemul considerat s devin instabil.

Modelul virtual al membrului superior prezentat de Pennestri E., Stefanelli R., Valentini P.P. i Vita L., (2007), are 7 grade de libertate, iar um rul a fost considerat fix. Modelul are 4 elemente cinematice corespunz toare umerusului, ulnei, radiusului i mâinii. Modelul include 24 de mu chi ai membrului superior. Limit rile analizei cinematice au fot impuse de principiile ergonomice i de pozi iile extreme pe care le pot ocupa articula iile membrului superior. Testele experimentale au relevat activitatea muscular i s-au efectuat prin electromiografie.

Krekel P.R., Valsta E.R., de Groot J., Post F.H., Nelissen R.G.H.H. i Botha C.P., (2010), au ar tat c analiza numeric a cinematicii membrului superior uman este complicat de num rul mare al gradelor de libertate, chiar dac în acest tip de analiz nu se iau în considera ie for ele i momentele care ac ioneaz asupra membrului superior. Autorii descriu un nou sistem de vizualizare special creat pentru analiza cuplelor multiple din structura lan ului cinematic al membrului superior. În acest model sunt 15 grade de libertate generate de 5 articula ii. Sistemul propus se diferen iaz de alte sisteme optice pentru faptul c integreaz simultan achizi ia datelor cu analiza lor vizual . O interfa prietenoas permite utilizatorului s realizeze analize în condi ii particulare pe care le poate genera modificând anumi i parametri ai modelului.

CAPITOLUL 2

STRUCTURA ȘI CARACTERISTICILE FIZICO-MECANICE ALE LANULUI CINEMATIC AL MEMBRULUI SUPERIOR UMAN

2.1. Introducere

În scopul realizării modelelor biomecanice și virtuale pentru studierea cinematicii și dinamicii membrului superior, este necesar ca acesta să fie tratat ca un lan cinematic în care elementele cinematice sunt oasele, iar cuplele cinematice sunt legăturile dintre ele. În acest capitol se prezintă fiecare dintre oasele și articulațiile implicate în cinematica membrului superior uman.

2.2. Terminologie

Pentru o bună alegere a structurii lanului cinematic echivalent membrului superior uman și a mișcărilor permise de cuplele cinematice, este important să reamintim faptul că intersecția celor trei plane (frontal, sagital și transversal) se obține în trei axe anatomice: axa proximal-distal, axa antero-posterioară (ventral-dorsal) și axa medial-lateral (fig. 2.1.)

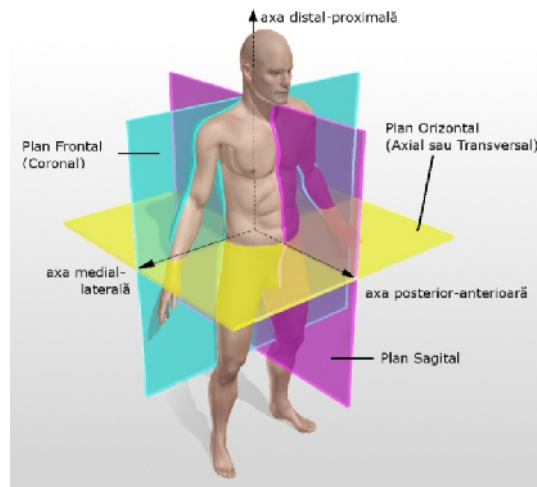


Fig. 2.1. Principalele plane de secțiune ale corpului uman

2.3. Structura osoasă a membrului superior uman

Scheletul membrelor superioare este format din centura scapulară și scheletul membrului superior liber, prezentând o serie de particularități, generate de funcția principală de prehensiune a acestuia.

2.3.1. Oasele centurii scapulare

Leg tura dintre partea superioar a trunchiului i membrele superioare se realizeaz de c tre centura scapular . Centura scapular formeaz scheletul um rului i asigur leg tura dintre oasele membrului liber i toracele osos. Ea este constituit din dou oase: clavicula i omoplatul (scapula).

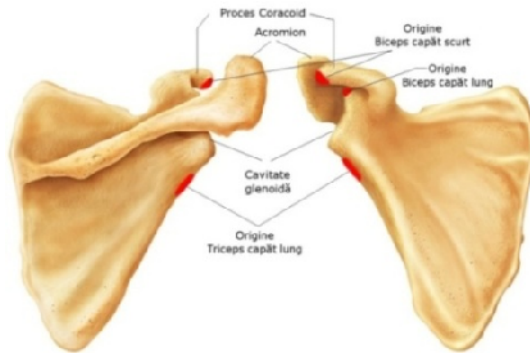


Fig. 2.2. Omoplatul

Una din funciile omoplatului este aceea de a oferi suport pentru o parte din mu chii membrului superior uman, (fig.2.2), astfel c pe suprafaa omoplatului se situeaz punctele de origine ale urm torilor mu chi: biceps cap tul scurt, biceps cap tul lung, triceps cap tul lung.

Mușchiul biceps acionează în principal ca flexor al antebraului [http://www.anatomyexpert.com/structure_detail/5533/], dar prezint o contribuie semnificativ în cadrul mișcării de supinaie a antebraului și mișcării de rotaie internă a braului.

2.3.2. Humerusul

În fig.2.3 este prezentat osul humerus corespunz tor membrului superior uman drept. Pe suprafaa acestuia sunt situate punctele de origine a mușchilor atât pe faa anterioar , cât și pe faa posterioară. Pe faa anterioar , în zona inferioar , se situeaz originea mu chiului brahial, al c rui activitate unica este aceea de acionare a antebraului în mi carea de flexie. [http://www.biceps.ro/exercitii_biceps/biceps_brahial.html].

Cap tul lateral al mu chiului triceps are originea pe faa posterioară a humerusului, în zona supero-lateral .

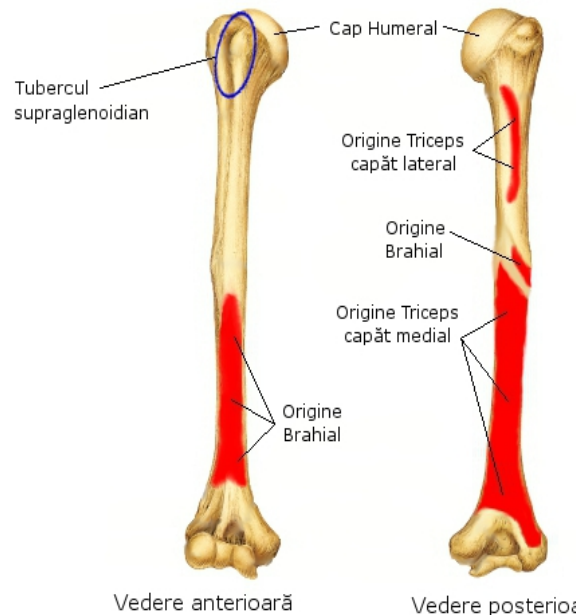


Fig. 2.3. Humerusul

Iar cap tul medial al aceluiași mușchi are originea pe toată suprafaa inferioară a feei posterioare a osului humerus [http://www.rad.washington.edu/academics/academic_sections/msk/muscle-atlas/upper-body/brachialis].

2.3.3. Radiusul și ulna



Scheletul antebraului membrului superior drept este format din două oase: radius și ulna (fig. 2.4).

Capătul lung și cel scurt al mușchii biceps prezintă același punct de inserție pe suprafața radiusului și anume pe tuberozitatea sa proximală [http://www.anatomyexpert.com/structure_detail/5533/].

Pe fața anterioară a ulnei, în zona procesului coronoïd este inserat mușchiul brahial. Capătul lung, capătul lateral și cel medial al mușchii triceps prezintă același punct de inserție, pe olecranonul osului ulna [<http://www.oftalux.ro/carti-anatomie/anatomia-membrelor/LP3%20MUSCHII%20MEMBRULUI%20SUPERIOR.pdf>]. Astfel ulna acționează ca pârghie în cadrul mișcărilor pe care le dezvoltă antebrațul.

2.3.4. Oasele mâinii

Scheletul mâinii este alcătuit din 27 de oase dispuse în trei grupe: carpiene, metacarpiene și falangele.

2.4. Articulațiile membrului superior uman

2.4.1. Articulațiile centurii scapulare

Articulațiile centurii scapulare au rolul de a conecta atât centura membrului superior de torace, cât și cele două oase ale centurii.

Cele trei articulații ale centurii scapulare sunt articulația sterno-claviculară, scapulo-toracică și acromio-claviculară.

2.4.2. Articulația umărului

Articulația umărului sau articulația glenohumerală, se formează în locul în care capul humeral se potrivește la nivelul unei scobituri de la nivelul scapulei numită cavitate glenoidă.

Mișcările permise de articulația umărului sunt: abducție-adducție, flexie-extensie, circumducție, rotație internă-externă.

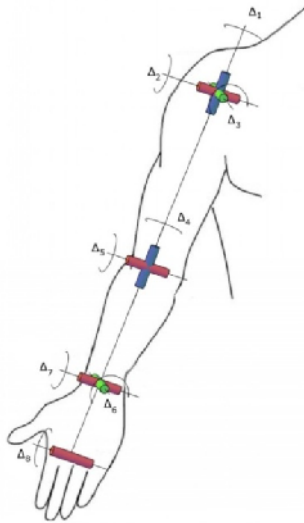


Fig. 2.5. Axele articulațiilor brațului

Mi carea de rota ie intern -extern se efectueaz în jurul axei verticale Δ_1 (fig. 2.5) ce trece prin centrul capului humeral [Dr gulescu D., 2005].

Într-un model cinematic complex, articula ia um rului se modeleaz prin introducerea unei cuple sferice (fig.2.6) sau prin suprapunerea a trei cuple simple de rota ie, câte una pentru fiecare tip de mi care.

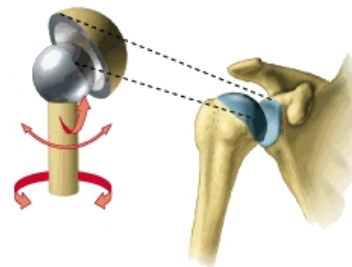


Fig.2.6. Modelul cinematic al um rului

Sursa: <http://legacy.owensboro.kctcs.edu/gcaplan/anat/notes/api%20notes%20i%20types%20of%20joints.htm>

2.4.3. Articula ia cotului

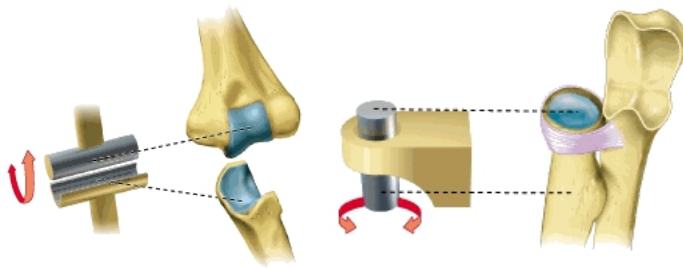
Teoretic articula ia cotului este format din trei articula ii diferite (humero-ulnar , humero-radial i radio-ulnar), din punct de vedere fiziologic se comport ca dou articula ii diferite (una care asigur mi carea de prona ie-supina ie i cealalt mi carea de flexie-extensie). Din punct de vedere biomecanic se poate considera c exist o singur articula ie, deoarece exist o singur capsul .

În această articula ie sunt permise urm toarele mi c ri: mi carea de flexie-extensie, mi carea de prona ie-supina ie.

Mi carea de flexie-extensie se realizeaz în jurul axei Δ_5 (fig. 2.5) ce trece prin centrul articulației cotului și reprezintă mișcarea prin care antebra ul se apropie, respectiv se îndep rteaz de braț [Dr gulescu D., 2005].

Mi carea de prona ie-supina ie se produce în jurul axei Δ_6 (fig. 2.5) ce intersectează capul proximal al radiusului i capul distal al ulnei. Pentru a nu se confunda cu mi carea de rotație internă-extern a um rului, antebrațul trebuie flectat la un unghi de 90° , mișcarea de

supinație este mișcarea de aducere a feței palmare în sus, iar mișcarea de pronație este mișcarea de aducere a feței palmare în jos.



a) articulația humero-ulnară

b) articulația radio-ulnară

Fig. 2.7. Modelul cinematic al cotului

Sursa: <http://legacy.owensboro.kctcs.edu/gcaplan/anat/notes/api%20notes%20i%20types%20of%20joints.htm>

În orice model cinematic complex, articulația cotului se modelează prin suprapunerea a două cuple simple de rotație, o cuplă pentru mișcarea de flexie-extensie (fig. 7. a) și o cuplă de tip lagr-pivot pentru mișcarea de pronație-supinație (fig. 7. b).

2.4.4. Încheietura mâinii

Încheietura mâinii este compusă din trei articulații: articulația proximală (radio-carpiană), articulația medială (intercarpiană), articulația distală (carpo-metacarpiană).

2.4.5. Articulațiile degetelor

Articulațiile degetelor permit mișcări mai bine structurate la membrul superior în comparație cu cele similare ale membrului inferior, datorită funcției de prehensiune pe care mâna trebuie să o îndeplinească cu ajutorul degetelor.

2.5. Lanul cinematic al membrului superior uman

Lanul cinematic deschis reprezintă o înțirire de cuple cinematice articulate între ele, având o extremitate liberă. Ca lan cinematic deschis, membrul superior acționează în poziții ortostatice în: ridicarea și coborârea brațelor prin lateral, prin înainte sau prin înapoi; răsucirea în untră și în afară; rotația dinainte-înapoi și dinapoi-înainte; apucarea, împingerea, aruncarea, lovirea [Cioroiu G.S., 2006].

Lanul cinematic închis se formează atunci când extremitatea (mâna sau piciorul) se sprijină pe sol sau pe un aparat fix. Ca lan cinematic închis, membrul superior acționează în: susținerea corpului în poziții atârnat; atârnat sprijinit; stând pe mâini.

CAPITOLUL 3

MODEL GEOMETRIC PENTRU DETERMINAREA SPAȚIULUI ACTIV AL MEMBRULUI SUPERIOR UMAN

3.1. Introducere

3.1.1. Deplasări finite ale rigidului

Analiza atât cinematic, cât și dinamic a unui mecanism presupune reprezentarea deplasării finite a unui corp între două poziții date. Această reprezentare poate fi considerată ca fiind o reprezentare a poziției finale în raport cu cea inițială [N. Stase A., 2012].

3.1.2. Transformări de coordonate

Aparatul matematic prin care se realizează acest lucru este operatorul matriceal al transformării coordonatelor unui punct oarecare dintr-un sistem de referință, considerat mobil, într-un sistem de referință, considerat fix. Astfel avem:

- A) Transformarea între sisteme paralele
- B) Transformarea între sisteme concentrice

3.1.2.1. Construirea matricelor de rotație

Între două rigide care au un punct comun numărul gradelor de libertate este trei. Poziția relativă a celor două corpuri este descrisă printr-o matrice 3x3 (rel. 3.1).

$$R = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Pentru a exprima orientarea unui rigid se folosesc un număr de trei parametri unghiulari care coincid cu numărul gradelor de libertate [N. Stase A., 2012]:

$$= [\quad] \quad (3.2)$$

În funcție de modul de alegere a celor trei parametri unghiulari care descriu orientarea rigidului, există mai multe sisteme de unghiuri de orientare, dintre care amintim:

- A. Sistemul de unghiuri Euler
- B. Sistemul de unghiuri Roll-Pitch-Yaw

3.1.2.2. Transformări omogene

Poziția în spațiu a unui punct aparținând unui corp rigid se poate determina prin intermediul unei matrici G dacă se cunosc poziția originii sistemului de coordonate atașat și orientarea axelor sistemului [Dr. Gulescu D., 2005].

Dacă rigidul suferă o mișcare care se traduce prin modificarea poziției originii și orientării axelor sistemului atașat față de sistemul de axe considerat fix, noua poziție a corpului se poate determina tot prin intermediul unei matrici G (de dimensiuni 4×4), având aplicate transformări de translație și rotație corespunzătoare:

$$G = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Respectând împărțirea matricii de trecere avem:

- matricea 4×4 reprezintă matricea de trecere de la un sistem la altul;
- matricea 3×3 reprezintă matricea de orientare;
- matricea 1×3 reprezintă vectorul nul;
- matricea 3×1 reprezintă vectorul de translație și conține proiecțiile originii în raport cu un sistem fix;
- matricea 1×1 este termenul unitate necesar completării matricii de transfer.

3.1.3. Convenția Denavit-Hartenberg

O procedură eficientă de calcul a pozițiilor unui mecanism complex, bazată pe o metodă generală și sistematică de definire a pozițiilor relative între două elemente succesive legate printr-o cuplă cinematică, a fost dezvoltată de Denavit și Hartenberg (1955).

Metoda prezintă avantaje deosebite privind posibilitatea de generalizare și numărul redus de parametri necesari trecerii de la un sistem de coordonate la altul.

Matricea de transfer, ce reprezintă sistemul S_i , se obține efectuând produsul matricelor care reprezintă transformările omogene, în ordinea respectivă, de la stânga la dreapta:

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & L_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & L_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Matricea de transfer conține o singură mărime variabilă în timp, unghiul de rotație θ_i , ceilalți parametri geometrice d_i , L_i și α_i fiind mărimi constante.

3.1.4. Metoda analitic pentru determinarea spațiului activ al membrului superior uman

Pornind de la forma generală a matricei de transformare (3.3), în conformitate cu convenția Denavit–Hartenberg, Dr. Gulescu D., (2005), propune un model cinematic, bazat pe structura și comportamentul natural al membrului superior uman. Modelul astfel creat este un lan cinematic deschis cu 12 grade de libertate și se numește *brăcuț mnu pliant fără degete*.

Matricea generală G_{12} , ce reprezintă poziția și orientarea sistemului de referință atașat falangelor față de sistemul de referință fix se determină ca produs al matricelor de transfer:

$$G_{12} = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot {}^2T_3 \cdot {}^3T_4 \cdot {}^4T_5 \cdot {}^5T_6 \cdot {}^6T_7 \cdot {}^7T_8 \cdot {}^8T_9 \cdot {}^9T_{10} \cdot {}^{10}T_{11} \cdot {}^{11}T_{12} \quad (3.4)$$

3.2. Metoda grafică

3.2.1. Prezentarea modelului

Modelul propus are 8 grade de libertate (fig.3.1) și permite un studiu pozițional complex al membrului superior uman, [Tudoran M.S., 2012]. Cele 8 grade de libertate sunt:

- 3 grade de libertate pentru articulația umărului;
- 2 grade de libertate pentru articulația cotului;
- 2 grade de libertate pentru încheietura mâinii;
- 1 grad de libertate pentru articulația metacarpofalangiană.

Modelul a fost creat folosindu-se două ipoteze simplificatoare și anume:

1. Mișcările articulare variabile unghiulare, q este definit pe un domeniu restrâns;
2. Mișcările din articulațiile interfalangiene au fost suprimate deoarece au o influență redusă asupra limitelor spațiului activ.

