

# CONTRIBUȚII PRIVIND RECUPERAREA, PRIN PROTEZARE, A FUNCȚIILOR MECANICE ALE MEMBRULUI SUPERIOR UMAN

Teză destinată obținerii  
titlului științific de doctor inginer  
la  
Universitatea "Politehnica" din Timișoara  
în domeniul INGINERIE MECANICĂ  
de către

**Ing. Daniela GHERGHEL**

UNIV. "POLITEHNICA" TIMIȘOARA BIBLIOTECA CENTRALĂ Nr. volum <u>658.084</u> Dulap _____ Lit. _____
---

Conducători științifici:

Prof.univ.dr.ing. Doina DRĂGULESCU

Referenți științifici:

Prof.univ.dr.ing.habil. Ioana IONEL  
Prof.univ.dr.ing. Daniela ROȘCA  
Prof.univ.dr.med. Horia VERMEȘAN  
Prof.univ.dr.ing. Ioan NICOARĂ

Ziua susținerii tezei: 11 iulie 2008

BIBLIOTECA CENTRALĂ  
UNIVERSITATEA "POLITEHNICA"  
TIMIȘOARA



0 0 2 1 3 6 8 8

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- |                        |   |
|------------------------|---|
| 1. Automatică          | 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații |
| 2. Chimie              | 8. Inginerie Industrială                    |
| 3. Energetică          | 9. Inginerie Mecanică                       |
| 4. Ingineria Chimică   | 10. Știința Calculatoarelor                 |
| 5. Inginerie Civilă    | 11. Știința și Ingineria Materialelor       |
| 6. Inginerie Electrică |   |

Universitatea „Politehnica” din Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul scolii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2008

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Editurii „Politehnica” din Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,  
tel. 0256 403823, fax. 0256 403221  
e-mail: editura@edipol.upt.ro

## Cuvânt înainte

BIOMECHANICA este o ramură a biologiei care se ocupă cu studiul mecanicii aplicate în cadrul sistemelor biologice, cu studiul principiilor anatomice ale mișcării organismelor superioare. Biomechanica mai poate fi definită și ca știința care descrie, analizează și evaluează mișcarea umană. Analiza mișcărilor corpului uman a evoluat considerabil în ultima perioadă, grație datelor științifice noi și a utilizării tehnicilor de înregistrare mult mai precise.

Biomechanica este o știință interdisciplinară, cu componente din anatomie, fiziologie, fizică, chimie, mecanică, reunite prin concepte, metode de cercetare, legi sau principii.

În medicină PROTEZELE sunt aparate sau piese care înlocuiesc organe, membre, părți ale acestora sau componente naturale ale organismului uman. Principiile protezării sunt foarte apropiate de ROBOTICĂ atunci când robotul este înțeles ca un sistem mecanic humanoid, destinat înlocuirii activității omenești în medii periculoase, greu accesibile, sau când aceste activități presupun un efort ce depășește posibilitățile organismului uman.

Teza de doctorat este axată pe cercetarea întreprinsă în cadrul „Centrului de modelare a protezării și intervențiilor chirurgicale asupra scheletului uman” al Universității „Politehnica” Timișoara și și-a propus să contribuie la dezvoltarea cunoașterii în domeniile biomecanicii și al roboticii humanoide. Lucrarea vizează obținerea unor rezultate de ordin teoretic și aplicativ legate de modelarea membrului superior uman și a protezării acestuia, prin parcurgerea etapelor de analiză, elaborare, proiectare, testare și validare prin simulare a modelelor obținute.

Ca scop principal, cercetările doctorale au fost orientate pe direcțiile deja trasate în cadrul colectivului CMPICSU. Prin cercetările cuprinse în actuala lucrare s-a dezvoltat un sistem, cu performanțe îmbunătățite față de cele cunoscute în momentul începerii cercetării și care deschide perspective noi pentru cercetările ulterioare.

Prezenta lucrare se dorește a fi o reală contribuție la dezvoltarea cunoașterii în domeniul ingineriei mecanice cu aplicabilitate în biomechanică, în perspectiva nobile de a adăuga concepte și date noi în efortul de a îmbunătății continuu condițiile de viață ale persoanelor cu handicap.

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul a șase ani de cercetări asidue, cu implicarea diverselor persoane, fie cadre didactice, fie colegi sau membrii familiei, cărora le datorez mulțumiri și recunoștință. Această teză nu ar fi fost finalizată dacă nu era un început. Am avut plăcerea și onoarea să fiu coordonată de distinsa și regretata Profesoară univ.dr.ing. Doina DRĂGULESCU. Îi mulțumesc și îi dedic această lucrare acolo unde este!

Doresc să aduc mulțumiri conducătoarei științifice de doctorat, doamnei prof.univ.dr.ing.habil. Ioana IONEL, care m-a sprijinit, susținut și ajutat în finalizarea prezentei teze și a activității publicistice desfășurate. Deasemenea, doresc să-i mulțumesc domnului Conf.univ.dr.ing. Mircea DREUCEAN pentru sprijinul acordat în finalizarea tezei.

Deoarece, lucrarea abordează un domeniu informatic complex, doresc să mulțumesc pentru ajutorul acordat în domeniul proiectării, în SolidWorks și CatiaV5, precum și analizei în HyperMesh, domnilor: ing. Ioan VETRO, ing. Eugen MOISE și ing. Marcel STAN. Îi mulțumesc deasemenea, fiului meu Andrei-Victor GHERGHEL, care m-a ajutat la editarea și procesarea imaginilor necesare lucrării.

Aduc mulțumiri colegilor din cadrul „Centrului de Modelare a Protezării și a Intervențiilor Chirurgicale asupra Scheletului Uman” al Universității „Politehnica” din Timișoara, care m-au ajutat și m-au susținut în eforturile de elaborare a tezei.

Nu în ultimul rând, mulțumesc celor nenumiți, care în diverse moduri m-au îndrumat, sprijinit și ajutat pe parcursul elaborării tezei.

Timișoara, iulie 2008

Ing. Daniela GHERGHEL

**In memoria Profesoarei Doina Drăgulescu**

GHERGHEL, Daniela

**Contribuții privind recuperarea, prin protezare, a funcțiilor mecanice ale membrului superior uman**

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9 Nr. 36, Editura Politehnica, 2008, 160 pagini, 110 figuri, 8 tabele.

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-973-625-686-8

Cuvinte cheie:

Modelare 3D, model cinematic, model dinamic, proteze, solicitări statice, solicitări dinamice, FEA.

Rezumat

Teza prezintă o cercetare privind recuperarea, prin protezare, a funcțiilor mecanice ale membrului superior uman. S-a realizat un model cinematic și dinamic complet cu 12 grade de libertate pentru membrul superior uman. Pentru un model cinematic simplificat al membrului superior a fost efectuat studiul complet al mișcării. Au fost realizate deasemenea modelele cinematice și dinamice pentru diferite tipuri de proteze. Lucrarea cuprinde analize cu metoda elementului finit la solicitări statice și dinamice atât pe elemente de schelet cât și pe o variantă de proteză totală de membru superior. Teza are un caracter interdisciplinar, reunind cunoștințe de inginerie mecanică, anatomie, fiziologie, chimie, știința materialelor, informatică.

## CUPRINS

CAPITOLUL I. INTRODUCERE.....	2
CAPITOLUL II. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR ÎN DOMENIUL PROTEZĂRII MEMBRULUI SUPERIOR UMAN.....	4
<b>2.1. Considerații anatomice.....</b>	<b>4</b>
2.1.1. Topografia corpului uman.....	4
2.1.2. Scheletul membrului superior.....	6
2.1.3. Articulațiile membrului superior.....	12
2.1.4. Mușchii membrului superior.....	26
<b>2.2. Considerații biomecanice.....</b>	<b>34</b>
2.2.1. Considerații referitoare la biomecanica brațului.....	34
2.2.2. Considerații referitoare la biomecanica antebrațului.....	40
2.2.3. Forțele musculare în biomecanica membrului superior.....	44
2.2.4. Forțele de legătură din articulații în biomecanica membrului superior.....	56
<b>2.3. Concepte constructive pentru proteze.....</b>	<b>63</b>
CAPITOLUL III. MODELAREA GEOMETRICĂ ȘI CINEMATICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN.....	76
<b>3.1. Principiile și problematica modelării în biomecanică.....</b>	<b>76</b>
<b>3.2. Modelarea 3D a sistemului osos al membrului superior.....</b>	<b>81</b>
<b>3.3. Modelul cinematic complet al membrului superior.....</b>	<b>85</b>
<b>3.4. Modelul cinematic simplificat al membrului superior.....</b>	<b>95</b>
CAPITOLUL IV. MODELAREA DINAMICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN.....	101
<b>4.1. Calculul centrul de greutate și a momentelor de inerție pe modele 3D ale scheletului membrului superior.....</b>	<b>101</b>
<b>4.2. Dinamica membrului superior.....</b>	<b>105</b>
<b>4.3. Rezolvarea ecuațiilor diferențiale ale mișcării pentru modelul complet al membrului superior.....</b>	<b>113</b>
CAPITOLUL V. PROTEZAREA MEMBRULUI SUPERIOR UMAN.....	117
<b>5.1. Modelarea 3D a protezelor. Determinarea momentelor de inerție.....</b>	<b>117</b>
<b>5.2. Modelarea cinematică a protezelor.....</b>	<b>125</b>
<b>5.3. Modelarea dinamică a protezelor.....</b>	<b>133</b>
<b>5.4. Rezolvarea ecuațiilor diferențiale ale mișcării pentru proteze.....</b>	<b>140</b>
CAPITOLUL VI. SOLICITĂRI STATICE ȘI DINAMICE ANALIZATE PRIN METODA ELEMENTULUI FINIT.....	146
<b>6.1. Aspecte privind structura și proprietățile oaselor umane.....</b>	<b>146</b>
<b>6.2. Comportarea mecanică a oaselor umane.....</b>	<b>149</b>
<b>6.3. Validarea soluțiilor mecanice prin metoda elementului finit.....</b>	<b>151</b>
CAPITOLUL VII. CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII PERSONALE.....	165
BIBLIOGRAFIE.....	170

## **CAPITOLUL I. INTRODUCERE**

În medicină *protezele* sunt aparate sau piese care înlocuiesc organe, membre, părți ale acestora sau componente naturale ale organismului uman. Principiile protezării sunt foarte apropiate de *robotică* atunci când robotul este înțeles ca un sistem mecanic humanoid, destinat înlocuirii activității omenești în medii periculoase, greu accesibile, sau când aceste activități presupun un efort ce depășește posibilitățile organismului uman.

Teza de doctorat este axată pe cercetarea întreprinsă în cadrul „Centrului de modelare a protezării și intervențiilor chirurgicale asupra scheletului uman” al Universității „Politehnica” Timișoara și și-a propus să contribuie la dezvoltarea cunoașterii în domeniile biomecanicii și al roboticii humanoide. Lucrarea vizează obținerea unor rezultate de ordin teoretic și aplicativ legate de modelarea membrului superior uman și a protezării acestuia, prin parcurgerea etapelor de analiză, elaborare, proiectare, testare și validare prin simulare a modelelor obținute.

Realizarea modelelor CAD ale componentelor sistemului scheletului uman și a componentelor protetice prin intermediul unor programe de modelare, modelarea cinematică și dinamică a acestora, precum și aplicațiile în domeniul protezării membrului superior uman, sunt câteva exemple propuse în temă.

S-a realizat un model cinematic și dinamic complet cu 12 grade de libertate pentru membrul superior uman. Pe un model cinematic simplificat al membrului superior, cu 5 grade de libertate a fost efectuat studiul teoretic al mișcării (poziționării efectorului uman), prin particularizarea mișcărilor. Au fost realizate deasemenea modelele cinematice și dinamice pentru diferite tipuri de proteze. S-au realizat analize cu metoda elementului finit la solicitări statice și dinamice atât pe elemente de schelet cât și pe o variantă de proteză totală de membru superior.

Lucrarea are un caracter inter-multidisciplinar, reunind cunoștințe de inginerie mecanică, anatomie, fiziologie, chimie, știința materialelor și nu în ultimul rând pe cele de informatică.

Teza de doctorat se structurează pe 7 capitole.

*Capitolul I* prezintă câteva noțiuni introductive legate de tematica lucrării și de conceptele care au stat la baza elaborării ei.

În *Capitolul II* sunt prezentate aspectele anatomice, de biomecanică ale organismului uman și tipuri constructive pentru proteze, ca stadiul actual al cercetărilor în domeniu, fără de care studiul mecanic și funcțional corect al membrului superior uman este imposibil.

În *Capitolul III* sunt prezentate aspectele generale privind modelarea geometrică a sistemului osos al membrului superior uman, principiile și problematica modelării în biomecanică.

La modelarea cinematică sunt prezentate convențiile care stau la baza acestei modelări și aplicarea acestora la un model complet cu 12 grade de libertate, obținându-se astfel ecuațiile de mișcare.

S-a realizat și un model simplificat cu 5 grade de libertate pentru care s-a reprezentat grafic variația vectorului de poziție și a proiecțiilor acestuia în funcție de variabilele articulare.

În *Capitolul IV* sunt prezentate modele 3D ale oaselor membrului superior. Modelele CAD au fost realizate după modele existente fizic din diverse materiale, precum și după modelele din literatura de specialitate referitoare la anatomia omului. Au fost determinate apoi momente de inerție și centrele de greutate în raport cu axele principale ale mișcării prin metode software. Pe baza datelor obținute, aplicând ecuațiile lui Lagrange, au rezultat ecuațiile dinamice ale mișcării. Ecuațiile au fost rezolvate cu programe specifice și s-au trasat graficele reprezentând legea de mișcare și vitezele articulare.

În *Capitolul V* sunt prezentate modelele CAD ale protezelor pentru braț, antebraț și mână, precum și studiul cinematic și dinamic al acestora. Necesitatea acestui studiu este dată de nevoia continuă de perfecționare a protezelor membrului superior, în urma analizelor statice și dinamice.

*Capitolul VI* prezintă analiza cu metoda elementului finit a comportamentului static și dinamic al membrului superior. Pentru început sunt prezentate câteva aspecte privind structura oaselor (densități), apoi comportamentul mecanic al acestora, urmat de încercările statice și dinamice cu element finit. Aplicațiile de dinamică sunt prezentate pentru proteza totală de braț.

În final, *Capitolul VII* prezintă concluziile și contribuțiile personale la tematica abordată în teză.

## **CAPITOLUL II. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR ÎN DOMENIUL PROTEZĂRII MEMBRULUI SUPERIOR UMAN**

### **2.1. Considerații anatomice**

În scopul realizării cât mai exacte a modelului membrului superior uman, precum și a studiului comportării cinematice și dinamice a acestuia, este necesară atât cunoașterea anatomiei membrului superior uman cât și caracteristicile mișcărilor acestuia.

Scheletul membrului superior este o componentă a aparatului locomotor. Aparatele sunt grupări de organe cu funcție principală comună, deși structura lor morfologică este diferită [3], [37]. Ele sunt unități funcționale ale corpului, de unde le derivă și denumirea. Aparatul locomotor este alcătuit din oase, articulații și mușchi, cu funcțiile principale de susținere a corpului și de locomoție.

#### **2.1.1. Topografia corpului uman**

Pentru a stabili poziția diferitelor părți ale corpului omenesc, a căror biomecanică urmează a fi studiată, respectiv pentru a stabili raporturile care există între acestea, se definesc axele și planele de referință. Corpul uman este un corp tridimensional, deci pentru studiul său se consideră trei axe și trei plane principale. Punctul de plecare îl constituie poziția anatomică a corpului uman, respectiv, poziția ortostatică sau verticală particulară omului, cu membrele atârând pe lângă trunchi, cu capul și ochii privind înainte și cu fața palmară a mâinii orientată anterior [27], [34].

**Axele** sunt:

- *axul vertical* sau *longitudinal*, care în poziție ortostatică străbate corpul în lungimea sa și este perpendicular pe sol. Axul vertical are un pol superior sau cranial și un pol inferior sau caudal;
- *axul sagital* sau *antero-posterior* numit și ventro-dorsal, corespunde grosimii corpului. Axul sagital are un pol superior sau ventral și un pol inferior sau dorsal și formează cu axul vertical un unghi de 90 de grade;
- *axul transversal* sau *axul orizontal*, care străbate corpul de la stânga la dreapta și exprimă obișnuit lățimea.

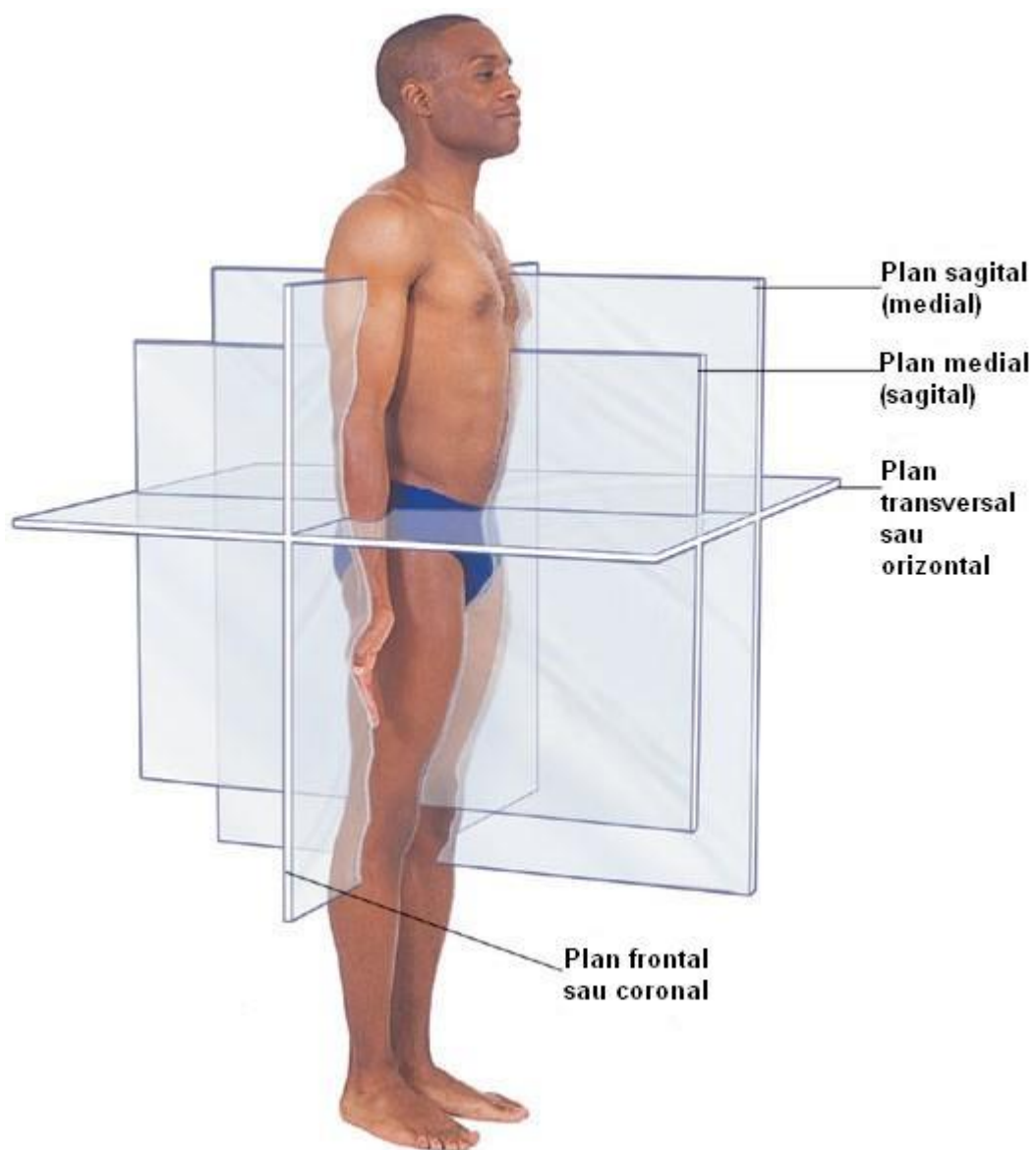
**Planele** se referă la secțiunile corpului și sunt determinate de cele trei axe principale.



Planele sunt:

- *planul frontal* este determinat de axul longitudinal și de axul transversal; divide corpul într-o parte anterioară și una posterioară și este paralel cu fruntea;
- *planul sagital* se mai numește și mediosagital sau median sau planul simetriei bilaterale, este perpendicular pe cel frontal și taie corpul uman din față spre spate;
- *planul transversal* este perpendicular pe primele două, paralel cu suprafața tălpilor și se mai numește și plan orizontal[34].

Planele enunțate mai sus sunt prezentate în figura 2.1.



**Figura 2.1. Reprezentarea planelor de referință**

În raport cu planul frontal, poziția unui organ sau a unei părți din corp poate fi anterioară sau posterioară.

În raport cu planul sagital, care trece prin mijlocul corpului ca un plan de simetrie (plan mediosagital) poziția poate fi medială sau laterală.

În raport cu planul transversal poziția unui organ poate fi superioară, mai aproape de craniu, sau inferioară, mai aproape de partea terminală a trunchiului.

Pentru poziționarea la nivelul membrelor se folosesc termenii proximal (aproape de rădăcina membrului) sau distal (departe de rădăcina membrului) [34].

### 2.1.2. Scheletul membrului superior

Membrul superior este constituit din patru segmente: centura membrului superior (centura scapulară), braț, antebraț și mână [2], [25], [34], [37], [48], [55].

**CENTURA MEMBRULUI SUPERIOR UMAN** formează scheletul umărului și asigură legătura dintre oasele membrului liber și toracele osos. Ea este alcătuită din două oase: scapula și clavicula.

*Scapula* sau omoplatul este un os lat, de formă triunghiulară, situat în partea postero-superioară a toracelui. Acest os se întinde pe schelet între primul spațiu intercostal și costa a VIII-a. Osul este aplicat pe torace pe care-l depășește însă lateral, luând astfel parte la formarea umărului și la delimitarea axilei.

*Clavicula* este un os lung și pereche, situat la limita dintre torace și gât; este orientată transversal, fiind cuprinsă între manubriul sternului și acromion.

**BRAȚUL** este alcătuit dintr-un singur os: humerusul.

**Humerusul** este un os lung, pereche, alcătuit dintr-un corp (diafiză) și două extremități (epifize) (figura 2.2).

*Corpul* este aproape cilindric în porțiunea superioară, prismatic triunghiular în cea inferioară. Prezintă trei fețe și trei margini, bine diferențiate în porțiunea inferioară, cu mult mai slab în porțiunea superioară.

*Fața anterolaterală* prezintă ceva mai sus de mijlocul ei o rugozitate în formă de V, numită tuberozitatea deltoidiană pe care se inseră mușchiul deltooid și mușchiul brahial. Sub tuberozitate se află un șanț puțin pronunțat, care pleacă de pe fața posterioară; este șanțul

nervului radial prin care trec nervul radial și artera brahială profundă. Deasupra tuberozității, fața anterolaterală este înconjurată de nervul axilar.

*Fața anteromedială* prezintă gaura nutritivă a osului, șanțul intertubercular care descinde de la epifiza superioară, precum și o impresiune rugoasă pentru inserția mușchiului coracobrahial.

*Fața posterioară* este străbătută oblic de șanțul nervului radial; deasupra șanțului se inseră capul lateral, iar dedesubtul lui se inseră capul radial al mușchiului triceps brahial.

*Marginea anterioară* este bine pronunțată.

*Marginea laterală și marginea medială* sunt adevărate creste în jumătatea lor inferioară, dar mai puțin conturate în partea lor superioară.

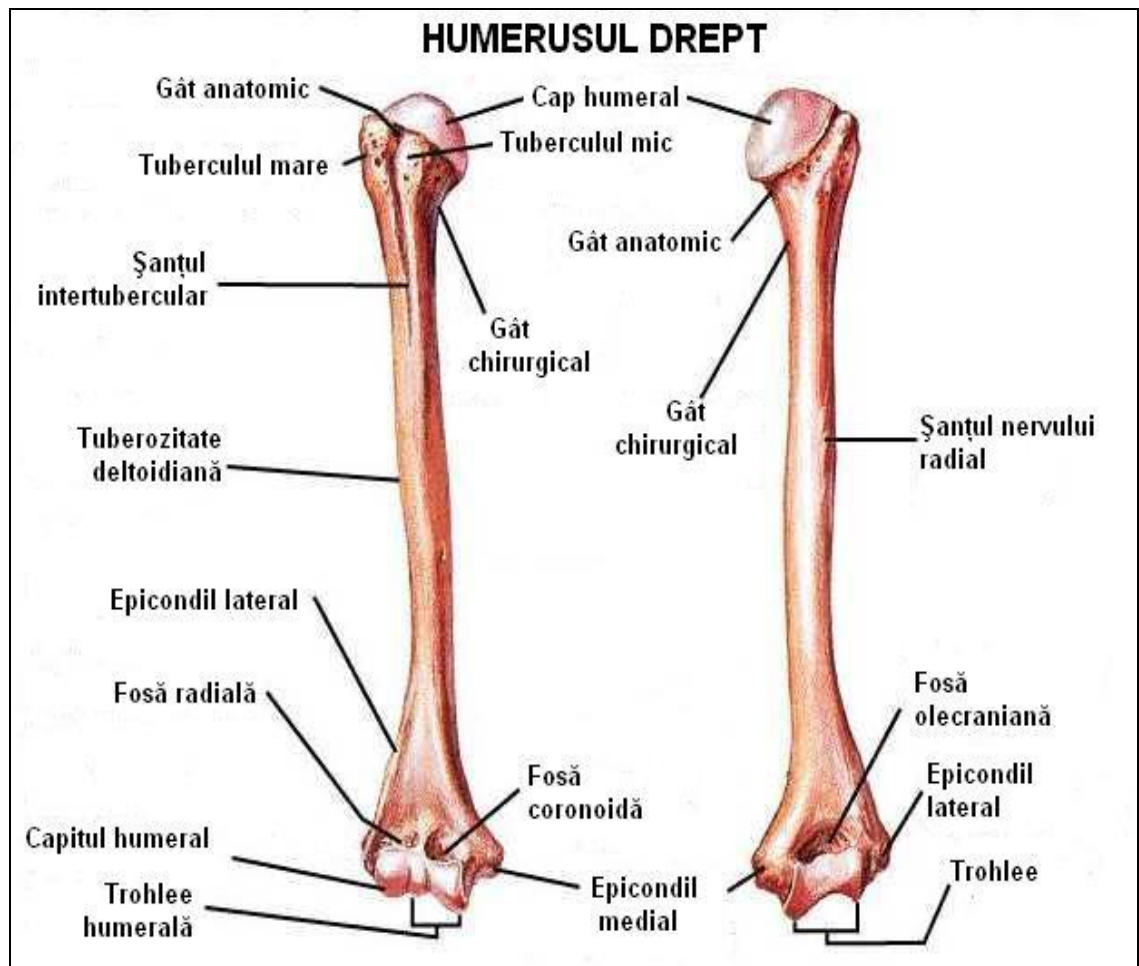


Figura 2.2. Humerus

*Extremitatea sau epifiza superioară (proximală)* este unită cu corpul prin colul chirurgical al osului. Cele mai frecvente fracturi ale humerusului se întâlnesc la nivelul colului chirurgical. Tot aici are loc dezlipirea traumatică a epifizei, care se poate produce la copii și tineri, deoarece epifiza superioară și diafiza se sudează abia la vârsta de 20-25 ani. Epifiza proximală prezintă mai multe elemente descriptive: *capul humerusului, colul anatomic, tuberculul mare, tuberculul mic și șanțul intertubercular.*

*Extremitatea sau epifiza inferioară (distală)* este turtită și recurbată dinapoi înainte, astfel că diametrul transversal este cu mult mai mare ca cel anteroposterior. Ea prezintă un *condil* și doi *epicondili*.

ANTEBRAȚUL are două oase paralele: unul situat în prelungirea policelui, numit *radius* și altul situat în prelungirea degetului mic, numit *ulnă*. Aceste două oase se articulează prin epifizele lor, rămânând însă distanțate la nivelul diafizei prin spațiul interosos. Radiusul depășește ulna prin epifiza lui inferioară și este depășit de acesta prin epifiza superioară. Ca urmare, ulna precumpănește în formarea articulației cotului, iar radiusul în formarea articulației radiocarpene.

**Radiusul** este un os lung și pereche, situat la partea laterală a antebrațului, în dreptul policelui. Prezintă un corp și două epifize (figura 2.3).

*Corpul* este prismatic triunghiular și ca atare are trei fețe și trei margini.

*Fața anterioară* este îngustă în porțiunea superioară; pe ea se găsește gaura nutritivă. În porțiunea superioară a feței anterioare se inseră mușchiul flexor lung al policelui, iar în cea inferioară mușchiul pătrat pronator.

Fața posterioară este rotunjită în porțiunea superioară, unde răspunde mușchiului supinator. Este plană și ușor escavată în restul întinderii, unde se inseră mușchii lung abductor și scurt extensor ai policelui.

*Fața laterală* prezintă la partea mijlocie o rugozitate pentru mușchiul rotund pronator. Deasupra rugozității, fața are un raport cu ramura profundă a nervului radial. Acest raport are o mare importanță practică, căci fracturile osului la acest nivel pot intersecta nervul.

*Marginea anterioară* este pronunțată, dispăre însă în treimea inferioară.

*Marginea posterioară* există numai în porțiunea mijlocie.

*Marginea medială* este ascuțită și se termină în partea inferioară a corpului, bifurcându-se și delimitând astfel o suprafață triunghiulară. La baza acestui triunghi se găsește scobitura sau incizura ulnară a radiusului. Pe marginea medială se prinde membrana interosoasă.

*Extremitatea sau epifiza superioară* este compusă din trei elemente: *capul, colul și tuberozitatea radiusului.*

*Extremitatea sau epifiza inferioară* este comparată cu o piramidă trunchiată ce prezintă patru fețe și o bază.

*Fața medială* a epifizei prezintă scobitura ulnară destinată articulării cu capul ulnei.

*Fața laterală* prezintă un șanț pentru trecerea unor tendoane. Această față se continuă în jos cu procesul stiloidian.

*Fața posterioară* prezintă mai multe creste verticale care delimitează șanțuri. Prin aceste șanțuri alunecă tendoane ale mușchilor extensori ai mâinii și ai degetelor. Tot pe această față se află și *tuberculul dorsal.*

*Fața anterioară* este concavă de sus în jos; pe ea se inserează mușchiului pătrat pronator.

*Baza* are forma unui triunghi al cărui vârf se prelungește lateral pe procesul stiloidian. Baza este subdivizată printr-o creastă anteroposterioară în două fețe secundare: una laterală triunghiulară în raport cu scafoïdul și alta medială, patrulateră, în contact cu semilunarul.

*Ulna* este un os lung și pereche situat în partea medială a antebrațului, în prelungirea degetului mic. Pe scheletul articulat el este puțin oblic de sus în jos și mediolateral, formând cu humerusul un unghi cu deschidere laterală. Este format din corp și două epifize (figura 2.3.).

*Corpul* este puțin concav înainte și prezintă trei fețe și trei margini.

*Fața anterioară* prezintă gaura nutritivă. În partea superioară a feței se inseră mușchiul flexor profund al degetelor, iar în partea inferioară mușchiul pătrat pronator.

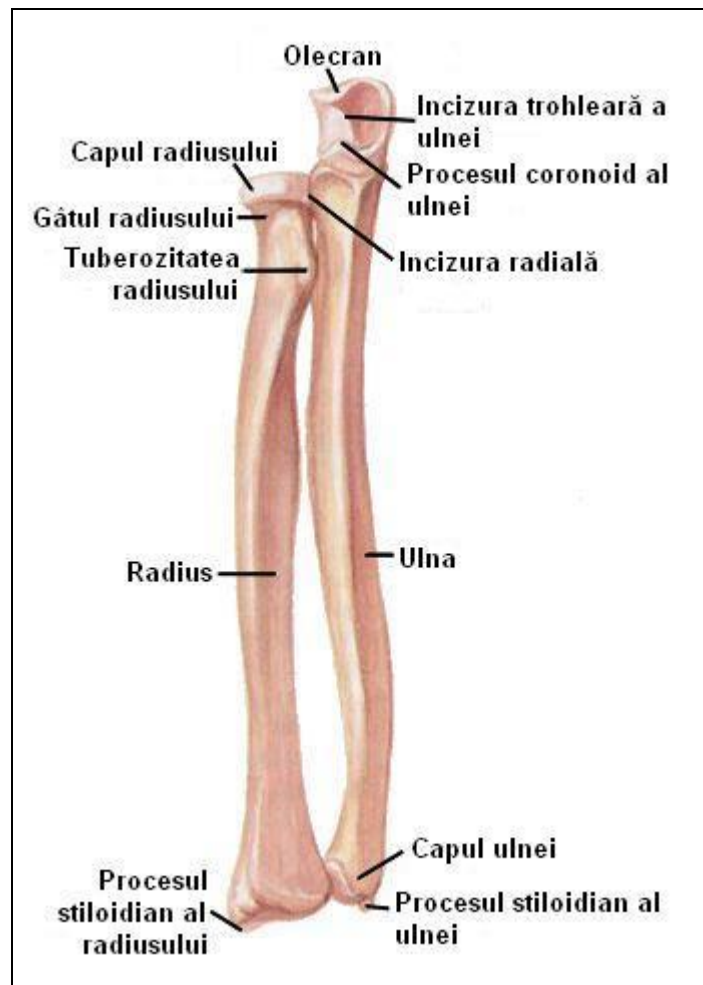
*Fața posterioară* este străbătută în treimea superioară de o linie oblică în jos și medial. Deasupra liniei oblice se delimitează o suprafață triunghiulară pentru inserția mușchiului anconeu; porțiunea inferioară este împărțită la rândul ei printr-o linie verticală într-o fâșie medială și alta laterală. Pe fâșia medială a feței posterioare se inseră mușchiul extensor ulnar al carpului, pe cea laterală se inseră sus mușchiul supinator, iar mai jos mușchii: lung abductor al policelui, scurt extensor al policelui, lung extensor al policelui și extensorul indicelui.

*Fața medială* este largă în porțiunea superioară și se îngustează în partea inferioară, unde este de altfel palpabilă prin piele.

*Marginea anterioară* este bine pronunțată, începe la procesul coronoidian și se termină la cel stiloidian.

*Marginea posterioară* pleacă de pe olecran, descinde sub forma unei creste sinuoase și dispare apoi în treimea inferioară a diafizei.

Pe *marginea laterală* se inserează membrana interosoasă ce unește corpurile celor două oase ale antebrațului; în sus se bifurcă și delimitează o suprafață triunghiulară în care este situată incizura radială a epifizei proximale. Ramura de bifurcație posterioară poartă numele de creasta mușchiului supinator pentru inserția mușchiului omonim.



**Figura 2.3. Radius-Ulna**

*Extremitatea sau epifiza superioară* este formată din două proeminențe osoase: una verticală, numită *olecran* și alta orizontală, numită *procesul coronoidal*. Cele două proeminențe formează între ele un unghi drept și circumscriu o cavitate articulară ce privește anterior, numită *scobitura* sau *incizura trohleară* ce se articulează cu trohleea humerusului.

Pe partea laterală a procesului coronoidal se găsește o fațetă articulară semilunară, numită scobitura sau *incizura radială* care se articulează cu capul radiusului. Dedesubtul

procesului coronoidan se găsește tuberozitatea ulnei pe care se inseră mușchiul brahial. Pe olecran se inseră mușchiul triceps brahial.

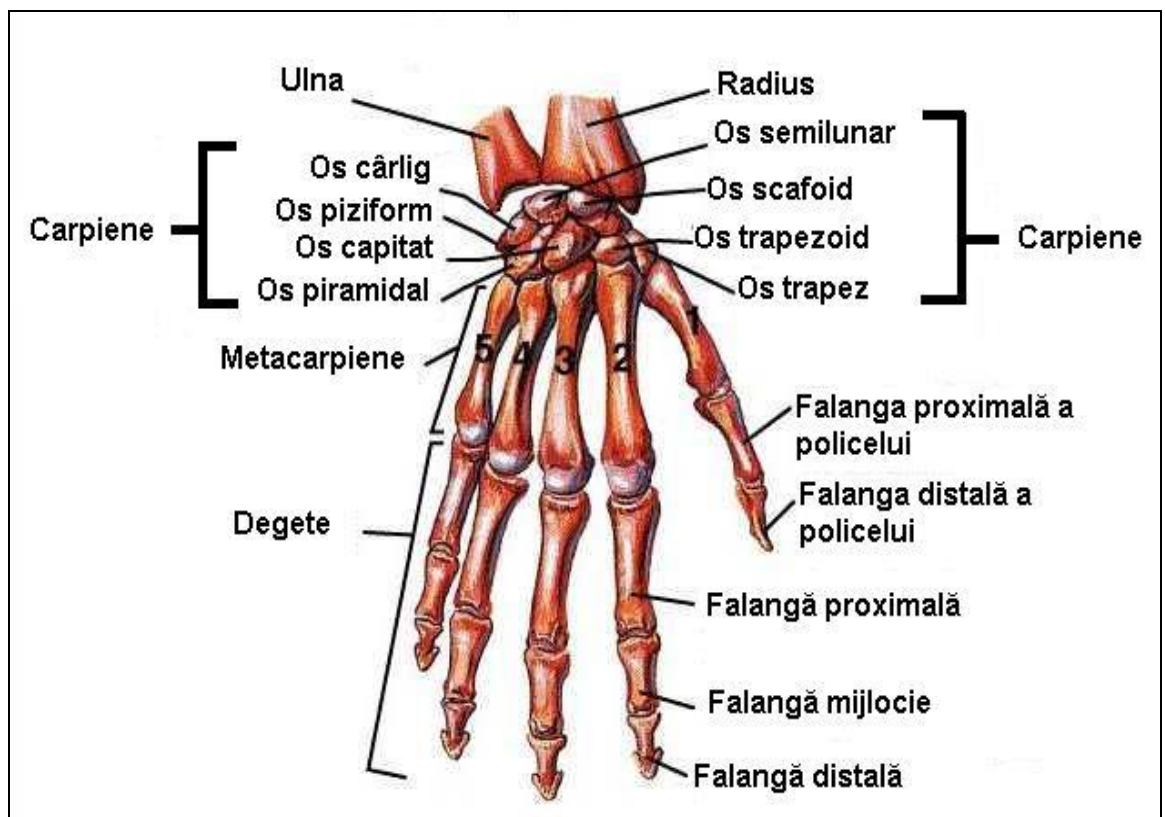
*Extremitatea sau epifiza inferioară* prezintă două formațiuni: *capul și procesul stiloidian*.

MÂNA este formată din 27 de oase dispuse în trei grupe: carpiene, metacarpiene și oasele degetelor (figura 2.4.).

*Oasele carpiene* reprezintă un ansamblu format din 8 oase dispuse pe două rânduri; în primul rând, începând de la police în direcția degetului mic, se găsesc patru oase: scafoidul, semilunarul, piramidal și pisiformul; în al doilea rând, se găsesc alte patru oase: trapezul, trapezoid, capitatul și osul cu cârlig.

*Oasele metacarpiene* constituie scheletul palmei și dosul mâinii și reprezintă un ansamblu format din 5 oase. Numerotarea lor se face lateromedial, de la I la V.

*Oasele degetelor* sunt în număr de 5, numerotate lateromedial de la I la V, fiecare deget având un nume: police, indice, mediu, inelar și mic. Oasele care formează degetele se numesc falange. Fiecare deget are trei falange, cu excepția policelui care are două, în total 14 falange.



**Figura 2.4. Oasele mâinii**

### 2.1.3. Articulațiile membrului superior

Contactul dintre două capete osoase, cu sau fără mișcare între ele, împreună cu toate elementele care le înconjoară, formează o articulație.

Funcțiile articulațiilor constau în asigurarea unor anumite mișcări ale oaselor care intră în alcătuirea lor. Felul mișcărilor și forma suprafețelor articulare sunt într-o strânsă interdependență. Examinând forma acestor suprafețe, putem deduce foarte ușor natura mișcărilor.

Între oasele ce intră în componența unei articulații sinoviale (articulații complexe la nivelul cărora se produc mișcări multiple și variate) se pot efectua trei feluri de mișcări elementare: alunecarea prin translație, rostogolirea și rotația [2], [25], [34], [37], [48], [55].

*Alunecarea* constă în deplasarea suprafețelor articulare puse în contact însoțită de frecare, adică fără îndepărtarea lor. Mișcarea se poate compara cu deplasarea unei sănii pe zăpadă. Exemple de acest fel de mișcări găsim în articulațiile plane.

*Rostogolirea* este caracterizată prin deplasarea circulară a suprafețelor articulare, astfel ca la fiecare nouă rază a mișcării, alte porțiuni ale acestora vin în contact. O asemenea mișcare existentă la articulația cotului este comparabilă cu aceea a unei roți ce se rostogolește pe o suprafață.

*Rotația* este o mișcare circulară, caracterizată prin răsucirea, deplasarea osului mobil împrejurul axului său longitudinal. Axul poate fi situat în afara osului, caz în care rotația e însoțită de deplasare ca în supinația și pronația mâinii. Alteori axul trece chiar prin punctele de contact ale suprafețelor articulare, caz în care rotația este pură, fără deplasare, ca în mișcarea fosetei capului radial pe capitulul humerusului. Aceste mișcări se combină între ele.

Sensul și amplitudinea mișcării ce se efectuează într-o articulație sunt determinate de conformația suprafețelor articulare. Articulațiile cu conducere osoasă au cel mai adesea un singur ax (grad de libertate) de mișcare, mișcările acestora executându-se într-un singur plan. Articulațiile cu conducere ligamentară și musculară au, în general, mai multe grade de libertate (axe). Dar, în articulațiile cu conducere ligamentară amplitudinea mișcărilor este mai mica decât în cele cu conducere musculară, chiar dacă au aceleași număr de grade de libertate. Axa articulară este o linie teoretică împrejurul căreia se execută mișcările unei articulații. O articulație poate avea una sau mai multe axe. De exemplu: articulația cotului prezintă o singură axă, cea radiocarpiană are două axe, iar articulația umărului, trei. Întotdeauna într-o



articulație cu mai multe axe vor fi posibile mișcări mai ample și mai variate decât într-una cu o singură axă.

În timpul mișcărilor articulare, oasele iau anumite poziții între ele. După felul acestor poziții se deosebesc: flexia, extensia, abducția, adducția, circumducția, pronația și supinația. În afară de circumducție, celelalte mișcări sunt simetrice sau opozabile.

*Flexia* este mișcarea prin care două segmente ale unui membru se apropie între ele.

*Extensia* este mișcarea contrarie prin care segmentele respective se îndepărtează.

*Adducția*. Prin această denumire înțelegem mișcarea datorită căreia un membru sau un segment de membru se apropie de planul sagital al corpului.

*Abducția* este mișcarea de sens contrariu, adică de îndepărtare, de planul sagital al corpului.

*Circumducția* rezultă din executarea succesivă a celor patru mișcări precedente: abducție, extensie, adducție și flexie. Când un os efectuează o astfel de mișcare, el descrie un trunchi de con, cu vârful la nivelul articulației.

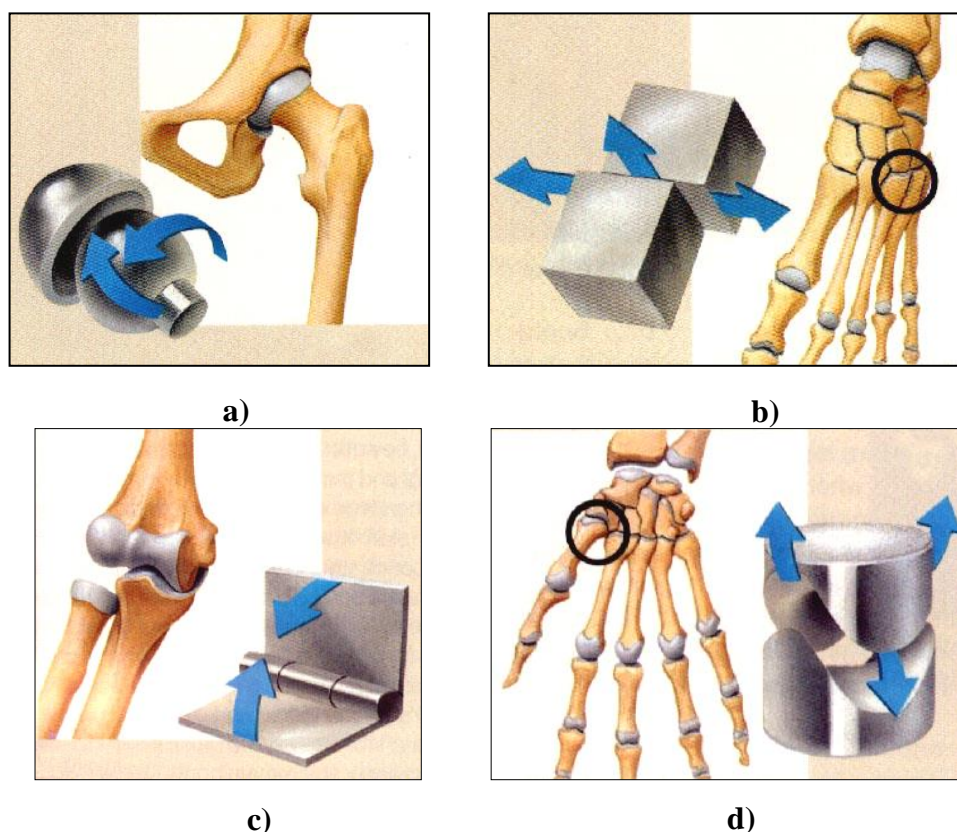
*Pronația* este o mișcare de rotație a membrului prin care policele se apropie de corp; iar mișcarea inversă, de îndepărtare a degetului mare prin rotație se numește *supinație*.

Articulațiile mobile sunt de următoarele tipuri[2], [25], [33], [34], [37], [48], [55]:

- *articulații sferice (cotilice)*, formate dintr-un cap articular sferoid și o cavitate articulară în formă de cupă, ca în articulațiile umărului și șoldului. Ele permit flexia-extensia, abducția, aducția, circumducția și rotația.
- *articulații elipsoidale (condiliene)*, reprezentate de un segment de elipsoid și o cavitate glenoidă, ca în articulațiile radiocarpiană și metacarpofalangiană. Ele permit flexia-extensia, abducția, aducția și circumducția.
- *articulații trohleene (ginglism)*, formate dintr-o trohlee (scripete) și o suprafață corespunzătoare scobită, ca în articulațiile humeroulnară și interfalangiene. Ele permit flexia-extensia și mișcări reduse de lateralitate.
- *articulații cilindrice*, formate dintr-un os cilindric care se rotește într-un inel osteofibros, ca în articulația genunchiului. Ele permit mișcări într-un singur plan.
- *articulații în șa*, formate dintr-o suprafață articulară convexă și o altă suprafață concavă care se îmbină între ele, ca în articulația carpometacarpiană a policelui. Ele permit flexia-extensia, abducția, aducția și circumducția.

- *articulații plane*, formate din suprafețe articulare plane, ca la oasele carpiene. Ele permit numai mișcări de alunecare.

Corpul uman este considerat rigid în sensul că poate menține o poziție și flexibil, în sensul că își poate modifica poziția. Se poate face o similitudine între articulațiile corpului uman și diverse articulații în mecanică. Această similitudine este exemplificată în figura 2.5.



**Figura 2.5. Exemple de articulații [33]**

**a) sferică-3 grade de libertate, b) plană-un grad de libertate c) trohleană-2 grde de libertate d) în șa-un grad de libertate**

Articulațiile membrului superior pot fi împărțite în două mari grupe: *articulațiile centurii membrului superior și articulațiile membrului superior liber*. În prima categorie se încadrează: articulația sternoclaviculară, articulația acromioclaviculară și sindesmoza coracoclaviculară. În a doua categorie se încadrează: articulația scapulohumerală, articulația cotului, articulațiile radioulnare, articulațiile mâinii și articulațiile degetelor.

**ARTICULAȚIA STERNOCLAVICULARĂ** - unește extremitatea sternală a claviculei cu sternul și primul cartilaj costal. Ea este o articulație în șa [2], [37].

*Suprafețele articulare* sunt inegale ca formă și dimensiuni. De partea toracelui se prezintă marginea laterală a manubriului sternal și primul cartilaj costal. Fețișoara articulară sternală formează cu fețișoara plană de pe primul cartilaj un unghi diedru deschis în afară. De partea claviculei există două fețișoare articulare, una verticală și alta orizontală, care determină între ele un unghi diedru proeminent ce pătrunde în deschizătura celui precedent. Cele două suprafețe articulare sunt acoperite de un fibrocartilaj. Sub claviculă, între aceasta și coasta I se găsesc vasele subclaviculare și plexul brahial.

*Discul articular* este un fibrocartilaj situat între cele două suprafețe articulare. Prin fețele sale răspunde suprafețelor articulare, iar prin periferie aderă de aparatul ligamentar periferic. Acest disc împarte articulația în două compartimente: unul medial, meniscoternal, și altul lateral, meniscoclavicular.

*Mijloacele de unire* sunt reprezentate de o capsulă și un număr de ligamente. Capsula articulară este formată din două straturi: unul extern, fibros, și altul intern, sinovial. Stratul fibros se inseră prin cele două circumferințe pe marginile suprafețelor articulare. Partea anterioară și posterioară a capsulei este mai puternică decât partea superioară și inferioară. Ligamentele care întăresc capsula sunt: *ligamentul sternoclavicular anterior* care se inseră pe fața anterioară a extremității interne a claviculei și pe fața anterioară a manubriului sternal, *ligamentul sternoclavicular posterior* situat pe fața posterioară a articulației, *ligamentul interclavicular* situat pe fața posterioară a articulației și *ligamentul costoclavicular* care ocupă unghiul format de claviculă și primul cartilaj.

*Mișcările.* În această articulație sunt posibile mai multe mișcări, ca în orice articulație sferoidală cu trei axe. Clavicula, împreună cu membrul superior, se poate mișca pe stern, ea poate fi dusă înainte și înapoi, în sus și în jos. Totodată, ea execută și mișcări de circumducție.

ARTICULAȚIA ACROMIOCLAVICULARĂ - face parte din grupul articulațiilor plane [2], [37].

*Suprafețele articulare.* Pe extremitatea acromială a claviculei se află o fațetă articulară ușor convexă în timp ce pe extremitatea acromionului se află o fațetă similară, ușor concavă.

*Mijloacele de unire* sunt reprezentate de o capsulă întărită de un ligament acromioclavicular care se află pe fața superioară a acesteia. Capsula este formată dintr-un strat extern fibros, și altul intern sinovial. Între cele două suprafețe articulare există un disc de dimensiuni variabile.

*Mișcările.* În această articulație se produc mișcări de alunecare. Scapula urmează deplasările claviculei în articulația sternoclaviculară, dar rămâne lipită de torace.

**SINDESMOZA CORACOCALVICULARĂ.** Clavicula este unită cu procesul coracoid prin ligamentul coracoclavicular format din două porțiuni: *ligamentul trapezoid* și *ligamentul conoid*. Rolul ligamentelor coracoclaviculare este de a uni clavicula cu procesul coracoid, făcând ca greutatea membrului superior să fie suportată în mai mare măsură de claviculă și în mai mică măsură de acromion. În același timp, aceste ligamente au rolul de a limita mișcările dintre scapulă și claviculă [2], [37].

**LIGAMENTELE PROPRII ALE SCAPULEI** sunt formațiuni fibroase, asemănătoare unor benzi. Ele se inseră exclusiv pe scapulă. Acestea sunt: *ligamentul coracoacromial*, care se prezintă ca un evantai fibros, de formă triunghiulară, care se prinde pe vârful acromionului, iar prin bază pe toată marginea laterală a procesului coracoid și *ligamentul transvers superior* al scapulei care trece ca o punte peste scobitura coracoidiană, transformând-o într-un orificiu.

#### MIȘCĂRILE CENTURII MEMBRULUI SUPERIOR

a) *Mișcările de ridicare și coborâre a umărului.* Această mișcare se execută în jurul unui ax anteroposterior care trece prin punctul de inserție al ligamentului costoclavicular. Deoarece acest punct se găsește mai aproape de extremitatea medială a claviculei, în timpul mișcării este realizată o pârghie cu brațe inegale. Astfel, când umărul se ridică, brațul lateral se ridică și el, odată cu scapula. În același timp, brațul medial, mai scurt, coboară, alunecând în articulația sternoclaviculară.

b) *Mișcarea de proiecție a umărului înainte și înapoi.* Se execută în jurul unui ax transversal care trece prin același punct de inserție al ligamentului costoclavicular. În cazul proiecției înainte a claviculei, aceasta se va deplasa împreună cu umărul, în timp ce extremitatea ei medială suferă o ușoară alunecare înapoi în articulația sternoclaviculară. În mișcarea de proiecție înapoi se petrec fenomene inverse.

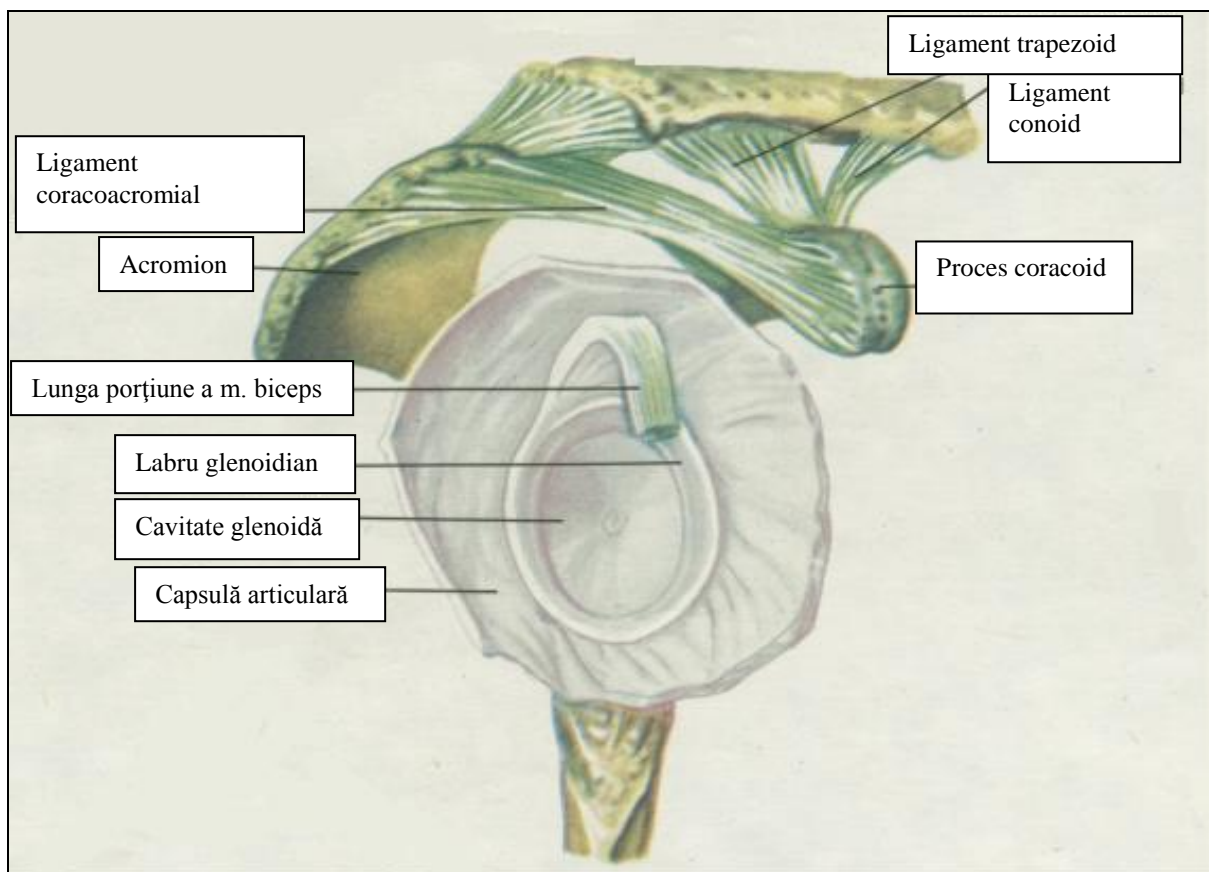
c) *Circumducția.* Rezultă dintr-o însumare a mișcărilor anterioare executate succesiv: ridicare, proiecție înainte, coborâre și proiecția înapoi a umărului. Execuția mișcării de circumducție reproduce două conuri imaginare: unul mai mic, cu baza la nivelul extremității sternale a claviculei și cu vârful îndreptat înspre axul mișcării și altul lateral, mai mare, având baza la nivelul extremității acromiale a claviculei, iar vârful, îndreptat spre același axă anteroposterioară. Cele două conuri se unesc prin vârfurile lor.

d) *Mișcările scapulei.* Studiul acestora a condus la următoarea sistematizare:

- mișcări imprimare de articulațiile apropiate; mișcările limitate ale articulației acromioclaviculare permit deplasări apreciable ale scapule;
- mișcări proprii ale scapulei: de ridicare și coborâre, alunecare medială și laterală.

O atenție deosebită se acordă mișcărilor de rotație. Acestea se execută în jurul unei axe care trece prin articulația acromioclaviculară. În mișcările de rotație, dacă se urmăresc unghiurile scapulei, se constată că, atunci când unghiul superomedial se ridică, cel superolateral coboară. De asemenea, când acesta din urmă coboară, unghiul inferior se apropie de coloana vertebrală. Mișcările scapulei, cu deosebire ale acestui unghi articular, se transmit umărului ce urmărește fidel deplasările în sus sau în jos ale unghiului amintit. De fapt, mișcările de ansamblu ale scapulei, asemenea celor ale claviculei, servesc pentru a imprima membrului superior o libertate mai mare de mișcare. Datorită mișcărilor scapulei este posibilă ducerea brațului chiar și dincolo de poziția orizontală. Până la acest nivel, brațul poate fi ridicat prin mișcări executate exclusiv în articulația scapulohumerală.

ARTICULAȚIA SCAPULOHUMERALĂ (figura 2.6) unește capul humeral și cavitatea glenoidală a scapulei, formând o articulație sferoidală [2], [25], [33], [34], [37], [48].



**Figura 2.6. Articulația umărului [34]**

*Suprafețele articulare.* De partea humerusului există capul humeral. El este acoperit de un cartilaj hialin care se întinde până la buza medială a colului anatomic și are o grosime uniformă. De partea scapulei găsim cavitatea glenoidă care are o formă ovală și este limitată de o sprânceană osoasă glenoidală. În centrul cavității se găsește un tubercul glenoidal. Ea este acoperită de un cartilaj hialin, mai gros la periferie și mai subțire în porțiunea sa centrală.

*Cadrul glenoidal.* La o privire mai atentă a suprafețelor articulare se constată că între capul humeral și cavitatea glenoidală există o disproporție evidentă; aceasta din urmă reprezintă doar un sfert din suprafața capului humeral. Pentru stabilirea unei mai bune concordanțe între suprafețele articulare, la periferia cavității glenoidale s-a dezvoltat un cadru constituit dintr-un fibrocartilaj care nu împiedică totuși amplitudinea și varietatea mișcărilor. Cadrul glenoidal este un inel fibrocartilagos, care în secțiune are o formă prismatică triunghiulară. El prezintă trei fețe: una care aderă la periferia cavității glenoidale, alta externă ce continuă suprafața colului scapulei și o a treia, fața internă care se găsește în continuarea suprafeței glenoidale.

*Mijloace de unire.* La menținerea în contact a suprafețelor articulare contribuie: capsula articulară, ligamentul coracohumeral, ligamentele glenohumerale și mușchii periarticulari.

*Mișcările articulației scapulohumerale* sunt următoarele: flexia, extensia, abducția, adducția, circumducția, rotația internă, rotația externă.

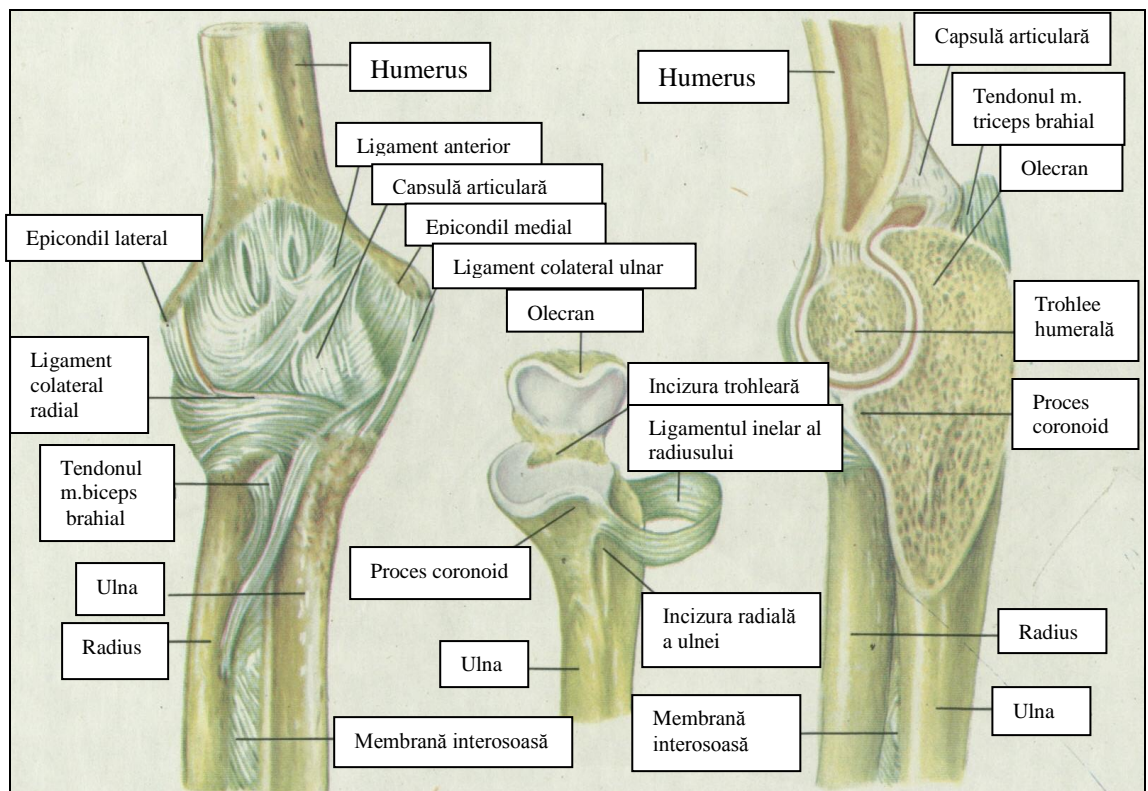
a) *Abducția-adducția.* Abducția este mișcarea prin care brațul se îndepărtează de corp. Adducția este mișcarea de sens opus, adică de apropiere a segmentului respectiv de corp. Aceste mișcări se execută în jurul unei axe anteroposterioare ce trece prin partea inferioară a capului humeral. În abducție se pot distinge două faze: una, în care brațul este dus până la poziția orizontală; în această situație, tuberculul mare, ajungând în raport cu partea superioară a cadrului glenoidian, împiedică continuarea mișcării; în cea de-a doua fază, are loc continuarea ridicării brațului până la verticală. Acest fenomen nu se mai petrece în articulația scapulohumerală, ci devine posibil printr-o mișcare de basculare a scapulei.

b) *Proiecția înainte (flexia) și proiecția înapoi (extensia).* Proiecția înainte a brațului ajunge până la aproximativ 120°. Proiecția înapoi este mult mai redusă - aproximativ 30°. Ambele mișcări se efectuează împrejurul unei axe transversale care trece prin centrul tuberculului mare al humerusului și prin centrul cavității glenoidale.

c) *Circumducția* rezultă din executarea alternativă a mișcărilor precedente.

d) *Rotația înăuntru și în afară.* Se execută împrejurul unei axe verticale, care trece prin centrul capului și al capitulului humeral. Mișcările de rotație ale brațului completează pe cele de pronție-supinație ale antebrățului.

ARTICULAȚIA COTULUI (figura 2.7) - la formarea sa participă trei oase: humerusul, ulna și radiusul (figura 3.11). Pentru acest motiv, teoretic la acest nivel se descriu trei articulații: humeroulnară, humeroradială și radioulnară proximală [2], [34], [35], [48].



**Figura 2.7. Articulația cotului [33]**

*Articulația radioulnară proximală* este o trohoidă, în raport cu mișcările de rotație, pe când celelalte două, *humeroulnară*, o trohleartroză și *humeroradială* o elipsoidă, ambele în raport cu mișcările de flexie-extensie ale antebrățului pe braț.

*Suprafețele articulare* sunt reprezentate de partea humerusului prin fața articulară a epifizei distale, iar de partea oaselor antebrățului prin fețele articulare ale epifizelor proximale ale ulnei și radiusului. Suprafața humerală este compusă din: trohlee, capitulul humerusului și șanțul intermediar. Epifiza proximală a ulnei prezintă incizura trohleară, iar epifiza proximală

a radiusului, foseta capului radial. Toate aceste suprafețe articulare sunt acoperite de un cartilaj hialin având o grosime de 1,5 mm.

Mijloacele de unire sunt reprezentate printr-o capsulă întărită de ligamente (ligamentul colateral ulnar și ligamentul colateral radial).

*Fața anterioară* a articulației constituie planul profund a regiunii plicii cotului. *Fața posterioară* face parte din regiunea olecraniană. Cartilajele de conjugare ale extremității inferioare a humerusului și cele superioare ale radiusului și ulnei se găsesc în raporturi imediate cu sinoviala.

*Mișcările.* În articulația cotului, partea ei humeroantebrahială, articulație uniaxială, sunt posibile două mișcări: de *flexie* (apropierea antebrațului de braț) și de *extensie* (în sens invers). Axa articulară este transversală și trece prin mijlocul trohleei și a capitulului humeral. Deoarece această axă nu este perfect transversală, ci orientată din afară înăuntru, dinainte înapoi și de sus în jos, în ambele mișcări brațul și antebrațul nu se vor comporta unul față de altul ca ramurile unui compas. Astfel, în mișcarea de flexie, antebrațul ajunge puțin medial față de braț, iar când acesta este dus în extensie, cele două segmente formează un unghi deschis în afară. La aceasta contribuie și traiectul spiroid al șanțului trohleei. Între flexie maximă și extensie maximă amplitudinea mișcării ajunge la o valoare de 140°. Articulația humeroradială participă și la mișcările de pronație și supinație.

ARTICULAȚIILE RADIOULNARE – oasele antebrațului, radiusul și ulna sunt unite între ele la nivelul epifizelor proximale prin două articulații trohoide, iar la nivelul diafizelor, printr-o sindesmoză. Articulațiile sunt numite radioulnare. Ele alcătuiesc o unitate funcțională legată de mișcarea de pronație și supinație [2], [33], [34], [37], [48].

*Articulația radioulnară proximală* face parte din grupul trohoidelor.

*Suprafețele articulare.* Ulna prezintă pentru articulație incizura radială care este un segment de cilindru gol, iar radiusul prezintă jumătatea medială a circumferinței capului, care reprezintă un segment de cilindru plin. Ambele suprafețe sunt acoperite de un cartilaj hialin. Între suprafețele articulare există o mare disproporție; suprafața ulnară reprezintă un sfert din circumferința radială. De aceea ea este completată de ligamentul inelar.

*Mijloacele de unire.* *Ligamentul inelar* constituie principalul mijloc de unire a oaselor. El pleacă de la extremitatea anterioară a incizurii radiale, înconjură capul radial și se fixează la extremitatea posterioară a acesteia. În afara ligamentului inelar, radiusul este unit cu ulna și prin *ligamentul pătrat*, care este o lamă fibroasă de formă patrulateră, întinsă orizontal de la marginea inferioară a incizurii radiale, la fața medială a colului radial. Acest ligament este



relaxat atunci când antebrățul se află în poziție intermediară; întins, când antebrățul este dus în pronație sau supinație.

*Articulația radioulnară distală* face parte de asemenea din grupul trohoidelor.

*Suprafețele articulare.* Ulna prezintă două fațete articulare situate pe cap: una laterală pe periferia capului, reprezentând o jumătate de cilindru; alta inferioară, situată pe partea inferioară a extremității. Ele sunt acoperite de cartilaj hialin. Fețișoarele articulare ulnare pătrund și se articulează cu o cavitate formată din incizura ulnară a radiusului și un fibrocartilaj de formă triunghiulară numit discul articular. Acesta se fixează prin vârful său pe scobitura ce separă procesul stiloid de capul ulnei. Prin baza sa, se prinde pe marginea inferioară a incizurii ulnare a radiusului. Prin fața lui superioară vine în raport cu ulna, iar prin cea inferioară, cu piramidalul.

*Marginea anterioară și posterioară* aderă de capsula articulară.

*Mijloacele de unire* sunt: *capsula articulară și discul articular.*

Stratul sinovial al capsulei (*sinoviala*) depășește suprafețele articulare. El trimite o prelungire în sus către spațiul interosos. Uneori comunică cu sinoviala articulației radiocarpene printr-un orificiu situat în discul articular.

*Membrana interosoasă* este o formațiune fibroasă ce umple spațiul delimitat de cele două diafize ale oaselor antebrățului. Ea se inseră pe marginile interosoase ale acestor oase.

*Coarda oblică* este un fascicul fibros cu direcția oblică. El se inseră în sus pe baza procesului coronoid al ulnei, iar în jos, pe fața anterioară a radiusului, imediat sub tuberozitatea radială.

*Mișcările în articulațiile radioulnare.* În principiu, în astfel de articulații este posibilă o singură mișcare: rotația. Această mișcare la nivelul antebrățului devine pronație sau supinație. Tratarea biomecanicii articulațiilor radioulnare implică: definirea corectă a celor două sensuri ale rotației: pronație-supinație, atât în poziție de repaus cât și în poziția orizontală a antebrățului.

a) *Mișcările de pronație-supinație* sunt absolut necesare în vederea efectuării actului prehensiunii. Când antebrățul se află în poziție de repaus, adică lăsat liber pe lângă corp cu policele orientat înainte și cu fața palmară medial spre corp, se considera că pronația este mișcarea prin care fața palmară devine posterioară, iar policele medial.

Supinația este mișcarea inversă, prin care fața palmară privește înainte și policele lateral. Când însă antebrățul este întins orizontal, în poziția de pronație, fața palmară privește

în jos (de exemplu, cântatul la pian). În supinație, palma privește în sus (de exemplu, bătaia din palme). Exista și o poziție intermediară, când policele este îndreptat în sus.

În poziția de repaus a antebrăzului, în cursul mișcării de pronație, extremitatea proximală a radiusului se rotește pe loc (învârtire), în timp ce extremitatea distală execută o mișcare de rotație combinată cu deplasare (translație). În acest caz, raporturile dintre cele două oase se schimbă, în sensul că extremitatea distală a radiusului, trece pe partea medială, deplasându-se în jurul extremității distale a ulnei și astfel cele două oase se încrucișează prin diafizele lor. Supinația se execută prin același mecanism, numai că rotația și translația se produc în sens invers.

b) *Mișcările de pronație și supinație pure* se produc în mod excepțional în activitatea obișnuită. În acest fel de mișcări ulna este imobilă și singurul os ce se mișcă este radiusul. Ele se petrec împrejurul axei diagonale a antebrăzului, care trece prin capul radiusului și ulnei.

c) *Mișcările obișnuite de pronație și supinație* nu se produc numai la nivelul celor două articulații radioulnare, ci sunt însoțite de mișcări ale membrului în articulația scapulohumerală. Acest fapt se constată ușor prin urmărirea pozițiilor epicondiliilor medial și lateral care în aceste mișcări se deplasează de asemenea.

d) *Limitarea mișcărilor de pronație-supinație* se datorează formațiunilor ligamentare și mușchilor periarticulari.

ARTICULAȚIILE MÂINII sunt: articulația radiocarpiană, articulațiile intercarpiene, articulațiile carpometacarpiene și articulațiile intermetacarpiene [2], [33], [34], [48].

*Articulația radiocarpiană* face parte din articulațiile elipsoidale. Ea unește radiusul cu rândul proximal al carpului. I se spune articulație radiocarpiană deoarece ulna nu ia parte la formarea ei. Aceasta este separată de oasele carpului prin discul articular al articulației radioulnare distale .

*Suprafețele articulare.* De partea antebrăzului se află o cavitate de recepție, ovalară, având axa mare orientată transversal. La formarea acesteia iau parte: fața inferioară a epifizei distale radiale, fața articulară carpiană și fața inferioară a discului articular. De partea carpului se află o proeminență elipsoidală formată din oasele: scafoid, semilunar și piramidal, solidarizate prin ligamente interosoase. Scafoidul răspunde fețișoarei laterale, semilunarul fețișoarei mediale și discului articular, iar piramidalul, numai acestui disc. Suprafețele articulare sunt încrustate cu cartilaj hialin.

*Mijloacele de unire* sunt reprezentate de o capsulă întărită de *ligamente* (*palmare, ligamentul radiocarpian dorsal, ligamentul colateral radial al carpului și ligamentul colateral ulnar al carpului*).

Stratul sinovial al capsulei articulare tapetează pe cel fibros și se termină la nivelul cartilajului articular care acoperă suprafețele articulare. El trimite o prelungire înaintea procesului stiloid al radiusului și comunică uneori cu sinoviala articulației radioulnare distale printr-un orificiu situat în discul articular.

*Articulațiile intercarpiene* – sunt grupate în trei categorii:

A. *Articulațiile rândului întâi* care sunt articulații plane, suprafețele articulare aflându-se între scafoid, semilunar și între semilunar-piramidal. Ca mijloace de unire există două ligamente interosoase, două ligamente palmare și două ligamente dorsale. Articulația osului pisiform este tot o articulație plană, cu un număr mai mare de ligamente, cele mai dezvoltate fiind: *ligamentul pisometacarpian și ligamentul pisohamat*.

B. *Articulațiile rândului al doilea* sunt articulațiile dintre trapez, trapezoid, osul capitat și osul cu cârlig. Ele sunt articulații plane, mijloacele de unire fiind reprezentate de trei ligamente interosoase, trei ligamente palmare și trei ligamente dorsale.

C. *Articulația mediocarpiană* unește rândul proximal, exceptând pisiformul, cu rândul distal al carpului.

*Suprafețele articulare.* Considerând articulația în totalitate, se remarcă următoarele caractere: existența a două cavități glenoide și doi condili; rândul proximal prezintă medial o cavitate glenoidă, iar lateral un mic condil format de scafoid; rândul distal prezintă medial un condil voluminos format din osul capitat și osul cu cârlig; suprafața articulară distală se articulează cu cea proximală, linia articulară având forma unui S.

*Mijloacele de unire.* Cele două rânduri ale carpului sunt unite printr-o capsulă, întărită prin câteva ligamente: *ligamentul radial al carpului și ligamentul dorsal*.

*Mișcări.* Complexul osteoarticular carpian este astfel alcătuit încât să permită efectuarea mișcărilor de flexie, extensie, adducție, abducție și circumducție. Cum aceste articulații sunt, în general, articulații plane, fiecare în parte permite mișcări de alunecare de mică amplitudine. Mișcările articulațiilor mâinii se produc simultan, atât în articulația radiocarpiană cât și în cea mediocarpiană. Toate aceste mișcări se realizează printr-o deplasare „în etaj” a segmentelor regiunii; al doilea rând carpian (distal) se deplasează pe primul (proximal), iar acesta alunecă pe antebraț. Deoarece primul rând carpian se găsește

între cele două suprafețe articulare, reprezentate de-al doilea rând carpian în partea inferioară și de antebraț, în partea superioară, el a fost comparat ca rol mecanic cu un adevărat menisc.

*Flexia-extensia.* Flexia este mișcarea prin care palma se apropie de fața anterioară a antebrațului. Extensia este mișcarea prin care dosul mâinii se apropie de fața posterioară a antebrațului. În flexie, primul rând carpian se înclină pe oasele antebrațului. Axul mișcării trece prin osul semilunar. Al doilea rând carpian se mișcă pe primul. Mișcarea se execută împrejurul unei axe transversale care trece prin osul capitat. Flexia se petrece mai cu seamă în articulația radiocarpiană, pe când extensia în cea mediocarpiană. În mișcarea de extensie se produc fenomene analoge, dar de sens contrar.

*Adducția-abducția.* Adducția sau înclinarea ulnară este mișcarea prin care marginea ulnară a mâinii se înclină către marginea respectivă (ulnară) a antebrațului. Abducția sau înclinarea radială este mișcarea prin care marginea radială a mâinii se înclină către marginea radială a antebrațului. Mecanismul acestor mișcări este de o mare complexitate și încă nu pe deplin elucidat. Mișcările de adducție-abducție sunt însoțite de mișcări accesorii de flexie-extensie, care se produc în jurul unui ax transversal ce trece prin centrul osului capitat.

*Mișcarea de circumducție.* Rezultă în urma executării succesive a mișcărilor de flexie, abducție, extensie, adducție sau invers. Această mișcare nu reproduce un cerc perfect, ci o elipsă, deoarece flexia și extensia sunt mai ample decât înclinarea laterală. Rotația mâinii este imposibilă în articulațiile mâinii; ea se face prin pronție-supinație, în articulațiile radioulnare.

*Articulațiile carpometacarpiene.* Datorită dispoziției anatomice, articulațiile policelui sunt diferite de celelalte patru degete.

*Articulația carpometacarpiană a policelui* este o articulație în șa. Ca mijloc unic de solidarizare a suprafețelor există o capsulă de forma unui manșon. Ea se inseră pe periferia suprafețelor articulare ale celor două oase.

*Mișcările policelui* se produc împrejurul a două axe: una anteroposterioară care trece prin baza metacarpianului și alta radioulnară ce trece prin trapez. Împrejurul axei anteroposterioare se execută mișcarea de *adducție-abducție*. Adducția este mișcarea prin care policele se apropie de degetul al doilea. Amplitudinea acestei mișcări este de 35-40°. Mișcarea de abducție este aceea prin care policele se îndepărtează de degetul respectiv. Împrejurul axei radioulnare se execută mișcarea de opoziție-repoziție. Ea are drept rezultat apropierea și îndepărtarea întregii coloane osoase a policelui de celelalte patru degete.

*Articulațiile carpometacarpiene ale celorlalte degete* reprezintă articulațiile dintre cele patru oase metacarpiene cu cele ale rândului distal carpian. Ele sunt articulații plane.

*Articulațiile intermetacarpiane* . Cu excepția primului metacarpian, toate celelalte metacarpiane sunt unite între ele la extremitățile lor proximale prin articulații, iar la extremitățile lor distale, printr-un ligament.

**ARTICULAȚIILE DEGETELOR.** Falangele sunt unite între ele prin articulații interfalangiene. Primele falange sunt unite cu metacarpianii formând articulațiile metacarpofalangiene [2], [33], [34], [48].

*Articulațiile metacarpofalangiene* sunt de tip elipsoid.

*Suprafețele articulare* sunt reprezentate de capetele rotunde ale metacarpianilor care pătrund în cavitățile puțin adânci de pe baza falangelor proximale.

*Mijloacele de unire.* Capsula articulară este de forma unui manșon care unește extremitățile oaselor. Ligamentele corespunzătoare sunt: *ligamentele palmare, ligamentele colaterale și ligamentul metacarpian transvers profund.*

*Mișcările.* Articulațiile metacarpofalangiene prezintă următoarele mișcări:

a) *Mișcări de flexie și extensie a degetelor.* Ele se execută împrejurul unei axe radioulnare care trece prin capul metacarpianilor. În flexie, prima falangă se înclină pe palma mâinii ca în închiderea pumnului, iar în extensie ea se îndepărtează de aceasta. Aceste mișcări se produc fie izolat, fie simultan în cele trei articulații ale degetelor (metacarpofalangiene, interfalangiene proximale și interfalangiene distale).

b) *Înclinarea marginală.* Prin această mișcare, falanga poate fi dusă în sens ulnar (adducție) în jurul unei axe dorsopalmare ce trece prin capul metacarpianilor. Această mișcare de înclinare este posibilă numai cu degetele în extensie.

c) *Circumducția.* Rezultă din executarea succesivă a mișcărilor descrise anterior.

*Articulațiile interfalangiene.* Degetele mâinii prezintă câte două articulații: una proximală și alta distală.

*Suprafețele articulare.* Suprafața proximală este reprezentată prin extremitățile distale ale primei și ale celei de a II-a falange. Este o trohlee ce prezintă pe laturile ei două depresiuni care servesc pentru inserții ligamentare. Suprafața distală este reprezentată de extremitățile proximale ale celei de-a II-a și a III-a falange. Prezintă o creastă anteroposterioară ce răspunde șanțului trohleei și două mici cavități care răspund povârnișurilor trohleene.

*Mijloacele de unire* sunt reprezentate de o capsulă întărită de un ligament palmar și două ligamente colaterale.

*Mișcările.* În aceste articulații se pot executa mișcări de flexie, prin care degetele se apropie de palmă, și mișcări de extensie, prin care se îndepărtează. Aceste mișcări se produc în jurul unei axe transversale ce trece prin trohleea extremității distale a falangelor I și II.

#### 2.1.4. Mușchii membrului superior

Mușchii membrului superior sunt: mușchii umărului, ai brațului, antebrațului, mâinii, precum și formațiunile anexate lor.

##### MUȘCHII UMĂRULUI

Formează o masă musculară, dispusă sub forma unui con cu baza la torace și vârful la humerus. Ei sunt în număr de șase: deltooidul, supraspinosul, infraspinosul, rotundul mare, rotundul mic și subscapularul (figura 2.8) [2], [33], [34], [48].

*Mușchiul deltooid* este cel mai superficial și cel mai voluminos dintre mușchii umărului. Are formă triunghiulară și învelește articulația scapulohumerală. Inserția deltooidului pe humerus se face sub cea a pectoralului mare. Marginea anterioară a mușchiului formează cu pectoralul mare spațiul deltopectoral, iar marginea posterioară încrucișează mușchii infraspinos, rotund mare, rotund mic și triceps. Vârful se prinde pe tuberozitatea deltoidiană, iar baza răspunde liniei de inserție a trapezului.

*Mușchiul supraspinos* are originea în fosa supraspinoasă a scapulei și pe fascia cu caracter de aponevroză ce acoperă mușchiul. Fibrele musculare se îndreaptă anterior și lateral trecând peste articulația scapulohumerală și se adună într-un tendon ce se inseră pe fețișoara de inserție superioară de pe tuberculul mare al humerusului. Mușchiul este acoperit de trapez și acoperă fosa supraspinoasă și capsula articulație umărului.

*Mușchiul infraspinos* ocupă cea mai mare parte a fosei infraspinoase. Originea se află în fosa infraspinoasă prin fibre tendinoase și pe fascia infraspinoasă ce-l acoperă. Fibrele converg într-un tendon ce trece posterior de articulația umărului și se inseră pe fețișoara mijlocie a tuberculului mare al humerusului. Mușchiul este un rotator în afară al humerusului și un tensor al capsulei articulare.

*Mușchiul rotund mic* este situat lateral de mușchiul infraspinos, cu care se confundă la prima vedere. Are originea pe fața posterioară a scapulei, în vecinătatea marginii laterale a acesteia și pe fața profundă a fasciei infraspinoase. Mușchiul se îndreaptă lateral și în sus, trecând înapoia articulației scapulohumerale, de a cărei capsulă aderă și se termină printr-un tendon pe fețișoara inferioară a tuberculului mare al humerusului.

Mușchiul rotund mare este alungit, voluminos și puternic, întins de la unghiul inferior al scapulei, la creasta tuberculului mic al humerusului. Medial pornește de pe unghiul inferior al scapulei și jumătatea inferioară a fâșiei osoase situate de-a lungul marginii laterale a osului, având fibre inserate și pe fața profundă a fasciei infraspinoase.

*Mușchiul rotund mic* este situat lateral de mușchiul infraspinos, cu care se confundă la prima vedere. Are originea pe fața posterioară a scapulei, în vecinătatea marginii laterale a acesteia și pe fața profundă a fasciei infraspinoase. Mușchiul se îndreaptă lateral și în sus, trecând înapoia articulației scapulohumerale, de a cărei capsulă aderă și se termină printr-un tendon pe fețișoara inferioară a tuberculului mare al humerusului.

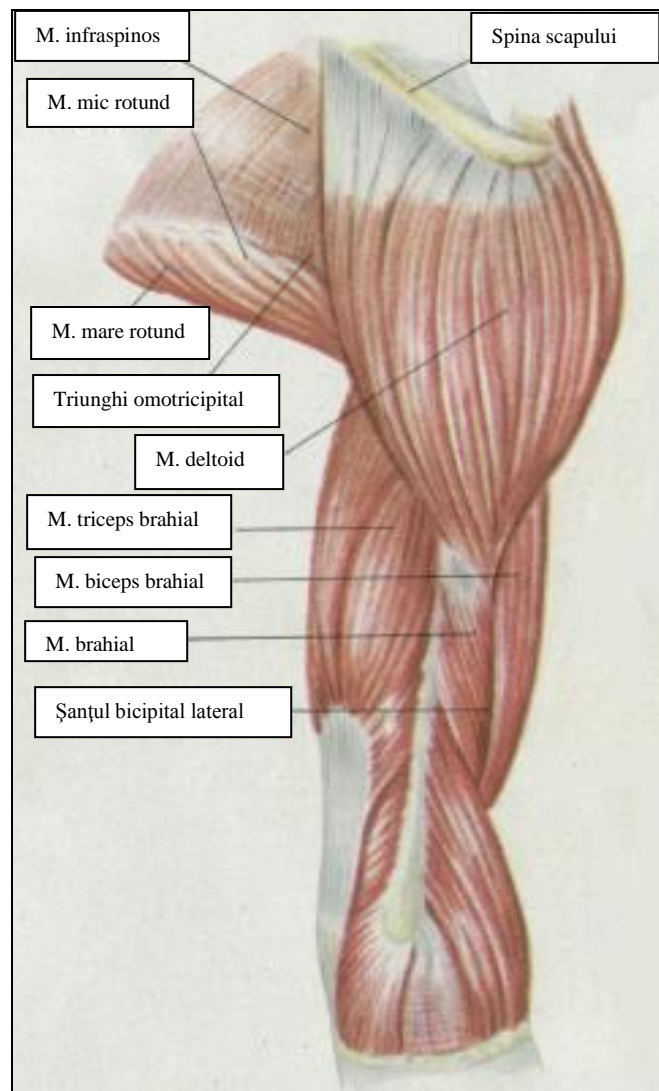
*Mușchiul rotund mare* este alungit, voluminos și puternic, întins de la unghiul inferior al scapulei, la creasta tuberculului mic al humerusului. Medial pornește de pe unghiul inferior al scapulei și jumătatea inferioară a fâșiei osoase situate de-a lungul marginii laterale a osului, având fibre inserate și pe fața profundă a fasciei infraspinoase.