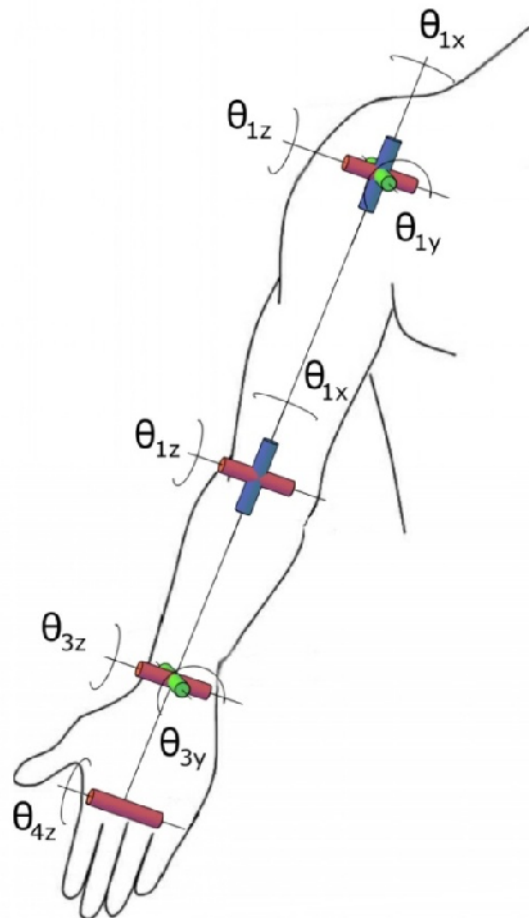


Fig.3.1. Modelul cinematic al membrului superior liber

3.2.2. Prezentarea programului de generare a spa iului activ

Pe baza modelului geometric i a considera iilor anatomice prezentate anterior am dezvoltat o metod grafic de reprezentare a spa iul activ al membrului superior uman. Folosind facilit țile grafice oferite de program, metoda se bazeaz pe principiul de reprezentare a pozi iilor succesive.

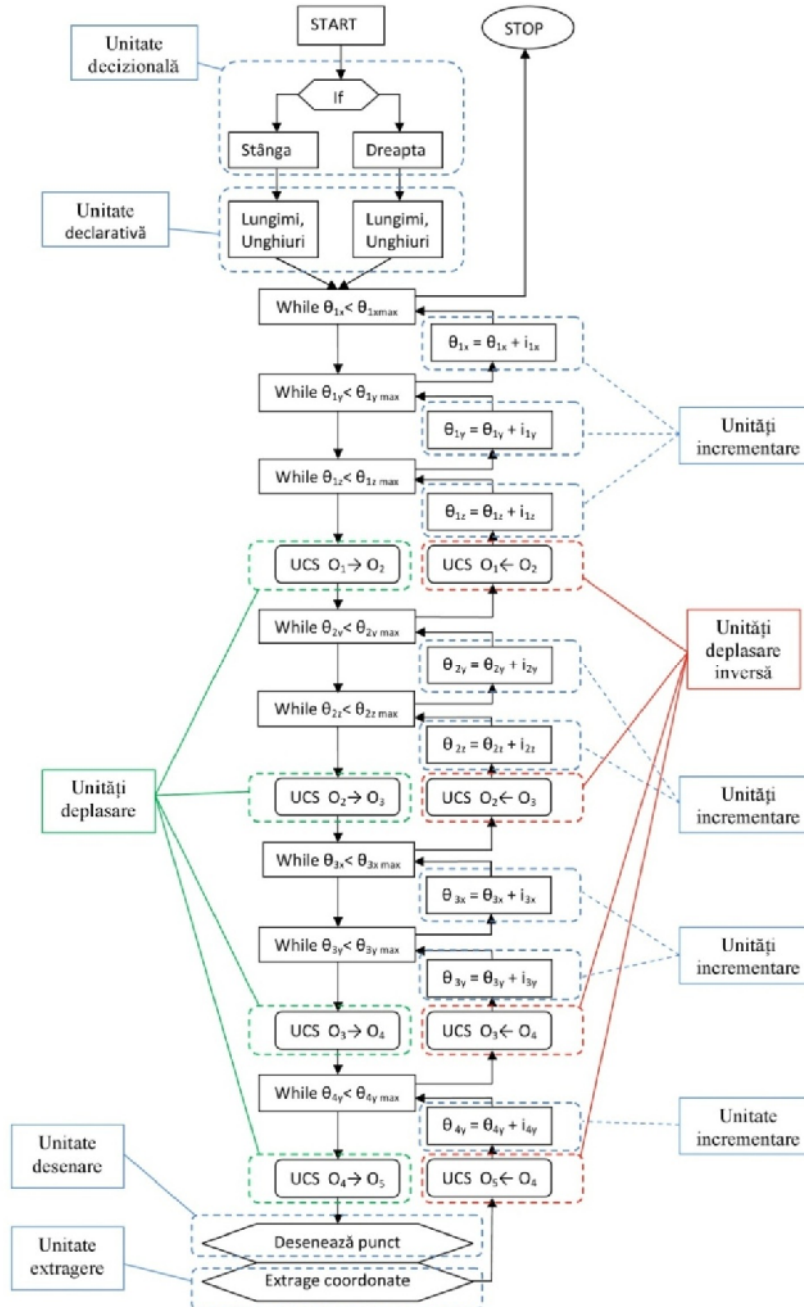


Fig. 3.2. Schema logic a programului

Programul a fost scris cu ajutorul limbajului AutoLISP i este structurat pe unit i ce realizeaz prin comenzile pe care le includ anumite ac iuni legate de desenarea i

extragerea informațiilor din desen. La baza programului scris în AutoLISP stă schema logică (fig.3.2).

Modelul pe care l-am realizat are la bază doi parametri:

1. Parametrul principal p_{uv} , facilitează particularizarea modelului;
2. Parametrul secundar p_{uv} oferă precizie și fidelitate modelului.

3.2.3. Utilizarea rutinei și rezultatele modelării

După lansarea în execuție a programului, utilizatorul decide asupra următoarelor aspecte:

- a. Pentru care membru va fi determinat spațiul activ, cel stâng sau cel drept;
- b. Care sunt lungimile elementelor cinematice corespunzătoare segmentelor osoase ce compun scheletul membrului superior uman;
- c. Care sunt domeniile de variație a variabilelor unghiulare.

Datorită complexității modelului, fiecare dintre cele 8 domenii în care sunt definite variabilele unghiulare sunt împărțite în câte 4 intervale egale. Prin rularea programului AutoLISP, în fișierul curent al programului AutoCAD se obține un număr de 390.625 de puncte [Tudoran M.S., 2012] (fig.3.3).

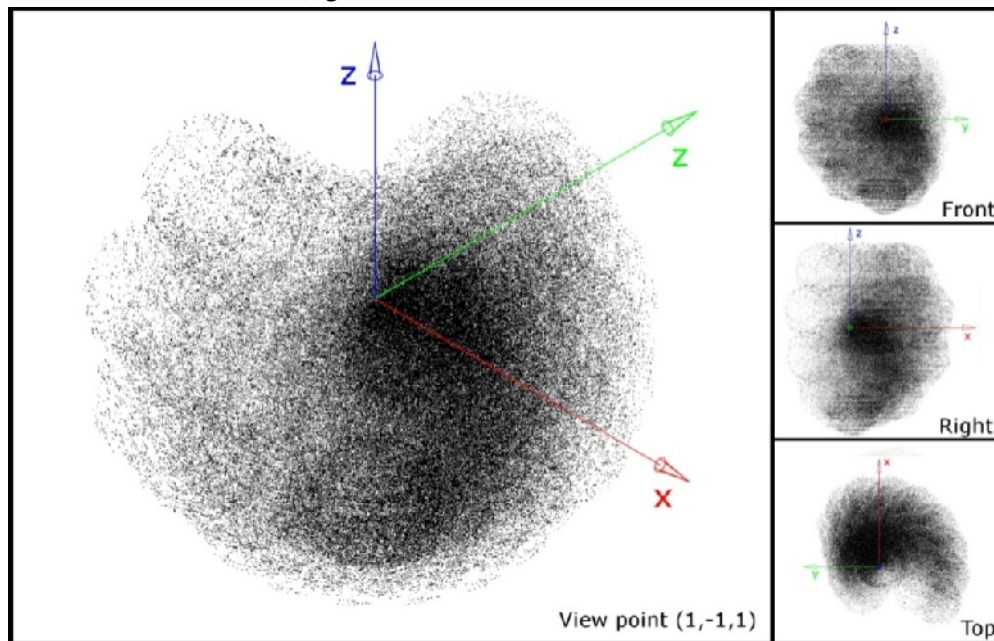


Fig.3.3. Spațiul activ al membrului superior uman drept constituit din puncte

Pentru a se măsura cu ușurință proprietățile geometrice ale spațiului activ, am transformat norul de puncte într-un solid (entitate solidă). Astfel, cu ușurință, am stabilit că spațiul activ al membrului superior drept are un volum de $9,157 \cdot 10^{-4} \text{ m}^3$ și o arie de $0,063 \text{ m}^2$.

Pentru o mai bună vizualizare, reprezentarea spațiului activ am realizat-o în programul CATIA. Marcajul negru din centrul fiecărei proiecții reprezintă centrul articulației umărului (fig.3.4).

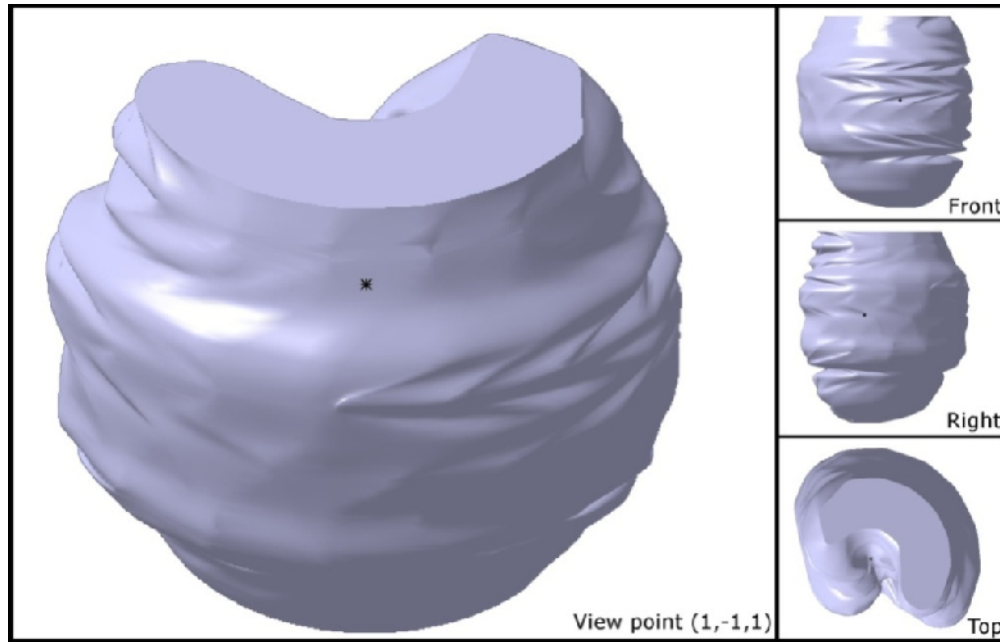


Fig.3.4. Spațiul activ al membrului superior uman drept

3.2.4. Particularizări

3.2.4.1. Planuri particulare

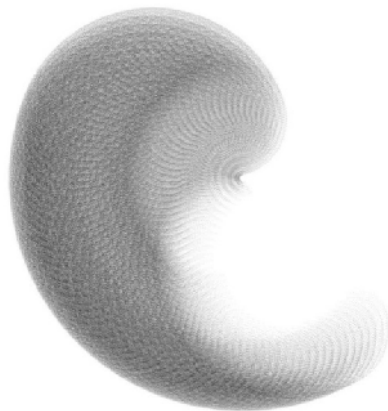


Fig.3.5. Spațiul activ al membrului superior uman în plan sagital

Prin strângerea doar micșorarea razei de rotație după axa Oy se obțin punctele care compun suprafața activă a membrului superior uman în plan sagital.

Impunând valoarea de 5° celor patru pași unghiulari, prin rularea programului AutoLISP, în fișierul curent al programului AutoCAD se obține un număr de 824.180 de puncte [Tudoran M.S., 2011], (fig.3.5).

Logica rutinei de calcul se bazează pe scanarea unui spațiu care trebuie să fie suficient de mare încât să cuprindă toate punctele anterior generate [Tudoran M.S., 2011]. Procesul de identificare se face parcurgând spațiul ce trebuie scanat cu o regiune mobilă numită colimator, (fig.3.6). Colimatorul trebuie să fie suficient de mic încât, la un moment dat, în interiorul său să se afle un singur punct și trebuie să fie suficient de mare, încât să nu treacă printre punctele ce apar în frontieră.

Atribuind laturii colimatorului valoarea de 0.5 mm, se obține o curbă de contur ce conține 3.190 puncte de frontieră, [Tudoran M.S., 2011] (fig.3.6).

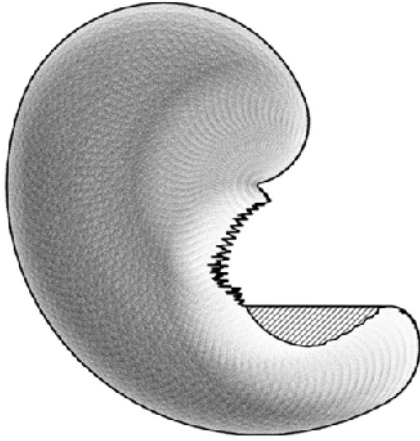


Fig.3.6. Curba de contur

În urma repetirii modelării la diverse valori ale parametrilor s-a observat că micșorând valoarea incrementului cu care variază variabilele articulare se obține o curbă mai lină, dar, în același timp, forma norului de puncte capătă o formă arcuită la interior și astfel rutina de identificare a punctelor de contur implică erori mai mari. Astfel, pentru modelul mai sus prezentat, eroarea de identificare este de 3.288%, zona hațurată, [Tudoran M.S., 2011], (fig.3.6).

3.2.4.2. Singularități

Programul creat pentru realizarea reprezentărilor singulare are ca scop să ofere coordonatele carteziene ale punctului mobil, situat pe vârful falangei distale a degetului index în postura membrului superior uman, atunci când se cunoaște configurația unghiulară a lanului cinematic ce reprezintă membrul superior uman.

Procesul de reprezentare a pozițiilor singulare este un proces automat ce se realizează în fereastra de lucru a programului AutoCAD. În acest sens utilizatorul încarcă fișierul AutoLISP ce conține rutina de calcul și comandă începerea programului. După lansarea în execuție, programul înteroghează utilizatorul asupra membrului ce se vrea a fi reprezentat, declară lungimile elementelor cinematice și valorile discrete ale variabilelor articulare.

3.2.4.3. Spațiul activ al membrului superior pentru persoane cu dizabilități

În fig.3.7 este prezentat spațiul activ al membrului superior drept pentru o persoană având articulația cotului imobilizată într-o poziție de flexie a antebrăului la 90°. Spațiul astfel determinat are un volum de $3,142 \cdot 10^{-4} \text{m}^3$ și o arie de $0,034 \text{m}^2$, ceea ce reprezintă 34,31% din volumul spațiului activ al membrului superior drept al unei persoane cu mobilitate normală, respectiv 53,97% din aria aceluiași spațiu.

Pentru o persoană având articulația umărului parțial imobilă spațiul activ al membrului superior drept este prezentat în fig.3.8. În acest caz mișcările de flexie-extensie și abducție-adducție nu se pot realiza, fiind posibil doar mișcarea de rotație internă-externă în intervalul -45° - 45° .

Spațiul astfel determinat are un volum de $1,29 \text{ e}^{-4} \text{m}^3$ și o arie de $0,015 \text{m}^2$, ceea ce reprezintă 14,08% din volumul spațiului activ al membrului superior drept al unei persoane cu mobilitate normală, respectiv 23,81% din aria aceluiași spațiu.

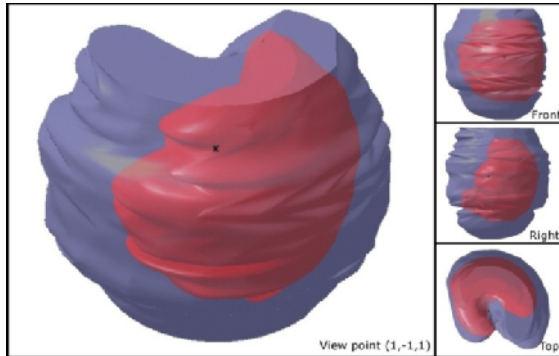


Fig.3.7. Spațiul activ în cazul în care articulația cotului este imobilizată

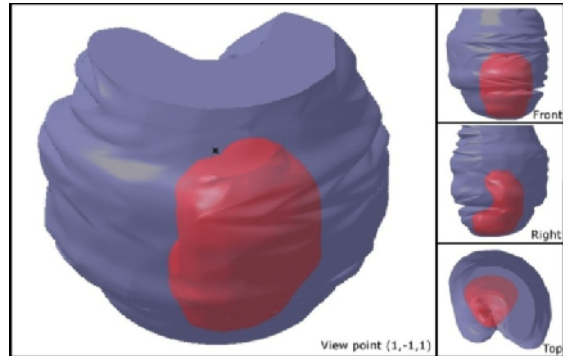


Fig.3.8. Spațiul activ în cazul în care articulația umărului este parțial imobilizată

3.3. Concluzii

Acest metodă oferă atât informații cantitative, datorită posibilității de vizualizare a numărului de puncte care descrie spațiul 3D al membrului superior uman, cât și informații calitative, prin coordonatele carteziene ale punctelor care formează acest spațiu.

Cu cât valoarea incrementului variabilelor articulare crește, cu atât această metodă devine mai greoaie, deoarece necesită o perioadă de timp mai mare pentru rularea în totalitate a programului. Acest neajuns poate fi înlăturat prin folosirea unei mașini de calcul cu un procesor de înaltă frecvență.

În comparație cu metoda analitică, metoda de desenare a pozițiilor succesive este o metodă mai simplă de folosit, datorită facilităților grafice ale mediului de programare AutoLISP.

Metoda grafică propusă permite determinarea cu precizie a limitelor spațiului activ al membrului superior uman, indiferent de gradul de mobilitate a articulațiilor acestuia.

Metoda poate fi folosită pentru determinarea spațiului activ al persoanelor cu dizabilități, prin evidențierea zonelor pe care efectorul nu le poate atinge. Metoda poate fi folosită cu ușurință de către kinetoterapeuții care își pot orienta exercițiile de recuperare pentru acoperirea unei zone cât mai mari a spațiului activ al membrului superior.

CAPITOLUL 4

MODEL PENTRU STUDIUL CINEMATII MEMBRULUI SUPERIOR UMAN

4.1. Introducere

Analizele cinematice permit determinarea datelor de pozi ie i orientare ale reperelor anatomice de interes i deplas rile acestora în timp. Acestea pot fi centre de mas ale segmentelor, centre de rota ie ale articula iilor sau extremit i ale segmentelor anatomice.

În cadrul spa iului de lucru se consider i vitezele, i accelera iile diferitelor puncte din structura lan ului cinematic. Cu alte cuvinte, nu numai orientarea elementelor este important , ci i viteza acestora, mai ales atunci când se dore te a se proiecta o structura de comand a unui lan cinematic de tip exoschelet pentru reabilitare i recuperarea mobilit ii.