*Mușchiul subscapular* este un mușchi triunghiular situat în fosa subscapulară. Are originea în fosa subscapulară; de aici toate fibrele converg lateral într-un tendon ce aderă strâns de capsula articulației scapulohumerale și se inseră pe tuberculul mic al humerusului. Fața posterioară acoperă fosa subscapulară; fața anterioară se aplică parțial pe torace, iar în rest se desprinde de acesta și ia parte la formarea peretelui posterior al axilei.

MUȘCHII BRAȚULUI sunt așezați în două regiuni: regiunea anterioară, cu mușchii biceps brahial, coracobrahial și brahial; regiunea posterioară, cu mușchiul triceps. Aceste regiuni sunt separate între ele prin septe intermusculare ce provin din fascia brațului. Ei sunt reprezentați în figura 2.8 [2], [33], [34], [39], [48].

*Mușchiul biceps brahial* este un mușchi lung, fusiform, cu originea pe scapulă, având două capete distincte: lung și scurt, care se unesc într-un corp muscular ce coboară prin loja anterioară a brațului și se termină pe extremitatea superioară a radiusului. Medial de el există un șanț bicipital care răspunde traiectului arterei brahiale, iar lateral, când mușchiul biceps este contractat, apare șanțul bicipital lateral.

*Mușchiul coracobrahial* este un mușchi situat medial față de capul scurt al bicepsului. Între mușchiul coracobrahial și mușchiul subscapular se găsește bursa mușchiului coracobrahial. Este un adductor și proiector înainte al brațului.



**Figura 2.8. Mușchii brațului [33]**

*Mușchiul brahial* este un mușchi lățit, situat la partea anterioară și inferioară a brațului, înapoia bicepsului, dă lărgime brațului în partea lui inferioară. Este cel mai puternic flexor al antebrațului pe braț și un tensor al capsulei articulației cotului.

*Mușchiul triceps brahial* este un mușchi voluminos, format din trei porțiuni: o porțiune lungă și două scurte. Cele trei porțiuni merg în jos și se inseră printr-un tendon comun puternic pe fața posterioară și pe cele două margini ale olecranului. Posterior, el este acoperit de deltoid și mai jos de piele, anterior, este separat prin nervul radial și prin artera brahială profundă, de humerus. Mușchiul este extensor al antebrațului, tensor al capsulei articulare, extensor și aductor al brațului prin capul lung.



MUȘCHII ANTEBRAȚULUI sunt grupați în trei regiuni: anterioară, laterală, și posterioară. Ei sunt reprezentați în figura 2.9. [2], [33], [34], [48].

*Regiunea anterioară* cuprinde opt mușchi dispuși în patru planuri:

- primul plan este format din: mușchii rotund pronator, flexor radial al capului, palmar lung, flexor ulnar al capului;
- planul al doilea este format din flexorul superficial al degetelor;
- planul al treilea este format din: mușchii flexor profund al degetelor și flexor lung al policelui;
- planul al patrulea este format din mușchiul pătrat pronator.

*Mușchiul rotund pronator* prezintă două raporturi principale: marginea lui laterală formează cu brahioradialul triunghiul cotului în care pătrunde bicepsul brahial, iar între biceps și rotundul pronator se află artera brahială acoperită de apronervoza mușchiului biceps. Este un pronator al mâinii, iar prin capul humeral, flexor al antebrațului pe braț.

*Mușchiul flexor radial a capului* are fața superficială acoperită de fascia antebrascială și piele, iar fața profundă acoperă mușchii flexor superficial al degetelor și flexor lung al policelui. Este un flexor al mâinii pe antebraț, slab flexor al antebrațului pe braț, slab abductor al mâinii și pronator al antebrațului.

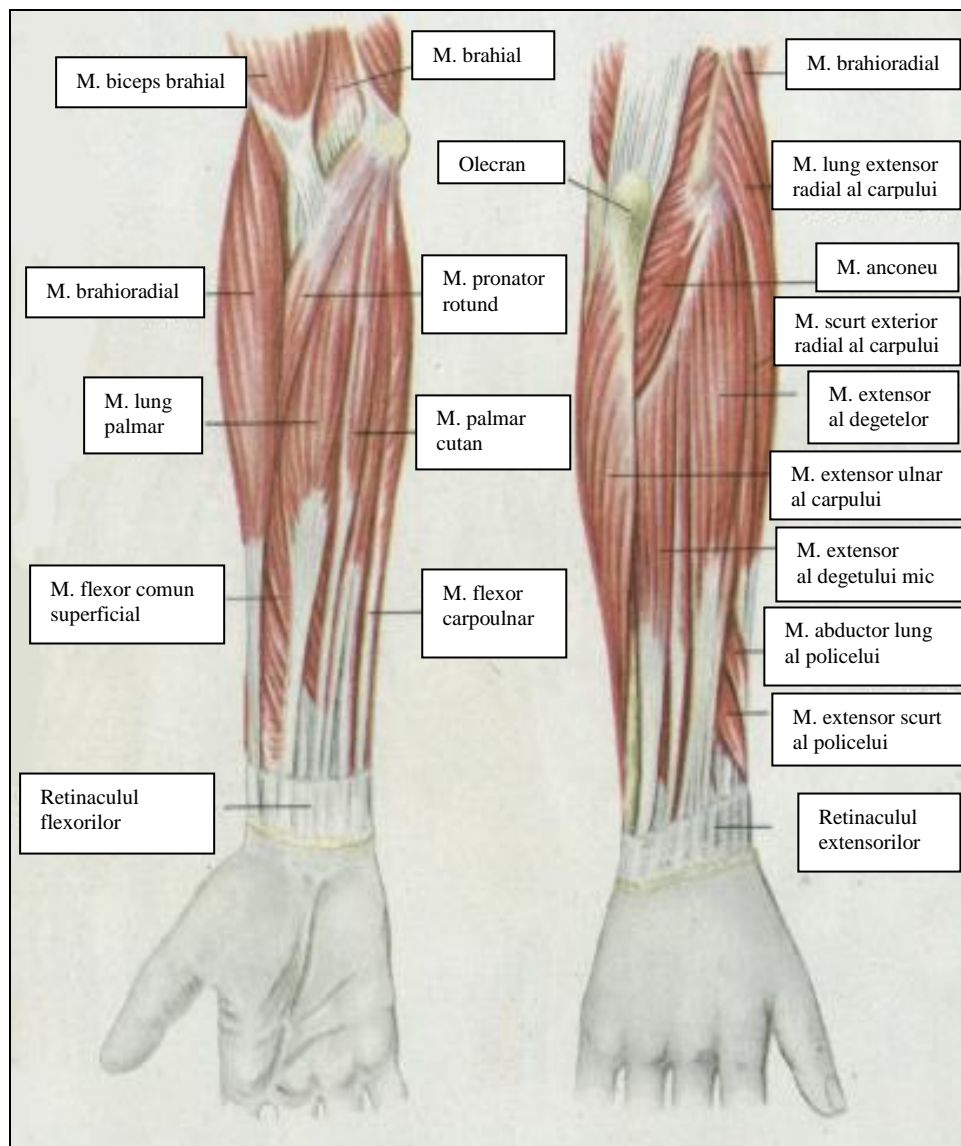
*Mușchiul palmar lung* se întinde de la epicondilul medial la retinaculul flexorilor, fiind situat medial de flexorul radial al carpului. Este un slab flexor al mâinii și al antebrațului.

*Mușchiul flexor ulnar al carpului* prezintă un traiect paralel cu ulna, de la epicodilul medial la pisiform. Este flexor și aductor al mâinii.

*Mușchiul flexor superficial al degetelor* formează singur planul al doilea al mușchilor regiunii anterioare a antebrațului. La antebraț mușchiul este așezat pe flexorul profund al degetelor, de care este separat prin nervul median și artera ulnară și este acoperit de planul muscular superficial și piele. La gâtul mâinii, tendoanele trec prin canalul osteofibros al carpului împreună cu cele ale flexorului profund al degetelor și flexorului lung al policelui, precum și cu nervul median. Este un aductor al mâinii și apropie degetele depărtate.

*Mușchiul flexor profund al degetelor* formează partea medială a stratului al treilea muscular. La antebraț, mușchiul fiind așezat pe ulnă, pe membrana ineroasă și pe pătratul pronator, este acoperit de flexorul superficial al degetelor și de flexorul ulnar al carpului. La gâtul mâinii și la degete are raporturi identice cu ale flexorului superficial. Este flexor al ultimelor două falange, al mâinii pe antebraț și aductor al mâinii.

*Mușchiul flexor lung al policelui* este un mușchi situat în același plan cu precedentul, dar lateral de el. La antebraț este acoperit de mușchii planurilor precedente și acoperă radiusul și membrana interosoasă. Marginea lui laterală vine în raport cu capul radial a flexorului superficial al degetelor, iar marginea medială, cu flexorul profund al degetelor, de care este separat printr-un interstițiu. La gâtul mâinii, trece înapoia retinacului flexorilor, în canalul carpian. La mână trece printre cele două fascicule ale flexorului scurt al policelui. Mușchiul flectează falanga distală pe cea proximală, degetul pe metacarpian și mâna pe antebraț.



**Figura 2.9. Mușchii antebrațului [33]**

*Mușchiul pătrat pronator* este un mușchi care se întinde între porțiunile distale ale ulnei și radiusului. Mușchiul acoperă scheletul antebrațului și articulația radioulnară distală și

este acoperit de flexorul lung al policelui, de flexorul profund al degetelor și de flexorul ulnar al carpului. Este un pronator al mâinii și antebrațului, dar poate interveni secundar și în mișcarea de supinație.

*Regiunea posterioară* a antebrațului este formată din opt mușchi dispuși pe două planuri:

- planul superficial format din patru mușchi: extensorul degetelor, extensorul degetului mic, extensorul ulnar al carpului și aconeul;
- planul profund format din patru mușchi: lungul abductor al policelui, scurtul extensor al policelui, lungul extensor al policelui și extensorul indexului.

*Mușchiul extensor a degetelor* prezintă o față posterioară acoperită la nivelul antebrațului de piele și de fascia antebrahială, la gâtul mâinii de retinacul extensorilor, iar la mână de fascia dorsală a mâinii. Prin față sa anterioară extensorul degetelor acoperă mușchiul supinator și mușchii planului profund al antebrațului, articulația radiocarpiană, mușchii interosoși dorsali și falangele. Mușchiul este un aductor al mâinii și abductor al degetelor.

*Mușchiul extensor al degetului mic* este un mușchi situat medial de extensorul degetelor și fuzionat adesea cu acesta. Inserțiile se fac pe epicondilul lateral, fascia antebrahială și pe despărțitoarele fibroase care îl separă de mușchii vecini.

*Mușchiul extensor ulnar al carpului* este situat medial de precedentul. Proximal se inseră pe epicondilul lateral, pe marginea posterioară a ulnei și pe fascia antebrahială. Este acoperit de fascia antebrahială și piele. Mușchiul este un extensor și adductor al mâinii.

*Mușchiul anconeu* este un mușchi mic, triunghiular, situat în regiunea cotului, care din punct de vedere anatomic și fiziologic poate fi considerat ca o porțiune a tricepsului brahial. Fața superficială este acoperită de piele și fascicule, fața profundă vine în raport cu articulația cotului și mușchiului supinator. Mușchiul este un extensor al antebrațului.

*Mușchiul abductor lung al policelui* este cel mai lateral și mai puternic dintre mușchii planului profund. În partea proximală este acoperit de mușchii precedenți, în partea distală a antebrațului devine superficial și este acoperit doar de fascia antebrahială și piele. Mușchiul este abductor al policelui și la mâinii.

*Mușchiul extensor scurt al policelui* este situat medial de precedentul și prezintă aceleași raporturi ca acesta. Este extensor și abductor al policelui.

*Mușchiul extensor lung al policelui* este situat medial de precedentul. La antebraț, mușchiul are aceleași raporturi ca și precedenții. La gâtul mâinii, între tendoanele scurtului extensor și lungului abductor, situate lateral, și tendonul lungului extensor situat medial, se

delimitează un triunghi care corespunde la suprafață depresiunii denumite „tabachera anatomică”. Mușchiul extinde falanga distală a policelui, înclinând lateral și extinzând ușor întreaga mână.

*Mușchiul extensor al indexului* este mușchiul cel mai medial din grupul mușchilor profunzi. La nivelul antebrățului este acoperit de mușchii superficiali, iar la mână, de fascie și piele; acoperă ulna, articulația radiocarpiană, carpul și metacarpul. Mușchiul este extensor al indexului și ajută la extensia mâinii.

*Regiunea laterală* a antebrățului cuprinde patru mușchi, așezați pe două planuri:

- planul superficial format din trei mușchi: brahioradial, lung extensor radial al carpului și scurt extensor radial al carpului;
- planul profund format dintr-un singur mușchi: mușchiul supinator.

*Mușchiul brahioradial* este cel mai superficial și cel mai puternic mușchi al grupului lateral. Raporturile principale sunt formate de marginea anterioară. La braț această margine formează cu mușchii brahial și biceps șanțul bicipital lateral, prin care trec nervul radial și artera recurentă radială. Mușchiul este un puternic flexor al antebrățului pe braț.

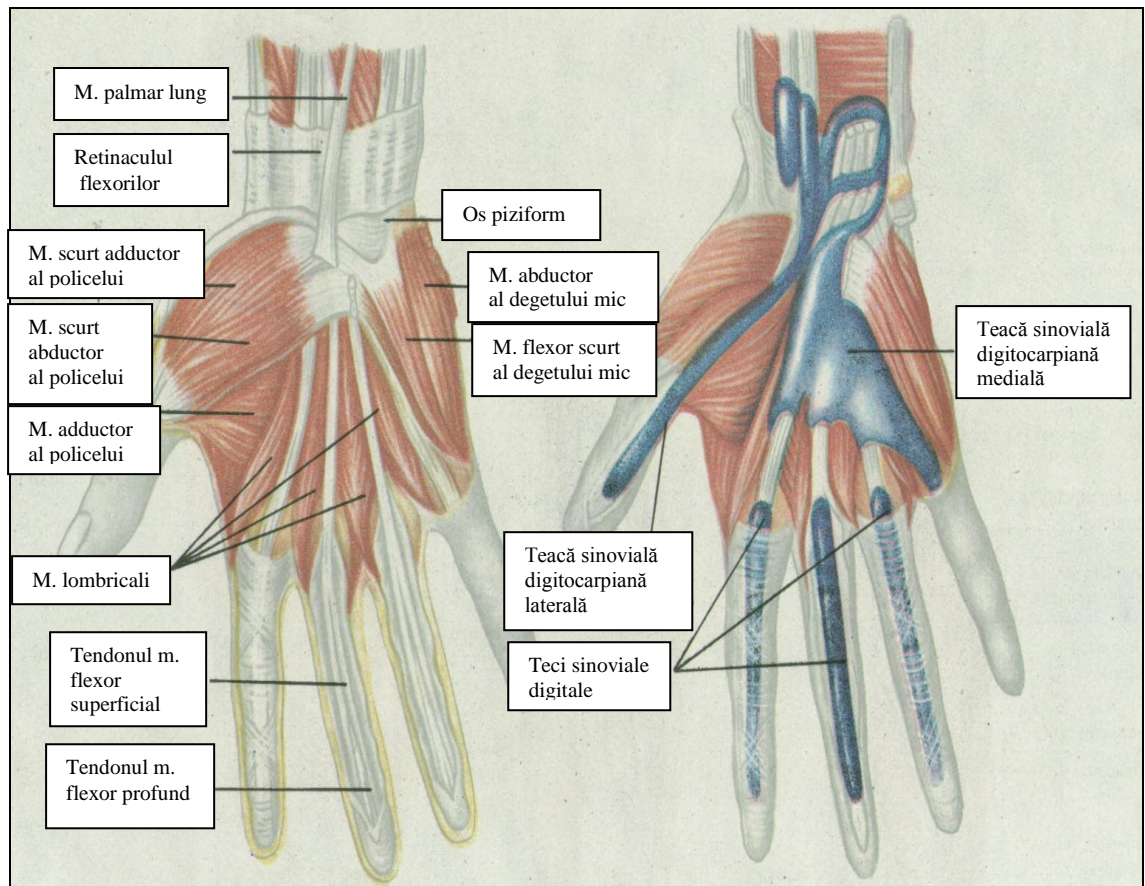
*Mușchiul lung extensor radial al carpului* acoperă articulația cotului, scurtul extensor radial al carpului și articulația radiocarpiană. El este acoperit de brahioradial, iar distal este încrucișat superficial de tendoanele lungului abductor, scurtului extensor și lungului extensor al policelui. Este extensor și abductor al mâinii, flectează antebrățul pe braț și contribuie la supinație.

*Mușchiul scurt extensor radial al carpului* este un mușchi mai scurt și acoperit în parte de precedentul. Este acoperit de mușchiul lung extensor radial al carpului, de care se desparte numai în apropierea inserției distale. Împreună cu acesta este încrucișat superficial de mușchii lung abductor, scurt extensor și lung extensor al policelui. Extensorul scurt acoperă radiusul, mușchiul supinator și mușchiul rotund pronator. Este extensor și abductor al mâinii.

*Mușchiul supinator* este un mușchi scurt și gros, situat profund față de mușchii precedenți. Mușchiul este profund situat, acoperit fiind de cei doi extensori radiali ai carpului, precum și de mușchii planului superficial al regiunii posterioare. Fața lui profundă acoperă articulația cotului. Este cel mai puternic și mai constant supinator al antebrățului și al mâinii.

**MUȘCHII MÂINII** .Deși cel mai mic segment al membrului superior, mâna posedă un aparat muscular complex, în raport cu mișcările fine pe care le execută. Are mușchi numai pe fața palmară și în spațiile interosoase, fața dorsală conținând doar tendoanele mușchilor posteriori ai antebrățului. Cei 19 mușchi ai palmei sunt grupați în trei regiuni: o regiune

laterală numită eminența tenară, care cuprinde mușchii ce deservesc degetul mare; o regiune medială numită eminența hipotenară, cu mușchii ce deservesc degetul mic; o regiune mijlocie, cu mușchii interosoși și lombricali. Ei sunt reprezentați în figura 2.10. [2], [33], [34], [47], [48].



**Figura 2.10. Mușchii mâinii [33]**

*Regiunea laterală* cuprinde patru mușchi, așezați pe trei planuri:

- primul plan planul întâi format dintr-un singur mușchi: scurt abductor al policelui;
- planul al doilea este format din doi mușchi: opozant al policelui, scurt flexor al policelui;
- planul al treilea format dintr-un singur mușchi: adductor al policelui.

Între mușchii planurilor I și II trece tendonul flexorului lung al policelui. Adductorul răspunde prin fața sa profundă interosoșilor primelor două spații.

*Regiunea medială* cuprinde patru mușchi, așezați pe trei planuri:

- primul plan format dintr-un singur mușchi: palmar scurt;

- planul al doilea format din doi mușchi: flexorul scurt al degetului mic, abductorul degetului mic;
- planul al treilea format dintr-un singur mușchi: opozantul degetului mic.

Cu excepția palmarului scurt, care este un mușchi cutanat, inserat pe aponevroza palmară, și pe fața profundă a pieii regiunii, ceilalți își au originea pe retinacul flexorilor, pe osul pisiform și pe osul cu cârlig, iar inserția pe baza proximală în cazul abductorului și a scurtului flexor, pe marginea medială a metacarpianului al cincilea, pentru opozant.

*Regiunea mijlocie* cuprinde tendoanele mușchilor flexori, mușchii lombricali și mușchii interosoși.

*Mușchii lombricali* sunt în număr de patru și sunt anexați tendoanelor flexorului profund al degetelor și situați pe același plan cu ele. Originea lor se găsește pe tendoanele flexorului profund al degetelor între care sunt situați. Primii doi se inseră pe câte un singur tendon, și anume pe fața laterală, iar ultimii doi, pe ambele tendoane învecinate.

*Mușchii interosoși* completează spațiile dintre metacarpiene și după situația lor, sunt de două feluri: palmari și dorsali.

## **2.2. Considerații biomecanice**

### **2.2.1. Considerații referitoare la biomecanica brațului**

Complexul umărului constă din humerus, claviculă, scapulă și articulațiile care le leagă într-o unitate funcțională, care funcționează interdependent cu poziția mâinii în spațiu și permit să fie executate funcții-mișcări complicate, brute și de îndemânare[17].

- Mișcarea scapulotoracică apare în principal la articulația sternoclaviculară, cu toate că suprafețele articulare sunt în formă de sa, articulația funcționează ca o articulație sferică cu trei grade de libertate (figura 2.11.). Mișcările sunt limitate de ligamente și compresia suprafețelor comune. Ridicarea și coborârea apar în principal între capătul radial al claviculei și discul articular. Este estimat că apare 45° la ridicare și 5° la coborâre, a doua mișcare fiind limitată de prima coastă. În mișcările de proiecție înainte și înapoi, discul și clavicula se mișcă unitar pe stern. Moseley a estimat că 15° de mișcare apare în fiecare direcție, pe când Abbott și Luca au afirmat că este posibilă rotația de 50°; totuși Bearn a obținut o rotație de 25° bazată pe experimentare pe

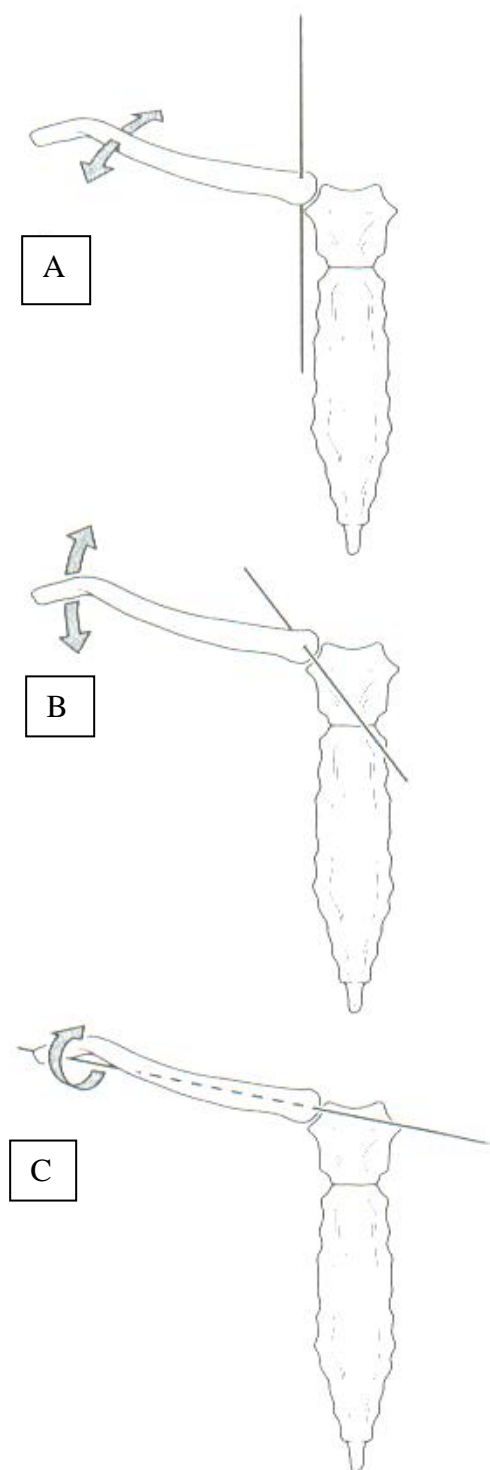
cadavre. De asemenea Dempster a obținut o rotație axială de 25° până la 30° a claviculei în articulația sternoclaviculară.

- Articulația acromioclaviculară mai funcționează și ca o articulație sferică și are trei grade de libertate (figura 2.12.). Mișcările care apar în jurul axei verticale prin articulație, rezultă din rotația scapulei în jurul capătului lateral a claviculei, mișcare denumită “zbor scapular”.

Dacă ar fi fost aplicate terminologii convenționale pentru mișcarea în articulația glenohumerală, după cum era susținut de Dempster, această mișcare ar fi fost echivalentă cu rotația internă și externă. Abbott și Lucas au descris mișcarea de 15° în jurul axei verticale. Rotația în jurul axei sagitale rezultă ca o rotație în sus și în jos a scapulei pe clavicula distală, mișcare numită abducție și adducție, folosind terminologia lui Dempster. Mișcarea scapulei în jurul axei frontale prin articulația acromioclaviculară provoacă înclinarea sau aplecarea scapulei în planul sagital, sau flexarea și extensia scapulei. Mișcarea în acest plan este limitată de contactul între scapulă și torace. Cu toate că mișcări semnificative au fost descrise în jurul acestor axe, în articulația acromioclaviculară la experimentele pe cadavre, puține mișcări apar în această articulație în vivo. Semnificația clinică a acesteia este că articulația acromioclaviculară, spre deosebire de articulația sternoclaviculară poate fi fuzionată fără pierderea funcției extremității superioare[17].

- Scapula se poate roti și mișca liniar pe torace din poziția de repaus. În general mișcările nu au loc independent una față de alta și toate mișcările trebuie să apară fie la articulația sternoclaviculară, fie la articulația acromioclaviculară sau la ambele. În general sunt descrise trei mișcări, de rotație și două de translație ale scapulei. Mișcările numite ridicare și coborâre. Translația scapulei înspre și dinspre coloana vertebrală a fost denumită adducție și respectiv abducție.

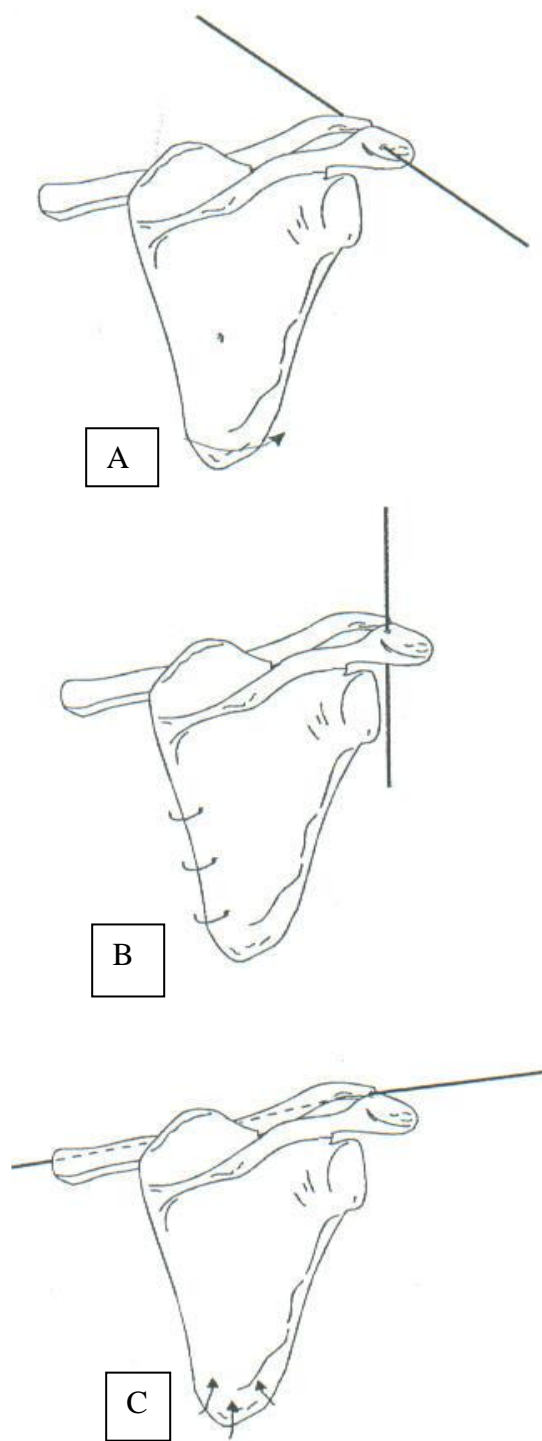
Rotația scapulei în jurul axei sagitale rezultă în înclinația în sus sau în jos a fosei glenoide. Această mișcare a fost etichetată atât ca adducție, cât și abducție în sus sau în jos. Mișcarea completă a extremității superioare necesită aprox. 60° de rotație scapulară în acest plan, care rezultă din înclinarea progresivă în sus a fosei glenoide, astfel furnizând o bază pe care se mișcă capul humeral. De la 0° până la aprox. 80° a mișcării brațului, rotația scapulară este predominant un rezultat a ridicării claviculei în articulația sternoclaviculară. Faza mijlocie a mișcării brațului descrisă de Bagg și Forrest are loc între 80° și 140° din mișcarea totală a brațului. Aceasta este descrisă ca cea mai stresantă fază a ridicării brațului și este faza când apar cele mai multe rotații scapulare.



**Figura 2.11. Cinematica articulației sternoclaviculare [17]**

- A. Rotația anteroposterioară în jurul unui ax vertical,**
- B. Ridicarea și coborârea în jurul unui ax anteroposterior,**
- C. Rotația în jurul axului de-a lungul claviculei.**





**Figura 2.12. Cinematica articulației acromioclaviculare [17]**

- A. Rotație în jurul unui ax anteroposterior(abducție-adducție),**
- B. Rotație în jurul unui ax vertical,**
- C. Rotație în jurul unui ax mediolateral.**

Rotația scapulară este datorată mișcărilor continue ale claviculei în articulația sternoclaviculară și rotațiile limitate ale scapulei pe claviculă la articulația acromioclaviculară. În faza finală a ridicării brațului în planul scapular, mișcarea claviculară devine tot mai mult limitată de tensiunea în ligamentul costoclavicular, pe măsură ce mușchii scapulari, puternici, continuă să rotească scapula în sus. Mișcarea scapulei pe claviculă la articulația acromioclaviculară este limitată de ligamentul coracoclavicular. Tensiunea generată în acest ligament, pe măsură ce procesul coracoid se mișcă dinspre claviculă, produce o rotație dorsală a claviculei în jurul axei sale longitudinale. Din cauză că, clavicula are formă de manivelă, această rotație determină capătul acromial al claviculei să se ridice și mai mult, ducând scapula cu el. Ruptura ligamentelor coracoclaviculare în răniurile separației acromioclaviculare, întrerup acest mecanism. Dacă aceste ligamente nu sunt intacte, scapula poate să nu se rotească suficient în timpul ridicării brațului, rezultând suprasolicitarea tuberozității mari împotriva procesului acromion. Van der Helm a spus că absența ligamentului conoid ar duce la creșterea stresului torsional în articulația acromioclaviculară și chiar la deteriorarea articulației [17].

Centrul instantaneu de rotație a scapulei (ICR) variază de-a lungul ridicării brațului, poziția sa indicând unde apare prima dată mișcarea. Bazându-se pe dovezi radiografice, Dvir și Berme au spus că ICR a fost lângă rădăcina spinului scapulei, între 90° și 100° ale mișcării brațului și la articulația acromioclaviculară în timpul fazei finale a ridicării. Similar Bagg și Forest au descoperit că ICR al scapulei ar fi lângă rădăcina spinei scapulare, în timpul primelor 80° a ridicării brațului. Prin urmare ICR s-a mutat de-a lungul spinului scapular spre articulația acromioclaviculară pe măsură ce brațul a fost ridicat între 80° și 140° și a atins articulația acromioclaviculară în faza finală a mișcării. Poppen și Walker au relatat puțin mai diferit mișcarea ICR. În acest studiu ICR a fost localizat inițial lângă centrul scapulei, mișcându-se superior și median în timpul primelor 60° ale ridicării brațului și apoi mișcându-se superior și lateral către articulația acromioclaviculară [17].

Rotația scapulei în alte planuri, a fost mai puțin studiată. Poppen și Walker au descris rotația scapulei în jurul axei coronale în timpul brațului în planul scapular, care a rezultat în mișcarea unghiului superior a scapulei departe de corp. În timpul elevării brațului au fost măsurate 40° de mișcare din radiografii. Van der Helm de asemenea a descris mișcarea posterioară și în sus a unghiului inferior al scapulei în timpul abducției planului coronal într-un model de element finit. Această mișcare este descrisă ca „înclinație și aplecare” scapulară.

Rotația internă și externă apar în jurul axei verticale. Rotația internă, mișcare a scapulei în jurul peretelui toracic, combină translațiile liniare dinspre coloana vertebrală, rotația scapulei în jurul capătului claviculei și mișcarea anterioară a capătului lateral al claviculei. Inversul acestei mișcări combinate rezultă în retragerea scapulară. Abbott și Lucas descriu 50° de extindere scapulară, 35° datorate mișcării anterioare a claviculei la articulația sternoclaviculară și 15° datorate rotației scapulare pe claviculă în articulația acromioclaviculară [17].

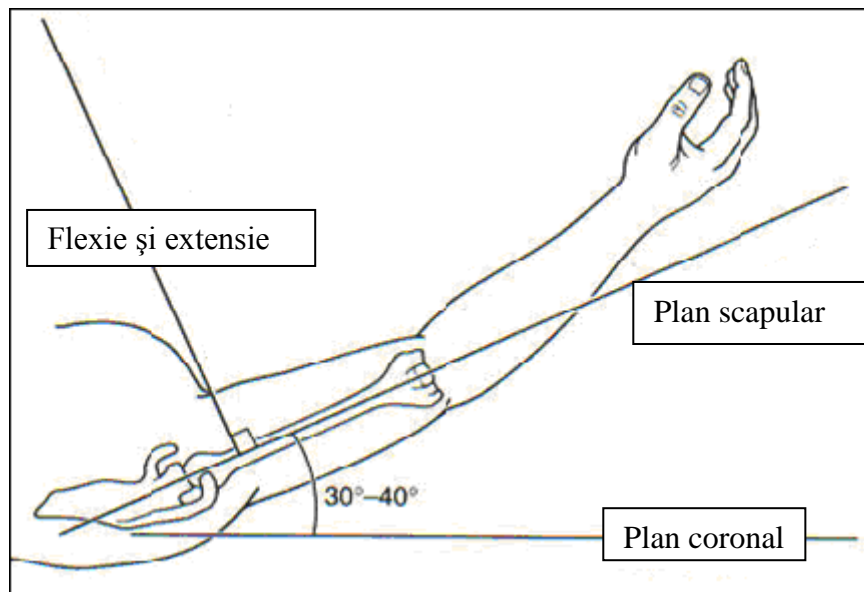
### OSTEOCINEMATICA

Articulația glenohumerală este o articulație sferoidală cu trei grade de libertate. Majoritatea cercetărilor au investigat mișcarea glenohumerală în planurile anatomice ale corpului sau cu alte cuvinte au descris mișcarea humerală în raport cu trunchiul nu cu scapula. Rotația internă și externă are loc în planul transversal și gama de mișcări disponibilă depinde de gradul de ridicare al brațului. Flexiunea și extensiunea au loc în planul sagital și flexiunea e însoțită de unele rotații mediale. După spusele lui Gagey și colegilor săi, rotația mediană se datorează creșterii tensiunii în ligamentul coracohumeral când are loc mișcarea humerusului în acest plan. Abducția are loc în planul coronal și e în general acceptată ideea că această mișcare trebuie însoțită de rotația externă a humerusului. Această rotație externă a fost presupusă a fi necesară pentru ca tuberozitatea mai mare să treacă sub acromion. Cercetările mai recente sugerează faptul că rotația externă are loc datorită creșterii tensiunii în capsula inferioară și în ligamentul glenohumeral. Tensiunea în acest ligament limitează abducția în plan coronal de la 60° la 90°, când humerusul e menținut în rotație internă în timpul mișcării în acest plan. Abducția în plan coronal crește între 90° și 120°, când humerusul se poate roti extern [17].

De mult e recunoscut faptul că poziția finală a humerusului e aceeași, indiferent de planul în care are loc mișcarea. Epicondilul humeral se îndreaptă în față iar humerusul e în planul scapulei. Aceasta e poziția de stabilitate oso-ligamentară maximă și de maximă congruență între suprafețele articulare. Nu e posibilă o rotație cu humerusul în această poziție strânsă.

Mișcarea humerusului are loc în mod natural în planul scapulei, de la 30° la 40° anterior față de planul coronal (figura 2.13.). Brațul e în mod natural ridicat în planul scapulei nu în planul coronal sau sagital al corpului. Capsula nu e răsucită când are loc mișcarea în acest plan și rotația humerală externă nu e necesară pentru ca tuberozitatea mai mare să

părăsească acromionul. Flexiunea și extensia au loc într-un plan la unghiuri drepte față de planul scapular.



**Figura 2.13. Mișcarea humerală [17]**

Johnston a demonstrat că mișcarea humerală ar trebui descrisă în raport cu scapula nu cu trunchiul și că termenii „plan scapular de abducție” și „abducție adevărată” au fost folosiți pentru a descrie mișcarea în acest plan. Adevărata flexiune și extensie are loc într-un plan la unghiuri drepte față de planul scapulei.

În abducția din planul scapular mușchii deltoid și supraspinos sunt aliniați optim pentru a efectua abducția humerusului și capsula articulației glenohumerale nu e răsucită. Nu se cere o rotație a umărului când mișcarea are loc în acest plan. În fazele finale de mișcare în plan coronal sau sagital are loc o creștere a tensiunii în componentele capsulei și în complexul ligamentos, necesitând mișcarea humerusului în plan scapular, pentru a atinge ridicarea absolută. Gama de mișcări posibile în articulația glenohumerală în timpul ridicării în planul scapular variază de la 100° la 115°.

### 2.2.2. Considerații referitoare la biomecanica antebrațului

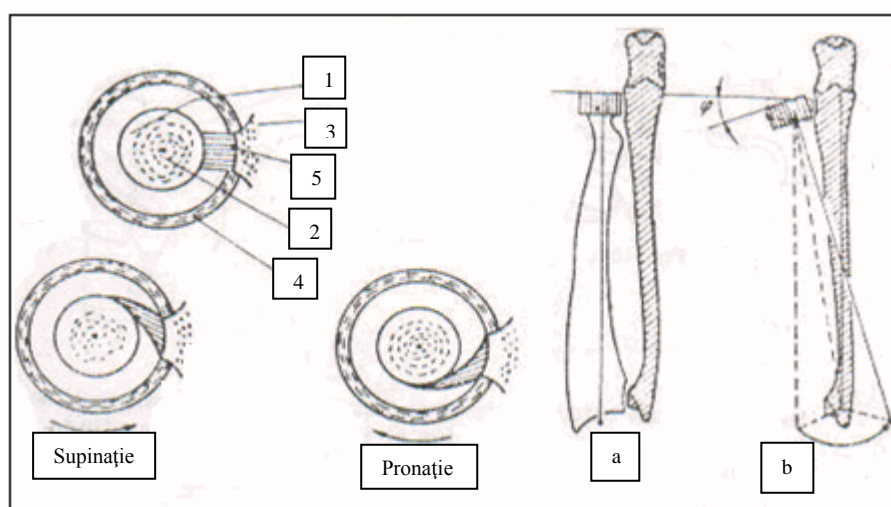
Prin extremitatea sa superioară, antebrațul participă la mișcarea de *flexie și extensie* ce se exercită la nivelul cotului. Prin extremitatea sa inferioară antebrațul participă la *biomecanica articulației pumnului*. În plus, el asigură inserția musculaturii care determină

mișcările pumnului și degetelor. Proprie însă biomecanicii antebrăului este mișcarea de *prono-supinație*. [1]

*Prono-supinația* este o mișcare de rotație a antebrăului care se face în jurul axului său longitudinal. Studiul mișcării de prono-supinație trebuie făcut cu cotul flectat, pentru a elimina mișcarea de rotație a umărului. În această situație supinația duce mâna cu palma în sus și atinge o amplitudine de  $90^\circ$ , iar pronația duce mâna cu palma în jos și atinge o amplitudine de  $85^\circ$  (pornind de la o poziție intermediară în care degetul mare privește în sus și palma înăuntru).

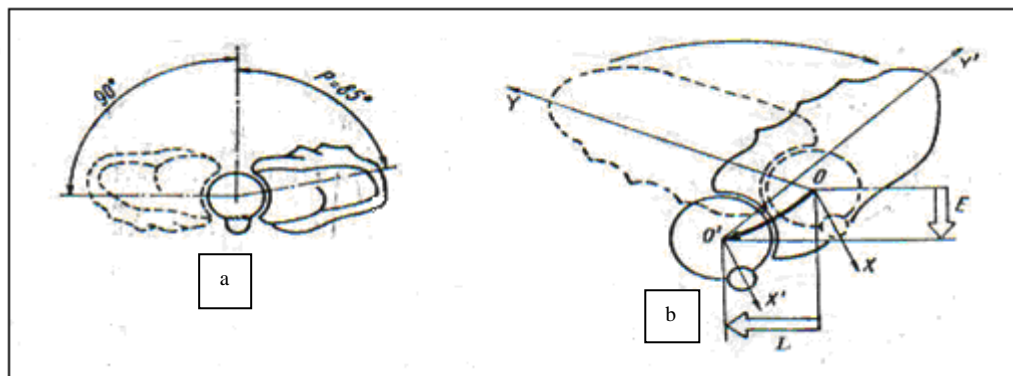
În supinație cele două oase ale antebrăului au axele longitudinale paralele. În pronație cubitusul și radiusul sunt încrucișate, astfel încât radiusul este cu extremitatea sa superioară extern față de cubitus, iar cu extremitatea sa inferioară intern față de capul cubital.

Mișcarea de prono-supinație este posibilă datorită formei oaselor antebrăului; curbura cu concavitatea internă a diafizei radiale permite mișcarea de pronație. Cele două articulații radio-cubitale acționează concomitent în timpul mișcării de prono-supinație. În articulația radio-cubitală superioară mișcarea principală este cea de rotație a capului radial (1)(figura 2.14.), în jurul axei sale(2), în interiorul inelului osteo-fibros constituit de mica cavitate sigmoidă(3) și ligamentul inelar(4). Mișcarea este limitată de ligamentul pătrat al lui Denuce(5). În cursul mișcării de rotație, de la supinație la pronație, planul feței superioare a capului radial se înclină în jos și în afară. În supinație axa radiusului este paralelă ce cea a cubitusului (figura 2.14.a); în pronație axa radiusului este oblică în jos și înăuntru, iar planul superior al capului radial (care este perpendicular pe axa radiusului) este oblic în jos și în afară, făcând un unghi  $\varphi$  cu planul orizontal (figura 2.14.b) [1].



**Figura 2.14 . Mișcarea de prono-supinație**

În articulația radio-cubitală inferioară mișcarea principală este o rotire a extremității inferioare a radiusului în jurul cubitusului (figura 2.15.a) [1].

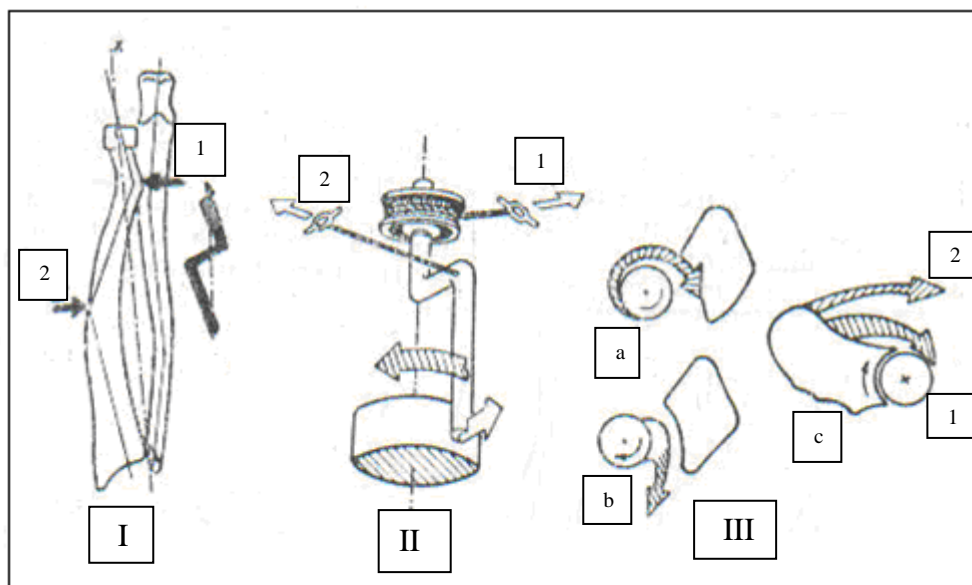


**Figura 2.15. Rotirea radiusului**

Deși clasic se consideră că în timpul mișcării de pronosupinație cubitusul rămâne fix, s-a demonstrat că și el se mișcă, descriind un arc de cerc( $OO'$ ) (figura 2.15.b). Deplasarea cubitusului este rezultatul a două mișcări elementare: o componentă longitudinală ( $E$ ) care reprezintă o mișcare de extensie a cubitusului la nivelul cotului și o mișcare transversală ( $L$ ); explicată printr-o mișcare de lateralitate a cubitusului la nivelul cotului; această mișcare este amplificată la nivelul extremității sale distale grație lungimii brațului de pârghie diafizară. După concepția clasică, în care radiusul este mobil și cubitusul fix, axa mișcării de pronosupinație trece prin mijlocul capului radial, se îndreaptă în jos și înapoi pentru a atinge marginea internă a apofizei stiloide cubitale, prelungindu-se spre baza degetului cinci. Cubitusul are rolul unui pivot fix. Alți autori consideră că axa mișcării trece prin axa mâinii (metacarpianul și degetul trei). În realitate în cursul mișcărilor de pronosupinație, datorită combinării mișcării radiusului și a cubitusului, axa biomecanică nu este stabilă; direcția ei variază în raport cu necesitățile de mișcare [1].

Pronosupinația este realizată de un cuplu de forțe musculare antagoniste produse de mușchii supinatori și pronatori. Forma radiusului explică modul de acțiune a acestor două grupe musculare. Radiusul poate fi comparat cu un arbore cotit având trei segmente: unul superior, colul, oblic în jos și înapoi, unul mijlociu, jumătatea superioară a diafizei, oblică în jos și în afară (unghiul celor două segmente ce realizează curbura supinatorie este localizat la nivelul tuberozității bicipitale(1) (figura 2.16.I.) și unul inferior, oblic în jos și înapoi

(formând cu cel mijlociu un unghi obtuz deschis intern-curbura pronatorie (2)). Axa arborelui trece prin extremitatea radiusului [1].



**Figura 2.16. Cuplul de forțe musculare**

Pentru a fi posibilă mișcarea, o forță exterioară trebuie să deruleze un tractor înfășurat pe unul din segmentele arborelui(1) (figura 2.16.II.), fie să tragă de vârful uneia din curburi(2). Dintre supinatori, scurtul supinator (figura 2.16.III.), înfășurat în jurul colului radial are o acțiune de „derulare” provocând supinația. Bicepsul inserat pe tuberozitatea bicipitală (vârful curburii supinatorii) are efect de tracțiune în determinarea supinației. Pronația este determinată de pătratul pronator(1) înfășurat în jurul extremității inferioare a cubitusului (acțiune de derulare) și de rotundul pronator(2) inserat pe vârful curburii pronatorii (efect de tracțiune).

Comportarea membranei interosoase în cursul mișcărilor de prono-supinație este interpretată diferit. Autorii clasici consideră că membrana interosoasă este în tensiune maximă în poziția intermediară, în care spațiul interosos este cel mai larg și că tensiunea ei scade atât în mișcare de supinație cât și cea de pronație. Alți autori consideră că fibrele membranei interosoase se întind în supinație limitând mișcarea și se relaxează în pronație. Cercetările tensometrice par a demonstra că fibrele membranei interosoase intră diferențiat în tensiune în cursul mișcării, pronația tensionând fibrele superioare, iar supinația pe cele inferioare.

Conformația particulară a oaselor antebrăului, prin care numai cubitusul se articulează cu humerusul și numai radiusul cu oasele pumnului, impune participarea membranei interosoase la transmiterea forțelor de compresiune de la mână la braț. Sprijinul pe pumn (în timpul căderii) se face în poziția de pronație, poziție în care fibrele membranei interosoase ar fi relaxate (cel puțin parțial). Pentru a explica transmiterea forțelor de la radius, care ia contact cu pumnul, la cubitus, care ia contact cu humerusul, s-a recurs la mai multe explicații:

- accentuarea curburii radiusului, ceea ce pune în tensiune membrana interosoasă;
- o serie de mușchi extensori ai pumnului au fibre inserate pe membrana interosoasă și o pun în tensiune prin contracția lor;
- masele musculare contractate realizează împreună cu osul un sistem unic de a transmite forțe de compresiune.

Cercetări de tensometrie realizate pe antebrăul cu și fără membrană interosoasă, solicitat la compresiune, demonstrează că prezența membranei interosoase determină o uniformizare a solicitărilor axiale de compresiune în cele două oase ale antebrăului [1].

## 2.2.2. Forțele musculare în biomecanica membrului superior

### MUȘCHIUL ÎN REPAUS ȘI ÎN ACTIVITATE

Mușchiul prezintă trei proprietăți fizice caracteristice prin care se deosebește de celelalte țesuturi: elasticitatea, contractibilitatea și tonicitatea [37].

Forma și dimensiunile de repaus ale mușchiului se pot modifica activ și pasiv: în mod activ prin contracție; în mod pasiv prin întindere datorită unor forțe extrinseci (forța gravitațională și contracția antagoniștilor), deoarece de la sine un mușchi nu se poate lungi niciodată.

*Elasticitatea și extensibilitatea.* Un mușchi relaxat se lasă întins fără să opună nici o rezistență până la lungimea inițială de repaus. Peste această limită opune rezistență crescândă forței de întindere și revenire, datorită elasticității, la dimensiunile de repaus după încetarea acțiunii forței deformatoare.

*Contractibilitatea* este proprietatea activă și cea mai esențială a mușchiului. Ea se datorește diferențierii structurale a fibrei musculare. Excitabilitatea constituie premisa pentru producerea unei contracții. Contractibilitatea este proprietatea fibrei musculare de a răspunde printr-o contracție la un stimul care în mod fiziologic este exclusiv impulsul nervos. Această



manifestare mecanică a procesului de contracție constă în realizarea unei tensiuni interne. Proprietatea fundamentală a fibrei musculare este capacitatea de a exercita o tensiune, de a dezvolta o forță, care tinde să apropie între ele cele două extremități ale mușchiului. Această tensiune realizată în timpul contracției este apoi utilizată mecanic în mai multe feluri, în funcție de forțele externe ce acționează simultan în sens opus, luând naștere una din următoarele moduri de contracție:

1. contracție izotonică, mușchiul se scurtează și produce o mișcare în cazul că forța musculară depășește forța externă;
2. contracție izometrică, forța externă este prea mare și nu permite o mișcare, mușchiul nu se scurtează, contracția se manifestă prin creșterea tensiunii.

*Tonusul muscular.* Tonusul este starea de contracție ușoară și permanentă a mușchiului în repaus și se manifestă printr-un mic grad de tensiune. Fiziologii disting diferite forme de tonus: tonus de repaus, tonus reflex, tonus plastic.

Tonusul este o contracție tetanică slabă, însoțită deci de fenomenele caracteristice activității musculare.

*Forța și amplitudinea contracției* sunt cele două calități funcționale ale contracției musculare și reprezintă factori intrinseci ai activității musculare.

*Forța de contracție* este în raport cu numărul fibrelor musculare ce intră în compoziția unui mușchi. Pentru același volum, numărul fibrelor variază după organizarea internă. Dispoziția obică a fibrelor pe tendon permite acumularea unui număr mare de fibre. Într-un efort maxim acționează simultan toate fibrele existente într-un mușchi.

*Forța absolută sau tensiunea* este forța de contracție maximă raportată la 1 cm<sup>2</sup> secțiune fiziologică. O singură fibră musculară poate dezvolta o forță de 100-300 mg. Dacă toate cele ~ 250 milioane de fibre musculare existente în musculatura scheletică a omului ar acționa simultan și în același sens, ar rezulta o forță de ~ 50 tone. Pentru a caracteriza posibilitățile de lucru ale unui anumit mușchi, se poate exprima cifric forța lui maximă, înmulțind secțiunea fiziologică cu valoarea forței absolute.

*Amplitudinea scurtării* este înălțimea la care un mușchi în contracție poate ridica o greutate. Mușchii cu fibre lungi, dispuse paralel, produc mișcări ample și accelerații mari, ei sunt mușchi de viteză. Amplitudinea depinde și de starea de întindere a fibrei în momentul contracției. O fibră musculară întinsă în prealabil se poate scurta cu 30-50% din lungimea ei inițială. Un mușchi în ansamblu se poate scurta cu cel mult 45-57% din lungimea lui din starea de repaus [1].

*Lucrul mecanic* (travaliul muscular) se realizează în timpul mișcării și se calculează înmulțind forța mușchiului cu amplitudinea mișcării. Doi mușchi cu secțiune fiziologică egală dar cu lungime diferită, vor dezvolta o forță egală și un lucru mecanic diferit. Un mușchi realizează lucru mecanic doar în contracție izotonică.

În afară de factorii intrinseci, efectul concret al acțiunii musculare este în funcție și de o serie de factori intrinseci, care rezultă din felul cum mușchiul se încadrează în aparatul locomotor și conlucrează cu alte forțe.

Cercetările în domeniu arată că mecanismele prin care se explică producerea forței musculare se bazează pe observația că nu fibra însăși este adevărata unitate funcțională a mușchiului, ci unitățile motoare ale acestuia.[11].

Un mecanism considerat încă valabil, este *meccanismul Huxley*, care spune că producerea forțelor se bazează pe un proces secvențial de alunecare relativă a unităților motoare, care se interconectează astfel încât, prin modificarea continuă a lungimii mușchiului și a secțiunii sale fiziologice, să rezulte forțe cu valori și direcții diferite. Alte cercetări au stabilit că responsabilă pentru procesul de interconectare/deconectare a unităților motoare este afinitatea chimică a fibrelor musculare față de trifosfatul de adenozină [11].

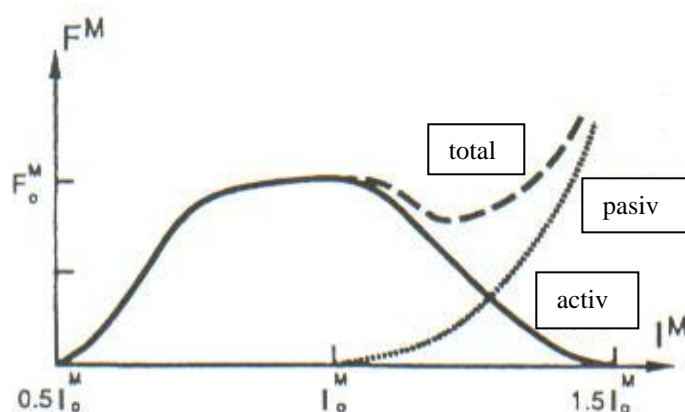
#### RELAȚIA FORȚĂ-LUNGIME

Relația forță-lungime este una dintre cele mai dezbătute în mecanica mușchiului. Problema principală este modul în care variază forța mușchiului cu lungimea sa, în condițiile de viteză zero ( izometrice ) [17].

Când se ia în considerare întregul mușchi, predominant este efectul rezistenței pasive a elementelor vâscoelastice care contribuie la schimbarea forței totale înregistrate și modul în care variază cu lungimea mușchiului (figura 2.17.).

Analiza în vivo a relației forță-lungime este o raritate. Măsurătorile efectuate asupra unor mușchi ai brațului la voluntari cu amputări cinetoplastice, totuși au arătat că mușchii se comportă în același mod.

Mușchii pasivi a căror lungime este egală sau mai mică cu lungimea de repaus, oferă o rezistență mică la tragere. Odată depășită această lungime, mușchiul nestimulat înregistrează o rezistență crescută la deformații a căror sursă principală ar putea fi elasticitatea miofibrilară. Această rezistență pasivă nu variază cu nivelul activării musculare, după cum poate fi văzut în figura 2.8. [17].



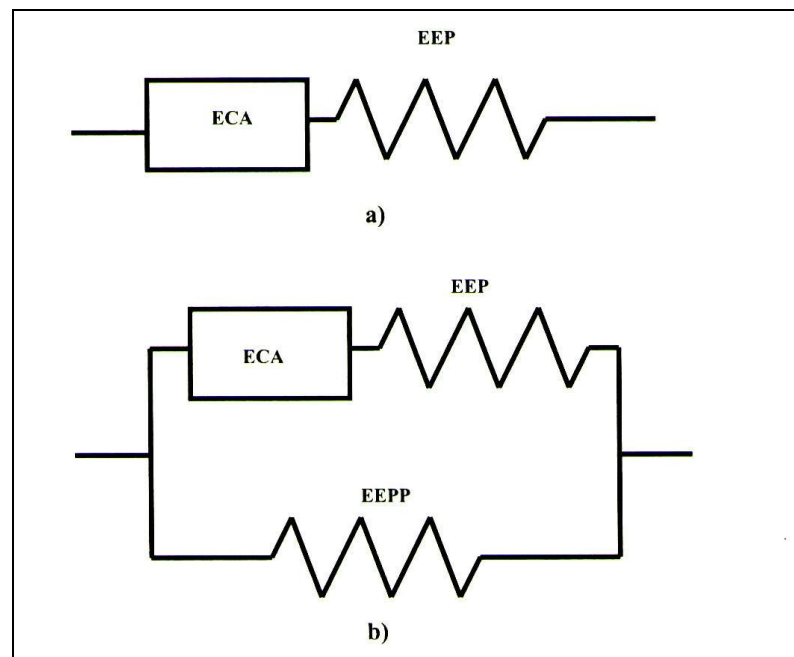
**Figura 2.17. Relația forță-lungime, cu componentele pasivă și activă,  
 $F^M$ -forța musculară,  $F_o$ -forța maximă,  $l_o$ -lungimea optimă**

Pe de altă parte nivelul de activare scăzut conduce la o tensiune joasă și în consecință la o forță activă scăzută. Deoarece forța activă nu poate fi separată fizic de forța pasivă, calculele biomecanice ale echilibrului forțelor articulare se referă la total (forța activă și pasivă) prin termenul „forță musculară”.

Forma relației forță-lungime depinde de proprietățile arhitecturale ale lungimii și penanției (așezarea pe tendon) fibrei.

În ceea ce privește dependența dintre lungimea mușchiului și forța dezvoltată în condiții izometrice, trebuie luat în considerare și explicația cea mai plauzibilă, furnizată de *modelul Hill*. Acest model este simplu, considerând mușchiul ca fiind format dintr-un element contractil activ ECA operând în serie cu un element elastic EEP (figura 2.18.a).Elementele fiind în serie sunt supuse la aceleași forțe [11], [36].

ECA reprezintă fibra musculară în care se produce forța activă. EEP descrie proprietățile elastice pasive ale structurii (aceleași cu a unui arc). Deci, elementele înmagazinează energie în timpul alungirii și o descarcă în sistem, când revine la lungimea inițială. Lungirea totală este suma lungirilor componentelor. În timpul contracției mușchiului în condiții de izometrie, forța crește lent, aceasta se datorează scurtării ECA simultan cu lungirea EEP, care se manifestă ca un element amortizor pentru creșterea bruscă a forței musculare. Dacă lungimea fibrei este mai mică decât valoarea optimă, o scurtare suplimentară a fibrei va conduce la scăderea forței produse, însoțită de o scurtare simultană a EEP.



**Figura 2.18. Modelul Hill de funcționare a mușchiului [11]**

Pentru a explica comportarea pasivă a mușchiului, se introduce în model un al treilea element, tot elastic, dar plasat în paralel cu primele două (figura 2.18.b) [17].

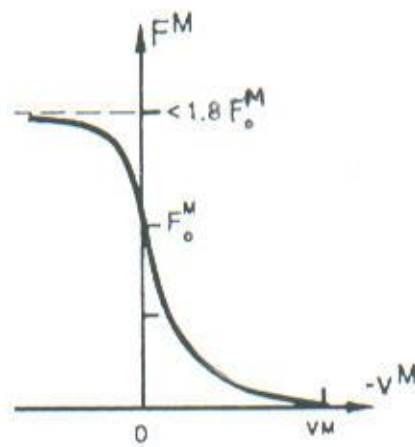
Elementul EPPP previne ruperea mușchiului în timpul alungirii sale pasive. Când ECA se contractă, dezvoltă o forță, preluată parțial de EPPP, prin legătura în paralel a acestora.

Toate aceste considerații sunt valabile doar în condiții statice, la deformări lente, în condițiile dinamice, comportarea fiziologică se modifică, impunând alte modele de studiu [17].

### RELAȚIA FORȚĂ-VITEZĂ

Relația forță-viteză este a doua funcție mecanică a mușchiului scheletului care a fost în centrul numeroaselor studii de-a lungul anilor. Similar studiilor relației forță-lungime, cercetările au fost direcționate către nivelul fibrei musculare, către întregul mușchi stimulat sau către mușchiul în cadrul corpului viu. În cel din urmă caz, măsurătorile din studiile în vivo sunt cuplul de torsiune și nu forța efectivă produsă în mușchi [17].

Descrierea generală a relației forță-viteză a fost explorată intensiv; experimentele erau bazate pe stimularea maximă a unui mușchi care se poate scurta și alungi împotriva unor sarcini discrete, interpretând situația cu adevărat izotonic.



**Figura 2.19. Relația forță-viteză (izotonic)**

Prezentarea grafică a rezultatelor (figura 2.19.) arată clar două ramuri: convexă și concavă. În timpul contracțiilor concentrice forța și viteza sunt în legătură inversă, în funcție de formula următoare:

$$V = b \cdot (F - F_0) / F + a \quad (2.1)$$

unde  $V$  este viteza mușchiului,  $F_0$  este forța maximă a mușchiului la condiții izometrice și o lungime optimă a mușchiului.  $F$  este forțe mușchiului și  $a$  și  $b$  sunt constante rezultate experimentale. Prin rearanjare, această relație hiperbolică poate fi rezolvată pentru  $F$ , după cum urmează:

$$F = (F_0 \cdot b - a \cdot V) / b + V \quad (2.2)$$

De asemenea se poate obține viteza maximă  $V_0$  prin egalarea lui  $F$  cu zero, ceea ce duce la următoarea ecuație:

$$V_0 = b \cdot F_0 / a \quad (2.3)$$

Aceste relații nu se explică în ramura excentrică a curbei. Descoperirile în vitro demonstrează că forța produsă este în general independentă de viteza la care mușchiul se alungește și că teoretic maximul său poate să nu fie mai mare de  $1,8 F_0$ . Observația anterioară este amplu suportată de studiile în vivo (izocinetic) ale contracțiilor excentrice [17].

Similar cu rezistența pasivă la elongație, caracteristic curbei forță-lungime, în relația forță-viteză, există un răspuns dependent de viteză care reflectă inerența compoziție vâscoelastică a mușchilor și prin urmare nu este în legătură cu componenta reflexivă.

S-a sugerat că spasticitatea și nefolosirea mușchilor ar putea altera proprietățile extensibile ale acestora și că trebuie ținut cont de această schimbare și anume prin evitarea tehnicilor de vitalitate rapidă și întindere intensivă.

### VECTORUL ACȚIUNII MUȘCHIULUI ȘI BRAȚUL MOMENT

Analiza acțiunii mușchiului în termeni de forțe generalizate și reacțiile produse în articulații și structurile asociate, necesită informații care nu pot fi obținute din parametri fizici și mecanici descriși anterior: lungimea mușchiului și a fibrei, încordarea mușchiului comparativ cu tendonul, unghiul penajiei .

Specific, deoarece expresia dominantă a activității mușchiului este mișcarea de rotație în articulațiile descrise este esențial cunoașterea factorilor cum ar fi: direcția instantanee a vectorului forței și vectorul forțelor. Pentru a determina acești factori, corpul uman trebuie reprezentat spațial ca un sistem de conexiuni rigide (segmente) a căror poziții relative una față de alta sunt cunoscute. Odată ce poziția conexiunii este cunoscută, este întreprins un proces de dimensionare în care dintre bazele date normative se încadrează parametrii antropometrici ai pacientului (înălțime, greutate, grosimea stratului de piele, tipuri somatice și lungimea și diametrul segmentului). Locația regiunilor de inserție a mușchilor și a altor structuri pot fi calculate în raport cu conexiunile.

Deoarece nici o altă abordare mai bună nu e disponibilă, teoria larg acceptată a similarităților elastice consideră că dimensionarea este de fapt un proces liniar, dimensiunile crescând sau scăzând proporțional în toate măsurătorile[17].

Există două probleme majore cu privire la direcția vectorului acțiunii mușchiului. Una este asociată cu faptul că în multe cazuri, mușchii se prind pe suprafețe de inserție și nu în puncte de inserție. Cealaltă, care este mai greu de explicat este legată de curbările mușchiului; unele dintre ele nu pot fi tratate ca simple linii și vectorul lor de acțiune nu arată pur și simplu distanța de la origine la inserție (sau invers). În ce privește problema anterioară , metoda comună este de a reprezenta zona de inserție prin centru său, care este în principiu media geometrică a ariei (de ex. centrul unui cerc sau elipsă). Cu privire la a doua problemă, au fost adoptate câteva moduri de abordare pentru reprezentarea vectorului acțiunii. În cel mai simplu caz, mușchiul poate fi reprezentat ca o linie dreaptă folosind coordonatele de dimensionare ale originii ( $x^o, y^o, z^o$ ) și inserțiile ( $x^i, y^i, z^i$ ) pentru a obține cosinuzii direcțiilor vectorului, lungimea sa și ecuația sa descriptivă. Atunci ecuația poate fi folosită pentru a rezolva lungimea

instantanee a brațului forței, coordonatele centrului sau axei instantanee de rotație a articulațiilor relevante.

#### MOMENTUL DE ROTAȚIE DEZVOLTAT DE MUȘCHI ȘI RELAȚIA SA CU POZIȚIA UNGHIULARĂ A ARTICULAȚIEI

Momentul mușchiului, care este obținut prin produsul dintre vectorul forței musculare și brațul său, este echivalentul mecanic al „puterii” fiziologice. Atât forța cât și brațul momentului variază cu schimbarea poziției unghiulare a articulației. Cu toate că inițial variația este în mare măsură dictată de relația forță-lungime, cea din urmă este o funcție a gradului de alunecare, rotație și rulare care are loc în articulație.

Determinarea lui  $l_0$  în vivo este de o mare varietate. Pe de altă parte este rezonabil că pentru majoritatea mușchilor nearticulați, capetele ariei de mișcare coincid cu cea mai scurtă sau cea mai mare lungime a încordării mușchiului. Din cauza relației forță-lungime, care este o funcție monoton descrescătoare de la  $l_0$  către lungimea cea mai scurtă posibil, mușchii putând în general să depășească  $l_0$  cu mai mult de 10%, este rezonabil să ne așteptăm ca relația moment dezvoltat de mușchi-poziția unghiulară a articulației să reflecte variațiile în brațul forței. Relația moment-poziția unghiulară a articulației în contracțiile maxime poate fi determinată fie din testele statice (izometrice) sau dinamice (izocinetica vitezei joase).

#### SISTEMELE DETERMINATE STATIC

Dacă fiecare mușchi ar fi responsabil pentru o singură mișcare (ex. în cazul articulației cotului: brahialii pentru flexie, tricepsul pentru extensie, supinatorul pentru supinație și pronatorul pentru pronție), modelele matematice simple ar fi suficiente pentru a afla forța exercitată de mușchi într-o activitate specifică. Totuși biomișcarea este distinctă și anume în mod natural există mai mulți mușchi decât e nevoie strict la o mișcare. Aceasta creează o problemă biomecanică principială a cărei esență e determinarea exactă a contribuției fiecărui mușchi la sarcina totală din articulație[17].

O încercare de rezolvare prin măsurători directe (în vivo) a forței mușchiului ar fi o sarcină extraordinară. Cu toate că este posibil implantul unui traductor de forță și măsurarea forței exercitată de mușchi, această intervenție este evident limitată, doar la animale.

Folosirea electromiografiei (EMG), din mai multe motive, nu este o soluție viabilă pentru evaluarea forțelor musculare; în pofida unor mari dezvoltări nu a fost încă perfectată suficient de mult pentru analizarea contracțiilor dinamice, în comparație cu analiza statică. Pe

de altă parte ar trebui admis că EMG poate fi folosită eficient fie pentru garantarea soluțiilor analitice sau pentru ghidarea selecției unui set de soluții mai potrivit. În orice caz, modul de determinare în analiza biomecanică modernă a problemelor musculoscheletale este prin modele matematice[17].

Metodele matematice modelează o „unitate forță-mișcare”, care constă în interacțiunea a două componente de bază: *componenta biologică*, încercând articulația, structurile asociate pasive ale sale și mușchii, și *sistemul de forțe extern*, adică *rezistența* pe care corpul trebuie să o învingă sau să o împiedice (cum ar fi ridicarea obiectelor). Principiile de bază ale modelului sunt următoarele:

1. Mușchii generează doar acele forțe de interacțiune (întindere).
2. Ligamentele și capsulele preiau numai forțe de întindere.
3. Articulațiile sunt fără frecare și sunt încărcate prin compresiune.
4. Articulațiile au o axa de rotație bine definită față de care pot fi calculate brațele tuturor forțelor.

Conform concepției mai simple, sistemul de forțe biomecanic are o soluție unică, ce poate fi găsită prin reducerea numărului de necunoscute (majoritatea forțe musculare) la numărul de ecuații echivalente. Aceasta se poate realiza prin comasarea mai multor mușchi într-un „grup de lucru”, prin atribuirea proporțională a forțelor specifice între mușchi sau prin ignorarea unor mușchi a căror contribuție la dezvoltarea momentului din articulații este considerată neglijabilă. Aceste proceduri conduc la un sistem de ecuații static determinat în care numărul de necunoscute este egal cu numărul de ecuații [17].

Principalul sistem static determinat nu necesită nicio reducere. Considerăm o situație simplă, plană, în care segmentul 2 va fi conectat printr-o articulație într-o anumită poziție relativă cu segmentul 1 (figura 2.20.). În principiu un mușchi ( $m$ ) ar fi suficient pentru a suporta momentul rezistiv generat și poate dezvolta o forță suficientă. Presupunând că valoarea momentului rezistiv ( $M_{ext}$ ) poate fi calculată, forța generată de mușchi ( $F_m$ ) poate fi determinată folosind următoarea ecuație de echilibru:

$$\sum \vec{M} = r_m \times F_m + M_{ext} = 0 \quad (2.4)$$

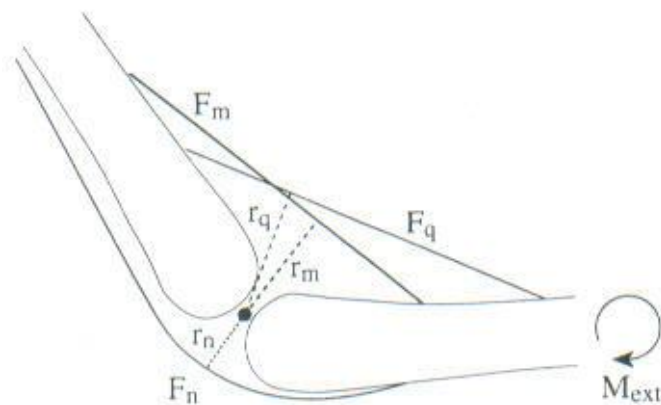
unde  $r_m$  este vectorul care reprezintă brațul forței musculare. În exemplul ipotetic, presupunem că  $m$  are un braț al forței de 40 mm și momentul extern este de 30Nm. Forța ( $F_m$ ) este prin urmare egală cu  $30/0,04$  sau 750N. Dacă alt mușchi  $q$ , funcționează odată cu  $m$  și se presupune că  $F_m=2 \cdot F_q$ , următoarea ecuație poate fi rezolvată pentru  $F_m$  și apoi pentru  $F_q$ :



$$\sum \vec{M} = \vec{r}_m \times \vec{F}_m + \vec{r}_q \times \vec{F}_q + \vec{M}_{ext} = \vec{r}_m \times \vec{F}_m + 0.5\vec{r}_q \times \vec{F}_m + \vec{M}_{ext} = 0 \quad (2.5)$$

Pentru a calcula forțele de reacțiune, este folosită ecuația de echilibru a forțelor după cum urmează:

$$\sum \vec{F} = 0 \quad (2.6)$$



**Figura 2.20. Configurația schematică a sistemului mușchi-articulație cu forțele musculare, brațele forțelor și momentul exterior**

Forțele care acționează în articulații sunt astfel calculate de-a lungul compresiei și intersecțiază axele articulației. În mod evident componenta compresivă nu necesită echilibrarea adițională deoarece funcționează împotriva unei plăci „solide” a cartilajului articular. Totuși, în funcție de geometria articulației, tensiunile pasive de natură ligamentoasă sau capsulară ar trebui să compenseze componenta comună, care tinde invariabil să disloce articulația.

Problemele care includ mișcarea segmentelor sunt rezolvate similar. De exemplu, se consideră cazul în care un segment se mișcă radial, relativ cu celălalt segment. Știind că momentul său de inerție și cinematica sa sunt cunoscute, se pot aplica următoarele ecuații și rezultă o soluție unică:

$$\sum \vec{F} = 0 \quad \sum \vec{M} = 0 \quad (2.7)$$

unde sunt adăugate componentele relevante. Pe de altă parte, dacă datorită inerției împărțită pe mușchi, unul din segmente se apropie prea repede, este inițiată în raport cu celălalt mușchi

o activitate contrară, astfel încât cei doi mușchi nu se contractă în același timp, iar forța poate fi determinată în mod asemănător.

În aceste modele simple este inerentă presupunerea că nu are loc nici o coactivare sinergică, nici antagonistă. Această presupunere este evident eronată și prin urmare poate fi utilizată numai atunci când există baze temeinice pentru existența ei. Pe de altă parte, însă metodele de reducere pot să ducă la obținerea unor aproximări rezonabile față de situația reală, de aici și aplicabilitatea lor, pe scară largă.

#### SISTEME STATIC NEDETERMINATE ȘI METODE DE REZOLVARE

Dintr-un punct de vedere pur matematic, situația se schimbă dramatic când presupunerile anterioare nu mai sunt valabile și anume când numărul mușchilor și a altor elemente de transmitere a sarcinilor este mai mare decât numărul ecuațiilor. Aceasta apare în așa-numitele probleme de distribuție, referindu-se la determinarea amplitudinii forței produse de mușchii P, bazat pe ecuațiile R, unde P este mai mare decât R. Deoarece în principiu există un număr infinit de soluții, la un astfel de sistem nu este posibil să determinăm o soluție unică și astfel sistemul devine *static nedeterminat* [17].

Astfel de sisteme sunt de regulă în biomecanica musculoscheletică și soluțiile lor dețin una din marile provocări în studiile moderne. De ex. în problemele precedente, presupunem că m, q și n se contractă concomitent, astfel apărând o coactivare agonist-antagonistă pe lângă sinergie. Ecuația care va trebui rezolvată, va fi:

$$\sum \vec{M} = \vec{r}_m \times \vec{F}_m + \vec{r}_q \times \vec{F}_q + \vec{r}_n \times \vec{F}_n + \vec{M}_{ext} = 0 \quad (2.8)$$

Dacă metoda simplei reduceri este exclusă, această ecuația trebuie suplimentată cu alte condiții sau ecuații de rezolvat. Astfel, există două abordări generale; o abordare care a atras o atenție considerabilă este că *optimizarea* este bazată pe presupunerile arbitrare și totuși fizic rezonabile, cum că activarea mușchilor este făcută în concordanță cu unele criterii. Mai mult, acest criteriu, care este cunoscut în termeni de *cost obiectiv* sau *funcții de penalizare*, va fi minimizată sau maximizată, spre ex. la tensiunile musculare sau respectiv rezistența musculară. Cealaltă abordare este bazată pe testarea tuturor combinațiilor posibile din cadrul unei soluții și selectarea acelor fizic viabile sau care întrunesc anumite criterii acceptate. Metodologic, a doua abordare se bazează pe tehnici de reducere, cu toate că este mai sofisticată decât prima.

Evoluția metodelor de optimizare în biomecanica musculoscheletică, a început cu folosirea modelelor liniare. Această abordare se bucură de o relativă ușurință a programării liniare, dar rezultatele sale nu sunt întotdeauna fizice. Abordarea nonliniară inițiată de Pedotti și colaboratorii săi, este mult mai complicată din punct de vedere matematic, dar duce la soluții fizice interpretabile[17].

## FORȚELE EXTERNE

Dintre forțele externe, cel mai mare impact asupra comportării statice a corpului uman o are *forța de greutate*. Această forță se consideră aplicată în centrul de masă al porțiunii respective a corpului. Forțele de greutate au întotdeauna direcția verticalei locului și se pot manifesta fie ca forțe active, fie ca forțe rezistente.

Mușchii ce intervin într-o anumită poziție statică, pentru a menține poziția împotriva forței gravitaționale se numesc *antigravitaționali*. De exemplu, în poziția ortostatică, poziție obișnuită de echilibru a corpului uman, toți mușchii posteriori ai trunchiului și ai membrului inferior își măresc starea de contracție statică și sunt deosebit de solicitați.

Efectul contracției unui mușchi este variabil în funcție de pozițiile corpului, fiind determinat de forța gravitațională. Aceasta poate să influențeze determinant și chiar să inverseze acțiunea unui mușchi.

O altă categorie de forțe externe, care acționează asupra corpului uman sau porțiunilor sale, sunt *cele care se manifestă sub formă de presiuni*, definite ca raport dintre forța elementară ce acționează perpendicular pe o suprafață elementară și aria suprafeței respective.

Studiul biostaticii se face pentru corpul uman sau porțiuni ale acestuia, aflate în poziții de echilibru, fără a se urmări mișcarea prin care se ajunge în aceste poziții. Ceea ce interesează în acest caz este activitatea statică (posturală) a mușchilor și care nu se manifestă prin deplasarea relativă a segmentelor corporale, sau absolută a ansamblului corpului. Există grupe musculare cu activitate preponderent statică, dar în general, pentru a ocupa posturi statice, sistemul muscular trebuie să funcționeze dinamic. Activitatea statică produce rapid oboseală, deoarece circulația la nivelul mușchiului este îngreunată în urma comprimării vaselor sanguine[17].

## 2.2.4. Forțele de legătură din articulații în biomecanica membrului superior

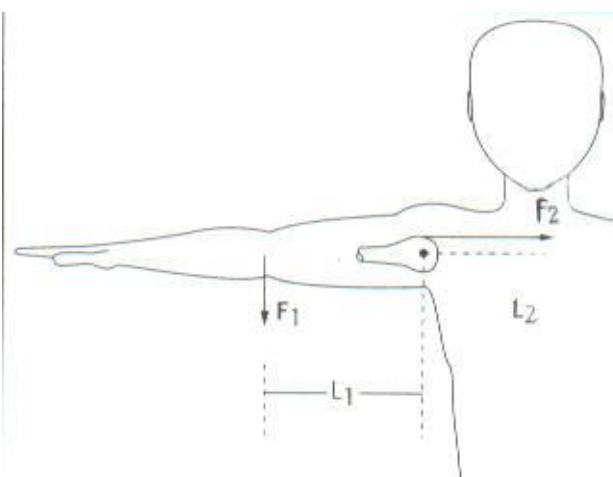
Extremitatea superioară a brațului este constituită pentru a îndeplini o varietate de funcții. Lanțul format din: torace, braț, antebrăț și mână (palmă), facilitează mișcarea într-un spațiu larg. Mâna poate atinge aproape orice punct dintr-o sferă cu centrul în centrul capului, cu o rază egală cu lungimea brațului. Limitele largi ale șirului de mișcări și orientări ale mâinii, permit apucarea și manipularea obiectelor sub control vizual sau în zone ascunse vederii. Brațul, antebrățul și palma pot executa mișcări rapide și puternice, dar fine și bine ghidate. Pot fi produse forțe și momente orientate în orice direcție. Intensitatea unor astfel de forțe și momente, depinde de poziția și orientarea relativă a mâinii în raport cu trunchiul [4], [20], [21].

Datorită alcătuirii complexe a zonei de rotație a umărului și numărului considerabil de mușchi implicați, sunt urmărite două aspecte în determinarea încărcării asupra articulației glenohumerale. Indiferent dacă sunt utilizate modele foarte simple ale articulațiilor sau este efectuată o analiză prin metoda elementului finit, acestea conduc la rezultate performante. Datorită simplificărilor drastice ale modelelor sau a numeroaselor presupuneri cerute de analiza complexă, putem să ne așteptăm ca astfel de investigații să descrie doar aproximativ intensitatea încărcării.

Articulația glenohumerală e încărcată chiar și atunci când brațul atârână fără vreo greutate în mână. Tensiunea mușchilor abductori balansează forța gravitațională a brațului orientată în jos. În timp ce forța de încordare a abductorilor nu este perpendiculară, o componentă a acestei forțe are sensul spre cavitatea glenoidă [4].

Dacă brațul e ridicat, forța necesară abductorilor pentru echilibru crește considerabil. În figura 2.21. se prezintă un model simplu de calcul al încărcării asupra articulației glenohumerale când brațul e ridicat la orizontală, dar fără nici o greutate în mână. Forța gravitațională  $F_1$  acționează asupra brațului, punctul de aplicare al forței e situat în centrul de gravitație al brațului (în vecinătatea articulației cotului). Presupunem că numai mușchiul deltoid e activat pentru a genera momentul necesar echilibrului. În echilibru, ținând cont de convenția de semne avem:

$$L_2 \cdot |F_2| - L_1 \cdot |F_1| = 0 \quad (2.9)$$



**Figura 2.21. Brațul ridicat la orizontală încărcat cu F1, forța gravitațională și F2, forța mușchiului deltoid [4]**

Prin acordarea unor valori, de 300 mm pentru L1, 3 cm pentru L2 și 30 N pentru forța gravitațională F1 a brațului (corespunzând a 5% din greutatea corporală a unui individ de 60 Kg), obținem pentru forța F2 a mușchiului deltoid:

$$|F_2| = |F_1| \cdot \frac{L_1}{L_2} \quad (2.10)$$

$$|F_2| = 300N$$

Reacțiunea din articulația O este opusă și egală cu suma vectorială a forțelor musculară și gravitațională. În cazul ilustrat, unghiul dintre forța musculară și gravitațională e de 90°. Intensitatea încărcării asupra articulației e calculată ca:

$$|O| = \sqrt{300^2 + 30^2} = 301,5N \quad (2.11)$$

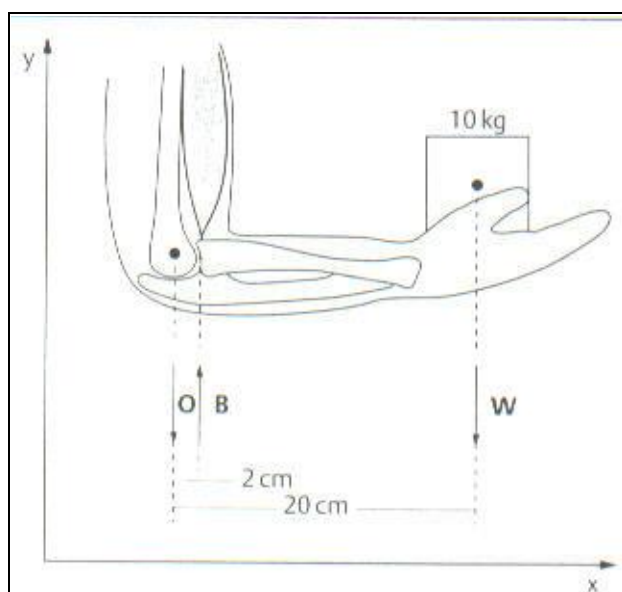
Forța O a capului humerusului asupra cavității glenoide este transmisă trunchiului prin intermediul articulațiilor scapulotoracică și sternoclaviculară. Frațiunea încărcării articulației transmisă prin intermediul acestor două articulații depinde de poziția părții superioare a brațului. Vectorul forței din articulație este orientat sub un unghi de :  $\arctang(30N/300N) = 5,7^\circ$ , față de orizontală. Dacă linia de acțiune nu intersectează cavitatea glenoidă, forțele musculare adiționale sunt necesare pentru menținerea stabilității articulației (modelul simplificat ar fi invalid).

Încărcarea adițională a articulației datorate unei greutăți ținute în mână, poate fi calculată folosind modelul menționat mai sus. Brațul momentului forței gravitaționale a

greutății e aprox.  $2 \cdot L_1$ . O greutate de 1 Kg în mână necesită o forță adițională a mușchiului deltoid de:  $10 \cdot 60/3 = 200$  N. Încărcarea asupra articulației va deveni astfel:  $300\text{N} + 200\text{N} = 500\text{N}$ .

### CALCULUL STATIC DIN ARTICULAȚIA COTULUI

Calculul încărcării O asupra articulației cotului în timpul susținerii unei greutăți în mână, e folosit aici ca exemplu al modelului biomecanic de calcul în plan, caz static (figura 2.22.) [4].



**Figura 2.22. Calculul static al încărcării articulației humero-umărului**

Antebrațul e ținut la un unghi de  $90^\circ$  față de partea superioară a brațului. Greutatea de 10Kg ținută în mână exercită o forță gravitațională de 98,1N asupra mâinii; această valoare este rotunjită la 100N în calculele următoare. Deocamdată se neglijează greutatea antebrațului. Pentru a menține echilibrul, bicepsul este activat. În raport cu sistemul de coordonate xy ilustrat, atât greutatea externă cât și forța musculară sunt paralele cu direcția y; forța gravitațională W și forța musculară B au numai componente pe y. Brațele forțelor externe și musculare sunt presupuse a avea câte 200 mm fiecare (valori rotunjite).