Obiectivul principal al acestui capitol este acela de a realiza un model biomecanic virtual pentru a studia cinematica membrului superior uman. Modelul realizat con ine atât oasele bra ului, antebra ului i mâinii (considerate elemente cinematice), articula iile um rului, cotului i palmei (modelate ca i cuple cinematice), cât i mu chii principali ai bra ului (brahial, biceps i triceps). Modelul propus a fost realizat în programul de modelare grafic CATIA.

4.2. Modelarea oaselor

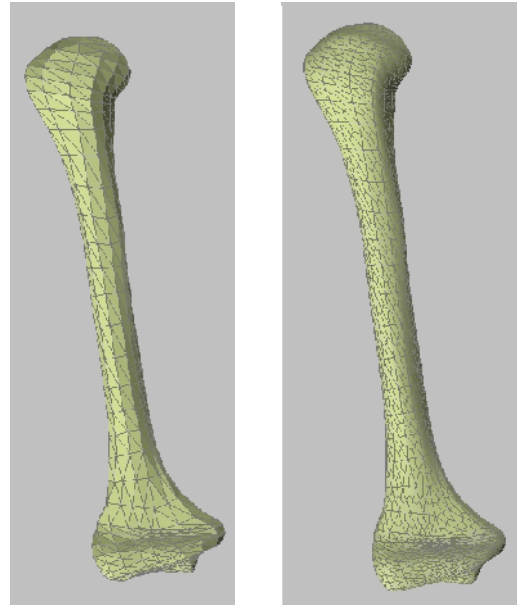
În general, modelarea oaselor nu urm re te respectarea fidel a geometriei acestora deoarece elementele cinematice ce compun modelul pot fi reprezentate schematic prin intermediul unor bare (segmente de dreapt). Totu i, o reprezentare cât mai fidel a oaselor în modelul virtual mic oreaz volumul de lucru i timpul de procesare a datelor, ca urmare a faptului c softul calculeaz automat propriet ile masico-iner iale.

4.2.1. Redefinirea suprafe elor

Pentru a realiza un model realist al oaselor în conformitate cu dimensiunile i formele geometrice prezente în literatura de specialitate [Doube M., 2009; Murrat I.A., 1999] a fost necesar prelucrarea suprafe elor exterioare a oaselor care au fost importate în programul AutoCAD, din programul 3D StudioMax. Scopul acestei transform ri este acela de a transpune modelul superficial al oaselor într-un model solid c ruia s i se poat determina în mod automat propriet ile masico-iner iale.

Inițial oasele sunt reprezentate sub forma unor entități de tip „polyface mesh“. Aceste entități, reprezentate sub formă triunghiulară (fig.4.1.a), descriu doar suprafaa exterioară a osului, fără să-i ofere acestuia proprietăți masico-inerțiale.

Pentru o modelare fidelă a oaselor am utilizat o facilitate oferită de program care se referă la redefinirea suprafețelor și transformarea acestora în solid, (fig.4.1.b).



a) Element Polyface Mesh b) Element Solid 3D

Fig.4.1. Modelul superficial și solid al oaselor

4.2.2. Compararea între modelele virtuale ale oaselor

Pentru a putea evalua precizia de modelare a oaselor ca și solide, am realizat o comparație între acestea, considerând momentul inițial când osul era doar reprezentat printr-un model superficial (de tip mesh) și momentul în care suprafețele exterioare au fost remodelate, astfel modelul osului devenind de tip 3D Solid.

Această comparație a fost posibilă prin intermediul facilităților oferite de un alt soft de modelare – CATIA.

A) Metoda discret-calitativ de comparare a modelelor virtuale ale oaselor

În fig.4.2 sunt reprezentate trei secțiuni transversale ale osului humerus, două secțiuni în apropierea extremităților și una aproximativ la mijlocul distanței dintre cele două extremități. Se poate observa că în nici una dintre cele trei secțiuni distanța maximă între cele două contururi nu depășește valoarea de 1.00mm.

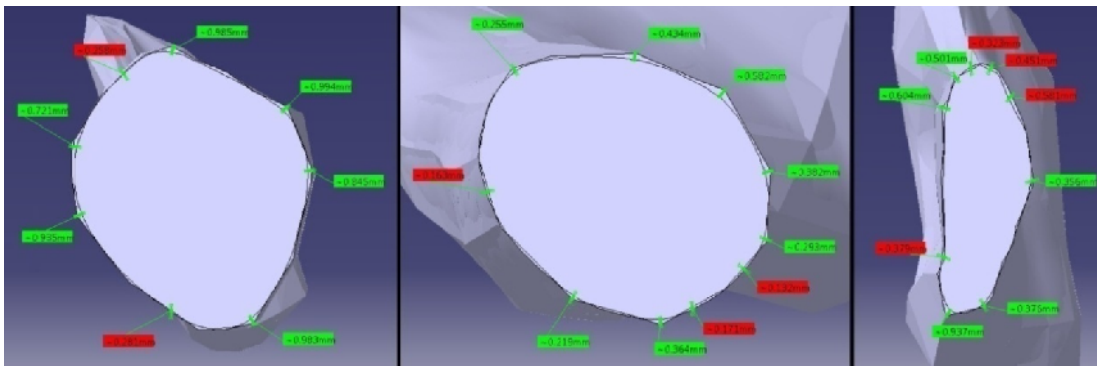


Fig.4.2. Secțiuni transversale în modelul superficial în modelul solid al oaselor

Analog s-au facut m sur tori i în cazul celorlalte oase ale brațului, obținându-se pentru cele dou contururi urm toarele valori maxime ale abaterii: ulna – 0.89mm, radius – 0.68mm, scapula – 1.05mm

B) Metoda vizual-cantitativ de comparare a modelelor virtuale ale oaselor

În fig.4.3 este reprezentat volumul adaugat, respectiv cel îndep rtat sub form de cuburi cu latura de 0.2 mm. Astfel, cu ro u este reprezentat volumul ce a fost îndep rtat din osul ini ial pentru a ob ine osul redefinit, iar cu verde este reprezentat volumul ce a fost ad ugat osului ini ial pentru a ob ine osul redefinit.

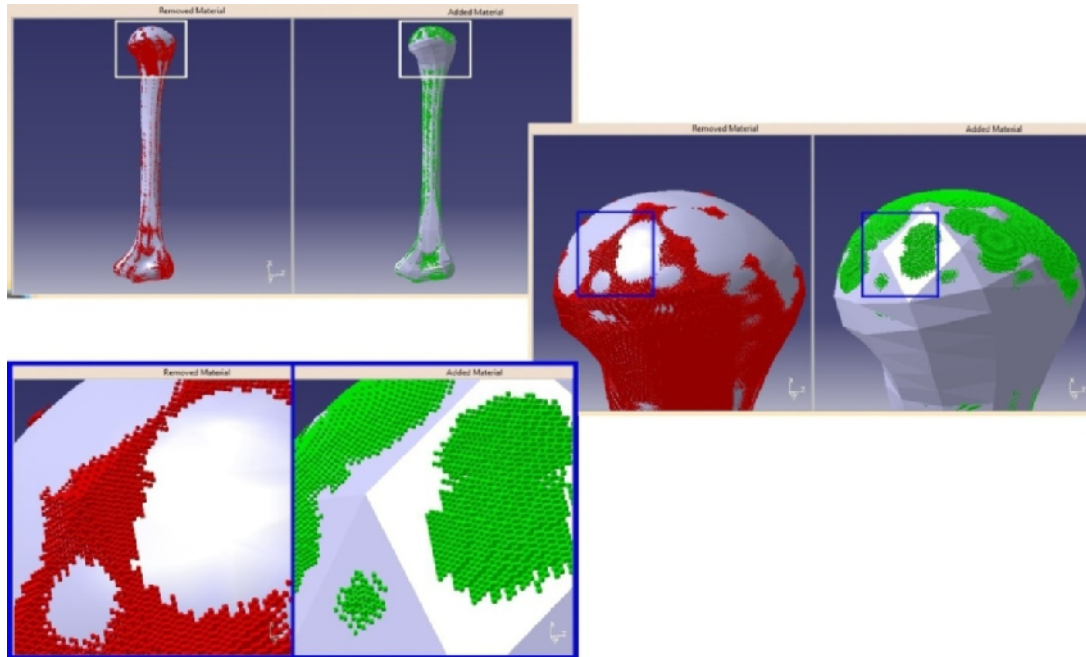


Fig.4.3. Metoda vizual-cantitativ

Tabelul 4.1 – Diferen ele procentuale ale volumului i ariei oaselor redefinite

Denumirea osului	Volum [%]	Arie [%]
Scapula	93.69	93,89
Humerus	98.48	96.09
Radius	95.40	98.55
Ulna	94.78	95.33
Carpjene	98.23	99.28
Metacarpjene+falange	96.05	94.62

Se constata c cele mai bune rezultate în această metod de estimare a preciziei de modelare, în cazul ariei laterale, se ob in pentru oasele carpjene (99,28%) i pentru radius (98,55%), iar cele mai slabe rezultate s-au înregistrat pentru scapul (93,89%). În ceea ce prive te compara ia volumelor, am constatat c humerusul înregistreaz cea mai bun precizie de modelare (98,48%), urmat de oasele carpjene (98,23%). Cele mai slabe rezultate, s-au înregistrat în cazul modelului virtual al scapulei (93,69%) i al ulnei (94,78%).

În concluzie, pot aprecia faptul că dintre cele două metode pe care le-am propus, metoda discret-calitativ, respectiv metoda vizual-cantitativ de comparare a modelelor virtuale ale oaselor, cea din urmă este cea mai performantă, deoarece oferă informații mai precise despre modelul solid. Prima metodă este consumatoare de timp și resurse, deoarece necesită secțiuni transversale în număr mare, ca urmare a complexității formelor geometrice ale osului și, de fiecare dată, trebuie suprapuse două secțiuni pentru a se putea compara suprafețele lor. Cea de-a doua metodă este mult mai rapidă și mult mai precisă, permițând compararea suprafețelor exterioare ale celor două modele, dar și compararea volumelor, adică o dublă precizie de estimare a acurateții de transformare a modelului superficial în model solid.

4.3. Modelarea propriu-zisă a lanțului cinematic al membrului superior uman

Lanțul cinematic ce simulează mișcarea membrului superior uman este compus din cinci cuple și patru elemente cinematice (fig.4.4).

Articulația umărului este modelată cu ajutorul a două cuple cinematice de rotație [Dr. Gulescu D., 2005], axele de rotație ale cuplelor fiind perpendiculare, mișcările permise de articulație sunt:

- Mișcarea de abducție-adducție a brațului se realizează cu ajutorul cuplei cinematice A (fig.4.8);
- Mișcarea de flexie-extensie a brațului este posibilă datorită cuplei cinematice B (fig. 4.4).

Articulația cotului este modelată prin intermediul cuplei cinematice C (fig. 4.4) și permite mișcarea de flexie-extensie a antebrățului.

Mișcarea de pronație-supinație a antebrățului se realizează prin intermediul cuplei cinematice D, a cărei axă de rotație face un mic unghi cu axa longitudinală a antebrățului.

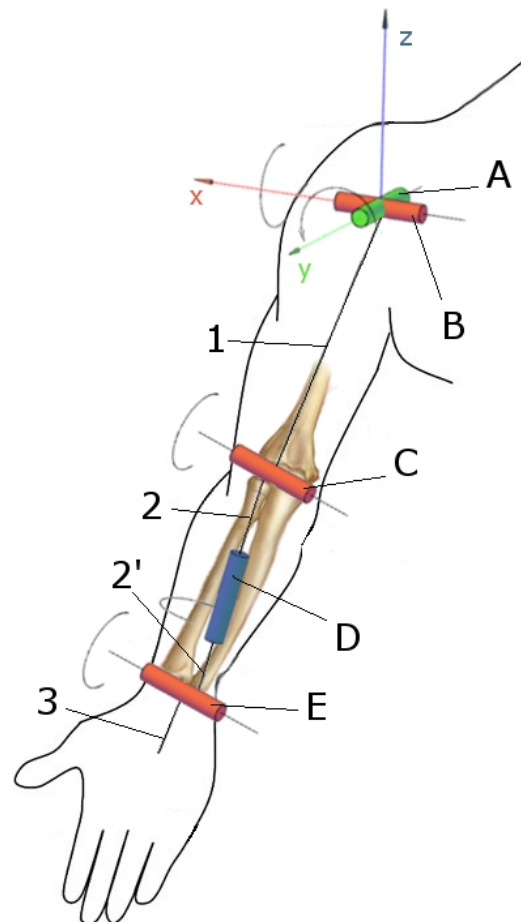


Fig. 4.4. Lanțul cinematic al membrului superior uman

Așadar, axa de rotație a cuplei intersecționează extremitatea proximală a radiusului și extremitatea distală a ulnei, astfel fiind asigurat mișcarea de basculare a radiusului peste

uln în timpul mișcării de pronție [Fick R., 1904; Nakamura T., 1999; Weinber A.M., 2000; Kasten P., 2002; Kesckemethy A., 2003; Nojiri K., 2008].

Încheietura mâinii este modelată cu ajutorul cuplei cinematice E , fiind permis doar mișcarea de flexie-extensie a palmei [Drăgulescu D., 2005].

Lanțul cinematic al membrului superior uman este alcătuit din următoarele elemente cinematice:

- Elementul 1 – reprezintă osul humerus, adică scheletul brațului;
- Elementul 2 – reprezintă osul ulna (deoarece mișcarea de pronție-supinație nu modifică poziția ulnei în raport cu poziția cuplei C);
- Elementul 2' – reprezintă osul radius. Elementele 2' și 2 compun scheletul antebrațului;

Elementul 3 – este constituit din scheletul mâinii: oasele carpiene, oasele metacarpiene și falangele.

4.3.1. Modelarea articulațiilor

Articulațiile membrului superior uman au fost modelate cu ajutorul cuplelor cinematice de rotație. Axa de rotație a cuplei se modelează în conformitate cu specificitățile anatomice, având în vedere următoarele două ipoteze:

1. Mișcarea ce se efectuează în articulație trebuie să fie o mișcare normală din punct de vedere anatomic;
2. Distanța dintre suprafețele articulare trebuie să fie constantă pe tot parcursul mișcării.

Pentru a modela o cuplă cinematică de rotație este necesară impunerea a două tipuri de constrângeri geometrice între cele două elemente cinematice:

1. Coincidența dreaptă-dreaptă, astfel o dreaptă a primului element cinematic trebuie să coincidă cu o altă dreaptă aparținând celui de al doilea element. Prin această constrângere se stabilește axa de rotație a cuplei;
2. Coincidența de paralelism, astfel o suprafață a primului element cinematic trebuie să fie paralelă cu o suprafață aparținând celui de al doilea element. Prin această constrângere se împiedică translația elementelor pe direcția axei cuplei cinematice. Suprafețele ce sunt alese pentru această coincidență geometrică nu trebuie să conțină dreapta folosită pentru realizarea constrângerii dreaptă-dreaptă.

Un caz particular al coincidenței de paralelism este aceea când distanța dintre cele două suprafețe are valoarea nulă, astfel o suprafață a primului element cinematic trebuie să coincidă cu o suprafață aparținând celui de al doilea element. În acest caz coincidența de paralelism devine o coincidență plan-plan.

Având în vedere principiile de modelare a articulațiilor și tipurile de constrângeri geometrice, articulația umerală se modelează prin suprapunerea a două cuple cinematice de rotație.

Articulația cotului ce permite mișcarea de flexie-extensie a antebrăului se modelează printr-o cupl cinematic de rotație utilizând următoarele două constrângeri geometrice.

Articulația antebrăului permite mișcarea de pronație-supinație a antebrăului i se modelează printr-o cupl cinematic de rotație. Axa de rotație a cuplei intersectează capul proximal al radiusului i capul distal al ulnei, astfel fiind asigurat bascularea radiusului peste uln în cadrul mișcării de pronație.

Considerând oasele carpiene rigidizate (fixându-se articula iile inter-carpiene), se modelează mișcarea acestui ansamblu fa de oasele antebrului prin intermediul unei cuple cinematice de rotație, permițând mișcarea de flexie-extensie a palmei.

4.3.2. Modelarea mu chilor

Modelarea mu chilor a fost o preocupare constant a cercet torilor în domeniul biomecanic. Ace tia i-au propus fie s anticipeze comportamentul mu chilor în anumite condi ii, fie s descrie func ionarea acestora i s estimeze for a pe care ace tia o dezvolt .

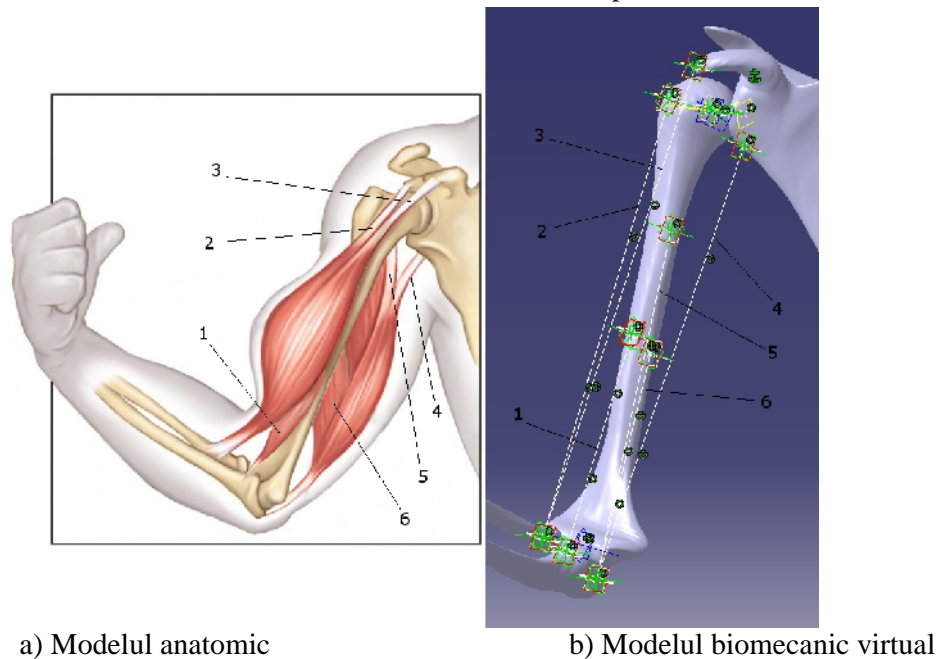


Fig.4.5. Mu chii bra ului

Modelul virtual al membrului superior uman (fig. 4.5.b) cuprinde ase fibre musculare (fig. 4.5.a) ce corespund urm torilor mu chi:

- Fibra 1 corespunde mu chiului brahial;
- Fibra 2 corespunde cap tului lung al mu chiului biceps brahial;
- Fibra 3 corespunde cap tului scurt al mu chiului biceps brahial;
- Fibra 4 corespunde cap tului medial al mu chiului triceps brahial;
- Fibra 5 corespunde cap tului lateral al mu chiului triceps brahial;
- Fibra 6 corespunde cap tului lung al mu chiului triceps brahial.