Când se scriu condițiile de echilibru pentru momente, trebuie acordată atenție utilizării corecte a semnelor. Forța musculară B efectuează o rotație în sens trigonometric (semn negativ); încărcarea W efectuează o rotație în sens orar (semn pozitiv).

$$- B \cdot 20 + 100 \cdot 200 = 0 \text{ Nmm} \quad (2.12)$$

Această ecuație dă forța musculară a bicepsului:  $B = 1000\text{N}$ .

În stare de echilibru suma (vectorială ) a forțelor este egală cu zero:

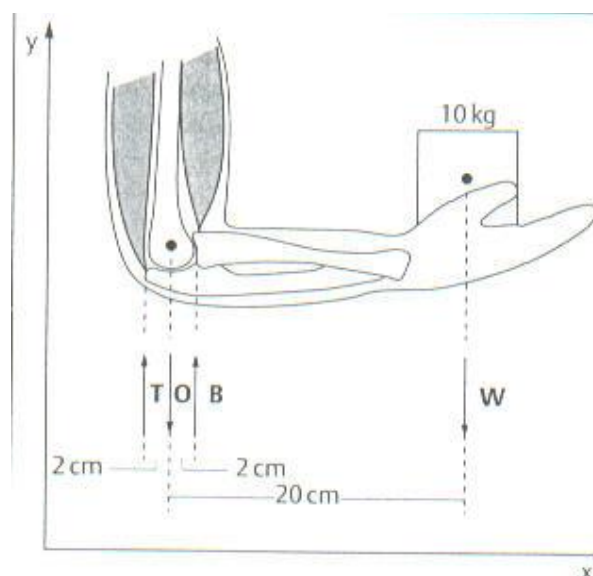
$$O + B + W = 0 \quad (2.13)$$

Reacțiunea din articulația O, necunoscută este calculată prin însumarea componentelor pe direcția y ale tuturor forțelor (în exemplu nu există forțe pe direcția orizontală, nu sunt componente pe x). Componenta pe y a forței gravitaționale W are semn negativ, ea indică direcția y negativă; forța musculară a bicepsului are semn pozitiv.

$$O + 1000N - 100N = 0; \quad O = -900N \quad (2.14)$$

Componenta pe y a reacțiunii din articulația O, are o valoare de 900N. Semnul negativ înseamnă că această forță este pe direcția negativă a axei y; humerusul este presat pe ulnă cu o forță de 900N.

În exemplul din figura 2.22. a fost stabilit echilibrul numai prin activarea bicepsului; activitatea antagonistă a mușchiului nu a fost considerată. Este o suprasimplificare , deoarece experiența demonstrează că mușchii agoniști și antagoniști sunt de obicei activați simultan pentru menținerea poziției și activității de funcționare. Totuși considerarea forței T a tricepsului în adăugarea forței B a bicepsului (figura 2.23.), ridică imediat problema că cele două condiții de echilibru sunt insuficiente pentru o determinare echivocă a două forțe musculare necunoscute (biceps și triceps) și forța necunoscută din articulație[4].



**Figura 2.23. Calculul static al încărcării articulației cu forța T a bicepsului și tricepsului**

Pentru a obține o soluție echivocă este necesară o ipoteză suplimentară. Pentru a descoperi limitele de schimbare a forței din articulație dacă un mușchi antagonist este activat, presupunem arbitrar că forța dezvoltată de triceps este mică, până la 25% din forța bicepsului:  $T = 0,25*B$ .

Pentru a menține calculul simplu, dacă se presupune în continuare că atât forța tricepsului cât și cea a bicepsului sunt orientate după direcția y pozitivă. Cu un braț al momentului tricepsului de 20 mm (valoare aproximativă) și cu referință la convenția de semne pentru momente obținem în echilibrul momentelor:

$$\begin{aligned} -20*B + 200*100 + 20*T &= 0 \text{ (Nmm)} \\ -20*B + 200*100 + 20*0,25B &= 0 \text{ (Nmm)} \end{aligned} \quad (2.15)$$

Din aceste două ecuații se obțin valorile lui B și T:  $B = 1333,3\text{N}$ ;  $T = 333,3\text{N}$ .

În echilibrul forțelor:

$$O + B + T + W = 0 \quad (2.16)$$

obținem pentru componentele pe y ale forțelor (rotunjite):

$$O + 1333 + 333 - 100 = 0 \text{ N}; O = -1566\text{N} \quad (2.17)$$

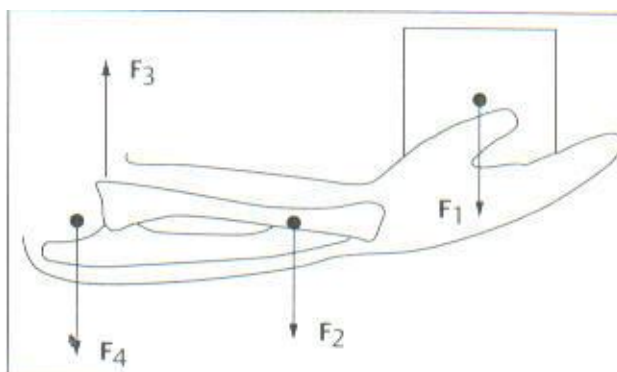
Forța din articulație ajunge la 1566N. Din nou semnul negativ indică faptul că humerusul este presat pe ulnă. Este evident că participarea mușchilor antagonoști duce la o creștere considerabilă a forței în articulație. Forța dezvoltată de un mușchi antagonist a fost presupusă a fi 25% din forța unui mușchi agonist; forța din articulație a crescut cu 74% (de la 900N la 1566N). Poate fi speculat faptul că natura determină activarea mușchiului antagonist (și o pune în legătură cu creșterea încărcării în articulație). Activarea mușchiului antagonist poate fi folositoare în stabilitatea articulațiilor. Dacă un mușchi e forțat să efectueze o mișcare împotriva rezistenței limită a mușchiului antagonist, rezultatul va fi o mai mare încărcare a articulației.

Cunoașterea încărcării asupra articulației humeroulnare permite estimarea tensiunii compresive asupra suprafeței articulației; estimare făcută cu ajutorul aplicării formulei presiunii medii  $P_{med}$ . Dacă presupunem o suprafață de compresiune proiectată (suprafața articulației văzută din direcția forței din articulație între humerus și ulnă, de  $5\text{cm}^2 (= 5*10^{-4}\text{m}^2)$  și dacă introducem forța din articulație de 900N (calculată fără activitatea mușchiului antagonist), obținem:

$$P_{med} = 900/5*10^{-4} \text{ N/m}^2; P_{med} = 1,8\text{MPa} \quad (2.18)$$



În general modul de determinare a forțelor din articulație în stare de echilibru static poate fi reprezentat ca în figura 2.24. [4].



**Figura 2.24. Diagrama pentru determinarea încărcării asupra articulației**

Această diagramă e denumită „diagrama corpului liber”. În cazul menționat mai sus sunt inițial cunoscute valoarea, direcția și punctul de aplicație a forței externe  $F_1$  și (pentru a completa descrierea) forța gravitațională a brațului și mâinii  $F_2$ . Aceste forțe sunt considerate în centrul de gravitație al încărcării externe, respectiv al antebrațului. Doar punctul de aplicație și direcția forței musculare  $F_3$  sunt cunoscute din observațiile anatomice. Referitor la forța  $F_4$  este cunoscut numai punctul de aplicare datorită faptului că frecarea între suprafețele articulare este neglijabilă; această forță este aplicată în centrul de rotație. (Argumentul de susținere ale acestor fapte este că lipsa frecării din articulație face ca acestea să nu poată transmite momente. Dacă forța din articulație nu ar fi aplicată în centrul de rotație, ar rezulta un moment și o mișcare de rotație, modificând astfel condițiile de echilibru static .

Prima dată este determinat momentul forței musculare și (cunoscând brațul forței musculare) valoarea forței musculare  $F_3$ , din condițiile de echilibru ale momentelor. Al doilea pas este determinarea valorii și direcția forței din articulație  $F_4$ , din condițiile de echilibru a forțelor. Ipotezele simplificatoare pentru efectuarea unor astfel de calcule sunt:

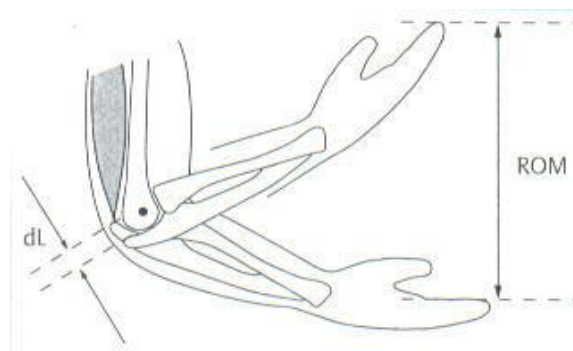
- i)presupunerea unui singur mușchi activ, excluzând în mod special activarea mușchiului antagonist,
- ii)presupunerea unei aplicări punctiforme a forțelor musculare și ale tendoanelor asupra oaselor,
- iii)ignorarea tensiunii elastice ale altor mușchi, capsulelor articulare sau ligamentelor care pot intervenii în problema articulației în cauză.

Respectând forțele musculare și încărcările asupra articulațiilor, rezultatele obținute la articulația cotului sunt tipice pentru toate articulațiile sistemului locomotor[4].

Pe această bază se pot formula câteva concluzii cu caracter general:

- Forța musculară necesară pentru garantarea echilibrului este în general mai mare decât forțele externe ce acționează asupra corpului. Aceasta se datorează mărimii brațului forțelor externe în comparație cu brațul momentelor forțelor musculare. Pentru oasele lungi ale extremităților există regula că brațele forțelor externe sunt comparabile cu lungimea oaselor, în timp ce brațele forțelor musculare sunt comparabile cu diametrul oaselor.
- Intensitatea încărcării asupra articulației este în mod esențial determinată de forța musculară; forța externă aduce numai o contribuție neînsemnată.
- Minimul absolut al forței din articulație are loc când este activat numai mușchiul antagonist. Activitatea adițională a acestui mușchi crește invers proporțional cu reacțiunea din articulație.
- Datorită formelor oaselor din articulații care sunt în general neregulate, va rezulta pe suprafețe mici de contact o tensiune de compresiune foarte mare.

Motivul fundamental pentru valoarea ridicată a forțelor musculare și din articulații, constă în funcția anatomică și forma constructivă a mușchilor (figura 2.25.). Mușchii pot produce forțe de tensionare cu valori mari, în timp ce schimbarea lungimii mușchiului este limitată la valori relativ mici. Dacă amplitudinea de mișcare (range of motion-ROM) a unei articulații e mare, mușchiul trebuie să fie poziționat lângă articulație, din motive geometrice. Brațul forței  $dL$  în raport cu centrul său de rotație va fi deci mic. Altfel, mușchiul poziționat departe de articulație va determina o schimbare necesară în lungime care ar depăși limita de toleranță a mușchiului [4].



**Figura 2.25. Încărcările din articulație în cazul tipurilor de mișcare (ROM)**

În concluzie se observă că brațele forțelor externe (sau ale greutateii corporale) sunt de obicei mult mai mari decât brațele forțelor musculare. Raportul brațelor forțelor musculare față de forțele externe, determină o forță musculară mare pentru a garanta echilibrul. Forțe musculare mari determină forțe mari în articulații. Forțe mari în articulații, determină în consecință o presiune mare pe suprafața intraarticulară [4].

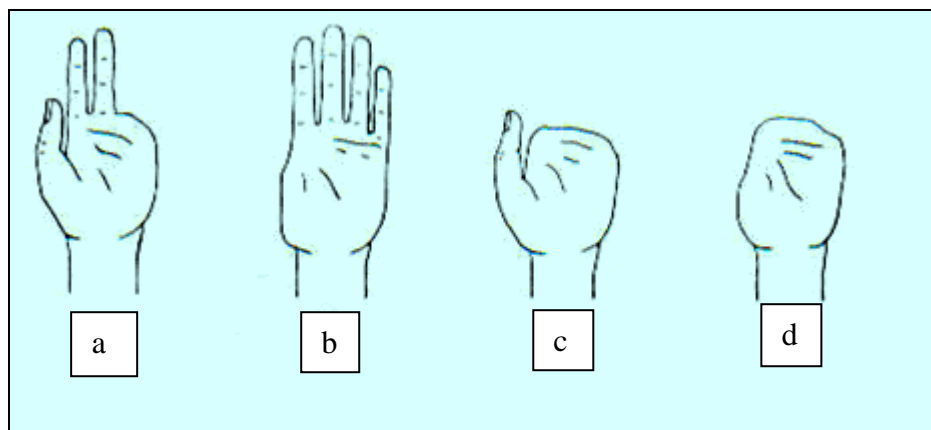
### **2.3. Concepte constructive pentru proteze**

#### **Proteze cosmetice și funcționale pentru braț, antebraț și mână**

La alegerea unei proteze trebuie luat în considerare nivelul amputației, funcțiile pe care le așteaptă să le primescă, funcțiile cognitive ale pacientului, activitatea pacientului, importanța aspectului protezei și chiar costuri [27],[52],[53],[54].

Deci nivelul amputațiilor membrului superior uman reprezintă factorul primordial în alegerea unei proteze.

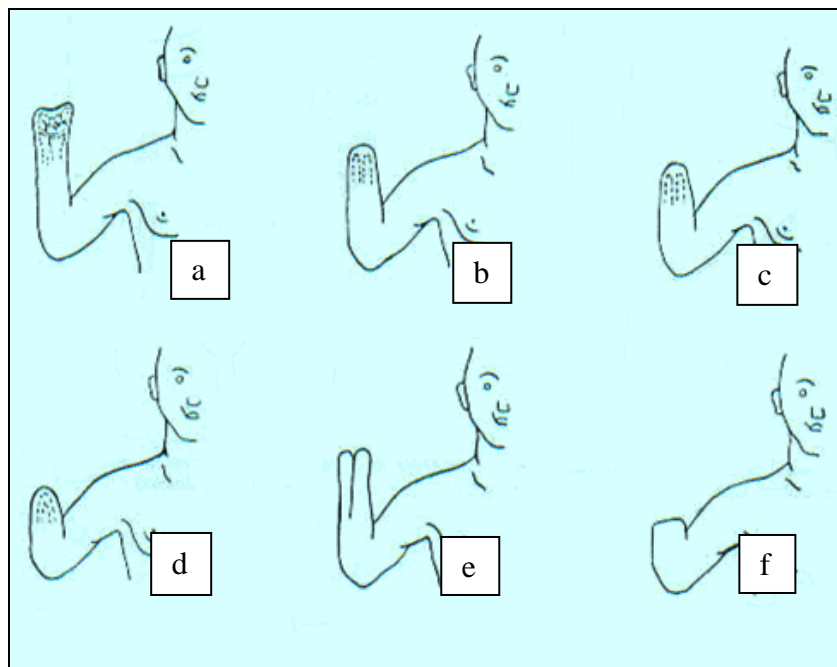
*Amputațiile la mână* pot exista în diverse forme, dar, din cele mai des întâlnite amintim următoarele (figura 2.26.): lipsa degetului inelar și a degetului mic (a), lipsa policelului (b), existența doar a policelului și lipsa celorlalte degete (c), precum și lipsa totală a degetelor (d).



**Figura 2.26. Diverse amputații la nivelul mâinii**

*Amputațiile la nivelul antebrațului* pot fi și ele clasificate în cele ce urmează (figura 5.2.): amputație la baza antebrațului (a), amputație care permite mișcare bună de pronție (b), bont mai scurt dar care permite încă mișcare de pronție (c), amputație care nu permite

mișcare de pronație (d), deschiderea (suprafeței interosoase) a radiusului de ulnă-tip „Kruckenberg” (e) și bont scurt de antebraț (f) (Fig. 2.27.) [27].



**Figura 2.27. Amputații la nivelul antebrațului**

Clasificarea amputațiilor la nivelul brațului poate fi (Fig. 2.28.): bont lung (a), amputație la jumătatea humerusului (b), bont scurt (c) și amputație totală cu articulația umărului (d).

Când amputația este cerută la nivelul umărului sau a antebrațului, funcțiile pe care o proteză trebuie să le îndeplinească sunt dificile. Mulți pacienți caută protezele cosmetice pentru a îmbunătăți imaginea corpului în locul protezelor complexe-funcționale[27],[54].

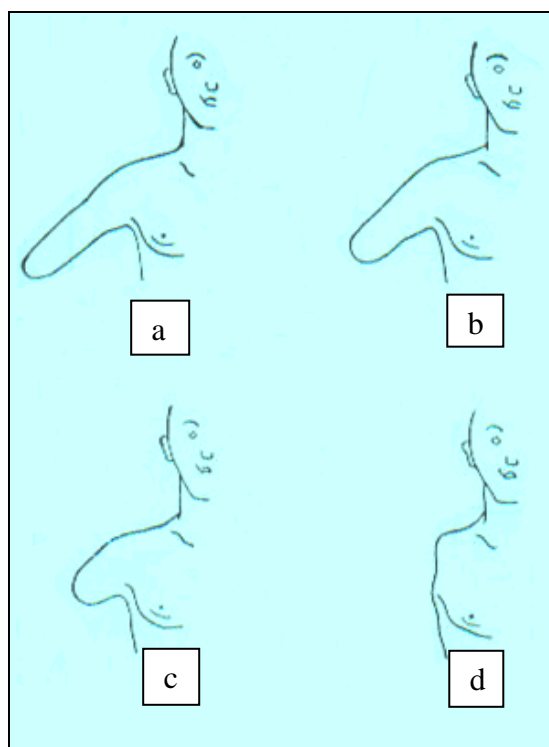
Ideal pentru pacientul care are nevoie de o proteză de membru superior, prioritar trebuie să fie reabilitarea operației. Aceasta permite șansa de a evalua ajutorul postoperator prin dorința execuției exercițiilor de mișcare, întărirea organismului și antrenament în activitățile zilnice. Totuși amputațiile brațului sunt de natură traumatică, acest fapt neputându-se evita.

În timpul amputației chirurgicale, mai multe procese pot lua maximalizarea funcțiilor brațului. Aceste procese includ următoarele:

-forma terminației osului. Acesta poate ajuta să minimizeze țesuturile moi ale traumei din margini ascuțite și neregulate;

-când câțiva nervi fac mișcarea posibilă ușoară, precisă și permit pătrunderea înspre țesuturile moi, având puțină probabilitate de a produce traumă în urma procedurii chirurgicale;

-în timpul închiderii pielii, poziția marginilor răni evită proeminențele și bonturile osoase. Aceasta împiedică presiunea care poate apare la inciziile de la proteze.



**Figura 2.28. Amputațiile brațului**

În chirurgia ortopedică există și *proteze temporare*, care pot fi sigure și preferate de pacienți conșienți de efectul lor. Uzual protezele temporare sunt fixate rapid, la amputațiile pacienților tineri, caz în care reabilitarea fizică este o muncă integrată cu protezele specialiștilor ortopezi. Alternativ la pacienții mai în vârstă sau cu boli vasculare, o proteză dă șansa de refacere completă. Protezele temporare trebuie ajustate individual la pacienți, nefiind potrivite la toți și pot fi pregătite sau definitive.

Protezele pregătite țin seama de evoluția pacientului cu proteze, la refacerea mai rapidă și de protezele definitive, deoarece alveola preparată poate fi utilizată la refacerea membrului rezidual spre forma sa.

## PROTEZE COSMETICE ȘI FUNCȚIONALE PENTRU BRAȚ

În general o proteză înlocuiește cât mai mult posibil funcțiile sau aspectul părții lipsă din corp. Ea trebuie să fie confortabilă la purtat, ușor de pus și de luat jos, ușoară, durabilă și aspect cât mai plăcut [27], [54].

O proteză trebuie să îndeplinească funcțiile mecanice și să fie ușor de întreținut. Continua dezvoltare merge de la a fi mai mult cosmetice în defavoarea funcțiilor pe care trebuie să le îndeplinească.

Protezele funcționale, în general se pot împărți în două categorii:

- Proteze acționate prin cabluri (prin puterea corpului);
- Proteze myoelectrice.

Prima categorie, au greutate și costuri moderate, sunt durabile și pot fi mai puțin cosmetice, dar ajută mai mult mișcărilor în defavoarea celor myoelectrice și imprimă o mult mai mare mișcare părții reziduale a brațului.

Protezele myoelectrice pot oferi mai multe funcții și aspect cosmetic, dar în general sunt mai grele și mai scumpe. Ele cer o mai mare întreținere și funcționează prin transmiterea activității electrice, pe care o emite membrul rezidual și este detectată de un motor electric.

Există două tipuri de proteze myoelectrice:

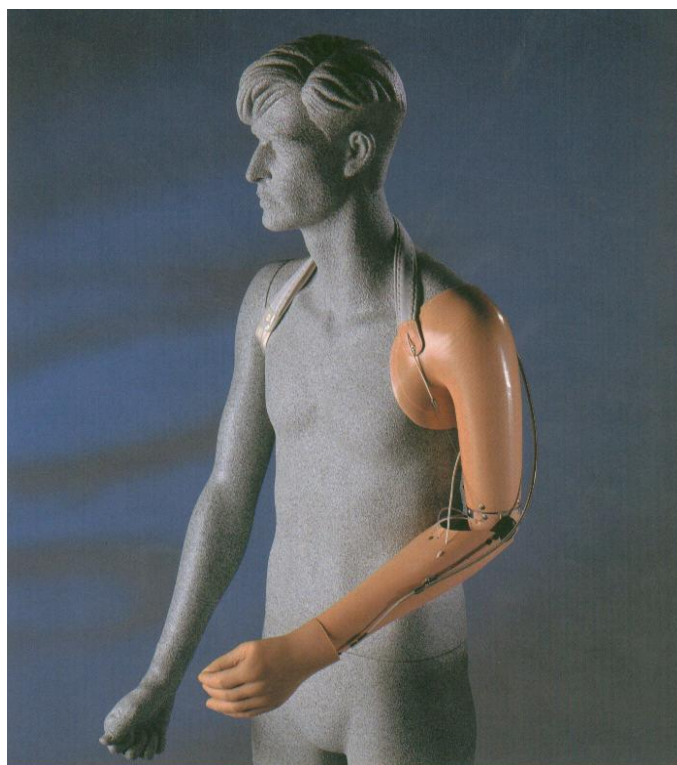
- două părți/două mecanisme funcționale sunt separate electronic pentru flexie și pentru extensie;
- o parte/două mecanisme funcționale care au un electrod pentru ambele mișcări: flexie și extensie. Pacientul utilizează pentru mișcare, contracția mușchilor cu putere diferită. De exemplu o puternică contracție deschide mecanismul, iar o contracție slabă îl închide.

Funcțiile cele mai importante pe care o proteză de mână trebuie să le îndeplinească sunt:

1. Precizia prehensiunii, în care palma cu policele și indexul să aibă proprietatea de a apuca mici obiecte;

2. Prehensiunea cu trei degete „trepied”, în care palma cu policele, cu degetul mijlociu și indexul execută apucarea ;
3. Prehensiunea laterală, când palma cu policele are proprietatea cu aspectul lateral al indexului de a apuca mici obiecte;
4. Prehensiunea „cârlig”, în care articulația distal interfalangeală și proximal interfalangială au policele închis;
5. Prehensiunea „sferică”, atunci când degetele împreună cu policele sunt flectate.

Când alegem o proteză se construiește un model al brațului rămas pentru a-i determina forma și dimensiunile. Trebuie acordată atenție la partea de bont rămas pentru fixarea protezei. Cu cât bontul este mai scurt cu atât posibilitatea de mișcare a protezei este mai mică și deasemenea este nevoie de mai multă forță pentru mișcare. [54].



**Figura 2.29. Proteză totală de braț**

Un alt tip de proteză de braț este cea acționată prin cabluri pentru extremitatea brațului și are control prin hamuri (figurile 2.29.,2.30.). În partea de jos a cotului protezei cablul de control activează mâna sau un cârlig protetic. În acest caz nivelul înalt al amputației cere un ham al umărului parțial elastic. Cele trei hamuri de control activează: terminația

mecanismului (c), la fel de bine și flexia (b) și blocarea articulației cotului (a). Aceste funcții cer mișcări precise pentru a fi performante la amputațiile brațului și fixarea protezei. Precizia potrivirii hamurilor, precum și antrenamentul intensiv al pacientului sunt condițiile esențiale pentru funcționarea bună a extremităților brațului protezei[54].



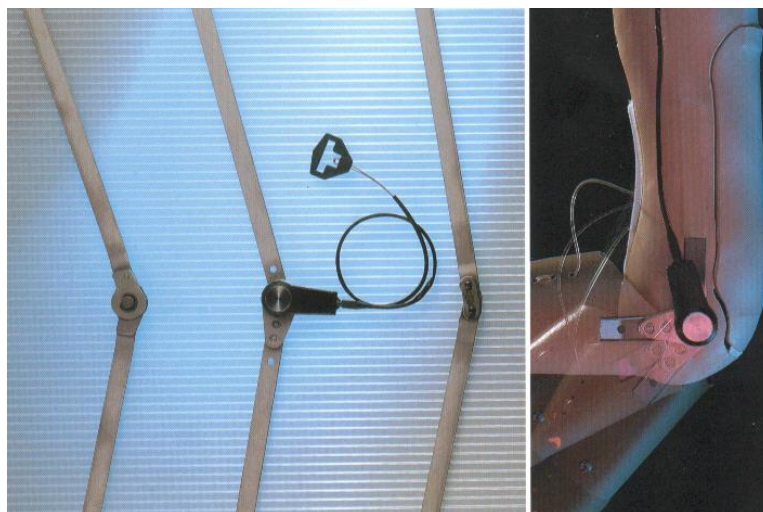
**Figura 2.30. Proteză de braț cu control prin cabluri**

Pentru siguranța tipurilor extremității brațului protezei sau a ortezei, blocările articulației brațului sunt componente funcționale importante pentru ghidare și conectare (figura 2.30.).

Părțile tehnice variază de la conexiunile articulației flexibile, la blocarea articulației și diversele articulații ale cotului. Pentru a se individualiza, la pacient avem nevoie de o selecție care poate fi făcută dintr-o varietate de controale a blocărilor. O construcție foarte interesantă este articulația cotului cu blocare la împingere (Fig. 2.31.). Componentele articulației cotului cuprind: o articulație dată prin rotirea deplasării locașului (are 18 poziții de blocare în pași de 7.2°, însumând un unghi de aprox. 130°, pentru flexie-extensie), a doua articulație este fără



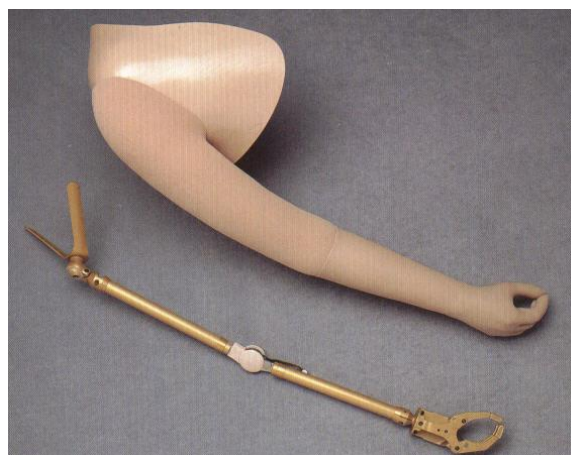
blocare iar profilul bării plate este aplicabil la dreapta sau la stânga brațului pentru orteze sau proteze.



**Figura 2.31. Articulație pentru cot**

Mecanismele pentru terminații pot fi *active* sau *pasive*. Cele pasive au aspect cosmetic, uneori nu se pot distinge de o mână naturală, dar sunt mai puțin funcționale. Cele active sunt mai mult funcționale și se împart în două categorii: cârlige și mână protetică cu cablu sau mecanism myoelectric.

Componente ale modulului de braț, cum ar fi: proteza cosmetică și cablurile de activare pentru extremitățile brațului pot fi fabricate spre exemplu în sistem modular (figura 2.32.) [54].



**Figura 2.32. Sistem modular : proteză cosmetică și cabluri de activare**

Partea cosmetică poate fi finisată individual, dând modulului protezei un aspect cât mai natural. Modulul componentelor pentru extremitățile brațului sunt remarcabile pentru următoarele avantaje:

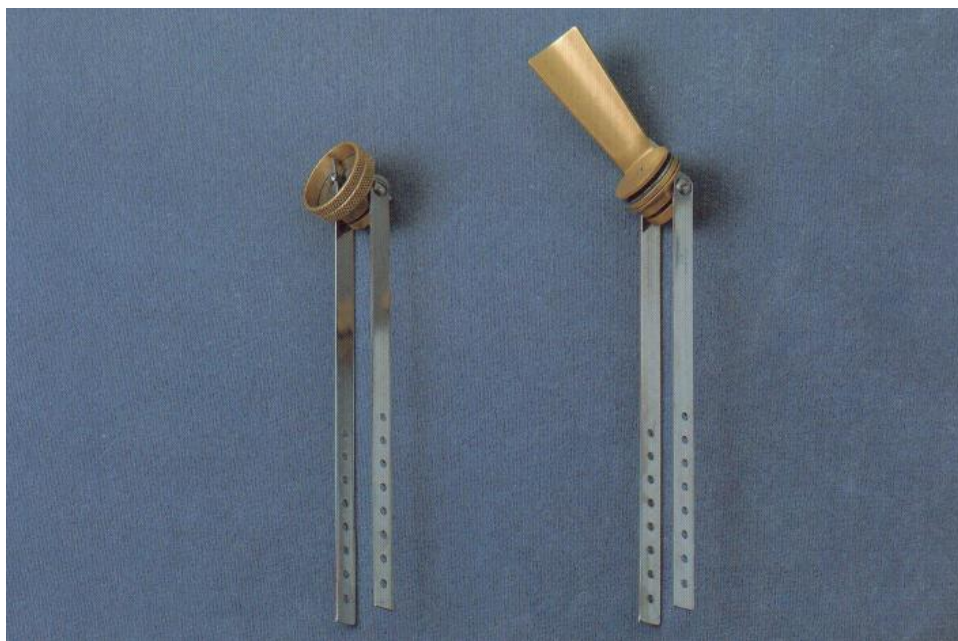
- O varietate a combinațiilor posibile de componente standardizate;
- Adaptare la diferite indicații și funcții;
- Precizie individualizată cu o ușoară ajustare;
- Module interschimbabile;
- Aspect natural al părților cosmetice și a mănușilor (figura 2.33.).



**Figura 2.33. Mănușă cosmetică pentru mână**

Amputațiile în zona umărului pot fi în principiu potrivite cu sistem protetic cosmetic dar și funcțional. Cu amputații mari, ca disarticulația umărului, controlarea protezei brațului devine foarte dificilă.

Articulația umărului are mișcare doar în două plane, aceste fiind conectate la brațul protetic cu blocare (figura 2.34.).



**Figura 2.34. Articulație pentru umăr**

Mișcarea la protezele cosmetice-funcționale, se poate realiza prin tragerea umărului, iar în cazul în care bontul nu e destul de lung, mișcarea de abducție nu se poate realiza. Degetele se pot mișca prin acționarea unor tije de către umarul celuilalt braț. Cu aducerea umărului în față se poate realiza mișcarea de închidere a degetelor, iar prin lăsarea lui, se poate face deschiderea degetelor. Sau prin mișcarea acestuia și transmiterea prin hamuri se poate realiza mișcarea degetelor concomitent cu flexia cotului. În cazul în care se operează și rămâne doar articulația umărului, se pot folosi mușchii pectorali pentru mișcarea de închidere a degetelor, dar nu se vor deschide în mod automat. Fixarea protezei se face prin intermediul hamurilor. În cazul în care se ajunge la o poziție dorită, există un sistem de blocare a poziției, iar pentru a reveni la o altă poziție trebuie deblocat dispozitivul. La brațul protetic se poate atașa o mână cosmetică sau o mână funcțională, interschimbabilă.

## PROTEZE COSMETICE ȘI FUNCȚIONALE PENTRU ANTEBRAȚ

Pentru protezele funcționale de antebraț, pe lângă forma lor estetică (cosmetică) (figura 2.35.) și fixarea de braț, cea mai importantă problemă este găsirea punctelor de transmitere ale mișcării. Brațul protezat contribuie la executarea unor mișcări mai complexe. Condiția esențială a unei proteze este executarea unor mișcări clare de prono-supinație, de flexie-extensie a degetelor (închidere-deschidere) și de flexie-extensie din articulația cotului. Posibilitățile mișcării de flexie-extensie a mâinii și antebrațului, precum și prono-supinația protezei sunt în funcție de lungimea bontului; la 2/3 din bont se execută bine mișcărilor. Prin atașarea în bont a unor senzori se pot îmbunătăți mișcărilor protezei, astfel se pot face mișcări pentru diverse activități sau pentru muncă [27],[54].

În articulația tijeii cotului se poate executa o mișcare de flexie-extensie cu amplitudine de la 30° la 170°.

Bonturi cineplastice prin care oasele antebrațului, radiusul și ulna se despart de spațiul interesos, pot fi transformate în terminații de prindere. Mușchiul biceps poate să facă înclinația radiusului și prono-supinația. În acest caz se poate construi proteza numai când bontul (adică radiusul și ulna) e destul de lung. Astfel rotația între radius și ulnă este de 25-30° și este o mișcare incompletă. Prin mișcarea de prono-supinație se va face și închiderea-deschiderea mâinii. În interiorul mâinii poate exista un mecanism pentru mișcarea de prehensiune.



**Figura 2.35. Proteze pentru antebraț**

Partea cosmetică se realizează cu o ușoară înclinare față de poziția normală în funcție de lungimea antebrațului rămas. Protezele pot fi cu degetele: index și mediu drepte, inelar și degetul mic îndoit, sau alte tipuri[54].

Mișcarea de prono-supinație se poate face și prin tragerea din umăr. Atunci când trage în sus umărul, se vor deschide degetele, iar dacă umărul este lăsat, se vor închide degetele. Prezintă avantajul acestei proteze că funcționarea sa nu depinde de mâna cealaltă.

Ca și componență, pot fi: mâna cu sistemul mecanic pentru mișcarea degetelor, parte cosmetică de antebraț, partea cosmetică de braț și hamul de prindere. În mână există mecanismul care prin tragerea umărului transmite mișcarea printr-o tijă la police și index cu mediu (mișcarea de prehensiune) și la lăsarea umărului se deschide mâna. Mai pot exista și butoane pentru închiderea mâinii acționate de către cealaltă mână.

### PROTEZE COSMETICE ȘI FUNCȚIONALE PENTRU MÂNĂ

Sistemul protetic de mână trebuie să îndeplinească cerințele pacienților atât pentru partea cosmetică cât și pentru cea funcțională [27],[53],[54].

O proteză de mână conține trei părți:

- O mână “șasiu”, cu mecanismul acesteia;
- O formă din material plastic în interiorul mâinii;
- O mănușă cosmetică (figura 2.36.).

Aceste componente furnizează împreună aspect cât mai natural dar și funcționalitate.

Funcția de prehensiune este dependentă de construcția și mecanismul ei.



**Figura 2.36. Componentele protezei de mână**

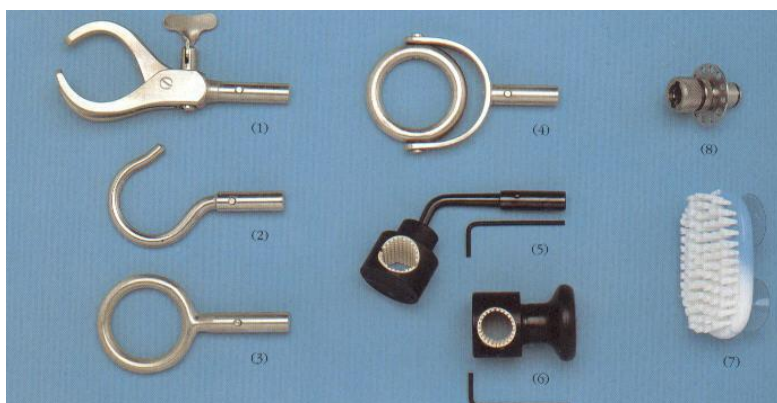
Cablul de acționare a cârligului pentru controlul protezelor este prezentat în figura 2.37.



**Figura 2.37. Cabluri de acționare a cârligului**

La cablul care activează protezele la cârlig, în opoziție cu mâna protetică, sunt folosite mecanismele terminale prezentate.

Există o varietate de elemente pentru atașarea cârligelor la încheietură, exemplificate în figura 2.38.



**Figura 2.38. Componente protetice la mână**

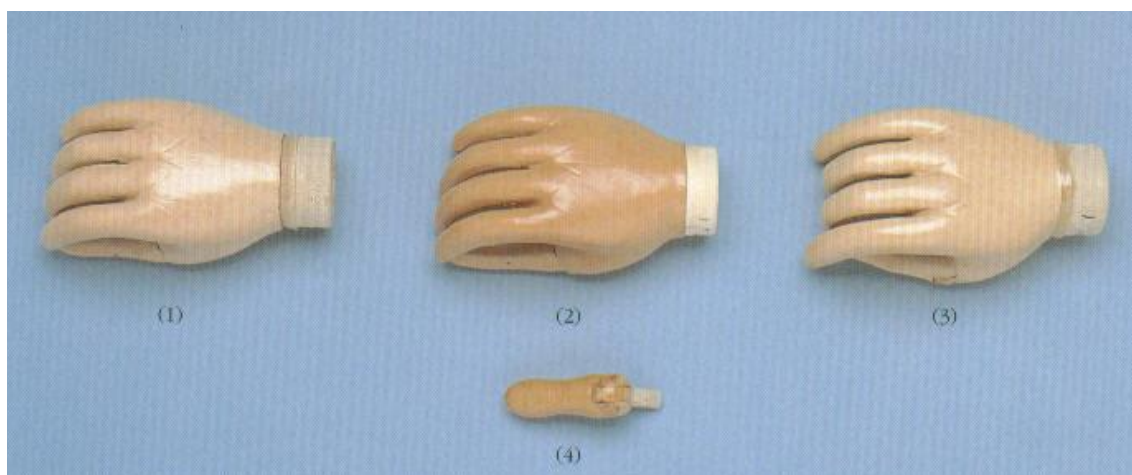
Protezele de mână pot fi în două sisteme: cu închidere voluntară și cu deschidere voluntară.

Sistemul de închidere voluntară se realizează prin tragerea cablului de control, cu creșterea forței de prehensiune, iar tragere și blocarea făcându-se în toate pozițiile activate. Altă tragere a cablului eliberează blocarea și prin tensionare se deschide mâna protetică.

Sistemul de deschidere voluntară este realizat pentru toate cablurile care acționează protezele. Acestea sunt deschise prin tragerea cablului (activarea ) lui și închiderea se face prin tensionare. În poziția închis blocarea mâinii se face automat la o tragere a cablului.

Deși tehnologiile moderne oferă construcții tot mai avansate de proteze, unii pacienți preferă încă proteze de mână tradiționale, iar alții încă mai folosesc scule speciale de muncă [27].

În figura 2.39. se prezintă designul variat al mărimilor tradiționale de proteze de mână și de deget, din diverse materiale, cu cablu controlat și corespunzătoare încheieturilor mâinii. Mâna-sculă poate include părți funcționale pentru conectarea la încheietura protezei, la fel de bine ca părțile accesorii.



**Figura 2.39. Proteze pentru mână și deget**

## **CAPITOLUL III. MODELAREA GEOMETRICĂ ȘI CINEMATICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN**

### **3.1. Principiile și problematica modelării în biomecanică**

În natură nu există fenomene izolate. Întotdeauna simultan cu fenomenul investigat se desfășoară un număr apreciabil de fenomene cu care acesta are relații și influențe reciproce. În vederea cercetării fenomenului respectiv, primul demers care trebuie îndeplinit este de a delimita aria investigată, de a elimina influențele parazite, nesemnificative pentru scopul propus. Aceasta implică de fapt emiterea unor ipoteze, elaborarea unor scheme sau conceperea unor modele ale fenomenului în cauză [1], [10], [11], [13], [14],[15],[16],[33], [43].

Paradoxal este faptul că pentru a modela corect un fenomen este necesară cunoașterea cât mai cuprinzătoare a sa, ceea ce reduce nevoia de a-l cerceta. Pe de altă parte, modelul trebuie să fie adecvat scopului propus: un model excesiv de complicat – care își propune să aibă în vedere toate aspectele posibile ale fenomenului – poate deveni costisitor, greoi sau chiar inoperant, iar un model simplist, prea sumar, poate fi incorect, ca urmare a neglijării unor aspecte importante.

Utilizarea tehnicii modelării ca metodă de cercetare în investigarea organismului uman a dat rezultate. Se poate spune că progrese notabile în medicină s-au obținut numai atunci când organismul nu a mai fost privit ca un tot indivizibil ci ca o suprapunere de mai multe sisteme, aparate, funcții etc., care sunt bine delimitate fizic și funcțional, fiind interconectate complex, după legi bine determinate. În acest mod, s-au diferențiat aparatul locomotor, sistemul osteo-articular, sistemul muscular, sistemul nervos, aparatul digestiv, aparatul circulator etc. La rândul său, fiecare sistem poate fi privit din punct de vedere anatomic sau fiziologic, în condiții normale sau patologice. De fapt, fiecare sistem, aparat sau organ est un model mai mult sau mai puțin complet al realității.

Cercetarea sistemului osteo-articular al organismului uman sub aspect mecanic se poate face cu succes utilizând metodele ingineresti clasice și moderne, de calcul și experimentale. Astfel, sistemul osteo-articular poate fi privit de către inginer ca fiind o structură spațială deformabilă, având o complexitate apreciabilă în ceea ce privește geometria, proprietățile elastice și încărcările.



În vederea elaborării unui model eficient, în orice problemă de biomecanică trebuie ca pe baza analizei datelor cunoscute în legătură cu fenomenul care interesează precum și în funcție de scopul urmărit, să se facă o sinteză a modelului care să țină seama de următoarele aspecte:

- ◆ dacă modelul este static, cinematic sau dinamic, adică dacă interesează solicitările, eforturile, tensiunile, deformațiile, deplasările sub diverse sarcini statice sau dinamice, sau legile de mișcare ale diverselor componente, în diverse situații;
- ◆ dacă geometria modelului este plană sau spațială. Modelul poate fi realizat la scară în toate detaliile sau poate fi distorsionat, adică unele detalii sau dimensiuni pot fi executate la altă scară decât restul modelului;
- ◆ dacă materialul din care este realizat modelul este natural, caz în care se utilizează un preparat anatomic, o masă plastică, un material metalic sau combinații ale acestora;
- ◆ legăturile la care este supus și încărcarea modelului trebuie realizate în condiții cât mai apropiate de cele reale, pentru situația studiată.