4.3.3. Modelarea efectorului

Pentru un studiu cinematic complex al membrului superior uman, atât în cadrul activităților sportive, dar mai ales în cadrul activităților zilnice și de reabilitare medicală, este necesar să cunoaștem comportamentul mâinii, respectiv al degetelor. În acest sens, pe vârful degetului index se consideră un punct, numit efector, al cărui comportament cinematic se dorește să fie cunoscut.

Lanțul cinematic ce reprezintă membrul superior uman liber are cinci grade de libertate, în consecință efectorul trebuie să permită cinci mișcări

4.4. Simularea mecanismului

Modelarea și simularea mecanismului se realizează utilizând modulul Digital Mockup > DMU Kinematics.

Se consideră că mecanismul (fig. 4.6) a fost creat corect dacă au fost introduse comenzi pentru toate cele 5 grade de libertate ale mecanismului (corespunzătoare celor cinci mișcări permise în articulații) și dacă mecanismul poate fi simulat.

Modelul cuprinde un număr de 42 de cuple cinematice și 82 de constrângeri geometrice, cu ajutorul cărora au fost definite cuplele cinematice.

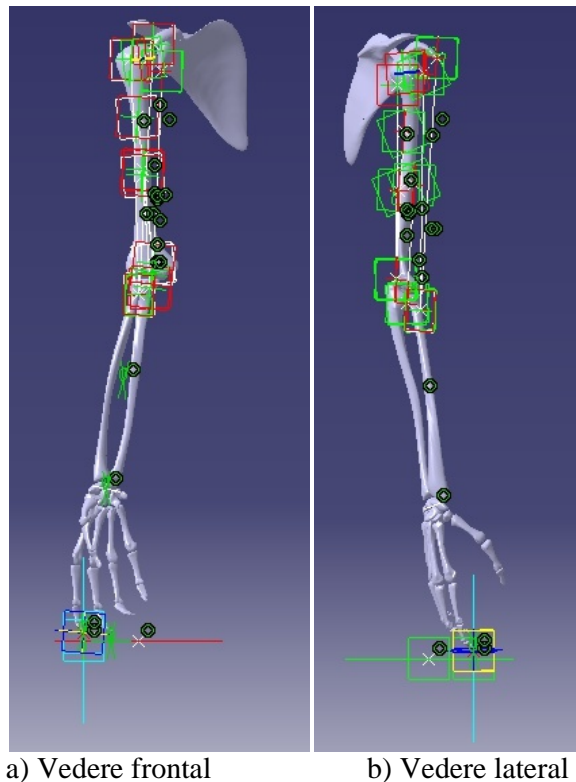
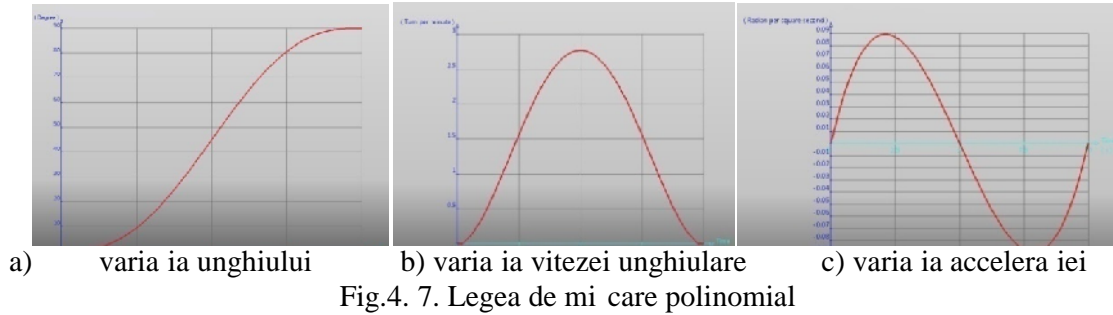


Fig. 4.6. Model complet

Pentru ca simularea cinematică a mecanismului să fie cât mai apropiată de mișcarea naturală a membrului superior uman, legea de mișcare ce se impune mecanismului trebuie să îndeplinească următoarele condiții: viteza și accelerația să fie nule la capete, (fig. 4.7). Astfel, în vederea simulării mecanismului am optat pentru o funcție polinomială de gradul 5:

$$y(x) = 6x^5 - 15x^4 + 10x^3 \quad (4.1)$$



4.5. Rezultatele simulării

În scopul analizei cinematice a mecanismului ce simulează mișcarea membrului superior uman am ales trei mișcări posibile, după cum urmează: mișcarea de flexie a antebrăzului, mișcarea de flotare și mișcarea efectorului după o curbă spațială.

A. Pentru studiul cinematic al mușchilor anteriori ai brațului (biceps și brahial) modelul efectuează o mișcare de flexie a antebrăzului în intervalul 0° - 90° (fig. 4.8). Ca urmare, în articulația cotului se impune o lege de mișcare polinomial de grad 5, (rel. 4.1).

În cadrul acestei mișcări, mușchii efectuează o contracție izotonic-concentric, mișcarea fiind una din cele mai întâlnite în desfășurarea activităților zilnice, a exercițiilor medicale de reabilitare a persoanelor cu dizabilități, dar mai ales în cadrul activităților sportive de antrenament.

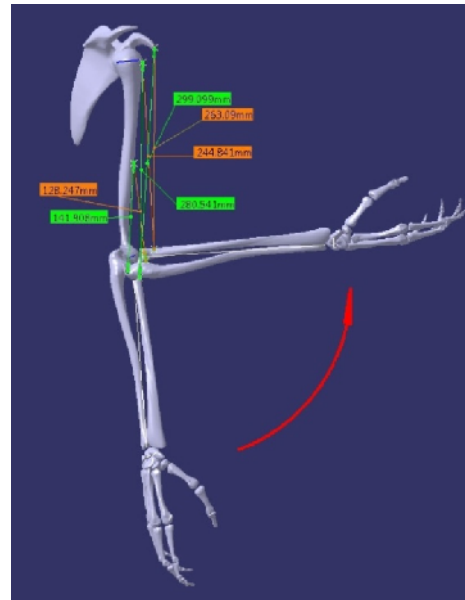


Fig. 4.8. Mișcarea de flexie a antebrăzului

Analiza cinematică directă a oferit informații referitoare la scurtările mușchilor, precum și vitezele și accelerațiile acestor scurtări.

Astfel, am constatat că mușchii brahial și biceps, atât capul lung, cât și capul scurt, se scurtează în timpul mișcării de flexie. Variația acestora în timp are aceeași formă, dar valori diferite (fig. 4.9) (Tabelul 4.2).

Tabelul 4.2 Scurtarea mușchilor în cadrul mișcării de flexie

Denumirea mușchiului	Lungime inițială [mm]	Lungime finală [mm]	Scurtare	
			[mm]	[%]
Biceps – capul lung	280.54	244.84	35.70	12.72
Biceps – capul scurt	299.09	263.09	36.01	12.04
Brahial	141.90	128.247	13.66	9.62

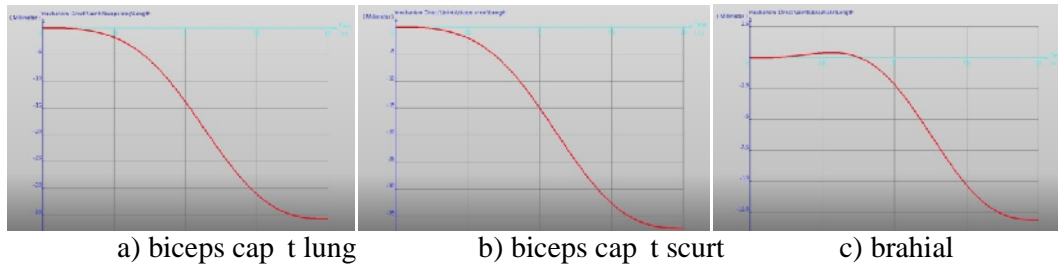


Fig. 4.9. Scurtarea mu chilor

B. Pentru studiul cinematic al mu chilor posteriori ai brațului (triceps – cap t lung, cap t lateral i cap t medial), legea de mi care va fi aleas astfel încât s corespund mi c rii de flotare, (fig.4. 10).

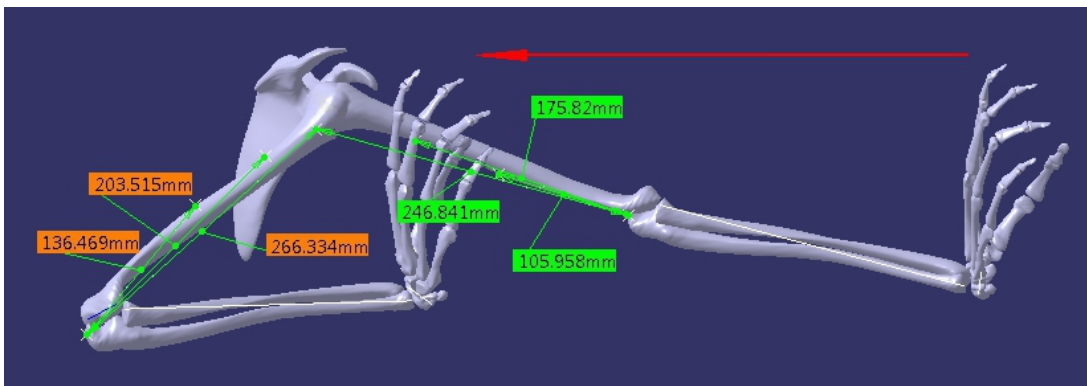


Fig. 4.10 Mi carea de flotare

În urma analizei cinematice inverse am obținut informații referitoare la alungirile fibrelor mușchiului triceps, precum și vitezele și accelerațiile acestor alungiri. În acest caz, efortului i se impune o mișcare de translație pe direcția axei Ox dup o lege de mi care polinomial de grad 5, (rel. 4.1).

Astfel, am constatat c toate cele trei fibre ale mu chiului triceps se alungesc în timpul mișcării de flotare. Variația în timp a acestor alungiri are aceea i form pentru cap tul lateral i cel medial (fig. 4.11 b, c), dar valori diferite (tabelul 4.3). Forma curbei de variație a alungirii cap tului lung al mușchiului triceps este diferită față de forma curbei celorlalte două fibre (lateral i medial), prezentând un palier prelungit de alungire deoarece punctul de origine al acestei fibre se afl pe scapul i nu pe humerus ca în cazul celorlalte dou fibre.

Tabelul 4.3 - Alungirea mu chilor în cadrul mi c rii de flotare

Denumirea mu chiului	Lungime inițială [mm]	Lungime final [mm]	Scurtare	
			[mm]	[%]
Triceps – cap t lung	246.84	266.33	19.49	7.89
Triceps – cap t lateral	175.82	203.52	27.70	15.75
Triceps – cap t medial	105.96	136.47	30.51	28.79

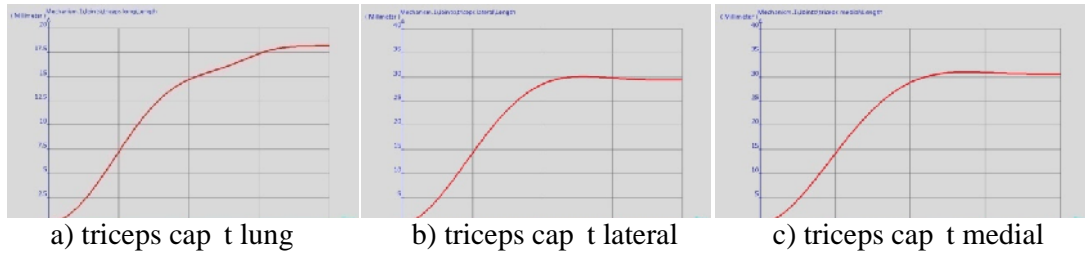


Fig.4.11. Alungirea mu chilor

Simularea cinematicii modelului virtual al membrului superior uman permite vizualizarea traiectoriilor centrelor de greutate ale oaselor, considerate elemente cinematice. În cadrul acestei simul ri s-au determinat traiectoriile centrelor de greutate ale humerusului (fig. 4.12, curba 1) i ale ansamblului radius-ulna (fig. 4.12, curba 2), dar i curbele de varia ie ale traiectoriilor, vitezelor i accelera iilor centrelor de greutate.

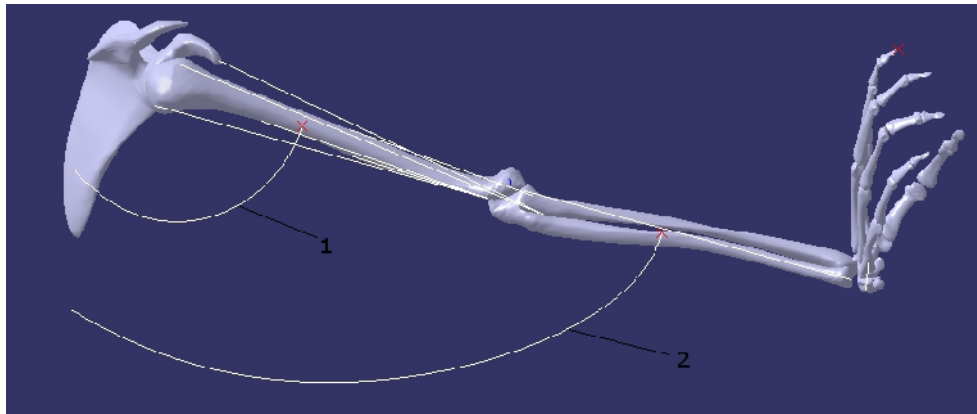


Fig.4.12. Traiectoriile centrelor de greutate ale brațului și antebrațului

De asemenea, s-au determinat i curbele de varia ie ale deplasărilor unghiulare înregistrate în articulația umărului, cotului și încheieturii mâinii.

Curba de varia ie a deplas rii unghiulare ce reprezint mișcarea de extensie a brațului este descresc toare, atingând valoarea minim de -125° (fig.4.13.a). În cazul mi c rii de abduc ie, curba de varia ie a deplas rii unghiulare prezint o descrescere accentuat pân la valoarea minim de -13.80° , urmat de o u oare creștere (fig.4.13.b).

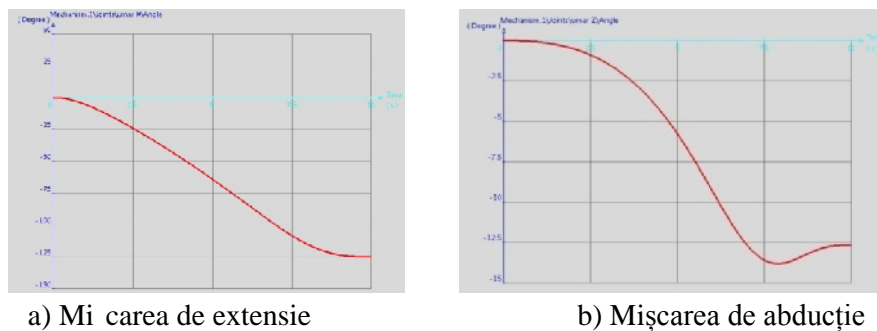
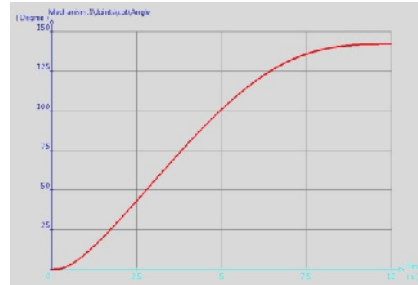


Fig. 4.13. Varia ia deplas rii unghiulare a um rului

Curba de variație a deplasării unghiulare ce reprezintă mișcarea de flexie a antebrațului este crescătoare și atinge valoarea maximă de 140° (fig. 4.14.a).

Forma curbei de variație a deplasării unghiulare pentru mișcarea de extensie a palmei are o formă aproximativ parabolică, înregistrând o valoare maximă de 27.89° (fig. 4.14.b).



a) Articulația cotului



b) Înceietura mâinii

Fig. 4.14. Variația deplasărilor unghiulare din articulația cotului și încheietura mâinii

C. Pentru studiul cinematic al mișcării oaselor ce compun scheletul membrului superior punctul efector execută o mișcare plan-paralelă prin care descrie un cerc, curba 1 (fig.4.15), aflat într-un plan înclinat față de planul orizontal.

Se impune o deplasare după o lege de variație cosinusoidală în cupla cinematică ce permite translația efectorului pe direcția axei Ox , iar în cuplurile care permit translațiile pe direcțiile axelor Oy și Oz se impun deplasări după legi de mișcare sinusoidale.

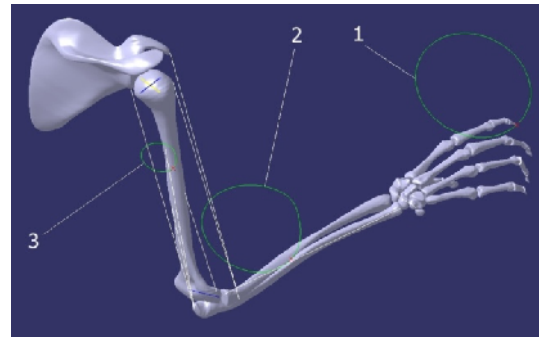


Fig. 4.15. Traiectoriile centrelor de greutate ale brațului și antebrațului

Simularea mișcării furnizează informații legate de traiectoriile centrelor de greutate ale ansamblului radius-ulna, curba 2 (fig.4.15), respectiv humerusului, curba 3 (fig.4.15), dar și variațiile în timp a vitezelor și accelerațiilor centrelor de greutate.

4.6. Simularea cinematicii membrului superior al persoanelor cu dizabilități

Pentru studiul cinematic al mușchilor anteriori ai brațului modelul virtual va efectua o mișcare de flexie a antebrațului, în ipoteza în care membrul superior uman prezintă o dizabilitate care limitează mișcarea la intervalul 0° - 45° . Considerând cinematica directă am impus în articulația cotului o lege de mișcare polinomială de grad 5, relația (16).

Comparând vitezele de contracție ale mu chilor pentru modelul fr dizabilit i (M1) i modelul cu dizabilit i (M2) se constată c valoarea maxim a vitezei de contracție în cazul curbei M1 (variația în funcție de timp a vitezelor de contracție ale capătului lung al mușchiului biceps pentru cazul în care mi carea de flexie a antebrațului este definită în intervalul 0° - 90°) este de 7.71 m/s, respectiv 2.832 m/s pentru curba M2 (pentru cazul în care mi carea este definit în intervalul 0° - 45°) (fig. 4.16).

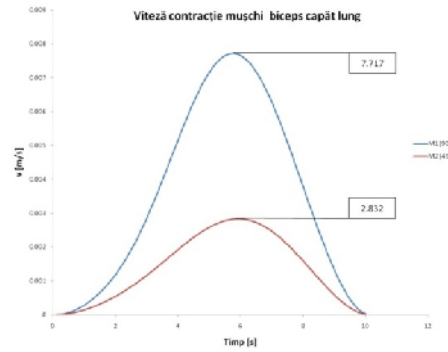


Fig. 4.16. Viteza de contracție a mu chiului biceps, cap t lung

Diferența de amplitudine dintre cele două curbe se explică prin faptul că distanța de scurtare a mu chiului este mai mare în cazul curbei M1, iar durata de scurtare este aceea i (10s).

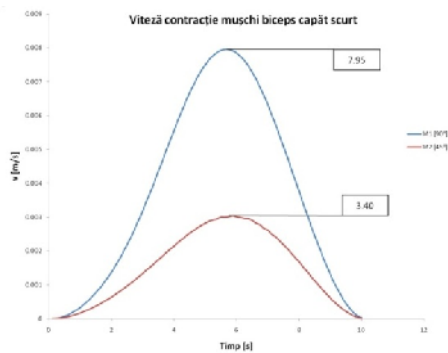


Fig.4.17. Viteza de contracție a mu chiului biceps, cap t lung

În fig.4.17 sunt reprezentate curbele de variație în funcție de timp a vitezelor de contracție ale capătului scurt al mușchiului biceps pentru cazul în care mi carea de flexie a antebrațului este definită în intervalul 0° - 90° , curba M1, respectiv curba M2, pentru cazul în care mi carea este definit în intervalul 0° - 45° . Se observ c valoarea maxim a vitezei de contracție în cazul curbei M1 este de 7.95 m/s, respectiv 3.04 m/s pentru curba M2.

Diferența de amplitudine dintre cele două curbe se explică prin faptul că distanța de scurtare a mu chiului este mai mare în cazul curbei M1, iar durata de scurtare este aceea i (10s).

Curbele M1 i M2 (fig. 4.18) reprezintă variațiile în funcție de timp ale vitezelor de contracție ale mușchiului brahial pentru cazul în care mișcarea de flexie a antebrațului este definit în intervalul 0° - 90° , respectiv pentru cazul în care mi carea este definit în intervalul 0° - 45° . Se observ c valoarea maxim a vitezei de contracție în cazul curbei M1 este de 3.56m/s, respectiv 0.753 m/s pentru curba M2.

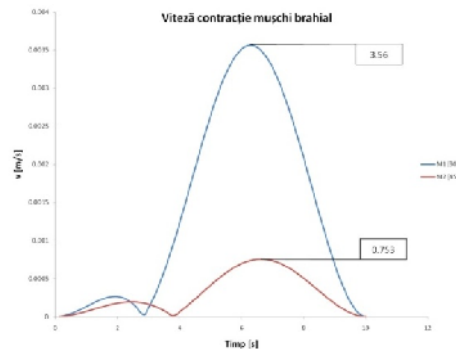


Fig. 4. 18 Viteza de contracție a mu chiului brahial

Curbele de variație a vitezelor mușchiului brahial în comparație cu mu chiul biceps prezint o porțiune în care vitezele ating o valoare de maxim local de 0.262 m/s la momentul $t=1.875$ s în cazul curbei M1 , respectiv 0.193 m/s la momentul $t=2.5$ s. Prezența valorilor de maxim local se explic prin faptul c mu chiul brahial prezint o uoar alungire înainte de a se scurta, iar decalajul între momentele în care se ating valorile de maxim local se datoreaz faptului c amplitudinea mi c rii în cele dou cazuri este diferit , durata fiind aceea i.

4.7. Estimarea for ei dezvoltate de mu chi folosind modelul Hill

Estimarea for ei dezvoltate de un mu chi se poate face utilizând un model pentru mu chi în corela ie cu m sur tori experimentale, de tip EMG (electromiografie) [Lloyd G.D., 2003].

Modelul Hill este cel care face posibil estimarea for ei dezvoltate de c tre un mu chi, pe baza contrac iei musculare, respectiv pe baza comprim rii/alungirii mu chiului i a vitezei de contrac ie/alungire a acestuia. Curbele de varia ie ale for ei în func ie de lungimea mu chiului [Chalfoun J., Younes R., Ben-Ouedzou F., 2005] pun în eviden faptul c este extrem de important s se cunoasc lungimea fibrei musculare (l^M), precum i lungimea optim a fibrei (l_o^M). For a dezvoltat de mu chi este suma dintre forța activ i for a pasiv .

Pentru estimarea for elor dezvoltate de mu chi sunt necesari anumi i parametri ce in de fiziologia mu chilor, cum ar fi: aria sec iunii transversale (A), de tensiunea specific în mu chi (τ), de unghiul de înclinare a fibrei musculare fa de tendon (α), de lungimea mu chiului (l^M) i de lungimea sa optim (l_o^M) [Hale R., Dorman D., Gonzalez R.V., 2011] (Tabelul 4.4).

Tabelul 4.4 Valorile parametrilor pentru estimarea for elor dezvoltate de mu chii membrului superior

Denumirea mu chiului	A [cm ²]	τ [N/cm ²]	Fmax [N]	α [o]	(l^M) [m]	(l_o^M) [m]	$(l_o^M)/(l^M)$ -
Triceps	lung	40	2320	9,1	0,246	0,099	0,402
	lateral		2320		0,175		0,566
	medial		2320		0,105		0,943
Biceps	lung	8,2	475,6	0	0,280	0,26	0,929
	scurt		475,6		0,299		0,870
Brahialis	14,4		835,2		0,141	0,064	0,454

S-a demonstrat [Garner A.B., .a., 2003] c ac iunea mu chiului este eficient în intervalul $(0,5 \cdot l_o^M - 1,5 \cdot l_o^M)$, adic pentru valori ale lui ε $(-0,5; 0,5)$. Mai mult, începând cu valoarea $1,2 \cdot l_o^M$ for a dezvoltat de mu chi este pasiv .

Modelul cinematic al membrului superior pe care l-am creat permite estimarea for ei dezvoltate de mu chii cei mai importan i, deoarece din simularea mi c rii se ob ine varia ia

în timp a lungimii mu chiului i astfel, folosind datele i formulele din literatur se poate determina varia ia for ei, precum i dependen a acesteia de viteza de contrac ie a mu chiului. Cunoscând varia ia contrac iei musculare în timp și dependen a for ei musculare dezvoltate de acesta, se poate reprezenta varia ia în timp a for ei. De asemenea, se poate realiza o compara ie între mi carea unui membru superior ce poate executa toate mi c rile i un membru superior cu dizabilit i.

Astfel, considerând mi carea de flexie a membrului superior uman, se constat c mu chii biceps lung, scurt i brahial dezvolt for e medii mai mari (fig.4. 19. a, b, c) în cazul unei persoane ce poate executa mi carea complet (90^0) fa de o persoan cu dizabilit i (45^0).

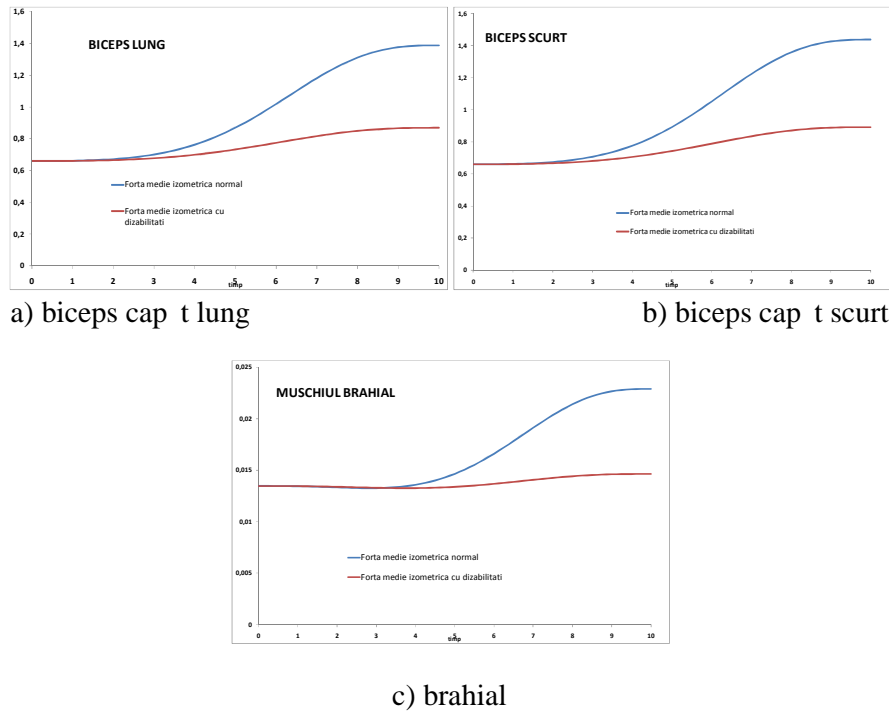


Fig.4.19 For a medie izometric

Se constat c pentru bicepsul lung i bicepsul scurt, la începutul mi c rii, nu exist diferen e semnificative între cele dou situa ii considerate. Astfel, pân în secunda 3,5 din durata mi c rii, for a medie dezvoltat de ace ti mu chi este cu mai pu in de 5% mai mic în cazul persoanelor cu deficien e decât cele cu mobilitate complet a membrului superior. Dup acest moment apar diferen ele care cresc ajungând la sfâr itul cursei la 37%.

În ceea ce prive te mu chiul brahial, se constat c pentru mi carea de flexie acesta este mai solicitat la începutul mi c rii în cazul celor cu posibilit i limitate de mi care a bra ului, dezvoltând for e cu 0,9% mai mari, dup care for a se men ine aproape constant pe tot parcursul mi c rii. Comparativ cu for a medie dezvoltat într-un mu chi brahial al unui membru superior ce poate executa complet mi carea de flexie, se constat o valoare cu 36% mai mic fa de aceea i for dezvoltat de mu chiul brahial al unei persoane f r limite de mi care a membrului superior.

În mod analog se pot determina variațiile forțelor medii dezvoltate de celălalt mușchi al membrului superior uman.

În concluzie, modelul cinematic propus poate furniza parametrii cinematici ce caracterizează mișcarea în absența forțelor și variațiile forțelor medii dezvoltate de către mușchii importanți ai membrului superior.

Forța dezvoltată de mușchiul brahial poate fi estimată numai prin intermediul modelelor biomecanice virtuale, cum este cazul modelului cinematic prezentat anterior. Măsurarea activității acestui mușchi cu ajutorul electromiografiei nu se poate face prin metode neinvazive. Aadar, modelul cinematic prezentat este o alternativă la metodele invazive. Forțele dezvoltate de mușchii și variațiile lor în timp pot constitui elemente de intrare în modelele dinamice ale membrului superior uman.

Pornind de la forța medie se poate determina și amplitudinea forței în orice moment al mișcării, pe baza forței maxime dezvoltate într-un mușchi dat în literatură [Chalfoun J., Younes R., Ben-Ouezdou F., 2005].

4.8. Cercetări experimentale privind activitatea musculară

4.8.1. Introducere

Activitatea electrică a sistemelor biologice reprezintă o manifestare esențială a integrității în mediul a ființelor vii. Aceasta este localizată la nivelul membranelor celulelor excitabile, având rolul de recepție a semnalelor din mediul extern și intern, transmisiei și procesării informației urmată de declanșarea unui răspuns motor sau secretor.

4.8.2. Instrumentația tehnică

Aparatura utilizată în cadrul experimentului este reprezentată de sistemul BIOPAC (fig.4.20), alcătuit din:

- Calculatoare având instalat programul *AcqKnowledge* (componenta software a sistemului de achiziție BIOPAC);
- Componenta MP150 (fig.4.20) reprezintă unitatea centrală de achiziție a datelor experimentale;
- Modul de stimulare STM100C (B). Componenta STM100C (fig.4.20) este modul de stimulare. Aceasta are rolul de filtrare a semnalului;
- Amplificator de semnal UIM100C (C) – interfață de intrare a semnalelor;
- Modul extern EMG100C (D) – amplificator;

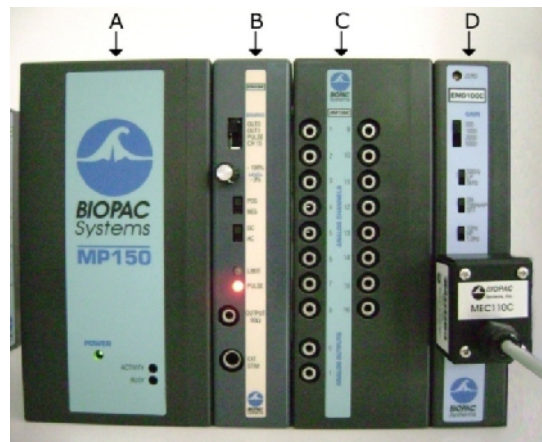


Fig. 4.20 Sistemul BIOPAC

- f) Cabluri LEAD108 i LEAD110S-R;
- g) Extensie modular a cablului MEC111C;
- h) Senzori EL503.

4.8.3. Desf urarea experimentului

În cadrul experimentului dorim s determin m în mod neinvaziv activitatea mu chiului biceps în cadrul mi c rii de flexie-extensie a antebra ului, ca mi care voluntar [Neme D., Gogulescu A.,2006], fiind cauzat de contrac ia izotonic [Nenciu G., 2005, Todea S.F. 2006, Postolache N. 2007] a mu chiului anterior men ionat.

Pentru efectuarea experimentului am ales s efectuez această mi care deoarece este una din cele mai frecvente mi c ri pe care un individ le execut atât în cadrul activit ților zilnice, cât i în cadrul activit ților sportive.

Desf urarea propriu-zis a experimentului presupune parcurgerea urm toarelor etape:

1. Explicarea procedurii i a cerin elor necesare pentru desf urarea experimentului;
2. Montarea senzorilor pe bra ul subiectului conform specifica iilor prezentate anterior;
3. Realizarea conexiunii cu sta ia de achizi ie. Cablurile de achizi ie se conecteaz la senzori prin intermediul cle tilor. Cablurile sunt conectate la extensie conform specifica iilor prezentate anterior, iar extensia modular se conecteaz la modulul extern EMG100C;
4. Deschiderea programului AcqKnowledge;
5. Realizarea set rilor necesare achizi iei ce urmeaz a fi f cut , setarea achizi iei i a canalelor de achizi ie.

4.8.4. Colectarea datelor

Pentru fiecare condi ie de înc rcare, durata experimentului este de 60 de secunde, timp în care s-au efectuat 18 repeti ii ale mi c rii de flexie-extensie a antebra ului.

Corespunz tor acestor trei condi ii de înc rcare se ob in trei înregistr ri ale activit ii musculare (fig.4.21; fig. 4.22; fig.4.23).

Semnalul reprezentat cu ro u semnific semnalul EMG în stare brut , iar cu albastru este reprezentat semnalul procesat. Procesarea semnalului se realizeaz prin integrare, eliminându-se zgomotul.

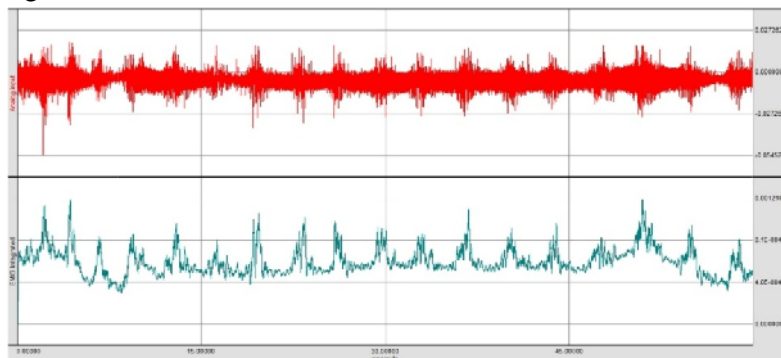


Fig.4.21. Cazul 1 de înc rcare

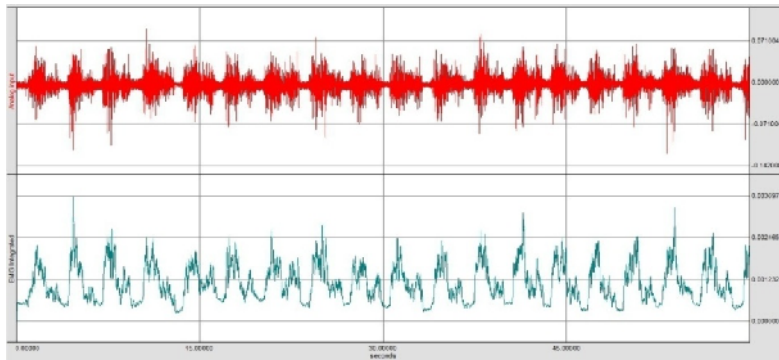


Fig.4.22. Cazul 2 de încărcare

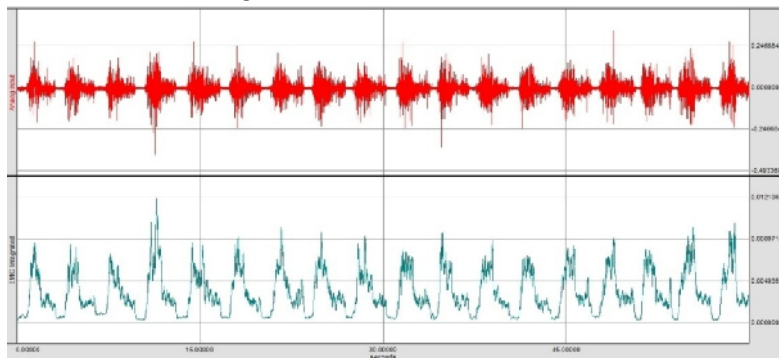


Fig.4.23. Cazul 3 de încărcare

4.8.5. Prelucrarea datelor

Pentru prelucrarea semnalelor programul AcqKnowledge are încorporat un modul pentru calculul Transformatei Fourier Rapide (FFT), prin care se descompune un semnal într-un ir de componente sinusoidale de frecvențe diferite, făcând trecerea din domeniul frecvențelor în domeniul timp, realizând calculul amplitudinii și fazei semnalului transformat.

Analiza unui semnal în domeniul frecvențelor poate lua diferite forme în funcție de semnalul analizat. Această analiză evidențiază compoziția armonică, respectiv distribuția puterii semnalului EMG în domeniul frecvențelor. Cele două desfășurări, în funcție de timp și de frecvență descriu fiecare același semnal ce se referă la activitatea musculară (fig. 4.24).

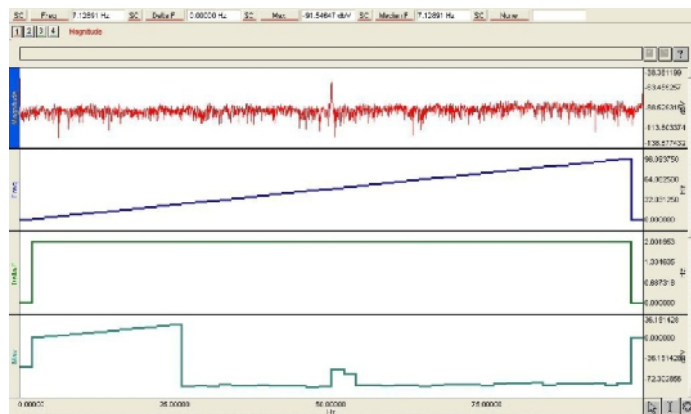


Fig. 4.24. Activitatea musculară exprimată în funcție de timp și frecvență

De unde rezultă că atunci când se cunoaște spectrul de frecvențe al activității musculare se poate deduce desfășurarea acesteia în timp și invers.