Deși modelarea în biomecanica sistemului osteo-articular se supune aceluiași legi și principii generale care se utilizează în inginerie, totuși trebuie avut în vedere că există și unele deosebiri care limitează posibilitățile acestei metode de cercetare. Astfel, în biomecanică, rareori și numai într-o mică măsură, se pot verifica rezultatele obținute prin studiul unui model, cu cele obținute pe sistemul original, care este organismul uman. O suplینire a acestui inconvenient se poate face prin efectuarea de studii comparative, pe diverse variante de modelare a fenomenului real. Deși fiecare model este obținut prin simplificarea fenomenului original, diverse variante sunt comparabile între ele și se poate determina care variantă modelează mai bine problema investigată.

Un model trebuie astfel proiectat și investigat încât să poată determina în anumite limite de precizie, comportarea sistemului original prin determinările efectuate pe model. În anumite cazuri nu este necesar ca modelul să fie realizat la scară exactă după prototip și nici să existe asemănare generală între ele. Legătura dintre comportarea modelului și cea a prototipului nu este neapărat necesar să fie simplă, dar calculele de trecere de la model la prototip și invers trebuie să fie mai simple decât cele necesare pentru o soluție analitică a problemei.

**Tipurile de modele** utilizate pentru sistemele mecanice pot fi:

- *model mecanic realizat la scară geometrică exactă*, mai mic, mai mare sau de aceeași mărime cu sistemul original;

- *model mecanic realizat în condiții speciale de modelare, fără o scară geometrică exactă.* Abaterile de la scara exactă pot fi determinate de influența mică a anumitor particularități ale modelului asupra comportării acestuia, de o eroare acceptabilă în comportarea estimată a prototipului, de posibilitatea efectuării unor corecții care să țină seama de diferența dintre comportarea modelului și cea a prototipului;
- *model constând dintr-un sistem total nesimilar cu proiectul, cum ar fi un model electric.* Condițiile de modelare impun ca modelului electric să îi corespundă aceleași relații matematice ca și prototipului mecanic. În acest caz se spune că modelul electric este o analogie a sistemului mecanic original;
- *sistem tip calculator* care conține elemente ce pot fi dispuse astfel încât să îndeplinească operațiile matematice indicate de ecuațiile comportării prototipului;
- *diferite combinații* ale tipurilor precedente;

**Avantajele** cele mai importante care rezultă din utilizarea rațională a tehnicii modelării sunt următoarele:

- ◆ modelul poate fi realizat la o scară convenabilă, mai mic sau mai mare decât prototipul. În biomecanică, adesea modelul este singura alternativă, când nu se pot face determinări în vivo;
- ◆ modelul poate fi proiectat altfel încât determinările efectuate pe el să fie mai simple decât cele efectuate pe prototip. Determinările pe model pot fi repetate, de obicei, după dorință;
- ◆ adesea se pot concepe modele cu formă mai simplă decât prototipul deci controlul și variația diverșilor parametri pot fi simplificate, ceea ce deschide perspectiva înțelegerii mecanismelor intime ale fenomenului investigat

**Dezavantajele** și limitările tehnicii modelării sunt:

- ◆ uneori este imposibilă elaborarea unor modele care să fie similare cu prototipul în toate privințele. În aceste cazuri trebuie să existe certitudinea că elementele sistemului care nu sunt modelate corect nu influențează mult rezultatele cercetării;
- ◆ numai în puține cazuri este posibil să se reproducă pe un model la scară redusă toate detaliile structurale ale prototipului. Trebuie avut în vedere că aproximările să nu reducă precizia rezultatelor sub nivelul admis;
- ◆ pe modelele la scară redusă se poate ajunge în situația de a obține greu precizia necesară pentru determinările experimentale.

Teoria modelării cuprinde în afara aspectelor calitative prezentate mai sus, și un ansamblu de legi, teoreme și relații de calcul care exprimă cantitativ legăturile biunivoce care există între valorile mărimilor determinate pe model și ale celor determinate pe prototip sau invers.

Aspectele geometrice ale modelării sistemului osteo-articular sunt dominate de necesitatea utilizării unor modele spațiale. Marea majoritate a elementelor osoase au forme geometrice complicate, dezvoltate în spațiu. În vederea reproducerii cât mai exacte a acestor forme se folosesc modele naturale, adică preparate biologice proaspete sau uscate; oase, articulații, subansamble mai mult sau mai puțin complexe, prelevate de la cadavre.

În anumite situații, dictate mai ales de necesitatea realizării unei reproductibilități satisfăcătoare a condițiilor de încercare pe un număr relativ mare de modele, se realizează un mulaj după un os natural și apoi se execută din masă plastică, metal sau alt material numărul dorit de modele identice.

Modelarea încărcărilor sistemelor biomecanice trebuie să aibă în vedere o multitudine de factori și condiții.

Pentru problemele statice, care urmăresc să se obțină o imagine globală a stării de tensiune dintr-un model al unei substructuri sau al unui element al sistemului osteo-articular, se vor aplica sarcini relativ mari. În aceste condiții greutatea proprie a osului, mușchilor și sângelui poate fi neglijată.

Marea majoritate a oaselor lungi ale scheletului uman sunt supuse unor sarcini relativ mari care se aplică la capetele osului, capete care sunt prinse în articulații. În secțiuni intermediare ale osului se mai pot aplica forțe provenind din acțiunea mușchilor și ligamentelor.

O modelare precisă a încărcării este foarte greu de realizat, deoarece articulațiile sunt structuri complexe, cu geometrie spațială complicată în care conlucrează ligamente, mușchi, cartilaje, lichidul sinovial etc.

Variabilitatea naturală a geometriei și a proprietăților mecanice ale sistemului osteo-articular, de la individ la individ, este unul dintre aspectele care generează dificultăți suplimentare apreciabile în realizarea cercetărilor de biomecanică și care trebuie luat în considerare întotdeauna.

Dimensiunile, forma, caracteristicile mecanice, constantele elastice, constantele fizice, etc. ale unui sistem biologic diferă foarte mult de la un individ la altul, funcție de o multitudine de factori, dintre care cei mai importanți sunt: vârsta, sexul, talia, profesia, starea

fiziologică momentană, condițiile de mediu. Chiar pentru același individ pot exista diferențe între diferitele componente ale sistemului osteo-articular. O consecință directă a acestui fapt este că cercetările experimentale trebuie efectuate pe un număr mare de modele individuale, iar rezultatele obținute este necesar să fie selectate și prelucrate statistic, în vederea formulării unor concluzii general valabile, corecte și cu un nivel de încredere satisfăcător [1], [11].

Modelarea dinamică a sistemului osteo-articular este necesară din următoarele considerente:

- ◆ exercitarea unor acțiuni și mișcări fiziologic normale este în esență dinamică: mersul, alergarea, săritura;
- ◆ împrejurările în care se produc fracturi ale oaselor sunt în marea majoritate a cazurilor dinamice: cădere, alunecare, impact;
- ◆ necesitatea perfecționării protezelor și a implantelor metalice utilizate în chirurgia sistemului osteo-articular;
- ◆ necesitatea cunoașterii condițiilor în care se produc fracturi la solicitări prin șoc, în vederea perfecționării mijloacelor de protecție a muncii, a perfecționării autovehiculelor rutiere, a avioanelor, a vehiculelor feroviare, etc.
- ◆ determinarea efectelor vibrațiilor asupra organismului;

Aplicarea la organisme vii a datelor obținute prin încercări dinamice efectuate pe oase, mușchi și ligamente prelevate de la cadavre trebuie făcută cu prudență, deoarece diferențele găsite între proprietățile elastice și de rezistență ale acestora variază foarte mult în timp. În cazul unei structuri compuse, variațiile acestor proprietăți duc la modificări în distribuția forțelor.

În modelarea dinamică un rol foarte important îl au forțele de inerție, care sunt proporționale cu masele. În consecință, un model dinamic trebuie să asigure o bună aproximare a greutatei totale și a distribuției acestora în toate punctele modelului, precum și a proprietăților de transmisibilitate și amortizare pentru os, mușchi, ligamente, sânge, piele etc.

Mobilitatea mare a organismului uman duce la necesitatea modelării sistemului osteo-articular ca un mecanism cu un număr foarte mare de grade de libertate. Sistemul de ecuații diferențiale care se obține este foarte complex și necesită o prelucrare (integrare) cu ajutorul unui calculator sau se impune utilizarea unui model dinamic simplificat.

Apariția tehnicilor de informatizare a adus noi posibilități în procesul de modelare. Deși există numeroase metode de modelare cum ar fi modelarea cu rețele Petri, modelarea prin limbaj VRML, în cazul reprezentării și modelării solidelor, cea mai potrivită tehnică de

modelare este modelarea geometrică, existând în prezent numeroase aplicații ale acesteia în grafica pe calculator[33].

Funcție de structurile de date și de informațiile de model stocate, sistemele 3D sunt clasificate în:

- orientate pe muchii (wireframe);
- orientate pe suprafețe (surface model);
- orientate pe volume (solid model).

Dintre acestea, modelele solide (orientate pe volume) înmagazinează cea mai completă descriere geometrică. Cu toate acestea, modelatoarele de solide sunt încă destul de complicat de utilizat, în general, și sunt limitate atât în complexitatea cât și în acuratețea geometriei.

### **3.2. Modelarea 3D a sistemului osos al membrului superior uman**

Pentru realizarea **modelului 3D al sistemului osos al membrului superior uman** s-a pornit de la dimensiunile existente fizic, diverse modele-mulaje din diferite materiale, precum și cu ajutorul imaginilor din atlasele de anatomia omului [6], [7], [8], [9], [22], [34],[37], [43].

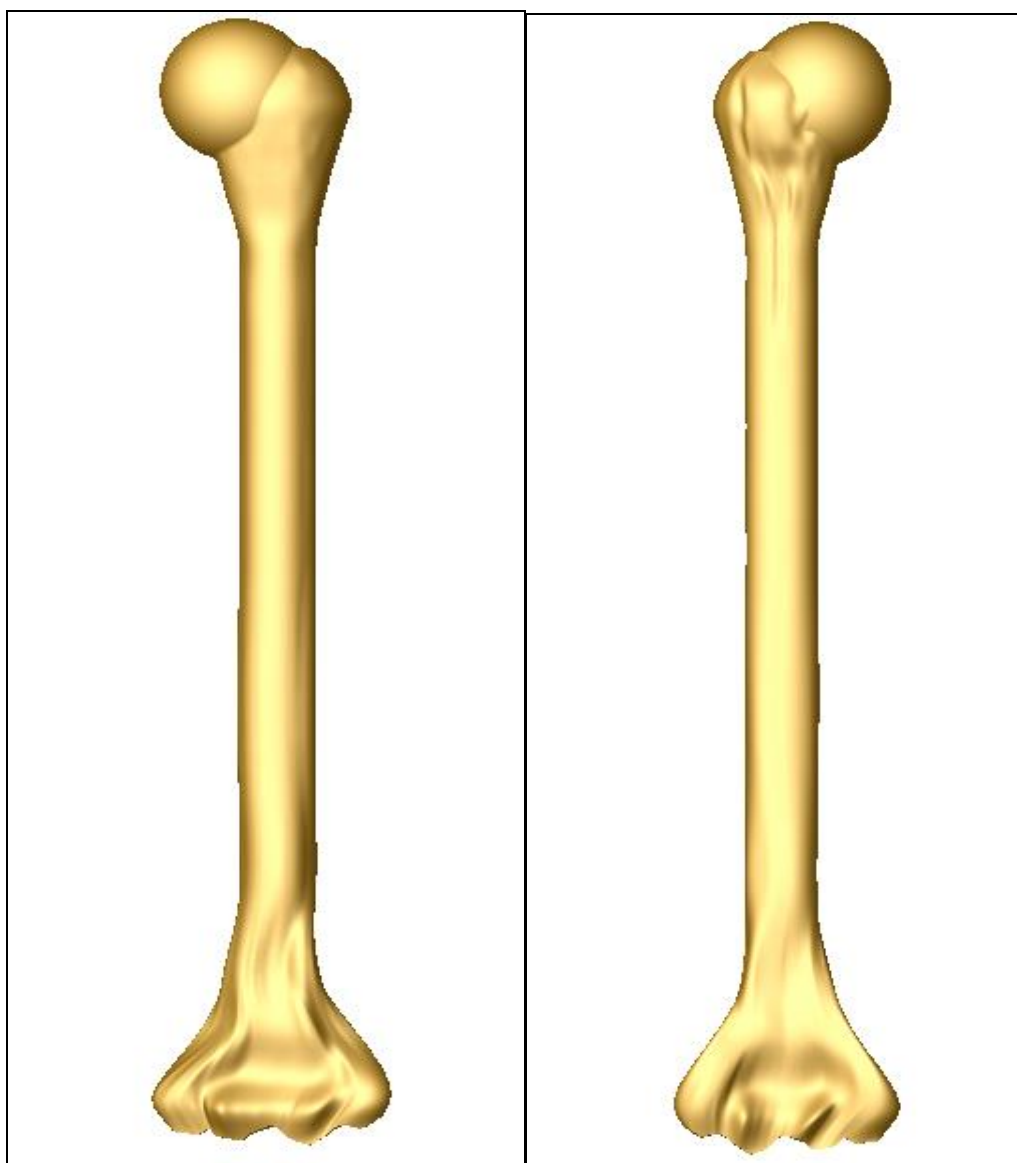
Modelarea formelor neregulate necesită anumite tehnici de realizare a caracteristicilor corpului solid, cum ar fi: reliefurile, tăieturile, găurile etc.

Sistemul osos al membrul superior a fost modelat pe părțile sale componente: humerus, radius, ulna și mâna [62].

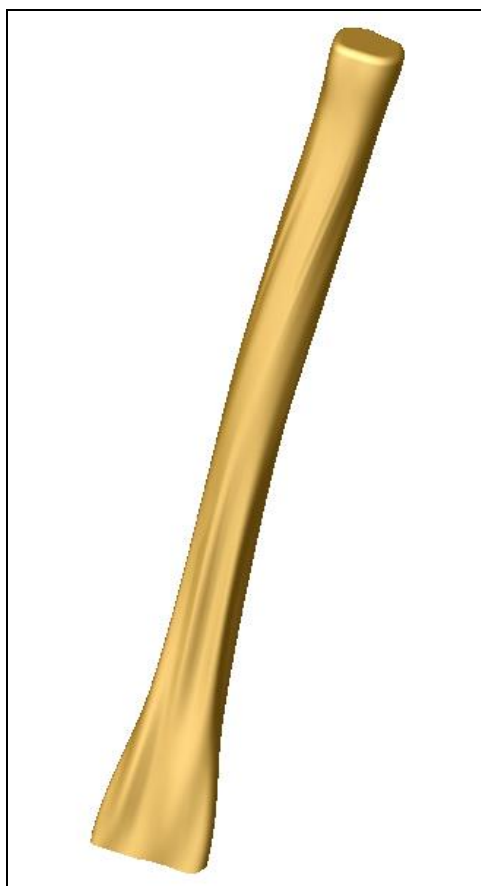
Fiecare componentă a fost modelată utilizând comenzile specifice programului SolidWorks, trasând mai multe secțiuni paralele prin os, prin unirea cărora s-a obținut forma finală.

Fiecare componentă a sistemului osos al membrului superior a fost realizată în modulul **Part**, iar pentru asamblare se folosește modulul **Assembly**.

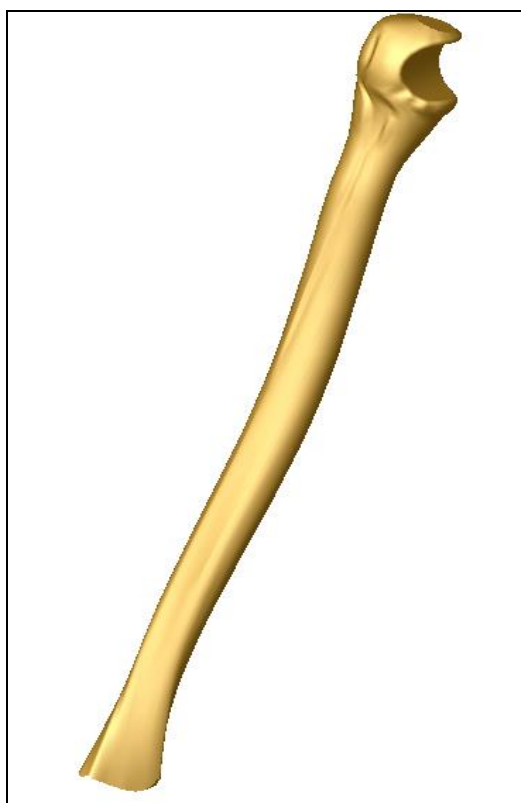
Modelarea 3D a sistemului osos al membrului superior pentru componentele sale și în ansamblul său este prezentată în imaginile din figurile următoare: 3.1....3.6.



**Figura 3.1. Humerusul drept partea anterioară-parteă posterioară**



**Figura 3.2. Radius**



**Figura 3.3. Ulna (cubitus)**

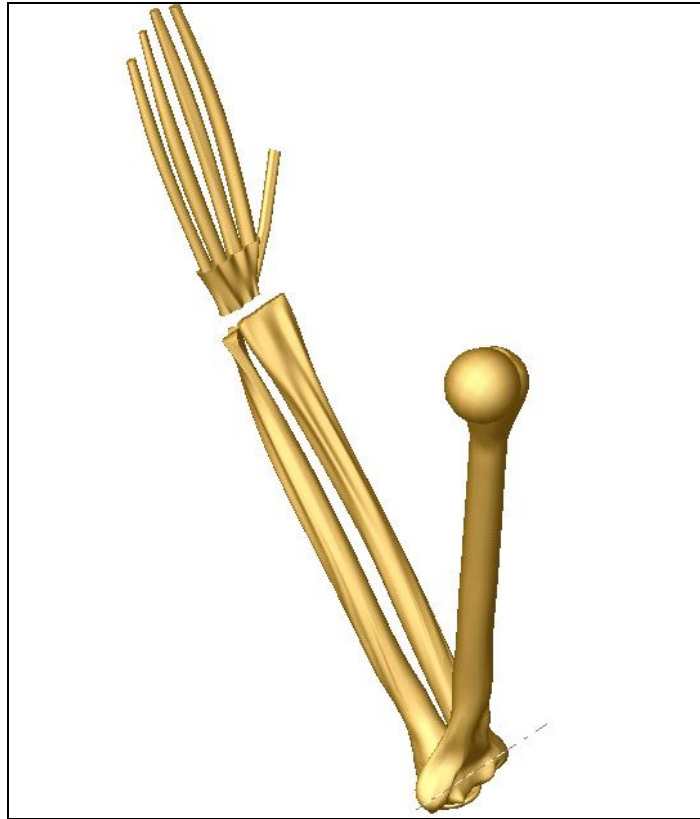


**Figura 3.4. Modelul membrului superior în supinație**



**Figura 3.5. Modelul membrul superior în pronatie**





**Figura 3.6. Modelul membrului superior în flexie**

Pentru determinarea unor proprietăți mecanice ca: volum, centrul de greutate al unei componente, momente de inerție, se poate folosi comanda proprie programului **Mass Property** sau pot fi folosite alte programe, în care se importă aceste fișiere, spre exemplu: AutoCAD , Pro Engineer, CatiaV5, etc.

### **3.3. Modelul cinematic complet al membrului superior**

Activitățile motorii nu rezultă din activitatea izolată a unor mușchi, oase sau articulații, ci prin punerea în mișcare a lanțurilor cinematice alcătuite din elemente de schelet unite prin articulații [5], [22], [28], [31], [32], [45], [50], [51].

Două segmente mobile adiacente sunt conectate printr-o *cuplă cinematică*: humerusul cu oasele antebrațului, antebrațul cu mâna, etc. În mecanică se descriu trei tipuri de cuple cinematice: de translație, de rotație și elicoidale. În biomecanica corpului uman nu se

întâlnesc cuple de translație, cele elicoidale sunt rare (articulația gleznei) și apar doar în combinații cu alte tipuri, cele mai numeroase fiind cuple de rotație. Dealtfel, mișcările cuplelor cinematice ale corpului omenesc sunt, în general, mișcări de rotație [3], [4], [10].

Grupele musculare care definesc un lanț cinematic realizează *lanțuri musculare*. Cum majoritatea mișcărilor omului sunt mișcări complexe, alcătuite din îmbinarea acțiunilor statice și dinamice, lanțurile musculare au traiecte diferite și se întretaie. În timpul acțiunilor succesive statice și dinamice, lanțurile musculare îndeplinesc tot succesiv activități statice și dinamice.

Lanțurile musculare ale membrelor superioare permit realizarea unor mișcări de mare amplitudine, finețe și precizie. La realizarea acestora intră în acțiune un număr mare de lanțuri musculare. Uneori, în alcătuirea acestor lanțuri musculare intră numai porțiuni din anumiți mușchi. De remarcat că la membrul superior raportul dintre greutatea lanțului flexorilor și lanțului extensorilor este de 1:1, iar raportul dintre greutatea scheletului și a musculaturii de 327,7:1000. Greutatea lanțurilor musculare rotatoare înăuntru și în afară reprezintă la membrele superioare o treime din greutatea întregii lor musculaturi [1], [2], [37].

Membrul superior reprezintă nu numai o înlănțuire de segmente care realizează un tot funcțional deosebit de valoros actelor de muncă și de creație, ci și o prelungire a corpului omenesc, care, considerată în totalitatea ei, se caracterizează printr-o patologie specifică și deci, printr-o serie aparte de aspecte semiotice. Centura membrului superior, umărul, brațul, cotul, antebrațul, gâtul mâinii și mâna pot să acționeze împreună în cursul diferitelor mișcări fie ca un lanț cinematic deschis, fie ca unul închis.

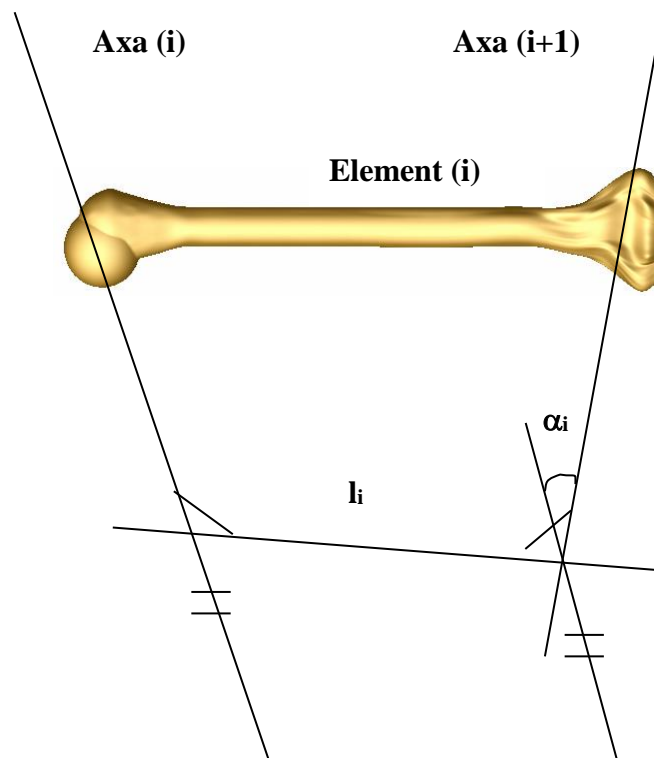
Modelarea geometrică a structurii corespunzătoare membrului superior uman se face respectând principiile de modelare geometrică a roboților care au în structură doar cuple de rotație [10], [28], [29], [30], [36].

Fiecărei cuple  $i$  se asociază o singură *variabilă articulară*  $q_i$  care este un unghi  $\theta$  de rotație în jurul axei cuplei.

Legătura dintre *spațiul operațional*, cuprinzând variabilele ce exprimă poziția și orientarea efectorului final și *spațiul articular*, ce cuprinde variabilele cuplelor, este realizată prin intermediul *modelului geometric* al robotului. Când această legătură este realizată în sensul indicat, se obține *modelul geometric direct* al cărui rezultat sunt 12 ecuații cinematice. Exprimarea variabilelor articulare ale robotului în funcție de cele operaționale este rezultatul abordării *modelului geometric invers*. În teză se va aplica doar modelarea geometrică directă, importantă pentru studierea mișcării mâinii față de centura scapulară.

Exprimarea matricelor de transfer se poate realiza în mai multe moduri în funcție de convențiile adoptate pentru modelarea elementelor și a sistemelor de referință atașate acestora. În teză se folosește **convenția Denavit-Hartenberg** care se aplică în conformitate cu figurile 3.7 și 3.8.

Figura 3.7. introduce mărimile caracteristice unui element al lanțului cinematic: lungimea  $l_i$  și unghiul de răsucire  $\alpha_i$ .



**Figura 3.7. Mărimile caracteristice elementului i**

Figura 3.8. indică modul de trecere de la un element al lanțului la următorul.

În cazul *elementului i legat prin cupla de rotație i*, variabila articulară aferentă este unghiul  $\theta_i$ , distanța  $d_i$  fiind constantă.

Matricele de transfer de la un sistem de referință atașat la următorul, rezultă de forma: [10], [11].

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & l_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & l_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

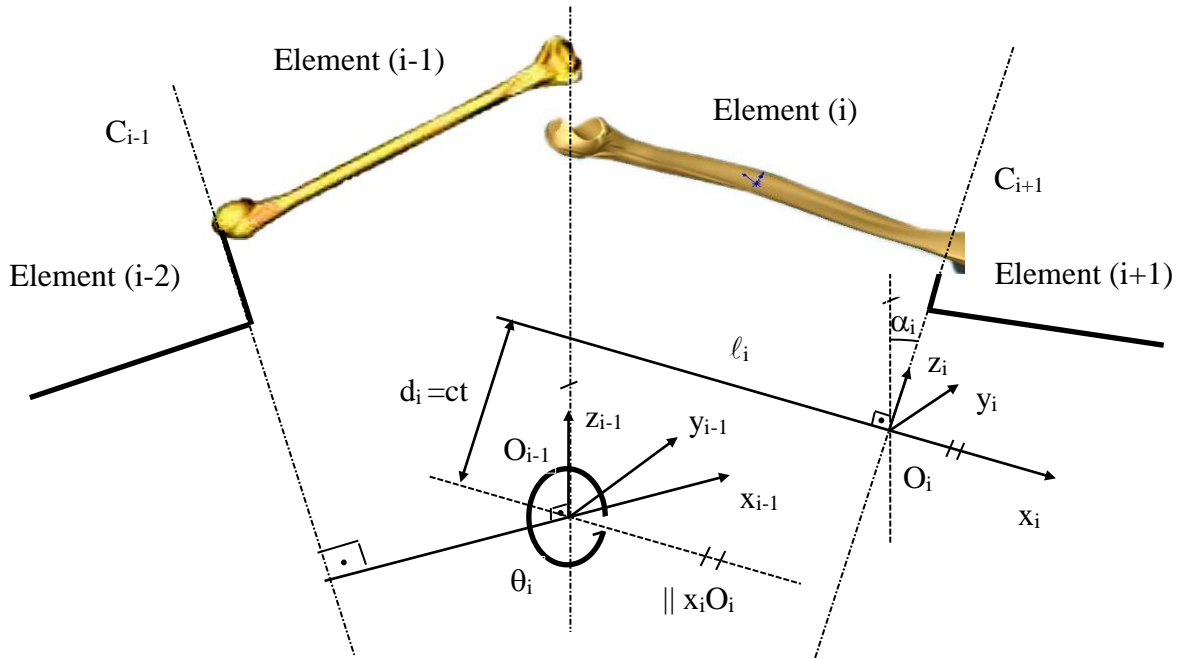


Figura 3.8. Elemente legate prin cuple de rotație

După ce se exprimă toate matricele de transfer aferente elementelor lanțului cinematic, se calculează matricea  $G_n = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot \dots \cdot {}^{n-1}T_n$  ale cărei elemente identificate cu cele din forma sa generală, reprezintă **ecuațiile cinematice** ale robotului. Acestea se prezintă sub forma unui sistem de 12 ecuații ce exprimă coordonatele operaționale ca funcții de coordonatele articulare și materializează **modelul geometric direct**:

$$\begin{aligned} n_x &= n_x(q_1, \dots, q_n) & a_x &= a_x(q_1, \dots, q_n) \\ n_y &= n_y(q_1, \dots, q_n) & a_y &= a_y(q_1, \dots, q_n) \\ n_z &= n_z(q_1, \dots, q_n) & a_z &= a_z(q_1, \dots, q_n) \\ o_x &= o_x(q_1, \dots, q_n) & p_x &= p_x(q_1, \dots, q_n) \\ o_y &= o_y(q_1, \dots, q_n) & p_y &= p_y(q_1, \dots, q_n) \\ o_z &= o_z(q_1, \dots, q_n) & p_z &= p_z(q_1, \dots, q_n) \end{aligned} \quad (3.2)$$

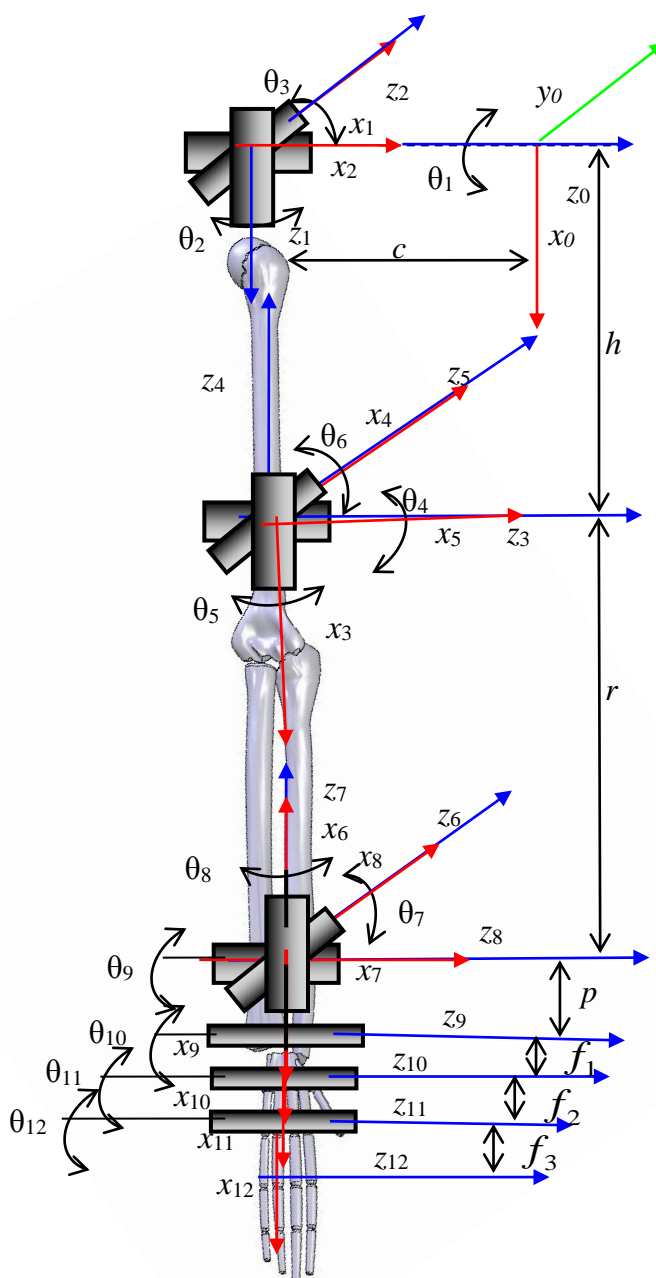
Pentru studiul cinematic al membrului superior uman liber se consideră o structură cinematică în lanț cinematic deschis, similară cu a unui robot cu 12 grade de libertate, respectând principiile convenției Denavit-Hartenberg. Modelul se mai numește și *braț cu mână pliantă fără degete*, pentru că falangele acționează simultan, putând strânge mâna sub formă de pumn[11].

Se consideră sistemul de referință fix  $x_o o_y o_z o$  cu originea în punctul situat la jumătatea centurii scapulare. Celelalte sisteme sunt plasate în articulații având originile distanțate în funcție de dimensiunile anatomice ale componentelor. Membrul superior are 6 articulații (figura 3.9.), fiecărei dintre acestea fiindu-i asociată una sau mai multe cuple de rotație. Astfel, *articulația umărului* o vom reprezentata prin 3 cuple de rotație corespunzătoare celor 3 grade de libertate, având în vedere că în articulația umărului pot avea loc mișcări simple de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal), abducție-adducție (în jurul unui ax sagital), rotație înăuntru și înafară (în jurul unei axe verticale) și o mișcare complexă de circumducție; *articulația antebrațului* este reprezentată prin 3 cuple de rotație corespunzătoare celor 3 grade de libertate, având în vedere că în articulația cotului pot avea loc mișcări simple de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal) și pronație-supinație (în jurul unui ax sagital) și mișcarea laterală înăuntru și înafară (în jurul unui ax vertical); *articulația mâinii* este reprezentată prin 3 cuple de rotație corespunzătoare celor 3 grade de libertate, având în vedere că în această articulație pot avea loc mișcări de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal), o mișcare de înclinare radio-cubitală (în jurul unui ax vertical) și o mișcare laterală (în jurul unui ax sagital); *articulațiile metacarpofalangiene*, *articulațiile interfalangiene proximală și distală* sunt reprezentate fiecare printr-o cuplă de rotație corespunzătoare unui grad de libertate, având în vedere că în aceste articulații cea mai importantă mișcare este cea de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal).

Se notează cu  $c$ , lungimea claviculei, lungimea humerusului se notează cu  $h$ , lungimea radiusului (ulnei) se notează cu  $r$ , lungimea mâinii până la articulațiile metacarpofalangiene se notează cu  $p$ , iar lungimea falangelor cu  $f_i$  ( $i=1,2,3$ ).

Pentru determinarea ecuațiilor cinematice, se ține seama de faptul că poziția și orientarea ultimului element față de sistemul de referință fix, la un moment dat, se exprimă prin matricea  ${}^0\mathbf{G}_{12}$  ce rezultă din înmulțirea matricelor de transfer ce exprimă poziția fiecărui element din lanțul cinematic, față de precedentul [10].

Pentru determinarea matricelor de transformare  ${}^{i-1}\mathbf{T}_i$  se utilizează datele din tabelul variabilelor articulare (tabelul 3.1):



**Figura 3.9. Modelul cinematic complet al membrului superior liber**

Matricea de transformare  ${}^0\mathbf{G}_{12}$  ce reprezintă poziția și orientarea sistemului de referință atașat ultimului element față de sistemul de referință fix se determină prin produsul matricelor de transfer:

$${}^0\mathbf{G}_{12} = [{}^0\mathbf{T}_1] \cdot [{}^1\mathbf{T}_2] \cdot [{}^2\mathbf{T}_3] \cdot [{}^3\mathbf{T}_4] \cdot [{}^4\mathbf{T}_5] \cdot [{}^5\mathbf{T}_6] \cdot [{}^6\mathbf{T}_7] \cdot [{}^7\mathbf{T}_8] \cdot [{}^8\mathbf{T}_9] \cdot [{}^9\mathbf{T}_{10}] \cdot [{}^{10}\mathbf{T}_{11}] \cdot [{}^{11}\mathbf{T}_{12}] \quad (3.1)$$

<i>Articulația</i>	$\theta_i$	$d_i$	$L_i$	$\alpha_i$
1	$q_1$	$-c$	0	$90^0$
2	$q_2$	0	0	$90^0$
3	$q_3$	0	$h$	$90^0$
4	$q_4$	0	0	$-90^0$
5	$q_5$	0	0	$-90^0$
6	$q_6$	0	$r$	$0^0$
7	$q_7$	0	0	$90^0$
8	$q_8$	0	0	$90^0$
9	$q_9$	0	$p$	$0^0$
10	$q_{10}$	0	$f_1$	$0^0$
11	$q_{11}$	0	$f_2$	$0^0$
12	$q_{12}$	0	$f_3$	$0^0$

**Tabelul 3.1. Variabilele articulare**

Ținând seama de faptul că poziția la un moment dat, în spațiul tridimensional a unui corp, respectiv poziția sistemului său de referință atașat, se exprimă printr-o matrice 4x4 în care primele 3 coloane reprezintă cosinusurile directe ale versorilor axelor reperului, iar cea de-a patra coloană, coordonatele originii sale în raport cu sistemul de referință fix, forma generală a matricei  ${}^0\mathbf{G}_{12}$  este:

$${}^0\mathbf{G}_{12} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

unde versorii  $\vec{n}$ ,  $\vec{o}$  și  $\vec{a}$  descriu orientarea ultimului element, iar vectorul  $\vec{p}$  marchează originea sistemului de referință atașat ultimului element față de sistemul fix.

Matricele de transfer corespunzătoare lanțului cinematic al membrului superior sunt:

$${}^0\mathbf{T}_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad {}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & \sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & -\cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\begin{aligned}
 {}^2\mathbf{T}_3 &= \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & 0 & \sin \theta_3 & h \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & 0 & -\cos \theta_3 & h \sin \theta_3 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^3\mathbf{T}_4 &= \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & 0 & -\sin \theta_4 & 0 \\ \sin \theta_4 & 0 & \cos \theta_4 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 {}^4\mathbf{T}_5 &= \begin{bmatrix} \cos \theta_5 & 0 & -\sin \theta_5 & 0 \\ \sin \theta_5 & 0 & \cos \theta_5 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^5\mathbf{T}_6 &= \begin{bmatrix} \cos \theta_6 & -\sin \theta_6 & 0 & r \cos \theta_6 \\ \sin \theta_6 & \cos \theta_6 & 0 & r \sin \theta_6 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 {}^6\mathbf{T}_7 &= \begin{bmatrix} \cos \theta_7 & 0 & \sin \theta_7 & 0 \\ \sin \theta_7 & 0 & -\cos \theta_7 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^7\mathbf{T}_8 &= \begin{bmatrix} \cos \theta_8 & 0 & \sin \theta_8 & 0 \\ \sin \theta_8 & 0 & -\cos \theta_8 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & (3.3) \\
 {}^8\mathbf{T}_9 &= \begin{bmatrix} \cos \theta_9 & -\sin \theta_9 & 0 & p \cos \theta_9 \\ \sin \theta_9 & \cos \theta_9 & 0 & p \sin \theta_9 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^9\mathbf{T}_{10} &= \begin{bmatrix} \cos \theta_{10} & -\sin \theta_{10} & 0 & f_1 \cos \theta_{10} \\ \sin \theta_{10} & \cos \theta_{10} & 0 & f_1 \sin \theta_{10} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 {}^{10}\mathbf{T}_{11} &= \begin{bmatrix} \cos \theta_{11} & -\sin \theta_{11} & 0 & f_2 \cos \theta_{11} \\ \sin \theta_{11} & \cos \theta_{11} & 0 & f_2 \sin \theta_{11} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^{11}\mathbf{T}_{12} &= \begin{bmatrix} \cos \theta_{12} & -\sin \theta_{12} & 0 & f_3 \cos \theta_{12} \\ \sin \theta_{12} & \cos \theta_{12} & 0 & f_3 \sin \theta_{12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

Înlocuind în relația 3.1 matricele de transfer obținute, utilizând notațiile  $\cos \theta_i = ci$  și  $\sin \theta_i = si$ , prin identificarea matricei  ${}^0\mathbf{G}_{12}$  obținută din relația (3.1) cu forma generală a matricei de transformare (3.2) se obțin ecuațiile cinematice ale sistemului:

$$\begin{aligned}
 n_x &= c9c10c1lc12\{[(c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3+s1c3)s5\}c7+ \\
 &+ [(c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]s7-s9s10s1ls12\{(c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4\}c7- \\
 &- [(c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5\}s7 \quad (3.4)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 n_y &= c9c10c1lc12\{(s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4\}c5-(s1c2s3+c1c3)s5\}c7+ \\
 &+ [(s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4]s7-s9s10s1ls12\{(s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4\}c7- \\
 &- [(s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3-c1c3)s5\}s7 \}
 \end{aligned}$$



$$n_z = c9c10c1lc12\{[(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5]c7+(s2c3s4+c2c4)s7\}-s9s10s1ls12\{(s2c3s4+c2c4)c7-[(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5]s7\}$$

$$o_x = -c9c10c1lc12\{(c1c2c3-s1s3)s4-cl2c4\}c7+\{(c1c2s3-s1c3)s5-((cl2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5\}s7-s9s10s1ls12\{(c1c2c3-s1s3)c4+c1s2s4\}c5-(cl2c3-s1c3)s5\}c7+\{(c1c2c3+s1s3)s4-cl2c4\}s7\}$$

$$o_y = -c9c10c1lc12\{(s1c2c3-cl1s3)c4+s1s2s4\}c5-(s1c2s3+c1c3)s5\}s7-[(s1c2c3-cl1s3)s4-s1s2c4]c7-s9s10s1ls12\{(s1c2c3-cl1s3)c4+s1s2s4\}c5-(s1c2s3+c1c3)s5\}c7+\{(s1c2c3-cl1s3)s4-s1s2c4\}s7\}$$

$$o_z = c9c10c1lc12\{(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5\}s7-(s2c3s4+c2c4)c7-s9s10s1ls12\{(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5\}c7+(s2c3s4+c2c4)s7\}$$

$$a_x = (c1c2s3-s1c3)c5+\{(c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4\}s5$$

$$a_y = (s1c2s3+c1c3)c5+\{(s1c2c3-cl1s3)c4+s1s2s4\}s5$$

$$a_z = (s2c3c4-c2s4)s5+s2s3c5$$

$$p_x = f3 \cdot \{c9c10c1lc12\{((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5-(cl2c3-s1c3)s5\}c7+((cl2c3+s1s3)s4-cl2c4\}s7\}-s9s10s1ls12\{(c1c2c3+s1s3)s4-cl2c4\}c7-(((cl2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5-(cl2c3-s1c3)s5\}s7\}+\} + f2 \cdot \{c9c10c1l\{((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5-(cl2c3-s1c3)s5\}c7+((cl2c3+s1s3)s4-cl2c4\}s7\}-s9s10s1l\{(c1c2c3+s1s3)s4-cl2c4\}c7-(((cl2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5-(cl2c3-s1c3)s5\}s7\}+\} + f1 \cdot \{c9c10\{((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5-(cl2c3-s1c3)s5\}c7+((cl2c3+s1s3)s4-cl2c4\}s7\}-s9s10\{(c1c2c3+s1s3)s4-cl2c4\}c7-(((cl2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5-(cl2c3-s1c3)s5\}s7\}+\} + p \cdot \{c9\{((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5-(cl2c3-s1c3)s5\}c7+((cl2c3+s1s3)s4-cl2c4\}s7\}-s9\{((cl2c3+s1s3)s4-cl2c4\}c7-(((cl2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5-(cl2c3-s1c3)s5\}s7\}+\} + r \cdot \{(c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4\}c5-(cl2c3-s1c3)s5\} + h \cdot (c1c2c3+s1s3)$$

$$p_y = f3 \cdot \{c9c10c1lc12\{(s1c2c3-cl1s3)c4+s1s2s4\}c5-(s1c2s3+c1c3)s5\}c7+((s1c2c3-cl1s3)s4-s1s2c4\}s7\} + s9s10s1ls12\{(-s1c2c3+c1s3)s4+s1s2c4\}c7+(((s1c2c3-cl1s3)c4+s1s2s4)c5-(s1c2s3+c1c3)s5\}s7\} + f2 \cdot \{c9c10c1l\{((s1c2c3-cl1s3)c4+s1s2s4)c5-(s1c2s3+c1c3)s5\}c7+((s1c2c3-cl1s3)s4-s1s2c4\}s7\} + s9s10s1l\{(-s1c2c3+c1s3)s4+s1s2c4\}c7+(((s1c2c3-cl1s3)c4+s1s2s4)c5-$$

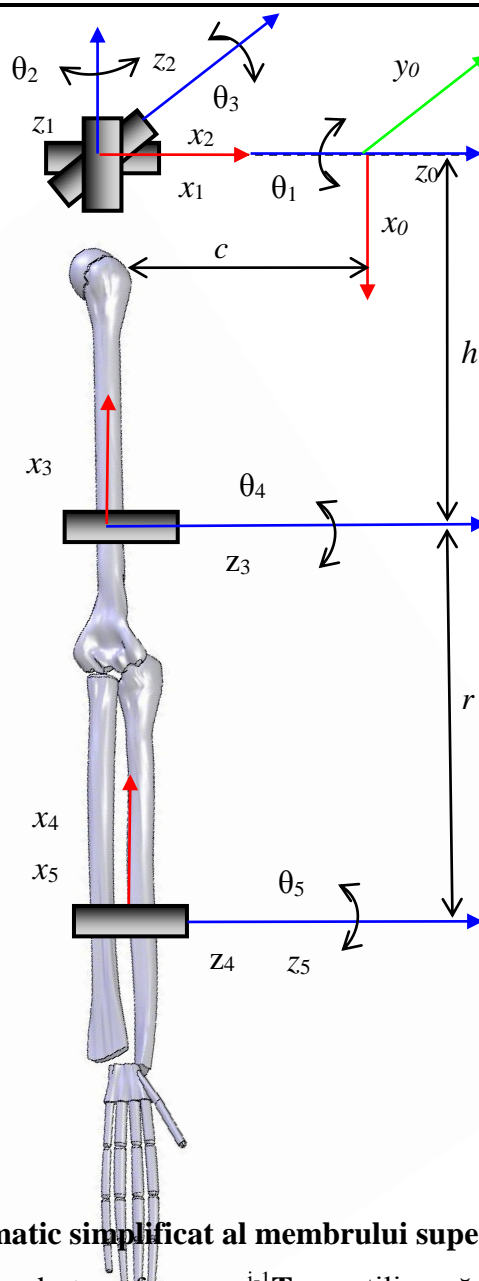
$$\begin{aligned}
 & -(s1c2s3+c1c3)s5)s7]} + f1 \cdot \{c9\_10[(((s1c2c3-cl s3)c4+s1s2s4)c5- \\
 & -(s1c2s3+c1c3)s5)c7+((s1c2c3-cl s3)s4-s1s2c4)s7]+s9s10[(-s1c2c3+c1s3)s4+ \\
 & +s1s2c4)c7+(((s1c2c3-cl s3)c4+s1s2s4)c5-(s1c2s3+c1c3)s5)s7]} + \\
 & + p \cdot \{c9[(((s1c2c3-cl s3)c4+s1s2s4)c5-(s1c2s3+c1c3)s5)c7+((s1c2c3-cl s3)s4- \\
 & -s1s2c4)s7]+s9[(-s1c2c3+c1s3)s4+s1s2c4)c7+(((s1c2c3-cl s3)c4+s1s2s4)c5- \\
 & -(s1c2s3+c1c3)s5)s7]}+r \cdot \{[(s1c2c3-cl s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5\} + \\
 & + h \cdot (s1c2c3-cl s3)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 p_z = & f3 \cdot \{c9c10c11c12[((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)c7+(s2c3s4+c2c4)s7]- \\
 & -s9s10s11s12[(s2c3s4+c2c4)c7-((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)s7]} + \\
 & + f2 \cdot \{c9c10c11[((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)c7+(s2c3s4+c2c4)s7] - \\
 & -s9s10s11[(s2c3s4+c2c4)c7-((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)s7]} + \\
 & + f1 \cdot \{c9c10[((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)c7+(s2c3s4+c2c4)s7] - \\
 & -s9s10[(s2c3s4+c2c4)c7-((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)s7]} + \\
 & + p \cdot \{c9[((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)c7+(s2c3s4+c2c4)s7] - \\
 & -s9[(s2c3s4+c2c4)c7-((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)s7]} + \\
 & + r \cdot [(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5] + h \cdot s2c3-c
 \end{aligned}$$

### 3.4. Modelul cinematic simplificat al membrului superior

Pentru studiul cinematic al membrului superior – modelul geometric simplificat, se consideră o structură cinematică similară, dar cu 5 grade de libertate (figura 3.10).