Se constată că activitatea musculară prezintă următoarele faze:

1. Faza de inactivitate – în care mușchiul nu prezintă activitate și este în stare de relaxare;
2. Faza de încălzire – mușchiul depune efortul necesar pentru a învinge greutatea utilă. În această fază mușchiul efectuează o contracție (contractură) izotonic-concentric;
3. Faza de menținere – mușchiul depune efortul necesar pentru a menține greutatea în poziția dorită. În această fază mușchiul efectuează o contracție (contractură) izometric;
4. Faza de descărcare primară – mușchiul efectuează o contracție (contractură) izotonic-excentric;
5. Faza de stabilizare a mișcării – în această fază mușchiul depune un efort suplimentar (față de efortul depus în faza de descărcare primară) pentru a oferi precizie mișcării;
6. Faza de descărcare secundară – mușchiul efectuează o contracție (contractură) izotonic-excentric;
7. Faza de inactivitate – mușchiul se relaxează după efort.

Deci, analiza EMG poate furniza un instrument pentru estimarea activității musculare, iar prin asocierea cu un model al mușchiului, cum ar fi modelul Hill (Lloyd G.D. et al., 2003) se poate estima mult mai bine forța dezvoltată de mușchi și se pot pune în evidență fazele activității musculare. Problema care rămâne încă nerezolvată este legată de alegerea acelor mișcări voluntare prin care se realizează izolarea unui mușchi al membrului superior. O comparație calitativă privind activitatea musculară între soluțiile oferite de modelul Hill și EMG poate fi un punct de plecare pentru analize viitoare legate de forțele dezvoltate de mușchi și de fazele acțiunii musculare.

4.9. Concluzii

Modelul cinematic oferă informații despre deplasările, vitezele și accelerațiile segmentelor osoase ce compun scheletul membrului superior. Aceste informații pot fi folosite ca date de intrare în proiectarea dispozitivelor ortetice. Astfel cele mai relevante concluzii sunt:

- a. Mușchiul brahial prezintă un comportament puțin diferit față de mușchiul biceps (capăt lung și capăt scurt) ca urmare a faptului că poziția inițială în care se află modelul la începutul mișcării corespunde situației în care oasele antebrațului se află în prelungirea osului brațului și nu în poziție ortostatică.
- b. Se poate concluziona că mișcările de flexie a antebrațului solicită cu precizie capătul lung și capătul scurt al mușchiului biceps, comparativ cu mușchiul brahial. Însă, pentru a solicita doar mușchiul brahial, fie în cadrul programelor

de reabilitare medicală, fie în cadrul antrenamentelor sportive, mișcarea de rotație a articulației cotului trebuie efectuată în intervalul 0° - 2.53° .

- c. Se poate concluziona că mișcarea de flotare solicită cu precizie fibra medială a mușchilor triceps, comparativ cu celelalte două fibre ale mușchilor. Pentru a solicita doar capătul lung al mușchilor triceps, atât în cadrul programelor de reabilitare medicală, dar mai ales în cadrul antrenamentelor sportive, mișcarea de flotare trebuie efectuată în intervalul 385-450 mm translație pe axa Oy a efectorului.

Modelul cinematic propus poate furniza, pe lângă parametrii cinematici ce caracterizează mișcarea în absența forțelor și variația forțelor medii dezvoltate de către mușchii importanți ai membrului superior.

CAPITOLUL 5

Model multi-corp (M.B.S.) pentru studiul dinamicii membrului superior uman

5.1. Introducere

Cele mai reprezentative studii cu privire la modelarea corpului uman sunt cele de determinare a forțelor interne și a reacțiunilor. Motivarea folosirii modelării dinamice a sistemelor multicorp este aceea că nu există metodologii de măsurare a acestor parametri. Cu alte cuvinte, folosind modele dinamice multicorp ale corpului uman, se pot determina parametri precum cei menționați anterior și care sunt de mare importanță în domenii ca ergonomia, medicina, sportul sau ingineria biomedicală.

5.1.1. Bazele teoretice ale metodei sistemelor multicorp

Dinamica sistemelor multicorp permite rezolvarea unor probleme diverse precum: simulare în timp real (dinamic direct), dinamic invers, sinteză, optimizare, contact și impact [Schiehlen W., 2006, 2007]. Sistemele se modelează ca fiind alcătuite dintr-o serie de corpuri rigide și/sau flexibile, interconectate prin articulații sau elemente de forță (arcuri, amortizoare), care pot interacționa între ele și/sau cu mediul înconjurător. Legăturile dintre elemente sunt descrise matematic prin ecuații de restricție. De asemenea, forțele care pot acționa asupra sistemului multicorp sunt interne (ca rezultat al elementelor de forță) și externe (gravitație, frecare, etc.).

Dinamica directă presupune determinarea mișcării sistemului care este subiectul acțiunii forțelor și momentelor aplicate. Problema conduce la rezolvarea unui set de ecuații diferențiale. În funcție de formularea problemei, ecuațiile algebrice adiționale pot fi impuse sistemului.

O problemă de dinamică inversă constă în determinarea forțelor și momentelor aplicate și forțelor de restricție pentru sistemele a căror mișcare este impusă. În cele mai multe cazuri, problema se reduce la rezolvarea unui set de ecuații algebrice.

5.1.2. Ecuațiile de mișcare ale sistemelor multicorp

Când se realizează o analiză dinamică a unui sistem mecanic dat, formularea ecuațiilor de mișcare reprezintă partea cea mai importantă a modelării matematice, indiferent de scopul analizei (dinamică inversă, dinamică directă, optimizare). Pentru generarea ecuațiilor de mișcare se folosesc ecuațiile de echilibru dinamic și ecuațiile de cinetostatic care au la bază ecuațiile Lagrange, ecuațiile Kane, ecuațiile Newton-Euler, principiul Hamilton și principiul D’Alembert. Analiza dinamică prin metoda sistemelor multicorp (fig.5.1) se concretizează

prin determinarea răspunsului dinamic al sistemului mecanic modelat ca sistem multicorp folosind ecuațiile de mișcare ale acestuia [Schiehlen W.,2007].

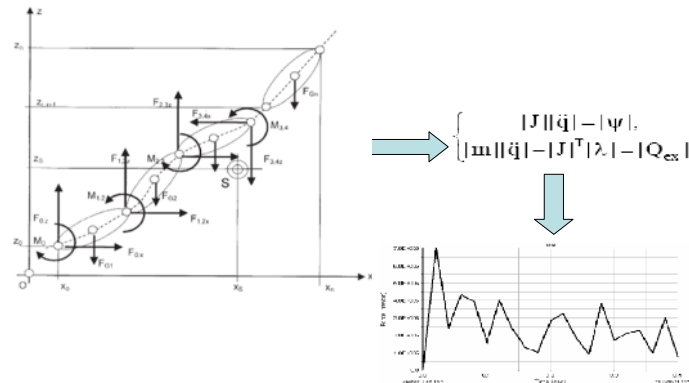


Fig.5.1. Analiza dinamică a sistemelor multicorp-model multicorp, ecuațiile de mișcare și răspuns dinamic

5.1.3. Dinamic invers și dinamic direct

Ambele metode sunt aplicate în biomecanică. În timp ce dinamica inversă este larg folosită pentru a estima momentele nete din articulații din cinematică și forțele de reacțiune ale solului măsurate în laborator, dinamica directă este folosită din ce în ce mai mult pentru a investiga efectele strategiilor de restabilire a mușchilor, patologii musculare și proiectarea dispozitivelor de asistare a mișcării (Ackermann,2007).

5.1.4. Etapele modelării dinamice MBS

Principalele etape în elaborarea unei simulări dinamice a unui sistem mecanic prin metoda multicorp sunt prezentate în (fig.5.2).

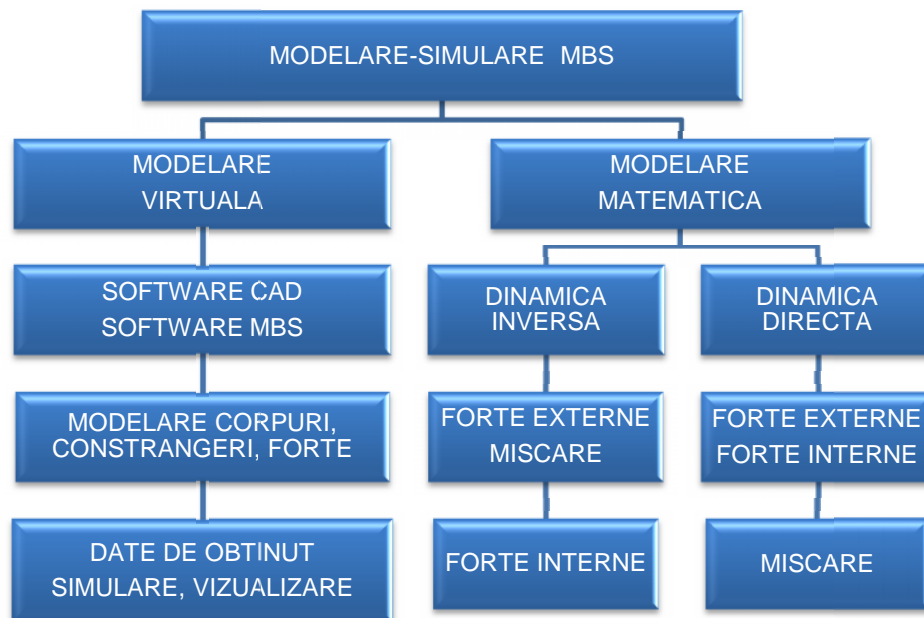


Fig.5.2. Principiu de modelare

5.2. Realizarea modelului

Modelul dinamic ce simulează mișcarea membrului superior uman este realizat în programul MD ADAMS, folosind modulul Adams View. Modelul are ca sursă de acționare mușchii brațului.

5.2.1. Modelarea oaselor

Deoarece opțiunile de modelare grafică ale programului ADAMS sunt limitate, pentru a micșora considerabil volumul și timpul de lucru a fost util efectuarea unei operațiuni de pregătire a oaselor în programul CATIA, înainte de importarea acestora în programul ADAMS. Trebuie avut în vedere ca operațiunea de marcare a punctelor să nu influențeze proprietățile fizico-masice ale oaselor.

5.2.2. Modelarea articulațiilor

Deoarece modelele oaselor sunt importate în format *Parasolid*, acestea își păstrează poziția în spațiu, unele față de altele și împreună față de sistemul de coordonate global.

Articulațiile membrului superior uman sunt modelate prin intermediul cuplelor cinematice de rotație. Pentru a stabili cu mai mult ușurință poziția axei de rotație a cuplei cinematice, înainte de a crea cupla propriu-zisă, se creează un sistem de coordonate local, numit „marker”. Sistemul de coordonate local este atașat unuia din cele două corpuri care se articulează, având originea în centrul bazei unuia din alezajele create în faza de pregătire a oaselor.

5.2.3. Modelarea mușchilor

Ca și în cazul modelului cinematic, mușchii sunt modelați prin intermediul a două semicuple interconectate.

Diferența dintre modelarea cinematică și cea dinamică a semicuplelor ce compun mușchiul se datorează facilităților de modelare puse la dispoziție de către programul ADAMS. Dacă în programul CATIA legătura dintre mușchi și os s-a realizat prin compunerea a două rotații, folosindu-se un element cinematic suplimentar (cupla cardanică), în programul ADAMS legătura se realizează folosind o cuplă sferică.

Din considerente de optimizare a timpului și volumului de lucru, legătura mușchului cu osul a fost modelată prin intermediul unei cuple sferice, ceea ce și-a restricționat una dintre cele trei mișcări de rotație. În urma restricționării mișcării, cupla sferică permite două mișcări de rotație și are comportamentul unei cuple cardanice.

5.2.4. Modelarea mecanismului

Modelul dinamic, (fig.5.3), este compus din: 16 elemente cinematice (4 oase și 12 semicuple), corespunzătoare celor 6 fibre musculare, 20 cuple cinematice (6 cuple cilindrice, 12 cuple sferice, 2 cuple de rotație), 14 forțe impuse și 2 legături rigide.

Oasele sunt modelate ca fiind corpuri rigide, iar materialul este considerat a fi izotrop cu densitatea de 1300Kg/m^3 [Harless E., 1860; Braune & Fischer W., 1889; Fischer O., 1906; Dempster W.T., 1955; Clauser C.R., 1969; Chandler R.F., 1975; Dai X.Q., 2006].

Cele 12 semicuple sunt elemente mobile i, în pereche de câte dou , formează mu chi anteriori (biceps i brahial), dar i pe cel posterior (triceps) ai brațului. Mușchiul biceps este modelat prin intermediul fibrei lungi i a celei scurte. Iar mu chiul triceps este modelat prin intermediul celor trei fibre ale sale (fibra lung , fibra lateral i cea medial). Cele dou semicuple care formează un mu chi sunt articulate prin intermediul unei cuple cilindrice. Astfel, modelul conține 6 cuple cilindrice care corespund celor 6 fibre musculare ce au fost modelate. Legătura dintre mu chi i oase este modelat prin intermediul a 12 cuple sferice, corespunzătoare punctelor de origine i de inserție ale celor 6 mu chi, (fig.5.3).

Mecanismul ce simulează mișcarea membrului superior uman este acționat de o singură forță motoare, restul de 13 sunt momente aplicate pentru a restricționa anumite mișcări. Dintre cele 13 momente, 12 acționează în cuplele sferice și au rolul de a suprima una din cele trei mișcări de rotație. Astfel cuplele sferice vor avea comportamentul unor cuple cardanice

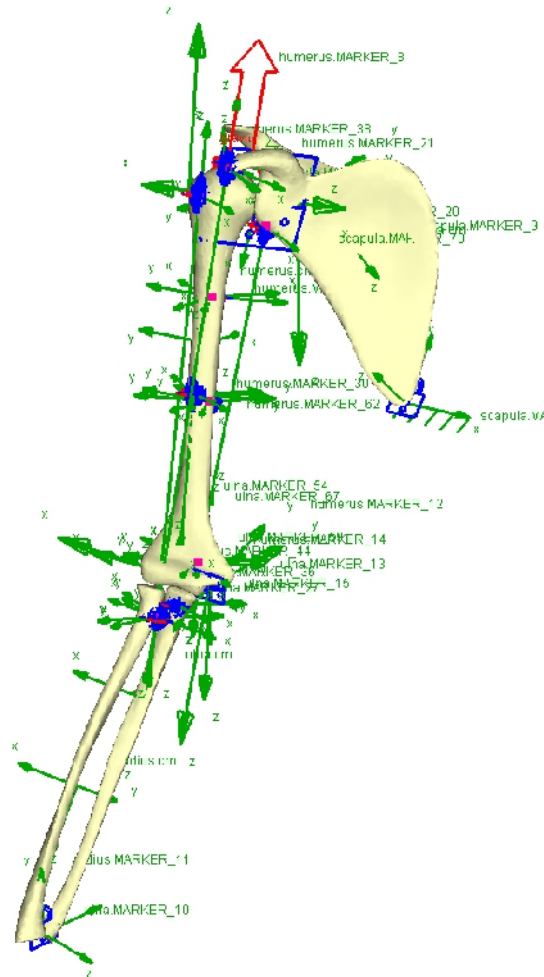


Fig.5.3. Modelul dinamic al membrului superior uman

Al 13-lea moment aplicat acționează în articulația umărului și are rolul de a menține humerusul în aceeași poziție în timpul mișcării. Astfel, din cele 2 cuple de rotație, doar una este activă , permițând modelului să simuleze mișcarea de flexie a antebrăului. Astfel, lanțul cinematic spațial al membrului superior uman are 1 grad de libertate.

Una din cele două legături rigide este utilizată pentru a fixa scapula de ground, iar cea de a doua are rolul de a rigidiza antebrăul pe timpul mișcării.

5.3. Rezultatele modelării

Folosind dinamica direct se urmărește determinarea forțelor și momentelor de reacțiune din articulația cotului și articulația umărului. Astfel, modelul biomecanic virtual este simulat în două cazuri de încărcare:

Cazul I de încărcare – de forțele motoare în cuplele cilindrice corespunzătoare mușchilor activi.

Cazul II de încărcare – modelul este acționat atât de forțele motoare aplicate în cuplele cilindrice corespunzătoare mușchilor activi, cât și de forța rezistentă aplicată la nivelul palmei.

Mișcarea de flexie a antebraului este simulată în următoarele condiții:

1. Forța motoare acționează pe capătul lung al mușchilor biceps;
2. Forța motoare acționează pe capătul scurt al mușchilor biceps;
3. Forța motoare acționează pe ambele capete ale mușchilor biceps.

Primele două condiții de încărcare corespund unor situații în care membrul superior uman suferă anumite disfuncții ale mușchilor.

1. În cazul în care forța motoare acționează pe capătul lung al mușchilor biceps, variația în timp a modulului forței de reacțiune ce apare în articulația cotului descrie tendința accentuată la începutul simulării, după care se menține aproximativ constant (fig.5.4). Scăderea bruscă este cauzată de ocolul generat de legea liniară de mișcare, a cărei durată este de 0.05 secunde și are valoarea de 13.4N pentru cazul I de încărcare, respectiv 3220N pentru cazul II.

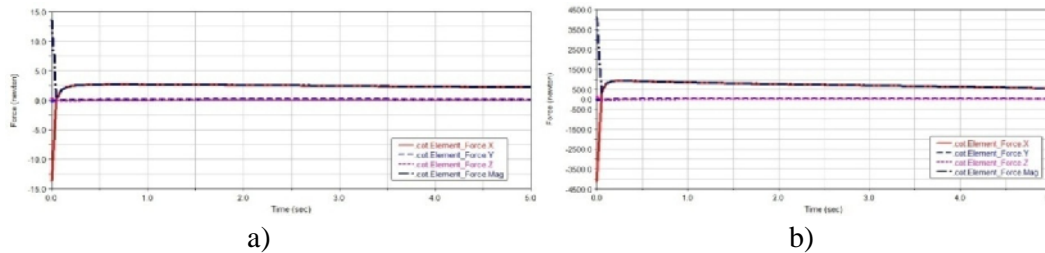


Fig.5.4. Forțele de reacțiune din articulația cotului

Curba variației în timp a momentelor de reacțiune ce apar în articulația cotului (fig.5.5) prezintă o scădere bruscă de 63.1Nmm, urmată de o descădere liniară de la valoarea de 73.5Nmm până la valoarea de 63.1Nmm, pentru cazul I de încărcare. Pentru cazul II de încărcare amplitudinea ocolului este de 114741Nmm, având o durată de 0.05secunde, urmată de o descădere liniară de la valoarea de 24860.5Nmm până la valoarea de 15502.4Nmm înregistrată la sfârșitul simulării.

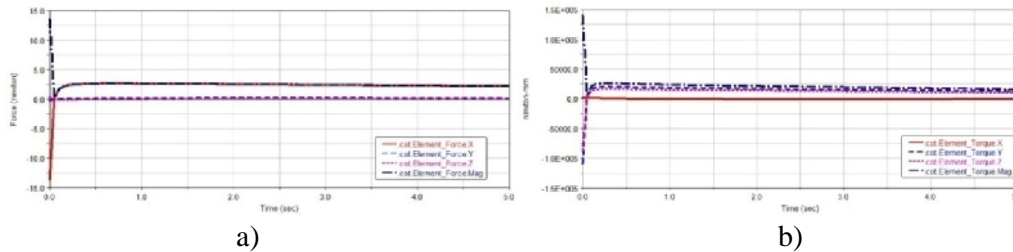


Fig.5.5. Momentele de reacțiune din articulația cotului

Forța de reac iune din articula ia um rului este constant i se men ine pe tot parcursul simul rii la valoarea de 2.46N pentru cazul I de înc rcare, respectiv 92.6N pentru cazul II de înc rcare. Componentele Y i Z ale for ei de reac iune ce apare în articula ia um rului au valori aproximativ nule (fig.5.6).