Se consideră sistemul de referință fix  $x_o0_o y_o z_o$  în același mod ca și la modelul complet. Celelalte sisteme sunt plasate în articulații având originile distanțate în funcție de dimensiunile anatomice ale componentelor. Membrul superior are 3 articulații, fiecărei dintre acestea fiindu-i asociată următoarele cuple de rotație: *articulația brațului* este reprezentată prin 3 cuple de rotație corespunzătoare celor trei grade de libertate; *articulația antebrațului* este reprezentată printr-o singură cuplă de rotație corespunzătoare mișcării simple de flexie-extensie (în jurul unei axe transversale); *articulația mâinii* este reprezentată printr-o cuplă de rotație corespunzătoare mișcării de flexie-extensie (în jurul unei axe transversale).



**Figura 3.10. Modelul cinematic simplificat al membrului superior liber**

Pentru determinarea matricilor de transformare  ${}^{i-1}\mathbf{T}_i$  se utilizează datele din tabelul variabilelor articulare (tabelul 3.2.):

Nr.	Variabila articulară	$l_i$	$\theta_i$	$d_i$	$\alpha_i$	$\cos\alpha_i$	$\sin\alpha_i$
1	$q_1=\theta_1$	0	$\theta_1$	$c$	$90^\circ$	0	1
2	$q_2=\theta_2$	0	$\theta_2$	0	$-90^\circ$	0	-1
3	$q_3=\theta_3$	0	$\theta_3$	$h$	$-90^\circ$	0	-1
4	$q_4=\theta_4$	0	$\theta_4$	$r$	$0^\circ$	1	0
5	$q_5=\theta_5$	0	$\theta_5$	0	$0^\circ$	1	0

**Tabelul 3.2. Variabilele articulare**

Matricea de transformare  ${}^0\mathbf{G}_5$  ce reprezintă poziția și orientarea sistemului de referință atașat ultimului element față de sistemul de referință fix se determină prin produsul matricelor de transfer:

$${}^0\mathbf{G}_5 = [{}^0\mathbf{T}_1] \cdot [{}^1\mathbf{T}_2] \cdot [{}^2\mathbf{T}_3] \cdot [{}^3\mathbf{T}_4] \cdot [{}^4\mathbf{T}_5] \quad (3.5)$$

Matricele de transfer corespunzătoare lanțului cinematic al membrului superior-modelul simplificat sunt:

$$\begin{aligned} {}^0\mathbf{T}_1 &= \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & 0 & -\cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^1\mathbf{T}_2 &= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & 0 & -\sin\theta_2 & 0 \\ \sin\theta_2 & 0 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ {}^2\mathbf{T}_3 &= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & 0 & -\sin\theta_3 & 0 \\ \sin\theta_3 & 0 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & h \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^3\mathbf{T}_4 &= \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & -\sin\theta_4 & 0 & 0 \\ \sin\theta_4 & \cos\theta_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & r \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ {}^4\mathbf{T}_5 &= \begin{bmatrix} \cos\theta_5 & -\sin\theta_5 & 0 & 0 \\ \sin\theta_5 & \cos\theta_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.6)$$

Înlocuind în relația 3.5 matricele de transfer obținute și utilizând notațiile  $\cos\theta_i = c_i$  și  $\sin\theta_i = s_i$ , prin identificarea matricei  ${}^0\mathbf{G}_5$ , se obțin ecuațiile cinematice ale sistemului :

$$\begin{aligned} n_x &= c_1c_2c_3c_4c_5 - c_1c_2c_3s_4s_5 + c_1s_2s_4c_5 + c_1s_2c_4s_5 - s_1s_3c_4c_5 + s_1s_3s_4s_5 = \\ &= c_1c_2c_3c_4c_5 + c_1s_2s_4s_5 - s_1s_3c_4s_5 \end{aligned} \quad (3.7)$$

$$\begin{aligned} n_y &= s_1c_2c_3c_4c_5 - s_1c_2c_3s_4s_5 + s_1s_2s_4c_5 + s_1s_2c_4s_5 + c_1s_3c_4c_5 - c_1s_3s_4s_5 = \\ &= s_1c_2c_3c_4s_5 + s_1s_2s_4s_5 + c_1s_3c_4s_5 \end{aligned}$$

$$n_z = s_2c_3c_4c_5 - s_2c_3s_4s_5 - c_2s_4c_5 - c_2c_4s_5 = s_2c_3c_4s_5 - c_2s_4s_5$$

$$\begin{aligned} o_x &= -c_1c_2c_3c_4s_5 - c_1c_2c_3s_4c_5 - c_1s_2s_4s_5 + c_1s_2c_4c_5 + s_1s_3c_4s_5 + s_1s_3s_4c_5 = \\ &= -c_1c_2c_3s_4s_5 + c_1s_2c_4s_5 + s_1s_3s_4s_5 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} o_y &= -s_1c_2c_3c_4s_5 - s_1c_2c_3s_4c_5 - s_1s_2s_4s_5 + s_1s_2c_4c_5 - c_1s_3c_4s_5 - c_1s_3s_4c_5 = \\ &= -s_1c_2c_3s_4s_5 + s_1s_2c_4s_5 - c_1s_3s_4s_5 \end{aligned}$$

$$o_z = -s_2c_3c_4s_5 - s_2c_3s_4c_5 + c_2s_4s_5 - c_2c_4c_5 = -s_2c_3s_4s_5 - c_2c_4s_5$$

$$a_x = -c_1c_2s_3 - s_1c_3$$

$$a_y = -s_1c_2s_3 + c_1c_3$$

$$a_z = -s_2s_3$$

$$p_x = -rc_1c_2s_3 - hc_1s_2 - rs_1c_3$$

$$p_y = -rs_1c_2s_3 - hs_1s_2 + rc_1c_3$$

$$p_z = -rs_2s_3 + hc_2 + c$$

Pentru *studiul mișcării* membrului superior, se consideră lanțul cinematic direct-modelul geometric simplificat, din figura 3.10.[24]. Având determinate relațiile (3.7), pentru versorul de poziționare  $\bar{p}$ , studiem fiecare mișcare individuală, având următoarele cazuri:

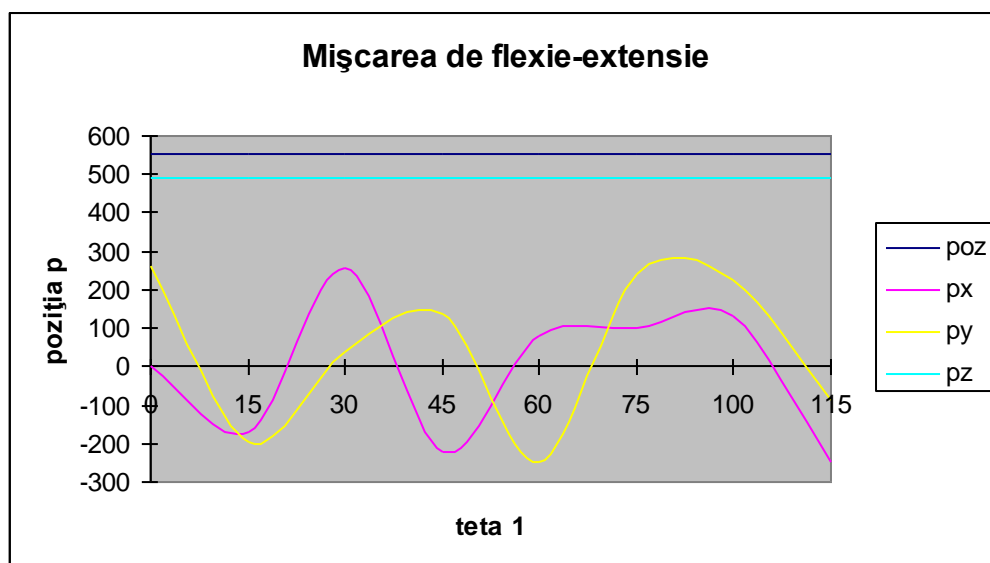
- Mișcarea de *flexie-extensie*, în care  $\theta_1=0^\circ \dots 115^\circ$  (din care  $20^\circ$  este flexiunea), iar  $\theta_2=0^\circ$ ,  $\theta_3=0^\circ$ . Mărimile care intervin la determinarea lui  $\bar{p}$  sunt precizate pe modelele 3D și anume: humerus,  $h = 290$  mm; radius-cubitus,  $r = 260$  mm și centura scapulară,  $c = 200$  mm. Se calculează modulul vectorului de poziție  $p = \sqrt{(p_x)^2 + (p_y)^2 + (p_z)^2}$ .

Valorile sunt prezentate în tabelul 3.4.

$\theta_1(^{\circ})$	$p(\text{mm})$	$p_x(\text{mm})$	$p_y(\text{mm})$	$p_z(\text{mm})$
0	554,7	0	260	490
15	554,7	-169	-198	490
30	554,7	257	40	490
45	554,7	-221	137	490
60	554,7	79	-248	490
75	554,7	101	240	490
100	554,7	132	224	490
115	554,7	-246	-85	490

**Tabelul 3.4.**

Reprezentarea grafică a mișcării este prezentată în figura 3.11.



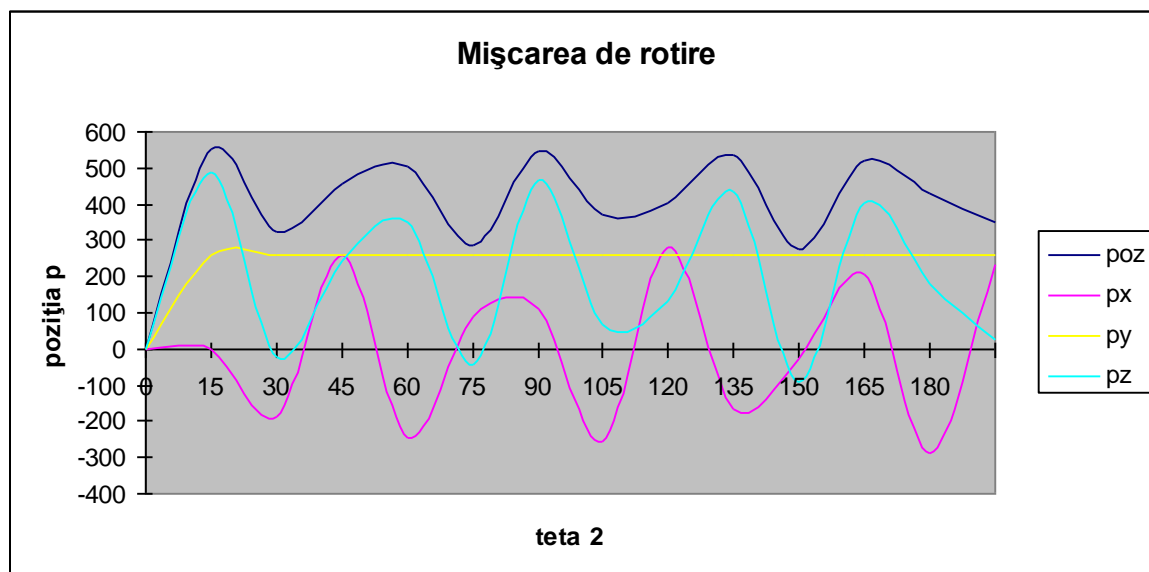
**Figura 3.11. Variația vectorului de poziție și a proiecțiilor acestuia în funcție de unghiul  $\theta_1$  în mișcarea de flexie-extensie a brațului**

- Mișcarea de *rotire*, în care  $\theta_1=0^\circ$ , iar  $\theta_2=0^\circ\dots180^\circ$ ,  $\theta_3=0^\circ$ . Se calculează valorile pentru  $\vec{p}$ , cu mărimile deja cunoscute și se prezintă în tabelul 3.5.

$\theta_2(^{\circ})$	$p(\text{mm})$	$p_x(\text{mm})$	$p_y(\text{mm})$	$p_z(\text{mm})$
0	554,7	0	260	490
15	321,8	-189	260	-20
30	457,8	260	260	245
45	502,6	-247	260	352
60	285	88	260	-76
75	546,5	112	260	467
90	373,8	-259	260	70
105	404,7	281	260	130
120	534,9	-168	260	436
135	276	-26	260	-89
150	522,3	207	260	403
165	429	-289	260	181
180	349,7	232	260	26

**Tabelul 3.5.**

Reprezentarea grafică a mișcării este prezentată în figura 3.12.

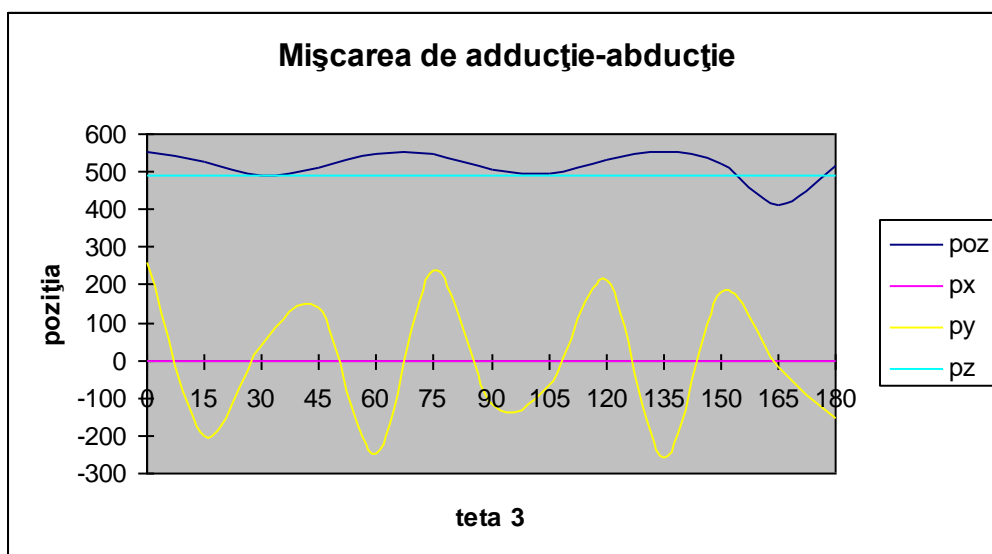


**Figura 3.12. Variația vectorului de poziție și a proiecțiilor acestuia în funcție de unghiul  $\theta_2$  în mișcarea de rotire a brațului**

- Mișcarea de *adducție-abducție*, în care  $\theta_1=0^\circ$ , iar  $\theta_2=0^\circ$ ,  $\theta_3=0^\circ\dots 180^\circ$ . Se calculează valorile pentru  $\vec{p}$ , cu mărimile cunoscute și se prezintă în tabelul 3.6.

$\theta_3(^{\circ})$	$p(\text{mm})$	$p_x(\text{mm})$	$p_y(\text{mm})$	$p_z(\text{mm})$
0	554,7	0	260	490
15	528,3	0	-198	490
30	491,6	0	40	490
45	508,7	0	137	490
60	549	0	-248	490
75	545,5	0	240	490
90	508,7	0	-116	490
105	494	0	-63	490
120	533,8	0	212	490
135	554,2	0	-259	490
150	522,6	0	182	490
165	490,3	0	-17	490
180	514,1	0	-156	490

**Tabelul 3.6.**



**Figura 3.13. Variația vectorului de poziție și a proiecțiilor acestuia în funcție de unghiul  $\theta_3$  în mișcarea de adducție-abducție a brațului**

Graficul mișcării reprezentând rotația antero-posterioară a membrului superior în jurul axei orizontale din planul median arată valori constante atât pentru proiecția vectorului de poziție pe axa perpendiculară axei de rotație în planul respectiv ( $p_z$ ) cât și pentru modulul său  $p$ . Proiecția  $p_y$  înregistrează o creștere sinusoidală continuă pornind din poziția ortostatică până la valori cuprinse:  $\theta_1 \approx 80^\circ - 90^\circ$ , iar proiecția pe axa verticală  $p_x$  începe să scadă continuu pe măsură ce rotația antero-posterioară avansează până când brațul ajunge în poziția orizontală înapoi când  $p_x = 0$ . La persoanele cu mobilitate extremă (gimnaști, acrobați, etc.) mișcarea antero-posterioară poate continua până la o limită unghiulară de cca.  $120^\circ$ . La persoanele cu mobilitatea normală însă, mișcarea antero-posterioară se derulează din poziția ortostatică până la un unghi  $\theta_1$  de cca.  $45^\circ$ .



## **CAPITOLUL IV. MODELAREA DINAMICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN**

În modelarea dinamică este necesar să se ia în considerare exercitarea unor acțiuni și mișcări fiziologic normale cum ar fi: mersul, alergarea, săritura, care în esență sunt dinamice sau împrejurările în care se produc fracturile, care în marea majoritate a cazurilor sunt tot de natură dinamică [10], [11], [50].

Un model dinamic trebuie să asigure o bună aproximare a masei totale, a poziției centrului de masă și a valorilor momentelor de inerție, precum și a proprietăților de amortizare a oaselor, mușchilor, ligamentelor, pielii etc.

Mobilitatea mare a organismului uman duce la necesitatea modelării sale ca un sistem cu un număr mare de grade de libertate. Sistemul de ecuații diferențiale care se obține este complex și presupune integrare prin metode numerice, ceea ce conduce la soluții aproximative. De cele mai multe ori se modelează un model simplificat ,deoarece fenomenele ce se produc, sunt atât de complexe încât o reproducere matematică exactă este practic imposibilă.

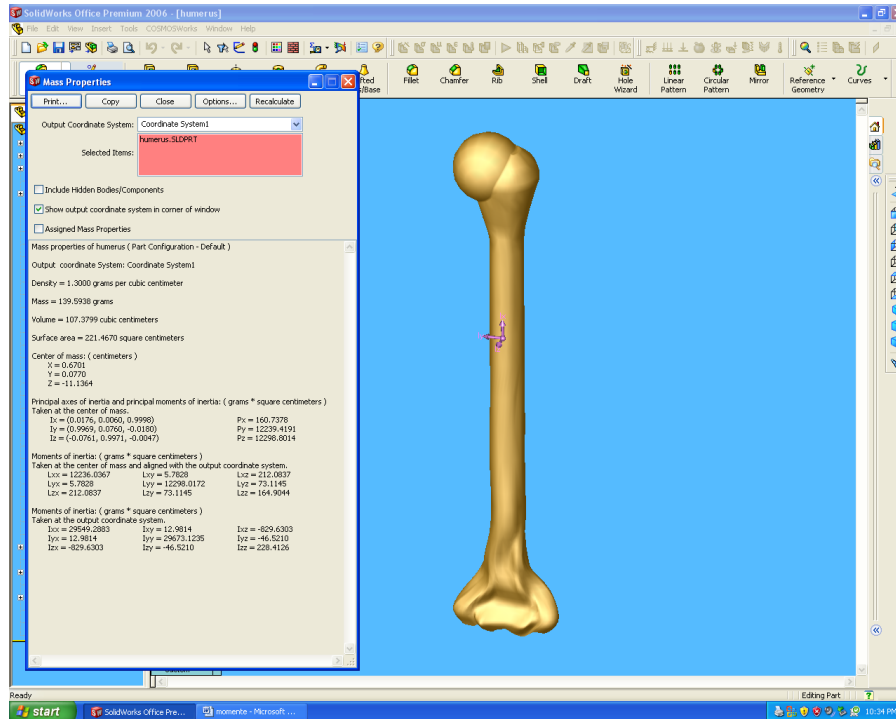
Este necesar să se studieze proprietățile materialelor biologice ce alcătuiesc corpul uman, pentru ca mărimile ce intervin în ecuațiile diferențiale de mișcare să fie cât mai corecte posibil.

### **4.1. Calculul centrului de greutate și a momentelor de inerție pe modele 3D ale scheletului membrului superior**

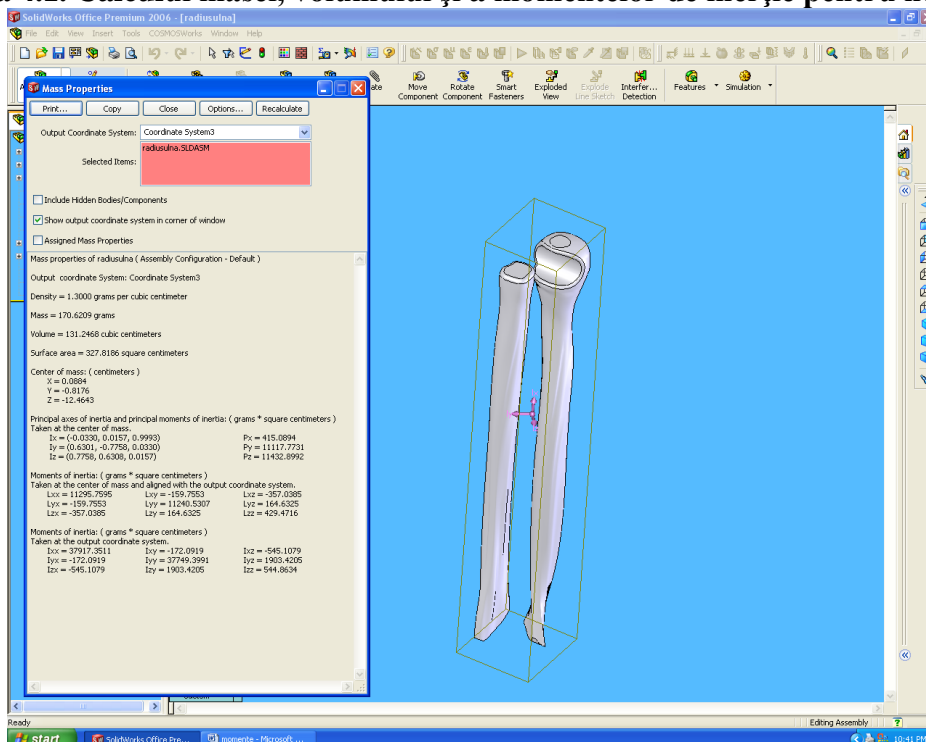
Este necesară determinarea pe modele 3D a unor mărimi fundamentale în studiul dinamicii. Pentru determinarea centrului de greutate al unei componente a scheletului osos al membrului superior uman și a momentelor de inerție, se poate folosi comanda proprie programului SolidWorks, *Mass Property* sau pot fi folosite alte programe, în care se importă aceste fișiere, spre exemplu: AutoCad, ProEngineer, CatiaV5,etc.

În figurile 4.1 – 4.7. sunt prezentate exemple de calcul în SolidWorks pentru diferitele componente ale scheletului membrului superior uman. Pentru calculul momentelor de inerție s-a poziționat sistemul de coordonate în centrul de greutate al componentei [19], [62].

Deși oasele nu prezintă o structură omogenă, valoarea masei este cea calculată cu densitatea medie:  $\rho = 1,3 \text{ g/cm}^3$ . Aproximarea conduce la rezultate compatibile cu cele din literatură [11], [62].



**Figura 4.1. Calculul masei, volumului și a momentelor de inerție pentru humerus**



**Figura 4.2. Calculul masei, volumului și a momentelor de inerție pentru radius-ulna**

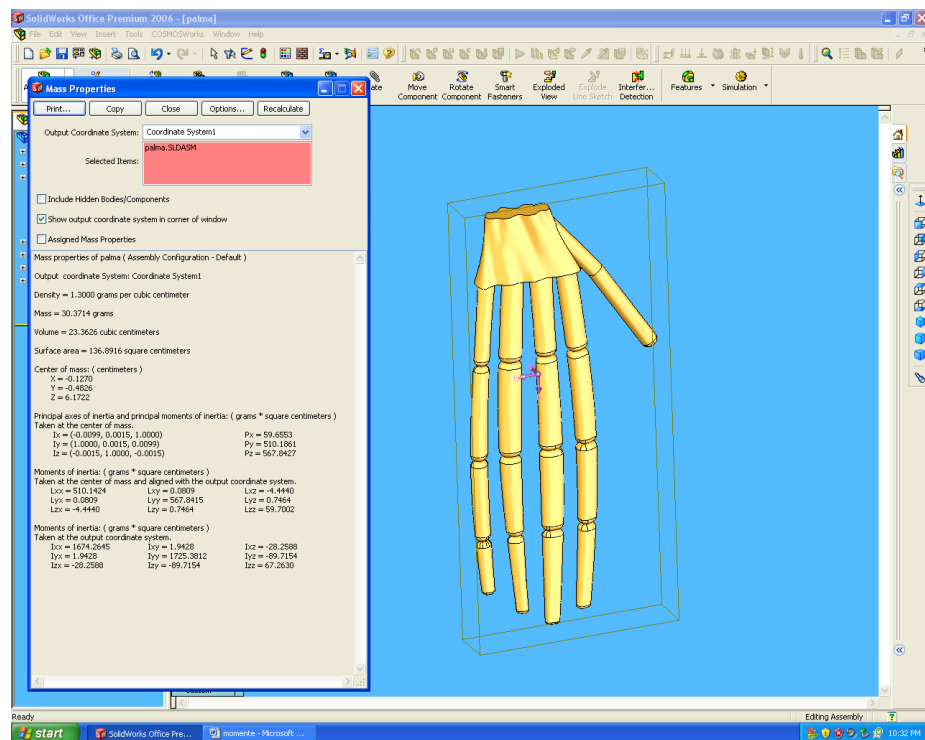


Figura 4.3. Calculul masei, volumului și a momentelor de inerție pentru mână

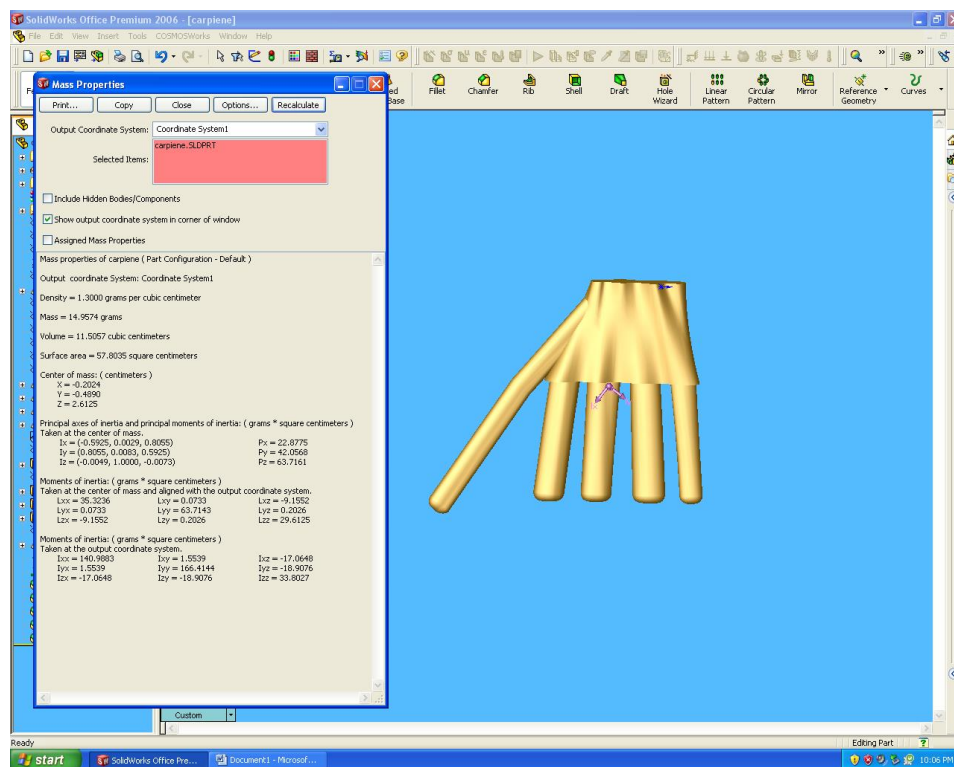
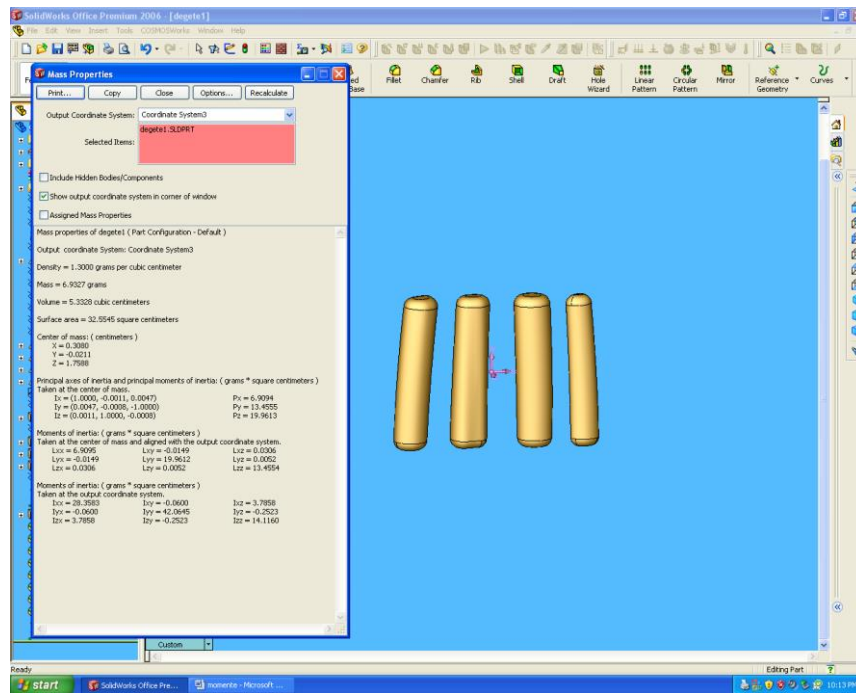
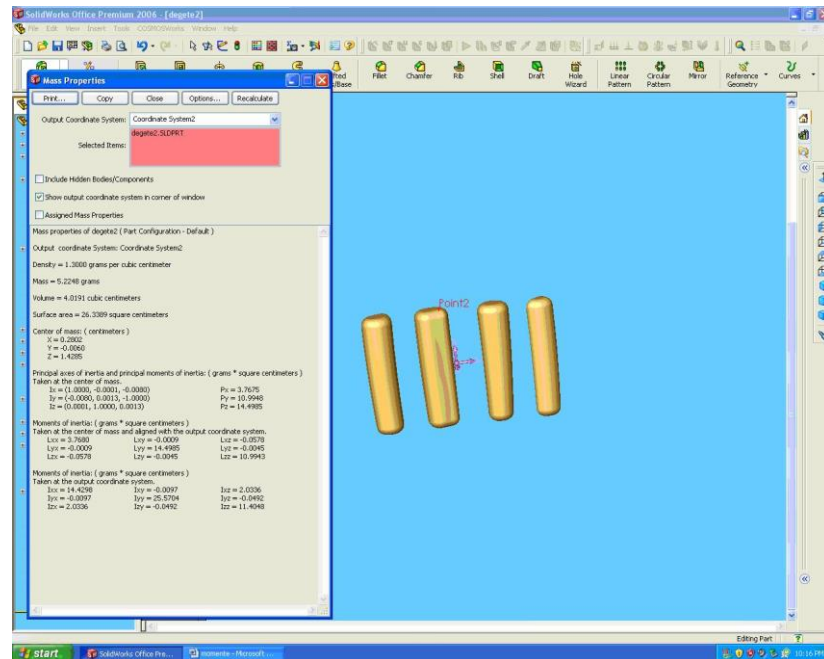


Figura 4.4. Calculul masei, volumului și a momentelor de inerție pentru palmă



**Figura 4.5. Calculul masei, volumului și a momentelor de inerție pentru deget 1**



**Figura 4.6. Calculul masei, volumului și a momentelor de inerție pentru deget 2**

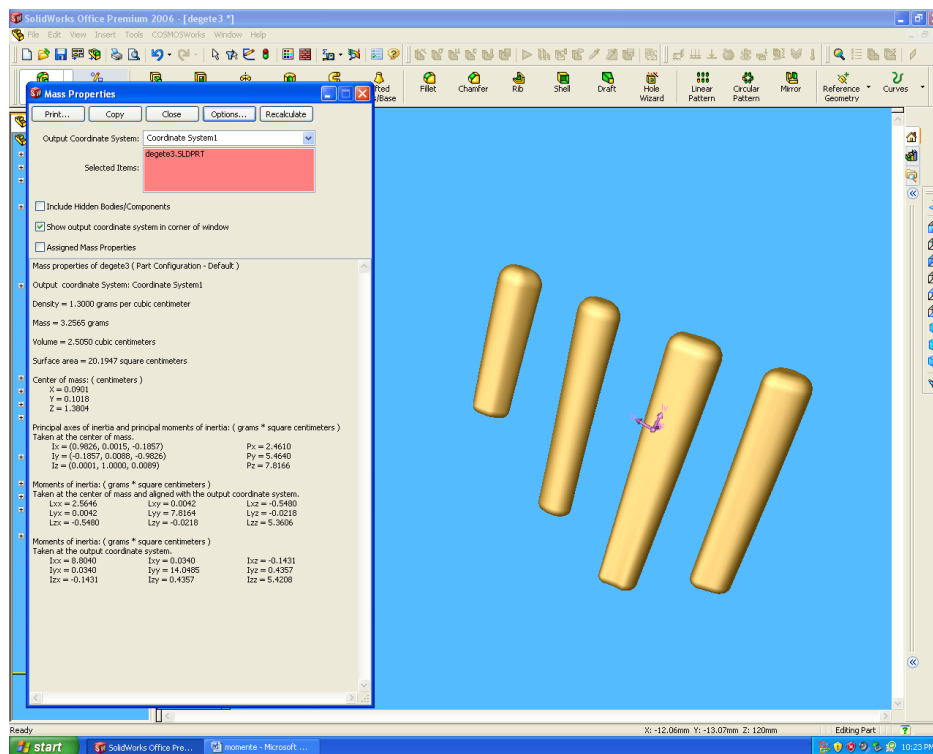


Figura 4.7. Calculul masei, volumului și a momentelor de inerție pentru degete 3

## 4.2. Dinamica membrului superior

Se consideră structura membrului superior ca sistem mecanic cu 12 grade de libertate, aflată doar sub acțiunea forțelor de frecare proprii, pentru care ecuațiile diferențiale ale mișcării se vor determina utilizând ecuațiile lui Lagrange [6], [7], [10], [11]:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial Ec}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial Ec}{\partial q_i} = Q_i \quad i = \overline{1,12} \quad (4.1)$$

unde:

- $Ec$  reprezintă energia cinetică totală a sistemului,
- $q_i$  reprezintă variabilele generalizate corespunzătoare cuplelor  $i$ ,
- $Q_i$  sunt forțe generalizate.

Considerând modelul geometric complet și structura spațială ce modelează fizic membrul superior uman (figura 3.9.), energia cinetică totală se obține :

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot J_{z_0}^b \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_1}^b \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_2}^b \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_3}^{ab} \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_4}^{ab} \cdot \dot{q}_5^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_5}^{ab} \cdot \dot{q}_6^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_6}^m \cdot \dot{q}_7^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_7}^m \cdot \dot{q}_8^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_8}^m \cdot \dot{q}_9^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_9}^{f1+f2+f3} \cdot \dot{q}_{10}^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_{10}}^{f2+f3} \cdot \dot{q}_{11}^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{z_{11}}^{f3} \cdot \dot{q}_{12}^2 \quad (4.2)$$

Momentele de inerție în raport cu axele  $Z_0, Z_1, Z_2, Z_3, Z_4, Z_5, Z_6, Z_7, Z_8, Z_9, Z_{10}, Z_{11}$ , se calculează aplicând formulele lui Steiner [10], [12]:

$$J_{z_{11}}^{f3} = J_{I_{z_{11},c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2}\right)^2 \cdot m_{f3} \quad (4.3)$$

$$J_{z_{10}}^{f2+f3} = J_{I_{z_{10},c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2}\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z_{10},c}}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2}\right)^2 \cdot m_{f2}$$

$$J_{z_9}^{f1+f2+f3} = J_{I_{z_9,c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2}\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z_9,c(f2)}}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2}\right)^2 \cdot m_{f2} + J_{I_{z_9,c(f1)}}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2}\right)^2 \cdot m_{f1}$$

$$J_{z_8}^m = J_{I_{z_8,c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2}\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z_{10},c(f2)}}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2}\right)^2 \cdot m_{f2} + J_{I_{z_{10},c(f1)}}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2}\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z_{10},c(p)}}^p + \left(\frac{p}{2}\right)^2 \cdot m_p$$

$$J_{z_7}^m = J_{I_{z_7,c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2} \cdot \sin(q_{12})\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z_7,c(f2)}}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2} \cdot \sin(q_{11})\right)^2 \cdot m_{f2} + J_{I_{z_7,c(f1)}}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2} \cdot \sin(q_{10})\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z_7,c(p)}}^p + \left(\frac{p}{2} \cdot \sin(q_9)\right)^2 \cdot m_p$$

$$J_{z_6}^m = J_{I_{z_6,c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2} \cdot \cos(q_{12})\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z_6,c(f2)}}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2} \cdot \cos(q_{11})\right)^2 \cdot m_{f2} + J_{I_{z_6,c(f1)}}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2} \cdot \cos(q_{10})\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z_6,c(p)}}^p + \left(\frac{p}{2} \cdot \cos(q_9)\right)^2 \cdot m_p$$

$$J_{z_5}^m = J_{I_{z_5,c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2} \cdot \cos(q_{12})\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z_5,c(f2)}}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2} \cdot \cos(q_{11})\right)^2 \cdot m_{f2} + J_{I_{z_5,c(f1)}}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2} \cdot \cos(q_{10})\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z_5,c(p)}}^p + \left(\frac{p}{2}\right)^2 \cdot m_p + J_{I_{z_5,c(r)}}^r + \left(\frac{r}{2}\right)^2 \cdot m_r$$

$$J_{z_4}^{ab} = J_{I_{z_4,c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2} \cdot \sin(q_{12})\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z_4,c(f2)}}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2} \cdot \sin(q_{11})\right)^2 \cdot m_{f2} + J_{I_{z_4,c(f1)}}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2} \cdot \sin(q_{10})\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z_4,c(p)}}^p + \left(\frac{p}{2}\right)^2 \cdot m_p + J_{I_{z_4,c(r)}}^r + \left(\frac{r}{2}\right)^2 \cdot m_r$$

$$J_{z_3}^{ab} = J_{I_{z_3,c(r)}}^r + \left(\frac{r}{2}\right)^2 \cdot m_r + J_{I_{z_3,c(p)}}^p + \left(\frac{p}{2}\right)^2 \cdot m_p + J_{I_{z_3,c(f1)}}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2}\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z_3,c(f2)}}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2}\right)^2 \cdot m_{f2} + J_{I_{z_3,c(f3)}}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2}\right)^2 \cdot m_{f3}$$

$$\begin{aligned}
 J_{z2}^b &= J_{I_{z2,c}(f3)}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2} \cdot \cos(q_{12})\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z2,c}(f2)}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2} \cdot \cos(q_{11})\right)^2 \cdot m_{f2} + \\
 &+ J_{I_{z2,c}(f1)}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2} \cdot \cos(q_{10})\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z2,c}(p)}^p + \left(\frac{p}{2}\right)^2 \cdot m_p + J_{I_{z2,c}(r)}^r + \left(\frac{r}{2}\right)^2 \cdot m_r + \\
 &+ J_{I_{z2,c}(h)}^h + \left(\frac{h}{2}\right)^2 \cdot m_h \\
 J_{z1}^b &= J_{I_{z1,c}(f3)}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2} \cdot \sin(q_{12})\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z1,c}(f2)}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2} \cdot \sin(q_{11})\right)^2 \cdot m_{f2} + \\
 &+ J_{I_{z1,c}(f1)}^{f1} + \left(\frac{f_1}{2} \cdot \sin(q_{10})\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z1,c}(p)}^p + \left(\frac{p}{2}\right)^2 \cdot m_p + J_{I_{z1,c}(r)}^r + \left(\frac{r}{2}\right)^2 \cdot m_r + \\
 &+ J_{I_{z1,c}(h)}^h + \left(\frac{h}{2}\right)^2 \cdot m_h \\
 J_{z0}^b &= J_{I_{z0,c}(f3)}^{f3} + \left(\frac{f_3}{2}\right)^2 \cdot m_{f3} + J_{I_{z0,c}(f2)}^{f2} + \left(\frac{f_2}{2}\right)^2 \cdot m_{f2} + J_{I_{z0,c}(f1)}^{f1} + \\
 &+ \left(\frac{f_1}{2}\right)^2 \cdot m_{f1} + J_{I_{z0,c}(p)}^p + \left(\frac{p}{2}\right)^2 \cdot m_p + J_{I_{z0,c}(r)}^r + \left(\frac{r}{2}\right)^2 \cdot m_r + J_{I_{z0,c}(h)}^h + \left(\frac{h}{2}\right)^2 \cdot m_h
 \end{aligned}$$

în care s-au notat:  $h$  – humerus,  $r$  – radius,  $p$  – palmă,  $f_i$  – degete; notațiile sunt valabile și pentru lungimile porțiunilor aferente.