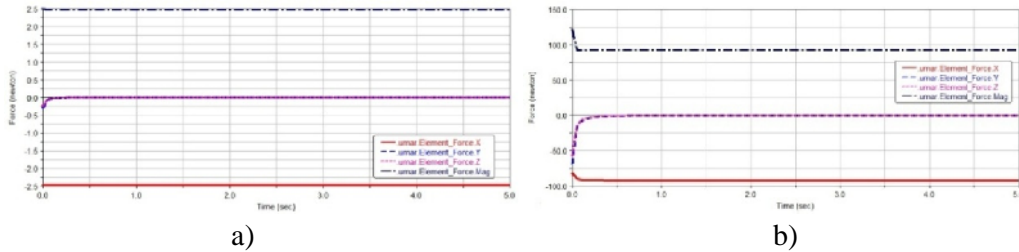


Fig.5.6. For ele de reac iune din articula ia um rului

Curba de varia ie în timp a momentelor de reac iune ce apar în articula ia um rului descre te aproximativ liniar (fig.5.7) de la valoarea de 95.6Nmm, înregistrat la începutul mi c rii, pân la valoarea de 72.7Nmm înregistrat la sfâr itul mi c rii pentru cazul I de înc rcare, respectiv de la valoarea de 8248.4Nmm, înregistrat la începutul mi c rii, pân la valoarea de 2573.8Nmm înregistrat la sfâr itul mi c rii pentru cazul II de înc rcare.

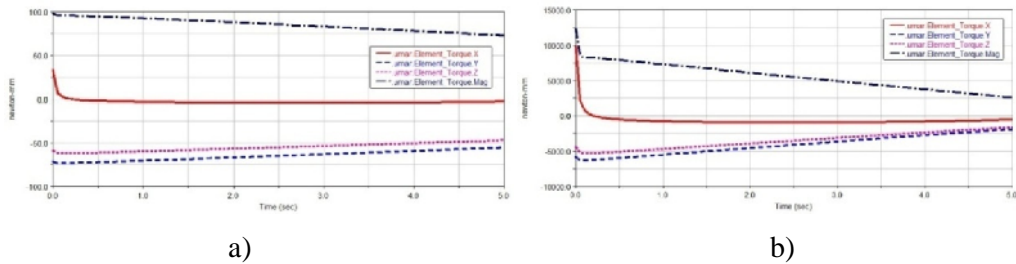


Fig.5.7. Momentele de reac iune din articula ia um rului

2. În cazul celei de-a doua condi ii de înc rcare, când for a motoare ac ioneaz pe cap tul scurt al mu chiului biceps, modulul for ei de reac iune ce apare în articula ia cotului prezint o varia ie în timp asem n toare cazului anterior prezentat. Deosebirea dintre cele dou condi ii de înc rcare este aceea c valoarea ocului este mai mic , de doar 3.1N, dup care se stabilizeaz la o valoare aproximativ constant de 2.4N pentru cazul I de înc rcare (fig.5.8). Pentru cazul II de înc rcare amplitudinea ocului este de 280N, având o durat de 0.05secunde, urmat de o descre tere de la valoarea de 838.3N pân la valoarea de 586.1N înregistrat la sfâr itul simul rii.

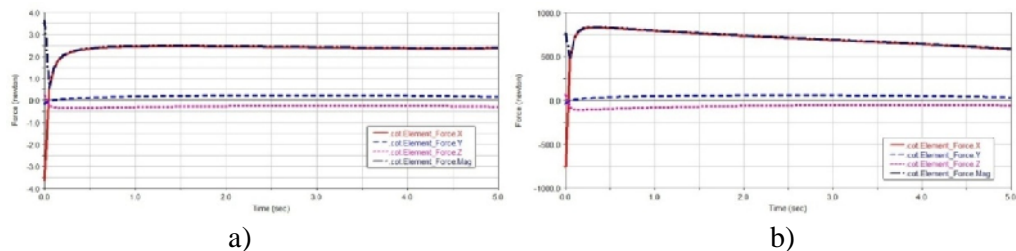


Fig.5.8. For ele de reac iune din articula ia cotului

Curba varia iei în timp a momentelor de reac iune ce apar în articula ia cotului (fig.5.9) prezint o sc dere brusc de 121.9Nmm, urmat de o cre tere lin de la valoarea de 58.1Nmm pân la valoarea de 74.7Nmm, pentru cazul I de înc rcare. Pentru cazul II de înc rcare amplitudinea ocului este de 17637.2Nmm, urmat de o descre tere de la valoarea de 21849.3Nmm pân la valoarea de 18217.5Nmm înregistrat la sfâr itul simul rii.

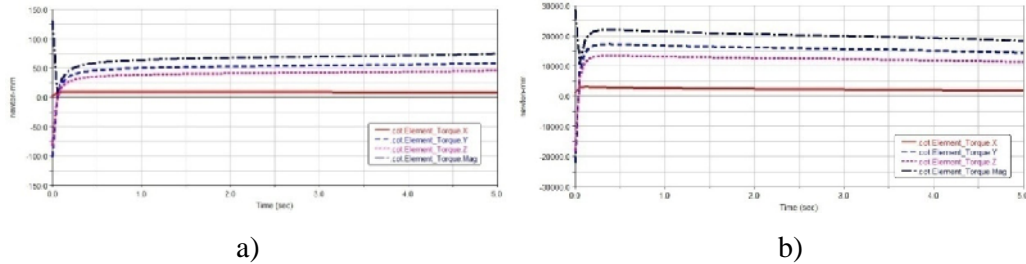


Fig.5.9. Momentele de reac iune din articula ia cotului

Curbele de varia ie a for eei de reac iune ce apare în articula ia um rului prezint diferen e în ceea ce prive e te forma acestora. Dac în primul caz de înc rcare curba de varia ie se men ine aproximativ constant având valoarea de 0.8N, în cel de al II-lea caz de înc rcare valorile for eei descre sc de la valoarea de 836.3N pân la valoarea de 584.5N (fig.5.10).

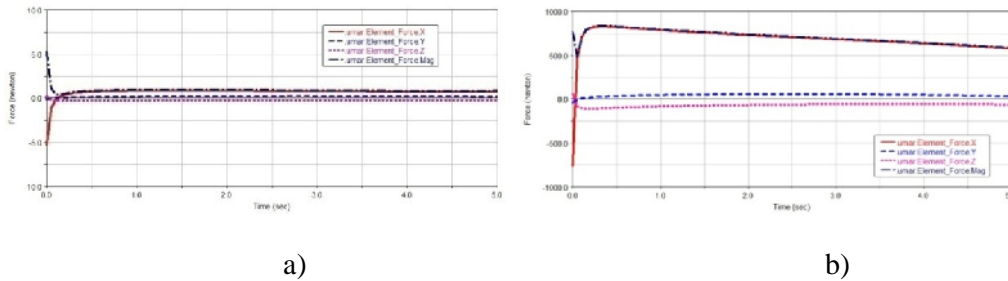


Fig.5.10. For ele de reac iune din articula ia um rului

Curba de varia ie în timp a momentului de reac iune ce apare în articula ia um rului, pentru primul caz de înc rcare, descre te aproximativ liniar (fig.5.11.a) de la valoarea de 54.8Nmm, înregistrat la începutul mi c rii, dup un oc de amplitudine 53.3Nmm, pân la valoarea de 32.9Nmm înregistrat la sfâr itul mi c rii. În cel de al II-lea caz de înc rcare valoarea momentului cre te u or de la 5694.8Nmm pân la 6777.8Nmm (fig.5.11.b).

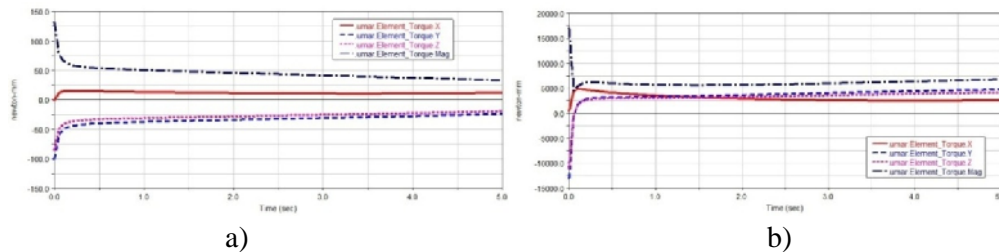


Fig.5.11. Momentele de reac iune din articula ia um rului

5.4. Concluzii

Utilizarea metodelor și tehnicilor de modelare multicorp, împreună cu tehnici de optimizare reprezintă un mod adecvat de aproximare a valorilor forțelor dezvoltate în articulațiile membrului superior uman.

Folosirea programelor de analiză multicorp face posibilă construirea în mod eficient chiar și a modelelor complexe, facilitând atât interpretarea, cât și prelucrarea ulterioară a rezultatelor simulărilor.

CAPITOLUL 6

Concluzii

6.1. Concluzii generale

Modelarea biomecanică a membrului superior uman constituie o provocare pentru mulți cercetători datorită complexității anatomice, fiziologice și neurologice ale acestuia. De aceea, cele mai multe dintre studiile și cercetările care au acest subiect s-au dezvoltat în jurul unor teme limitate, fără a urmări o rezolvare completă a problemelor.

Pe baza studiilor și cercetărilor pe care le-am efectuat în cadrul elaborării acestei teze se evidențiază următoarele concluzii corelate obiectivelor propuse:

1. Modelul geometric are un grad ridicat de generalitate, putând fi utilizat atât pentru membrul drept, cât și pentru membrul stâng, în orice condiții de mobilitate permise de articulațiile acestora.
2. Modelul geometric oferă atât informații cantitative, prin vizualizarea noului de puncte ce descrie spațiul 3D al membrului superior uman, cât și informații calitative, prin posibilitatea de a cunoaște coordonatele carteziane ale punctelor ce formează acest spațiu. Deoarece spațiul activ poate fi reprezentat și prin intermediul unui solid, metoda grafică propusă permite determinarea cu precizie a limitelor acestui spațiu.
3. În cadrul modelului geometric creșterea valorii incrementului variabilelor articulare îngreunează metoda, deoarece necesită o perioadă de timp mai mare pentru obținerea spațiului activ al membrului superior uman. Acest neajuns poate fi înlăturat prin folosirea unei metode de calcul cu un procesor de înaltă frecvență.
4. Modelul geometric poate fi folosit pentru determinarea spațiului activ al persoanelor cu dizabilități, prin determinarea acestuia în condiții particulare de mobilitate a articulațiilor. Prin compararea volumului astfel obținut cu volumul membrului superior uman al unei persoane fără restricții de mișcare se pot evidenția zonele pe care efectul nu le poate atinge. Metoda poate fi folosită cu ușurință de către kinetoterapeuții care își pot orienta exercițiile de recuperare pentru acoperirea unei zone cât mai mari a spațiului activ al membrului superior.
5. În comparație cu metoda analitică, metoda de desenare a pozițiilor succesive folosită în cadrul modelului geometric este o metodă mai simplă de utilizat, datorită facilităților grafice ale mediului de programare AutoLISP. Astfel, modelul își îndeplinește rolul de instrument de investigație (paraclinică), putând fi folosit de specialiști în diagnosticare și reabilitare medicală.
6. Modelul cinematic are un grad ridicat de complexitate, fiind capabil să efectueze o serie variată de mișcări distincte.

7. Modelarea fidel a oaselor membrului superior uman i estimarea preciziei de modelare folosind dou metode: metoda discret-calitativ i vizual-cantitativ . Dintre cele dou metode pe care le-am propus, cea din urm este mai performant , deoarece ofer informa ii mai precise despre modelul solid. Prima metod este consumatoare de timp i resurse, deoarece necesit sec iuni transversale n num r mare, ca urmare a complexit ii formelor geometrice ale osului i, de fiecare dat , trebuie suprapuse dou sec iuni pentru a se putea compara suprafe ele lor. Cea de-a doua metod este mult mai rapid i mult mai precis , permi ând compara ia suprafe elor laterale ale celor dou modele, dar i compararea volumelor.
8. Modelul cinematic ofer informa ii despre deplasările, vitezele și accelera iile segmentelor osoase ce compun scheletul membrului superior. Aceste informa ii pot fi folosite ca date de intrare n proiectarea dispozitivelor ortetice. Astfel cele mai relevante concluzii sunt:
 - a. Mușchiul brahial prezintă un comportament puțin diferit față de mușchiul biceps (cap t lung și capăt scurt) ca urmare a faptului că pozi ia inițială n care se află modelul la începutul mișcării corespunde situa iei n care oasele antebrațului se afla n prelungirea osului brațului și nu n pozi ie ortostatică;
 - b. Se poate concluziona c mi care de flexie a antebrațului solicit cu prec dere cap tul lung i cap tul scurt al mu chiului biceps, comparativ cu mu chiul brahial. În s , pentru a solicita doar mu chiul brahial, fie n cadrul programelor de reabilitare medical , fie n cadrul antrenamentelor sportive, mi carea de rota ie a articula iei cotului trebuie efectuat n intervalul 0° - 2.53° ;
 - c. Se poate concluziona c mi carea de flotare solicit cu prec dere fibra medial a mu chiului triceps, comparativ cu celelalte dou fibre ale mu chiului. Pentru a solicita doar cap tul lung al mu chiului triceps, atât n cadrul programelor de reabilitare medical , dar mai ales n cadrul antrenamentelor sportive, mi carea de flotare trebuie efectuat n intervalul 385-450 mm transla ie pe axa Oy a efectorului.
9. Modelul cinematic propus poate furniza, pe lâng parametrii cinematici ce caracterizeaz mi carea n absen a for elor i varia ia for ei medii dezvoltate de c tre mu chii importan i ai membrului superior.
10. Fazele contrac iei musculare eviden iate n urma experimentului EMG constituie date de intrare n modelul Hill pentru estimarea for ei musculare a ansamblului mușchi-tendon.
11. Modelul dinamic propus, prin intermediul dinamicii directe, furnizeaz informa ii n leg tur cu solicit rile ce apar n cuplele cinematice care modeleaz articula iile anatomice.
12. Modelul dinamic furnizeaz informa ii n leg tură cu vitezele și accelera iile elementelor cinematice n prezen a for elor interne și externe

6.2. Contribuții personale

Contribuțiile personale la atingerea obiectivelor propuse pot fi sintetizate după cum urmează :

1. Elaborarea unui model geometric general pentru determinarea spațiului activ al membrului superior uman. Modelul are la bază metoda de desenare a pozițiilor succesive și a fost realizat în mediul de programare AutoLISP. Având ca date de intrare lungimile segmentelor osoase și domeniile de definiție a variabilelor articulare se obțin coordonatele tuturor punctelor ce compun spațiul activ.
2. Determinarea spațiului activ în două cazuri particulare ce vizează imposibilitatea teoretică de execuție a unor mișcări, prin impunerea anumitor restricții de mișcare modelului general. În primul caz am determinat spațiul activ pentru o persoană cu articulația cotului imobilizată la 90° flexie a antebrăului, iar în cel de al doilea caz am determinat spațiul activ pentru o persoană având articulația umărului incapabilă să efectueze mișcările de flexie-extensie și de abducție-adducție ale brațului.
3. Elaborarea unui model geometric restrâns pentru determinarea spațiului activ al membrului superior uman în plan sagital. În cadrul acestui model am elaborat o metodă de desenare a curbei de contur, ce se bazează pe scanarea unui spațiu virtual.
4. Elaborarea unui model geometric particular capabil să evidențieze postura membrului superior uman atunci când se cunosc valorile discrete ale variabilelor articulare.
5. Modelarea fidelă a oaselor membrului superior uman și estimarea preciziei de modelare folosind două metode: metoda discret-calitativă și vizual-cantitativă.
6. Elaborarea unui model biomecanic virtual pentru studiul cinematicii membrului superior uman, atât în condiții normale, cât și în condiții particulare de mobilitate a articulațiilor, corespunzătoare unor posibile dizabilități. În cadrul acestui studiu cinematic am determinat deplasările (absolute și relative), vitezele și accelerațiile mușchilor principali ai brațului și ale centrelor de greutate ale oaselor ce compun membrul superior.
7. Modelarea originală a mușchilor în cadrul analizei cinematice și folosirea deplasărilor relative furnizate de model și a unor modele matematice preluate din literatură, ca punct de plecare în evaluarea forței musculare.
8. Evidențierea comportamentului cinematic al mușchilor anteriori ai brațului, în cadrul analizei cinematice directe și evidențierea comportamentului cinematic al mușchilor posteriori ai brațului, în cadrul analizei cinematice inverse. Tot prin intermediul cinematicii inverse am evidențiat comportamentul cinematic al oaselor ce compun scheletul membrului superior uman.
9. Evidențierea fazelor contracției musculare a mușchilor biceps în cadrul mișcării de flexie a antebrăului prin intermediul electromiografiei, folosind sistemul BIOPAC.
10. Elaborarea unui model dinamic al membrului superior uman care, prin intermediul dinamicii directe, pune în evidență solicitările la care sunt supuse articulațiile cotului și umărului.

6.3. Direcții de cercetare

Cercetările viitoare se vor îndrepta în următoarele direcții:

1. Realizarea unui model geometric care generează poziția membrului superior uman pe baza coordonatelor efectivelor, ținând cont de postura optimă a acestuia (model geometric invers care generează valori ale variabilelor articulare).
2. Mărirea gradului de complexitate a modelului cinematic prin modelarea cuplelor care permit mișcarea de rotație intern -extern a brațului, mișcarea de adducție-abducție a mâinii.
3. Incluziunea mușchilor umărului și ai antebrațului într-un model complex ce ar permite un studiu cinematic mai amănunțit, având un grad de aplicabilitate mai mare în cazul persoanelor cu dizabilități.
4. Modelarea mușchilor prin intermediul mai multor fibre musculare.
5. Crearea unui model biomecanic în care alunecările din articulațiile membrului superior uman nu sunt neglijate.
6. Realizarea modelului unui exo-schelet pe baza comportamentului cinematic și dinamic al membrului superior uman.

Bibliografie selectiv :

1. Abdel-Malek K, Yang J, Brand R, Tanbour E, (2004), *Towards understanding the workspace of human limbs*. Ergonomics 2004, 47:1386-1405.
2. Bar-Cohen Y., (2003), *Biologically Inspired Intelligent Robotics*, Proceedings of the SPIE Smart Structures Conference San Diego, CA., Mar 2-6, 2003.
3. Bibliowicz J., Khan A., Agur A., Singh K., (2011), *High-Precision Surface Reconstruction of Human Bones from Point-Sampled Data*, ISHS 2011 Conference Proceedings: International Summit on Human Simulation.
4. Brand P.W., Hollister A., (1999), *Clinical mechanics of the hand*, 3rd ed. St. Louis, Mo.: Mosby.
5. Braune W., Fischer O., (1889), *The Centre of Gravity of the Human Body as Related to the Equipment of the German Infantryman. Treat of the Math -Phys Class fo the Royal Acad Of Sci of Saxony(In German)*, 26, 561-672.
6. Bullock I.M., Borràs J., Dollar A.M., (2012), *Assessing assumptions in kinematic hand models: A review*, The Fourth IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Roma, Italy. June 24-27, 2012, ISBN 978 – 1 - 4577 - 1200.
7. Chalfoun J., Younes R., Ben-Ouezdou F., (2005), *Physiological Muscle Forces, Activation and Displacement Prediction During Free Movement in the Hand and Forearm*, Journal of Robotics Systems, Vol. 22, Issue 11, 2005.
8. Chandler, R.F., Clauser, C.E., McConville, J.T., Reynolds, H.M., & Young, J.W. (1975). *Investigation of the Inertial Properties of the Human Body*. (DOT HS-801-430), Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
9. Cioroiu G.S., (2006), *Esen ial în anatomie i biomecanic* , Editura Universit ii “Transilvania”, ISBN (10) 973-635-736-8, ISB (13) 978-973-635-736-7, Bra ov.
10. Ciubucciu-Ionete L.G., Mereuță, Mereuță C., **Tudoran M.S.**, Ganea D., (2011), *Linear kinematic analysis of Gyaku-Tsuki karate technique*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galati, Fascicle XV, ISSN 1454-9832, pag. 99-102.
11. Ciubucciu-Ionete L.G., Mereuță, Mereuță C., **Tudoran M.S.**, Ganea D., (2011), *Experimental study of kinematics of Gyaku-Tsuki punch*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galati, Fascicle XV, ISSN 1454-9832, pag. 103-107.
12. Ciubucciu-Ionete L.G., **Tudoran M.S.**, Ganea D., (2011), *Bulding and visualizing the human’s body motion using Vicon Motus (I)*, Buletinul Institutului Politehnic din Iasi, Tomul LVII (LXI), Fasc. 5, ISSN 1011-2855, pag. 229-234.
13. Ciubucciu-Ionete L.G., **Tudoran M.S.**, Ganea D., (2011), *Bulding and visualizing the human’s body motion using Vicon Motus (II)*, Buletinul Institutului Politehnic din Iasi, Tomul LVII (LXI), Fasc. 5, ISSN 1011-2855, pag. 235-240.
14. Clauser, C.E., McConville, J.T., & Young, J.W. (1969). *Weight, Volume and Centre of Mass of Segments of the Human Body*. AMRL Technical Report (TR-69-70), Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
15. Dai X.Q., Li Y.Zhang M., Cheung J.T., (2006), *Effect of sock on biomechanical response of foot during walking*, Clinical Biomechanics.
16. Dempster, W.T. (1955). *Space Requirements of the Seated Operator*. WADC Technical Report (TR-55-159) Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
17. Denavit J., Hartenberg R. S., (1955), *A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices*, Transactions of the ASME Journal of Applied Mechanics, vol. 22, pp. 215–221.
18. Dijkstra E.J., (2010), *Upper limb project. Modeling of the upper limb*, Master of Science in Mechanical Engineering Dissertation. University of Twente, International Journal of Robotics and Automation, Vol. 20, No. 4.
19. Doube M., Conroy A.W., Christiansen P., Hutchinson J. R., Shefelbine S., (2009), *Three-Dimensional Geometric Analysis of Felid Limb Bone Allometry*, PLoS One 4(4), doi: [10.1371/journal.pone.0004742](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0004742).
20. Dr gulescu D., (1997), *Robotic dynamics*, Editura Didactic i Pedagogic , Bucure ti.
21. Dr gulescu D., (2005), *Modelarea în Biomecanic* , Ed. Didactic i Pedagogic , Bucure ti.
22. Dr gulescu D., Catherine C., Menyhardt K., (2006), *Human upper limb kinematical model in a 3D workspace*, Ninth International Symposium on the 3D Analysis of Human movement, 29-30 iunie 2006.
23. Dr gulescu D., Perdereau V., Drouin M., Ungureanu L., Menyhardt K., (2007), *3D active workspace of human hand anatomical model*, BioMedical Engineering OnLine 2007, 6:15 doi:10.1186/1475-925X-6-15.

24. Dr. Gulescu D., Rusu L., Morcovescu V., Precup C., (2004), *Comparative study of mechanical stresses in human limbs bones*, Applied Bionic and Biomechanics, vol.1(2), no.1, pp.123-129.
25. Dun S, Kaufmann R.A, Li Z.M., (2007), *Lower median nerve block impairs precision grip*. *J Electromyogr Kinesiol*; 17(3): 348–54.
26. El Koura G, Singh K: Handrix, (2003), *Animating the human hand*. In Eurographics/SIGGRAPH Symposium on Computer Animation ACM Press; 2003:110-119.
27. Erol A., Bebis G., Nicolescu M., Boyle R.D., Twombly X., (2007), *Vision-based hand pose estimation: A review*, Computer Vision and Image Understanding, vol. 108, no. 1-2, pp. 52-73, Oct. 2007.
28. Fick, R., (1904), *Handbuch der anatomie und der mechanik unter Ber*“, ucksichtigung der bewegenden Muskeln. Fischer Verlag.
29. Furnstahl P., Schweizer A., Nagy L., Szekely G., Harders M., (2009), *A morphological approach to the simulation of forearm motion*, Computer Vision Laboratory, ETH Zurich, Zurich, Switzerland Department of Orthopedic Surgery, Balgrist University Hospital, Zurich, Switzerland.
30. GAL, *Computational Geometry Algorithms Library*. <http://www.cgal.org>.
31. Ganea D., Mereuță C., **Tudoran M.S.**, Mereuță, (2011), *Experimental method for determining the ground reaction and the orthostatic position*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galati, Fascicle XV, ISSN 1454-9832, pag. 27-32.
32. Ganea D., **Tudoran M.S.**, Ciubuciu-Ionete L.G., (2011), *Creating and simulating mechanical structures using UM features*, Buletinul Institutului Politehnic din Iasi, Tomul LVII (LXI), Fasc. 5, ISSN 1011-2855, pag. 207-214.
33. Ganea D., **Tudoran M.S.**, Mereuță C., Mereuță E., (2012), *Using kinect sensor to study the kinematics of the human body*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galati, Fascicle XV, ISSN 1454-9832, pag. 229-233.
34. Garner A.B., Pandy M.G., (2003), *Estimation of musculotendon properties in the human upper limb*, Annals of Biomedical Engineering 31: 207-220.
35. Gibson S.F., (1998), *Constrained elastic surface nets: Generating smooth surfaces from binary segmented data*, Proceedings MICCAI '98, Springer-Verlag, 888–898.
36. Gingins P., Kalra P., Beylot P., Magne N., (1996), *The visible human project conference*, October 7 & 8, National Institutes of Health William H. Natcher Conference Center Bethesda, Maryland USA.
37. Golland P., (1998), *AnatomyBrowser: A framework for integration of mdecial information*, Proceedings MICCAI '98, Springer-Verlag, 720–731.
38. Google Body. Google, Inc. <http://bodybrowser.googlelabs.com>
39. Grabherr S., et al., (2009), *Estimation of sex and age in virtual skeletons'-a feasibility study*. *European Radiography*, 19, 419–429.
40. Grecu V., Dumitru N., Grecu L., (2009), *A numerical approach for modeling the human upper limb*, Proceedings of the World Congress on Engineering 2009 Vol II, London, U.K., July 1 - 3.
41. Grecu V., Dumitru N., Grecu L., (2009), *Analysis of Human Arm Joints and Extension of the Study to Robot Manipulator*, Proceedings of the International MultiConference of Engineers and Computer Scientists 2009 Vol II, IMECS 2009, March 18 - 20, Hong Kong.
42. Hale R., Dorman D., Gonzalez R.V., (2011), *Individual Muscle Force Parameters and Fiber Operating Ranges for Elbow Flexion-Extension and Forearm Pronation-Supination*, Journal of Biomechanics, 44: 650-56.
43. Harless E., (1860). *The Static Moments of Human Limbs*. Treatises of the Math -Phys Class of the Royal Acad Of Sc Of Bavaria, 8, 257-294.
44. Hill A.V., (1938), *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*, Proceedings of the Royal Society of London, Serie B., 126:136-195.
45. <http://legacy.owensboro.kctcs.edu/gcaplan/anat/notes/api%20notes%20i%20types%20of%20joints.htm>
46. http://www.anatomyexpert.com/structure_detail/5533/
47. http://www.biceps.ro/exercitii_biceps/biceps_brahial.html
48. <http://www.oftalux.ro/carti-anatomie/anatomia-membrelor/LP3%20MUSCHII%20MEMBRULUI%20SUPERIOR.pdf>
49. http://www.plm.automation.siemens.com/en_us/products/open/parasolid/index.shtml
50. <http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/muscle-atlas/upper-body/brachialis>
51. Jacob R, Perry JC, (2007), *Upper limb-powered exoskeleton*, J Humanoid Rob. 4(3):1–20.
52. Johansson RS, Cole KJ, (1992), *Sensory-motor coordination during grasping and manipulative actions*. *Curr Opin Neurobiol*; 2(6): 815–23.
53. Johansson RS, Westling G., (1984), *Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects*. *Exp Brain Res*, 56(3): 550–64.

54. Kasten P., Krefft M., Hesselbach J., Weinberg A., (2002), *Computer simulation of forearm rotation in angular deformities: a new therapeutic approach*,” *Injury*, vol. 33, no. 9, pp. 807–813, November 2002.
55. Kescskemethy A., Weinberg A., (2003), *An improved elasto-kinematic model of the human forearm for biofidelic medical diagnosis*, *Multibody Dynamics 2003*, Jorge A.C Ambrosio (Ed), IDMEC/IST, Lisbon, Portugal, July 1-4 2003.
56. Krekel P.R., Valsta E.R., de Groot J., Post F.H., Nelissen R.G.H.H., Botha C.P., (2010), *Visual analysis of multi-joint kinematic data*, *IEEE-VGTC Symposium on Visualization 2010*, Volume 29, Number 3.
57. Kuo L.C., Chiu H.Y., Chang C.W., Hsu H., Sun Y.N., (2009), *Functional workspace for precision manipulation between thumb and fingers in normal hands*, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19 829–839.
58. Li ZM, Nimbarte AD, (2006), *Peripheral median nerve block impairs precision pinch movement*. *Clin Neurophysiol*; 117(9): 1941–8.
59. Lloyd G.D., Besier F.T., (2003), *An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo*, *J. Biomechanics* 36: 765-776.
60. Mereuta E, Ciubuciu-Ionete L.G., **Tudoran M.S.**, (2009), *Principles of MBS Analysis in Biomechanics*, The Annals of “Dun rea de Jos” University of Gala i, Fascicle XV ISSN 1454-9832, pag. 123-127.
61. Mereuță E., **Tudoran M.S.**, Ganea D., Mereuță C., (2012), *Mathematical and virtual model for mechanical structures with free connecting rod*, *AMERICAN-MATH'12/CEA'12 Proceedings of the 6th WSEAS international conference on Computer Engineering and Applications, and Proceedings of the 2012 American conference on Applied Mathematic*, ISBN: 978-1-61804-064-0, Pages 345-348.
62. Mereuță E., **Tudoran M.S.**, Mereuță C., Ciubuciu-Ionete L.G (2011), *Biomechanical models for the kinematics of upper limb*, *Annals of “Dunarea de Jos” University of Galați, Fascicle II, ISSN 2067-2071*, pag. 280-285.
63. Nakamura T., Yabe Y., Horiuchi Y., Yamazaki N., (1999), *In vivo motion analysis of forearm rotation utilizing magnetic resonance imaging*,” *Clin Biomech*, vol. 14, no. 5, pp. 315–320, June 1999.
64. N stase A., (2011), *Curs Mecanisme*, manuscris.
65. N stase A., (2012), *Mecanica robo ilor. Mecanisme manipuloare seriale*, Gala i University Press, ISBN 978-606-8348-45-2.
66. Neme D., Gogulescu A., (2006), *Kinesiologie func ional* , Universitatea de Medicin i Farmacie „Victor Babe ”, Timi oara.
67. Nenciu G., (2005), *Biomecanica în educa ie fizic i sport. Aspecte generale*, Bucure ti: Editura Funda iei România de Mâine, ISBN 973-725-369-8.
68. Ng-Thow-Hing V., Shao W., (2003), *Modular components for detailed kinematic modelling of joints*, *International Society of Biomechanics XIXth Congress*. July 6-11.
69. Pavlovic V.I., Sharma R., Huang T.S., (1997), *Visual interpretation of hand gestures for human-computer interaction: A review*, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 19, no. 7, pp. 677–695.
70. Pennestri E., Stefanelli R., Valentini P.P., Vita L., (2007), *Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb*, *Journal of Biomechanics* 40, p.1350–1361.
71. Perreault Eric J., Kirsch Robert F., Crago Patrick E., (2004), *Multijoint dynamics and postural stability of the human arm*, *Exp Brain Res* 157: 507–517, DOI 10.1007/s00221-004-1864-7.
72. Perry J.C., Powell J.M., Rosen J., (2009), *Isotropy of an upper limb exoskeleton and the kinematics and dynamics of the human arm*, *Applied Bionics and Biomechanics*, Vol. 6, No. 2, June 2009, 175–191
73. Perry J.C., Rosen J., Burns S., (2007), *Upper-limb powered exoskeleton design*, *IEEE Trans Mechatron*. 12(4):408–417.
74. Postolache N., Cojocaru A., Ioni M., (2007), *Note de curs*, *Seria Educa ie Fizic , Sport i Kinetoterapie*, anul IV, *Analele Universit ii Spiru Haret*, Editura Funda iei România de Mâine, Bucure ti.
75. Prat J.L., (2011), *A new kinematic and dynamic model for clinical evaluation of the upper extremity motion during an activity of daily living in subjects with neurological disorders*, *Proiecte Final d’Estudis Màster en Enginyeria Biomèdica*, Universita Politècnica de Catalunya.
76. *Quantum FaroArm and Laser ScanArm*. FARO Technologies, Inc. <http://www.faro.com>
77. Rosen Jacob, Perry Joel C., Manning Nathan, Burns Stephen, Hannaford Blake., (2005), *The human arm kinematics and dynamics during daily activities – Toward a 7 DOF Upper Limb Powered Exoskeleton*, *The 12th International Conference on Advanced Robotics – ICAR 2005 – July 2005*, Seattle WA.

78. Samy S., Stemler D., (2002), *Linear Piston Actuators*, 21st AOV Users' Group Conference, Clearwater Beach, FL, USA, January 9-11, 2002.
79. Santos V.J., Valero-Cuevas F.J., (2006), *Reported anatomical variability naturally leads to multimodal distributions of Denavit–Hartenberg parameters for the human thumb*, IEEE Trans. Biomed. Eng. 53(2):155–163.
80. Schiehlen W., (2006), *Computational Dynamics: Theory and Applications of Multibody Systems*, European journal of Mechanics A/Solids, 25, p.566-594.
81. Schiehlen W., (2007), *Computational Dynamics: Research Trends In Multibody System Dynamics*, Multibody System Dynamics (18), p.3-13.
82. Shabana A., (2005), *Dynamics of Multibody Systems*, 3rd Edition, Cambridge Univ Pres.
83. Shalom S., et al., (2010), *Cone carving for surface reconstruction*, ACM Trans. Graph., 29(6), 150:1–150:10.
84. Slavens B.A, Harris G.F., (2008), *The biomechanics of upper extremity kinematic and kinetic modeling: applications to rehabilitation engineering*, Crit Rev Biomed Eng. 2008; 36 (2-3): 93-125.
85. Stanciu S., Ocn rescu C., (2005), *Modelisation dynamique et simulation du manipulateur parallele TTT*, The ninth IFToMM International Symposium on Theory of machines and Mechanisms, Bucure ti, România, septembrie 1-4, p. 803.
86. Surowiec, M., Fraczek, J., (2007), *Biomechanical analysis of houlder joint movement by means of optimization methods*, 12th IFToMM World Congress, Besançon (France), June 18-21.
87. Todea S.F., Sab u E.,(2006), *Note de curs, Seria Educa ie Fizic , Sport i Kinetoterapie, anul III*, Analele Universit ii Spiru Haret, Editura Funda iei România de Mâine, Bucure ti.
88. Toth-Tascau M., Dr gulescu D., (1998), *Results and objectives in biomechanics studies at Polytechnical University Timi oara*, Tri-partite bridges: Educators, Providers and Users, B.Richards Ed., CME 02555-96, p.77-83.
89. **Tudoran M.S.**, Ganea D., Ionete L.G., (2011), *Establishing the active space of huma's upper limb using AutoLISP*, Buletinul Institutului Politehnic din Ia i, Tomul LVII (LXI), Fasc. 5, ISSN 1011-2855, pag. 199-206.
90. **Tudoran M.S.**, Ganea D., Mereu C., Mereu E., (2012), *Establishing the 3d active space of human's upper limb using autolisp*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galati, Fascicle XV, ISSN 1454-9832, pag. 233-236.
91. **Tudoran M.S.**, Mereu C., Ganea D., Mereu E., (2011), *A comparative study of graphical methods for determining the active area of the human upper limb*, Annals of “Dun rea de Jos” University of Galati, Fascicle XV, ISSN 1454-9832, pag. 101-105.
92. Valero-Cuevas F. J., (2005), *An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers*, Journal of biomechanics, vol. 38, no. 4, pp. 673-84, Apr. 2005.
93. Valero-Cuevas F., (2003), *Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters*, Journal of Biomechanics, vol. 36, no. 7, pp. 1019-1030, Jul. 2003.
94. Vardy A, (1998), *Articulated human hand model with Inter-Joint. Dependency constraints*. Computer Science 6755.
95. Vereşiu S., Rus M., Mereuă E., **Tudoran M.S.**, (2011), *Aspects regarding the monitoring of kinematics in planar structures*, Annals of “Dunarea de Jos” University of Galaţi, Fascicle II, ISSN 2067-2071, pag. 286-291.
96. Wu Y, Huang TS, (2001), *Human hand modeling. Analysis and animation in the context of human computer interaction*. IEEE Signal Processing Magazine, Special issue on Immersive Interactive Technology, 3:51-60.
97. Yang J., Abdel-Malek K., Nebel K., (2005), *Reach envelope of a 9-degree-of-freedom model of the upper extremity*, International Journal of Robotics and Automation, Vol. 20, No. 4p. 240-259.
98. Zatsiorsky V.M., (2002), *Kinetics of Human Motion*, Champaign, IL Human Kinetics, ISBN 0-88011-676-5.
99. Zhaojie J., Honghai L., (2008), *A comparison of grasp recognition methods for programming by demonstration*, Proceedings of the 2008 UK Workshop on Computational Intelligence.
100. *** CATIA V5 release 17,CATIA V5. Computer Aided Design (CAD) software. Dassault systems. France, Website: <http://www.3ds.com>.
101. *** AutoCAD, Autodesk, <http://usa.autodesk.com/autocad/>.
102. ***MSC Software, Adams, Multibody Dynamics Simulation, <http://www.mscsoftware.com/Products/CAE-Tools/Adams.aspx>.