Cu ajutorul programului SolidWorks, cunoscând dimensiunile oaselor și densitățile oaselor, au fost calculate direct momentele de inerție, punând sistemele de referință în cuple cu axele  $z$  orientate de-a lungul axelor cuplelor respective (figurile 4.1, 4.2, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7).

Derivatele energiei cinetice în raport cu vitezele generalizate și derivatele lor în raport cu timpul, precum și derivatele energiei cinetice în raport cu coordonatele generalizate devin:

$$\frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_1} = J_{z0}^b \cdot \dot{q}_1 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_1} = 0 \tag{4.4}$$

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_1} \right) = \dot{q}_1 \cdot \frac{dJ_{z0}^b}{dt} + J_{z0}^b \cdot \ddot{q}_1 = J_{z0}^b \cdot \ddot{q}_1 \quad ;$$

$$\frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_2} = J_{z1}^b \cdot \dot{q}_2 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_2} = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_2} \right) = J_{z1}^b \cdot \ddot{q}_1 + \dot{q}_2 \cdot \left( \frac{f_3}{2} \cdot m_{f3} \cdot \sin 2q_{12} + \frac{f_2}{2} \cdot m_{f2} \cdot \sin 2q_{11} + \frac{f_1}{2} \cdot m_{f1} \cdot \sin 2q_{10} \right) \quad ;$$

$$\frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_3} = J_{z2}^b \cdot \dot{q}_3 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_3} = 0$$

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_3} \right) = J_{z2}^b \cdot \ddot{q}_3 + \dot{q}_3 \cdot \left( -\frac{f_3}{2} \cdot m_{f3} \cdot \sin 2q_{12} - \frac{f_2}{2} \cdot m_{f2} \cdot \sin 2q_{11} - \frac{f_1}{2} \cdot m_{f1} \cdot \sin 2q_{10} \right) \quad ;$$

$$\frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_4} = J_{z3}^{ab} \cdot \dot{q}_4 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_4} = 0$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_4} \right) &= J_{z^3}^{ab} \cdot \ddot{q}_4 \quad ; \\ \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_5} &= J_{z^4}^{ab} \cdot \dot{q}_5 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_5} = 0 \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_5} \right) &= J_{z^4}^{ab} \cdot \ddot{q}_5 + \dot{q}_5 \cdot \left( \frac{f_3}{2} \cdot m_{f_3} \cdot \sin 2q_{12} + \frac{f_2}{2} \cdot m_{f_2} \cdot \sin 2q_{11} + \frac{f_1}{2} \cdot m_{f_1} \cdot \sin 2q_{10} \right) \quad ; \\ \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_6} &= J_{z^5}^{ab} \cdot \dot{q}_6 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_6} = 0 \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_6} \right) &= J_{z^5}^{ab} \cdot \ddot{q}_6 + \dot{q}_6 \cdot \left( -\frac{f_3}{2} \cdot m_{f_3} \cdot \sin 2q_{12} - \frac{f_2}{2} \cdot m_{f_2} \cdot \sin 2q_{11} - \frac{f_1}{2} \cdot m_{f_1} \cdot \sin 2q_{10} \right) \quad ; \\ \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_7} &= J_{z^6}^m \cdot \dot{q}_7 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_7} = 0 \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_7} \right) &= J_{z^6}^m \cdot \ddot{q}_7 + \dot{q}_7 \cdot \left( -\frac{f_3}{2} \cdot m_{f_3} \cdot \sin 2q_{12} - \frac{f_2}{2} \cdot m_{f_2} \cdot \sin 2q_{11} - \frac{f_1}{2} \cdot m_{f_1} \cdot \sin 2q_{10} - \right. \\ &\quad \left. - \frac{p}{2} \cdot m_p \cdot \sin 2q_9 \right) \\ \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_8} &= J_{z^7}^m \cdot \dot{q}_8 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_8} = 0 \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_8} \right) &= J_{z^7}^m \cdot \ddot{q}_8 + \dot{q}_8 \cdot \left( \frac{f_3}{2} \cdot m_{f_3} \cdot \sin 2q_{12} + \frac{f_2}{2} \cdot m_{f_2} \cdot \sin 2q_{11} + \frac{f_1}{2} \cdot m_{f_1} \cdot \sin 2q_{10} + \right. \\ &\quad \left. + \frac{p}{2} \cdot m_p \cdot \sin 2q_9 \right) \\ \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_9} &= J_{z^8}^m \cdot \dot{q}_9 \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_9} = \frac{1}{2} \cdot m_p \cdot \frac{p}{2} \cdot \sin 2q_9 \cdot (\dot{q}_7^2 - \dot{q}_8^2) \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_9} \right) &= J_{z^8}^m \cdot \ddot{q}_9 \quad ; \\ \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_{10}} &= J_{z^9}^{f_1+f_2+f_3} \cdot \dot{q}_{10} \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_{10}} = \frac{1}{2} \cdot m_{f_1} \cdot \frac{f_1}{2} \cdot \sin 2q_{10} \cdot (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_{10}} \right) &= J_{z^9}^{f_1+f_2+f_3} \cdot \ddot{q}_{10} \quad ; \\ \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_{11}} &= J_{z^{10}}^{f_2+f_3} \cdot \dot{q}_{11} \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_{11}} = \frac{1}{2} \cdot m_{f_2} \cdot \frac{f_2}{2} \cdot \sin 2q_{11} \cdot (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_{11}} \right) &= J_{z^{10}}^{f_2+f_3} \cdot \ddot{q}_{11} \quad ; \\ \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_{12}} &= J_{z^{11}}^{f_3} \cdot \dot{q}_{12} \quad ; \quad \frac{\partial E_c}{\partial q_{12}} = \frac{1}{2} \cdot m_{f_3} \cdot \frac{f_3}{2} \cdot \sin 2q_{12} \cdot (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_{12}} \right) &= J_{z^{11}}^{f_3} \cdot \ddot{q}_{12} \quad ; \end{aligned}$$

Forțele generalizate se calculează după următoarele relații:



$$\begin{aligned}
 Q_1 &= m_h \cdot g \cdot \frac{h}{2} \cdot \cos q_1 + m_r \cdot g \cdot (h \cos q_1 + \frac{r}{2} \cdot \cos q_4) + m_p \cdot g \cdot (h \cos q_1 + r \cos q_4 + \frac{p}{2} \cdot \cos q_9) + \\
 &+ m_{f1} \cdot g \cdot (h \cos q_1 + r \cos q_4 + p \cos q_9 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10}) + \\
 &+ m_{f2} \cdot g \cdot (h \cos q_1 + r \cos q_4 + p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11}) + \\
 &+ m_{f3} \cdot g \cdot (h \cos q_1 + r \cos q_4 + p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12}) \\
 Q_2 &= m_r \cdot g \cdot \frac{r}{2} \cdot \cos q_6 + m_p \cdot g \cdot (r \sin q_6 + \frac{p}{2} \cdot \sin q_7) \\
 Q_3 &= m_h \cdot g \cdot \frac{h}{2} \cdot \cos q_1 \cdot \cos q_3 + m_r \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + \frac{r}{2} \cdot \cos q_4 \cdot \cos q_3) + \\
 &+ m_p \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + r \cos q_4 \cdot \cos q_3 + \frac{p}{2} \cdot \cos q_9 \cdot \cos q_3) + \\
 &+ m_{f1} \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + r \cos q_4 \cdot \cos q_3 + p \cos q_9 \cdot \cos q_3 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10} \cdot \cos q_3) + \\
 &+ m_{f2} \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + r \cos q_4 \cdot \cos q_3 + p \cos q_9 \cdot \cos q_3 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_3 + \\
 &+ \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11} \cdot \cos q_3) + m_{f3} \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + r \cos q_4 \cdot \cos q_3 + p \cos q_9 \cdot \cos q_3 + \\
 &+ f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_3 + f_2 \cos q_{11} \cdot \cos q_3 + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12} \cdot \cos q_3) \\
 Q_4 &= m_r \cdot g \cdot \frac{r}{2} \cdot \cos q_4 + m_p \cdot g \cdot (r \cos q_4 + \frac{p}{2} \cdot \cos q_9) + m_{f1} \cdot g \cdot (r \cos q_4 + p \cos q_9 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10}) + \\
 &+ m_{f2} \cdot g \cdot (r \cos q_4 + p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11}) + m_{f3} \cdot g \cdot (r \cos q_4 + p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + \\
 &+ f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12}) \\
 Q_5 &= m_p \cdot g \cdot \frac{p}{2} \cdot \sin q_7 \\
 Q_6 &= m_r \cdot g \cdot \frac{r}{2} \cdot \cos q_6 \cdot \cos q_4 + m_p \cdot g \cdot (r \cos q_6 \cdot \cos q_4 + \frac{p}{2} \cdot \cos q_9 \cdot \cos q_6) + \\
 &+ m_{f1} \cdot g \cdot (r \cos q_6 \cdot \cos q_4 + p \cos q_9 \cdot \cos q_6 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10} \cdot \cos q_6) + \\
 &+ m_{f2} \cdot g \cdot (r \cos q_6 \cdot \cos q_4 + p \cos q_9 \cdot \cos q_6 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_6 + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11} \cdot \cos q_6) + \\
 &+ m_{f3} \cdot g \cdot (r \cos q_6 \cdot \cos q_4 + p \cos q_9 \cdot \cos q_6 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_6 + f_2 \cos q_{11} \cdot \cos q_6 + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12} \cdot \cos q_6) \\
 Q_7 &= m_p \cdot g \cdot \frac{p}{2} \cdot \cos q_7 + m_{f1} \cdot g \cdot (p \cos q_7 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10} \cdot \cos q_7) + \\
 &+ m_{f2} \cdot g \cdot (p \cos q_7 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_7 + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11} \cdot \cos q_7) + \\
 &+ m_{f3} \cdot g \cdot (p \cos q_7 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_7 + f_2 \cos q_{11} \cdot \cos q_7 + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12} \cdot \cos q_7) \\
 Q_8 &= 0
 \end{aligned} \tag{4.5}$$

$$Q_9 = m_p \cdot g \cdot \frac{p}{2} \cdot \cos q_9 + m_{f_1} \cdot g \cdot (p \cos q_9 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10}) + m_{f_2} \cdot g \cdot (p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11}) +$$

$$+ m_{f_3} \cdot g \cdot (p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12})$$

$$Q_{10} = m_{f_1} \cdot g \cdot \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10} + m_{f_2} \cdot g \cdot (f_1 \cos q_{10} + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11}) +$$

$$+ m_{f_3} \cdot g \cdot (f_1 \cos q_{10} + f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12})$$

$$Q_{11} = m_{f_2} \cdot g \cdot \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11} + m_{f_3} \cdot g \cdot (f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12})$$

$$Q_{12} = m_{f_3} \cdot g \cdot \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12}$$

Înlocuind expresiile (4.4) în relația (4.1) și ținând seama de expresiile forțelor generalizate (4.5) pentru  $i = \overline{1,12}$ , se obțin următoarele ecuații:

$$J_{z_0}^b \cdot \ddot{q}_1 = -m_h \cdot g \cdot \frac{h}{2} \cdot \cos q_1 - m_r \cdot g \cdot (h \cos q_1 + \frac{r}{2} \cdot \cos q_4) - m_p \cdot g \cdot (h \cos q_1 + r \cos q_4 +$$

$$+ \frac{p}{2} \cdot \cos q_9) - m_{f_1} \cdot g \cdot (h \cos q_1 + r \cos q_4 + p \cos q_9 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10}) -$$

$$- m_{f_2} \cdot g \cdot (h \cos q_1 + r \cos q_4 + p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11}) -$$

$$- m_{f_3} \cdot g \cdot (h \cos q_1 + r \cos q_4 + p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12})$$

$$J_{z_1}^b \cdot \ddot{q}_2 + \dot{q}_2 (\frac{f_3}{2} \cdot m_{f_3} \cdot \sin 2q_{12} + \frac{f_2}{2} \cdot m_{f_2} \cdot \sin 2q_{11} + \frac{f_1}{2} \cdot m_{f_1} \cdot \sin 2q_{10}) =$$

$$= -m_r \cdot g \cdot \frac{r}{2} \cdot \sin q_6 - m_p \cdot g \cdot (r \sin q_6 + \frac{p}{2} \cdot \sin q_7)$$

$$J_{z_2}^b \cdot \ddot{q}_3 + \dot{q}_3 (-\frac{f_3}{2} \cdot m_{f_3} \cdot \sin 2q_{12} - \frac{f_2}{2} \cdot m_{f_2} \cdot \sin 2q_{11} - \frac{f_1}{2} \cdot m_{f_1} \cdot \sin 2q_{10}) =$$

$$= -m_h \cdot g \cdot \frac{h}{2} \cdot \cos q_1 \cdot \cos q_3 - m_r \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + \frac{r}{2} \cdot \cos q_4 \cdot \cos q_3) -$$

$$- m_p \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + r \cos q_4 \cdot \cos q_3 + \frac{p}{2} \cdot \cos q_9 \cdot \cos q_3) -$$

$$- m_{f_1} \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + r \cos q_4 \cdot \cos q_3 + p \cos q_9 \cdot \cos q_3 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10} \cdot \cos q_3) -$$

$$- m_{f_2} \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + r \cos q_4 \cdot \cos q_3 + p \cos q_9 \cdot \cos q_3 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_3 +$$

$$+ \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11} \cdot \cos q_3) - m_{f_3} \cdot g \cdot (h \cos q_1 \cdot \cos q_3 + r \cos q_4 \cdot \cos q_3 +$$

$$+ p \cos q_9 \cdot \cos q_3 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_3 + f_2 \cos q_{11} \cdot \cos q_3 + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12} \cdot \cos q_3)$$

$$\begin{aligned}
 J_{z3}^{ab} \cdot \ddot{q}_4 &= -m_r \cdot g \cdot \frac{r}{2} \cdot \cos q_4 - m_p \cdot g \cdot (r \cdot \cos q_4 + \frac{p}{2} \cdot \cos q_9) - m_{f1} \cdot g \cdot (r \cos q_4 + \\
 &+ p \cos q_9 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10}) - m_{f2} \cdot g \cdot (r \cos q_4 + p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11}) - \\
 &- m_{f3} \cdot g \cdot (r \cos q_4 + p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12}) \\
 J_{z4}^{ab} \cdot \ddot{q}_5 + \dot{q}_5 (\frac{f_3}{2} \cdot m_{f3} \cdot \sin 2q_{12} + \frac{f_2}{2} \cdot m_{f2} \cdot \sin 2q_{11} + \frac{f_1}{2} \cdot m_{f1} \cdot \sin 2q_{10}) &= -m_p \cdot g \cdot \frac{p}{2} \cdot \sin q_7 \\
 J_{z5}^{ab} \cdot \ddot{q}_6 + \dot{q}_6 (-\frac{f_3}{2} \cdot m_{f3} \cdot \sin 2q_{12} - \frac{f_2}{2} \cdot m_{f2} \cdot \sin 2q_{11} - \frac{f_1}{2} \cdot m_{f1} \cdot \sin 2q_{10}) &= \\
 = -m_r \cdot g \cdot \frac{r}{2} \cdot \cos q_6 \cdot \cos q_4 - m_p \cdot g \cdot (r \cos q_6 \cdot \cos q_4 + \frac{p}{2} \cdot \cos q_9 \cdot \cos q_6) - \\
 - m_{f1} \cdot g \cdot (r \cos q_4 \cdot \cos q_6 + p \cos q_9 \cdot \cos q_6 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10} \cdot \cos q_6) - \\
 - m_{f2} \cdot g \cdot (r \cos q_4 \cdot \cos q_6 + p \cos q_9 \cdot \cos q_6 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_6 + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11} \cdot \cos q_6) - \\
 - m_{f3} \cdot g \cdot (r \cos q_4 \cdot \cos q_6 + p \cos q_9 \cdot \cos q_6 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_6 + f_2 \cos q_{11} \cdot \cos q_6 + \\
 + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12} \cdot \cos q_6) \\
 J_{z6}^m \cdot \ddot{q}_7 + \dot{q}_7 (-\frac{f_3}{2} \cdot m_{f3} \cdot \sin 2q_{12} - \frac{f_2}{2} \cdot m_{f2} \cdot \sin 2q_{11} - \frac{f_1}{2} \cdot m_{f1} \cdot \sin 2q_{10} - \frac{p}{2} \cdot m_p \cdot \sin 2q_9) &= \\
 = -m_p \cdot g \cdot \frac{p}{2} \cdot \cos q_7 - m_{f1} \cdot g \cdot (p \cos q_7 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10} \cdot \cos q_7) - m_{f2} \cdot g \cdot (p \cos q_7 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_7 + \\
 + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11} \cdot \cos q_7) - m_{f3} \cdot g \cdot (p \cos q_7 + f_1 \cos q_{10} \cdot \cos q_7 + f_2 \cos q_{11} \cdot \cos q_7 + \\
 + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12} \cdot \cos q_7) \\
 J_{z7}^m \cdot \ddot{q}_8 + \dot{q}_8 (\frac{f_3}{2} \cdot m_{f3} \cdot \sin 2q_{12} + \frac{f_2}{2} \cdot m_{f2} \cdot \sin 2q_{11} + \frac{f_1}{2} \cdot m_{f1} \cdot \sin 2q_{10} + \\
 + \frac{p}{2} \cdot m_p \cdot \sin 2q_9) &= 0 \\
 J_{z8}^m \cdot \ddot{q}_9 - \frac{1}{2} \cdot m_p \cdot \frac{p}{2} \sin 2q_9 (-\dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) &= -m_p \cdot g \cdot \frac{p}{2} \cdot \cos q_9 - \\
 - m_{f1} \cdot g \cdot (p \cos q_9 + \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10}) - m_{f2} \cdot g \cdot (p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11}) - \\
 - m_{f3} \cdot g \cdot (p \cos q_9 + f_1 \cos q_{10} + f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12}) \\
 J_{z9}^{f1+f2+f3} \cdot \ddot{q}_{10} - \frac{1}{2} \cdot m_{f1} \cdot \frac{f_1}{2} \sin 2q_{10} (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) &= -m_{f1} \cdot g \cdot \frac{f_1}{2} \cdot \cos q_{10} - \\
 - m_{f2} \cdot g \cdot (f_1 \cos q_{10} + \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11}) - m_{f3} \cdot g \cdot (f_1 \cos q_{10} + f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12}) \\
 J_{z10}^{f2+f3} \cdot \ddot{q}_{11} - \frac{1}{2} \cdot m_{f2} \cdot \frac{f_2}{2} \sin 2q_{11} (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) &= \\
 = -m_{f2} \cdot g \cdot \frac{f_2}{2} \cdot \cos q_{11} - m_{f3} \cdot g \cdot (f_2 \cos q_{11} + \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12})
 \end{aligned} \tag{4.6}$$

$$J_{z11}^{f3} \cdot \ddot{q}_{12} - \frac{1}{2} \cdot m_{f3} \cdot \frac{f_3}{2} \sin 2q_{12} (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) =$$

$$= -m_{f3} \cdot g \cdot \frac{f_3}{2} \cdot \cos q_{12}$$

Înlocuind în relațiile (4.6) valorile momentelor de inerție (4.3),  $m_h = 139,5$  g (humerus);  $m_r = 170,6$  g (radius-ulna);  $m_p = 14,9$  g (palma);  $m_{f1} = 6,9$  g (falange 1);  $m_{f2} = 5,2$  g (falange 2);  $m_{f3} = 3,2$  g (falange 3); dimensiunile oaselor: humerus,  $h = 290$ mm; radius-ulna,  $r = 260$ mm; palma,  $p = 85$ mm; falange 1,  $f_1 = 30$ mm; falange 2,  $f_2 = 25$ mm; falange 3,  $f_3 = 20$ mm și transformând mărimile în SI, se obține următorul sistem de ecuații diferențiale:

$$\ddot{q}_1 = -62,36 \cos q_1 - 22,93 \cos q_4 - 1,51 \cos q_9 - 0,27 \cos q_{10} - 0,11 \cos q_{11} - 0,02 \cos q_{12}$$

$$\ddot{q}_2 = 1/(0,0391 + 0,0000003 \sin^2 q_{12} + 0,0000007 \sin^2 q_{11} + 0,0000015 \sin^2 q_{10}) \cdot$$

$$\cdot [-\dot{q}_2(0,00003 \sin 2q_{12} + 0,000065 \sin 2q_{11} + 0,000105 \sin 2q_{10}) - 0,26 \sin 2q_9 - 0,006375 \sin q_7]$$

$$\ddot{q}_3 = 1/(0,0324187 + 0,0000003 \cos^2 q_{12} + 0,0000007 \cos^2 q_{11} + 0,0000015 \cos^2 q_{10}) \cdot$$

$$\cdot [\dot{q}_3(0,00003 \sin 2q_{12} + 0,000065 \sin 2q_{11} + 0,000105 \sin 2q_{10}) - 0,765 \cos q_1 \cdot \cos q_3 -$$

$$- 0,255 \cos q_4 \cdot \cos q_3 - 0,019125 \cos q_9 \cdot \cos q_3 - 0,00345 \cos q_{10} \cdot \cos q_3 - 0,001375 \cos q_{11} \cdot \cos q_3 -$$

$$- 0,0003 \cos q_{12} \cdot \cos q_3]$$

$$\ddot{q}_4 = 44,63 \cos q_4 - 2,58 \cos q_9 - 0,51 \cos q_{10} - 0,2 \cos q_{11} - 0,04 \cos q_{12}$$

$$\ddot{q}_5 = 1/(0,0067145 + 0,0000003 \sin^2 q_{12} + 0,0000007 \sin^2 q_{11} + 0,0000015 \sin^2 q_{10}) \cdot$$

$$\cdot [-\dot{q}_5(0,00003 \sin 2q_{12} + 0,000065 \sin 2q_{11} + 0,000105 \sin 2q_{10}) - 0,006375 \sin q_7]$$

$$\ddot{q}_6 = 1/(0,0029609 + 0,0000003 \cos^2 q_{12} + 0,0000007 \cos^2 q_{11} + 0,0000015 \cos^2 q_{10}) \cdot$$

$$\cdot [\dot{q}_6(0,00003 \sin 2q_{12} + 0,000065 \sin 2q_{11} + 0,000105 \sin 2q_{10}) - 0,256 \cos q_4 \cdot \cos q_6 -$$

$$- 0,019125 \cos q_9 \cdot \cos q_6 - 0,00345 \cos q_{10} \cdot \cos q_6 - 0,001375 \cos q_{11} \cdot \cos q_6 -$$

$$- 0,0003 \cos q_{12} \cdot \cos q_6]$$

$$\ddot{q}_7 = 1/(0,0000064 + 0,0000003 \cos^2 q_{12} + 0,0000007 \cos^2 q_{11} + 0,0000015 \cos^2 q_{10} +$$

$$+ 0,00027 \cos^2 q_9) \cdot [\dot{q}_7(0,00003 \sin 2q_{12} + 0,000065 \sin 2q_{11} + 0,000105 \sin 2q_{10} +$$

$$+ 0,0006375 \sin 2q_9) - 0,019125 \cos q_7 - 0,255 \cos q_4 \cdot \cos q_3 - 0,00345 \cos q_7 \cdot \cos q_{10} -$$

$$- 0,001375 \cos q_7 \cdot \cos q_{11} - 0,0003 \cos q_7 \cdot \cos q_{12}]$$

$$\ddot{q}_8 = 1/(0,0000223 + 0,0000003 \sin^2 q_{12} + 0,0000007 \sin^2 q_{11} + 0,0000015 \sin^2 q_{10} +$$

$$+ 0,00027 \sin^2 q_9) \cdot [-\dot{q}_8(0,00003 \sin 2q_{12} + 0,000065 \sin 2q_{11} + 0,000105 \sin 2q_{10} +$$

$$+ 0,0006375 \sin 2q_9)]$$

$$\ddot{q}_9 = -6,2246 \cdot \dot{q}_7^2 \sin 2q_9 + 6,2246 \cdot \dot{q}_8^2 \sin 2q_9 - 373,53515 \cos q_9 - 67,362612 \cos q_{10} -$$

$$- 26,855466 \cos q_{11} - 5,859375 \cos q_{12}$$

$$\ddot{q}_{10} = (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) \cdot 6,9078947 \sin 2q_{10} - 453,94736 \cos q_{10} -$$

$$- 180,92105 \cos q_{11} - 35,473684 \cos q_{12}$$

$$\ddot{q}_{11} = 9,454545 \sin 2q_{11} (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) - 416,666666 \cos q_{11} - 90,90905 \cos q_{12}$$

$$\ddot{q}_{12} = 12,5 \sin 2q_{12} (\dot{q}_2^2 - \dot{q}_3^2 + \dot{q}_5^2 - \dot{q}_6^2 - \dot{q}_7^2 + \dot{q}_8^2) - 250 \cos q_{12} \quad (4.7)$$

### **4.3. Rezolvarea sistemului de ecuații diferențiale ale mișcării pentru modelul complet al membrului superior**

Integrarea sistemului de ecuații diferențiale ce reprezintă modelul complet al membrului superior s-a realizat folosind analiza numerică , utilizându-se următoarele notații pentru variabilele articulare și vitezele articulare [61]:

$$q_i = y(i), \quad i = \overline{1,12}, \quad (4.8)$$

$$\dot{q}_j = y(j), \quad j = \overline{13,24}, \quad (4.9)$$

Programul de calcul realizat este:

```
function status=oase(tspan,y)
if nargin <1
tspan=[0 0.5];
y0=[-2.4 -1.5 -2.3 -2.4 -2.3 0 -1.4 0 -3 -2.3 -1.5 -1.5 0 -3 0 0 0 0 0 0 0 0 -6];
end
[t,y]=ode45(@derivoase,tspan, y0);
y(:,1:24)
plot(t, y(:,1:12))
legend('y_1','y_2', 'y_3','y_4','y_5','y_6','y_7', 'y_8','y_9','y_10','y_11','y_12')
status = 1
function dy=derivoase(t,y)
dy=zeros(24,1);
dy(1)=y(13);
dy(2)=y(14);
dy(3)=y(15);
dy(4)=y(16);
dy(5)=y(17);
dy(6)=y(18);
dy(7)=y(19);
dy(8)=y(20);
```

$$dy(9)=y(21);$$

$$dy(10)=y(22);$$

$$dy(11)=y(23);$$

$$dy(12)=y(24);$$

$$dy(13)=-62.36*\cos(y(1))-22.93*\cos(y(4))-1.54*\cos(y(9))-0.27*\cos(y(10))-0.11*\cos(y(11))-0.02*\cos(y(12));$$

$$dy(14)=1/(0.0391+0.0000003*\sin(y(12))*\sin(y(12))+0.0000007*\sin(y(11))*\sin(y(11))+0.0000015*\sin(y(10))*\sin(y(10)))*(-0.00003*y(14)*\sin(2*(y(12)))-0.0000625*y(14)*\sin(2*(y(11)))-0.000105*y(14)*\sin(2*(y(10)))-0.26*\sin(y(6))-0.0006375*\sin(y(7)));$$

$$dy(15)=1/(0.0324187+0.0000003*\cos(y(12))*\cos(y(12))+0.0000007*\cos(y(11))*\cos(y(11))+0.0000015*\cos(y(10))*\cos(y(10)))*(0.00003*y(15)*\sin(2*(y(12)))+0.0000625*y(15)*\sin(2*(y(11)))+0.000105*y(15)*\sin(2*(y(10)))-0.763*\cos(y(1))*\cos(y(3))-0.256*\cos(y(3))*\cos(y(4))-0.019125*\cos(y(3))*\cos(y(9))-0.00345*\cos(y(3))*\cos(y(10))-0.001375*\cos(y(3))*\cos(y(11))-0.0003*\cos(y(3))*\cos(y(12)));$$

$$dy(16)=-44.63*\cos(y(4))-2.85*\cos(y(9))-0.51*\cos(y(10))-0.2*\cos(y(11))-0.04*\cos(y(12));$$

$$dy(17)=1/(0.0067145+0.0000003*\sin(y(12))*\sin(y(12))+0.0000007*\sin(y(11))*\sin(y(11))+0.0000015*\sin(y(10))*\sin(y(10)))*(-0.00003*y(17)*\sin(2*(y(12)))-0.0000625*y(17)*\sin(2*(y(11)))-0.000105*y(17)*\sin(2*(y(10)))-0.0006375*\sin(y(7)));$$

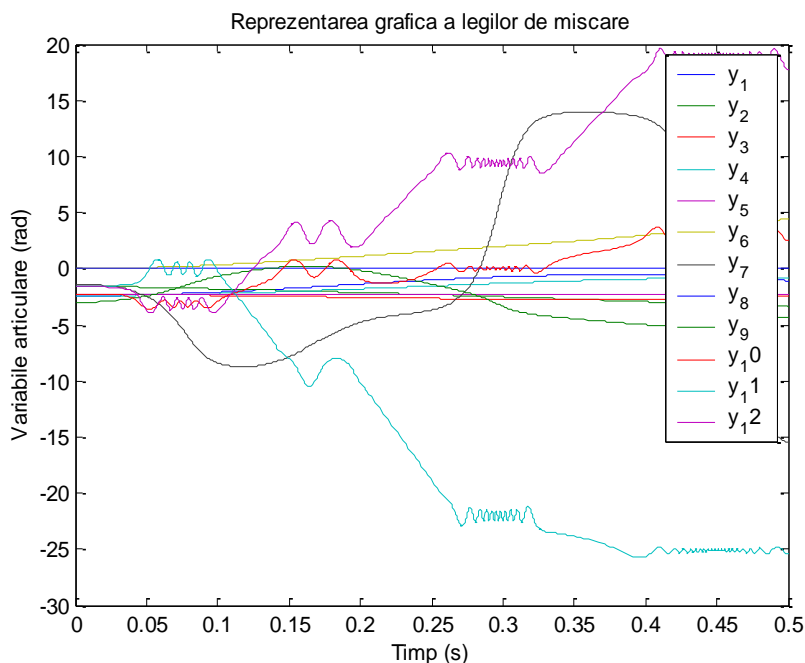
$$dy(18)=1/(0.0029609+0.0000003*\cos(y(12))*\cos(y(12))+0.0000007*\cos(y(11))*\cos(y(11))+0.0000015*\cos(y(10))*\cos(y(10)))*(0.00003*y(18)*\sin(2*(y(12)))+0.0000625*y(18)*\sin(2*(y(11)))+0.000105*y(18)*\sin(2*(y(10)))-0.256*\cos(y(4))*\cos(y(6))-0.019125*\cos(y(6))*\cos(y(9))-0.00345*\cos(y(6))*\cos(y(9))-0.001375*\cos(y(6))*\cos(y(11))-0.0003*\cos(y(6))*\cos(y(12)));$$

$$dy(19)=1/(0.0000064+0.0000003*\cos(y(12))*\cos(y(12))+0.0000007*\cos(y(11))*\cos(y(11))+0.0000015*\cos(y(10))*\cos(y(10)))*(0.00003*y(19)*\sin(2*(y(12)))+0.0000625*y(19)*\sin(2*(y(11)))+0.000105*y(19)*\sin(2*(y(10)))+0.0006375*y(19)*\sin(2*(y(9)))-0.019125*\cos(y(7))-0.00345*\cos(y(7))*\cos(y(10))-0.001375*\cos(y(7))*\cos(y(11))-0.0003*\cos(y(7))*\cos(y(12)));$$

$$dy(20)=1/(0.0000223+0.0000003*\cos(y(12))*\cos(y(12))+0.0000007*\cos(y(11))*\cos(y(11))+0.0000015*\cos(y(10))*\cos(y(10)))*(0.00003*y(20)*\sin(2*(y(12)))+0.0000625*y(20)*\sin(2*(y(11)))+0.000105*y(20)*\sin(2*(y(10)))+0.0006375*y(20)*\sin(2*(y(9))));$$

$$dy(21)=-6.2246*y(19)*\sin(2*(y(9)))+6.2246*y(20)*\sin(2*(y(9)))-373.53515*\cos(y(9))-67.362612*\cos(y(10))-26.855466*\cos(y(11))-5.859375*\cos(y(12));$$

$$\begin{aligned}
 dy(22) &= 6.9078947 * y(14) * y(14) * \sin(2 * (y(10))) - \\
 & 6.9078947 * y(15) * y(15) * \sin(2 * (y(10))) + 6.9078947 * y(17) * y(17) * \sin(2 * (y(10))) - \\
 & 6.9078947 * y(18) * y(18) * \sin(2 * (y(10))) - \\
 & 6.9078947 * y(19) * y(19) * \sin(2 * (y(10))) + 6.9078947 * y(20) * y(20) * \sin(2 * (y(10))) - \\
 & 453.94736 * \cos(y(10)) - 180.92105 * \cos(y(11)) - 35.473684 * \cos(y(12)); \\
 dy(23) &= 9.454545 * y(14) * y(14) * \sin(2 * (y(11))) - \\
 & 9.454545 * y(15) * y(15) * \sin(2 * (y(11))) + 9.454545 * y(17) * y(17) * \sin(2 * (y(11))) - \\
 & 9.454545 * y(18) * y(18) * \sin(2 * (y(11))) - \\
 & 9.454545 * y(19) * y(19) * \sin(2 * (y(11))) + 9.454545 * y(20) * y(20) * \sin(2 * (y(11))) - \\
 & 416.666666 * \cos(y(11)) - 90.90905 * \cos(y(12)); \\
 dy(24) &= 12.5 * y(14) * y(14) * \sin(2 * (y(12))) - \\
 & 12.5 * y(15) * y(15) * \sin(2 * (y(12))) + 12.5 * y(17) * y(17) * \sin(2 * (y(12))) - \\
 & 12.5 * y(18) * y(18) * \sin(2 * (y(12))) - \\
 & 12.5 * y(19) * y(19) * \sin(2 * (y(12))) + 12.5 * y(20) * y(20) * \sin(2 * (y(12))) - 250 * \cos(y(12));
 \end{aligned}$$



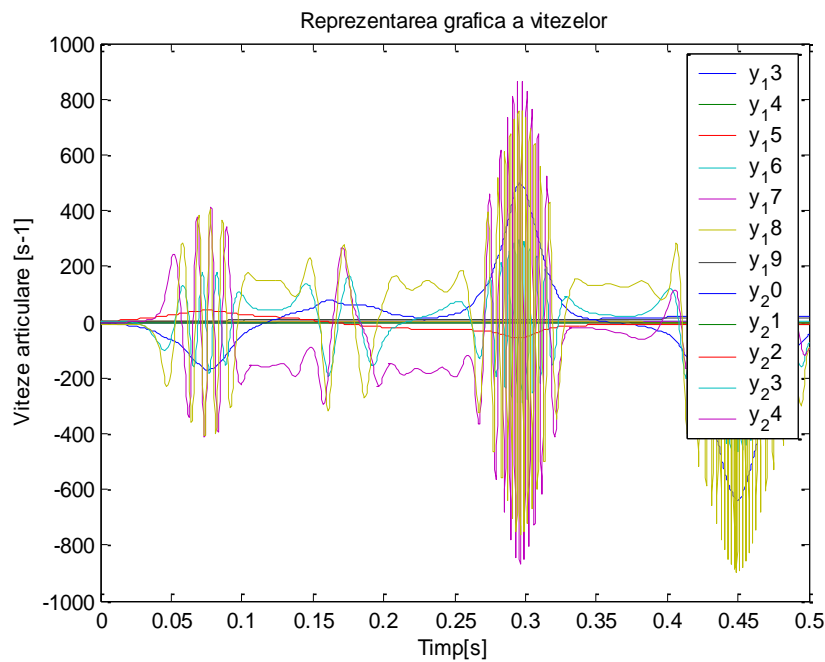
**Figura 4.8. Reprezentarea grafică a legilor de mișcare**

Pentru reprezentarea grafică a vitezelor, se utilizează același program de calcul doar schimbând condițiile de reprezentare grafica figura 4.9.

```

plot(t, y(:,12:24))
legend('y_13','y_14', 'y_15','y_16','y_17','y_18','y_19', 'y_20','y_21','y_22','y_23','y_24')

```



**Figura 4.10. Reprezentarea grafică a vitezelor**

Integrarea sistemului s-a realizat prin secvența de linii.

Rezultatele modelării dinamice pot fi utilizate și pentru realizarea unor proteze de membru superior, pe baza soluțiilor obținute prin integrarea ecuațiilor diferențiale se pot realiza și aproximarea funcțiilor  $y_i = f(t)$  prin metoda polinoamelor ortogonale. După obținerea acestora se poate aplica metoda inversă în ecuațiile diferențiale ale mișcării (4.7) în vederea calculării forțelor generalizate ce pot fi concretizate prin utilizarea unor motoare de acționare ale cuplelor ce urmează să dezvolte momente active în conformitate cu ceea ce rezultă din ecuațiile menționate.



## **CAPITOLUL V. PROTEZAREA MEMBRULUI SUPERIOR UMAN**

### **5.1. Modelarea 3D a protezelor. Determinarea momentelor de inerție**

#### **PROTEZA PENTRU BRAȚ**

Modelarea unei protezelor membrului superior au fost realizată în programul SolidWorks, pornindu-se de la modelele din cataloagele de specialitate [26],[54].

Proteza pentru braț a fost modelată pe următoarele componente: în interior - partea de tije articulate, folosind o articulație sferică pentru umăr și o articulație cilindrică pentru cot, care apoi au fost asamblate cu componenta de rezistență a mâinii și în exterior - partea cosmetică luând forma unui membru superior uman.

Componentele au fost modelate utilizând comenzile specifice programului SolidWorks. Fiecare componentă a protezei membrului superior a fost realizată deasemenea ca și componentele sistemului osos al membrului superior uman, în modulul **Part**, iar pentru asamblare se folosește modulul **Assembly**.

Modelarea 3D a protezei de braț este prezentată în figura 5.1.

Momentele de inerție se calculează cu ajutorul programului Solid Works, cunoscând dimensiunile tijelor și densitățile acestora precum și ale articulațiilor și părții cosmetice de proteză. Tijele au fost considerate din aluminiu, material cât mai ușor, articulațiile din oțel și partea cosmetică din material plastic. Ca și construcție tijele sunt țevi cu  $\Phi 12$  mm, grosimea peretelui de 2 mm, iar pentru partea cosmetică, grosimea peretelui este tot de 2 mm; model cât mai simplificat, pentru a rezulta o proteză cât mai ușoară. Valorile momentelor de inerție pot fi calculate direct punând sistemele de referință direct în cuple (articulații) cu axele  $x$  orientate de-a lungul axelor cuplelor respective. În figura 5.2.,5.3.,5.4. sunt reprezentate porțiunile de braț protetic pentru care se face calculul momentului de inerție, axa în raport cu care se face acest calcul, precum și rezultatele obținute.



Figura 5.1. Proteză totală de braț

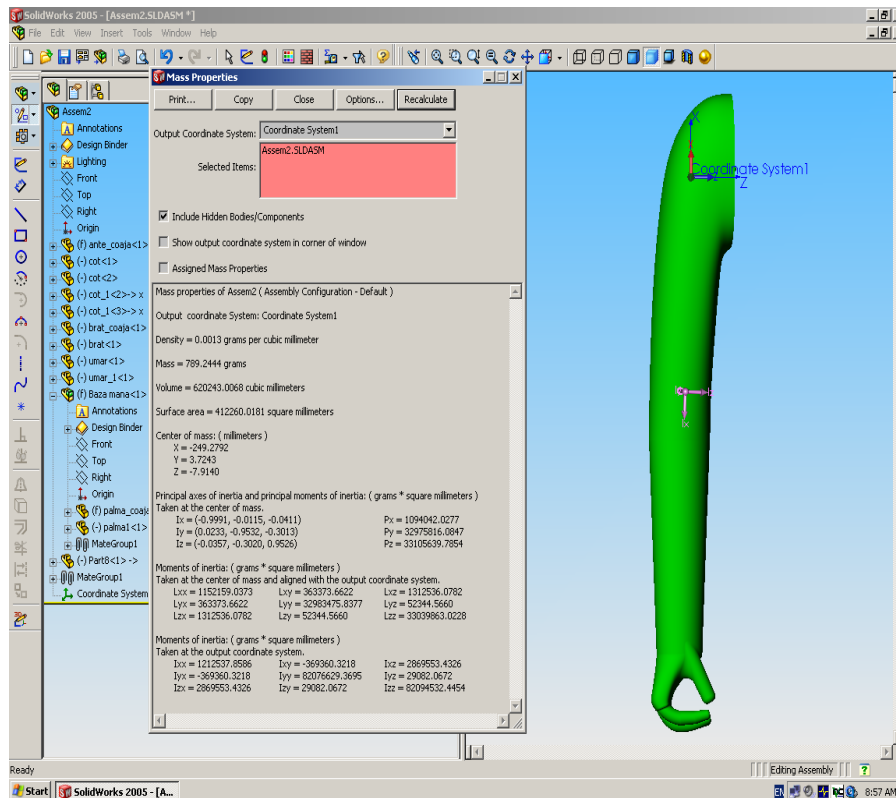
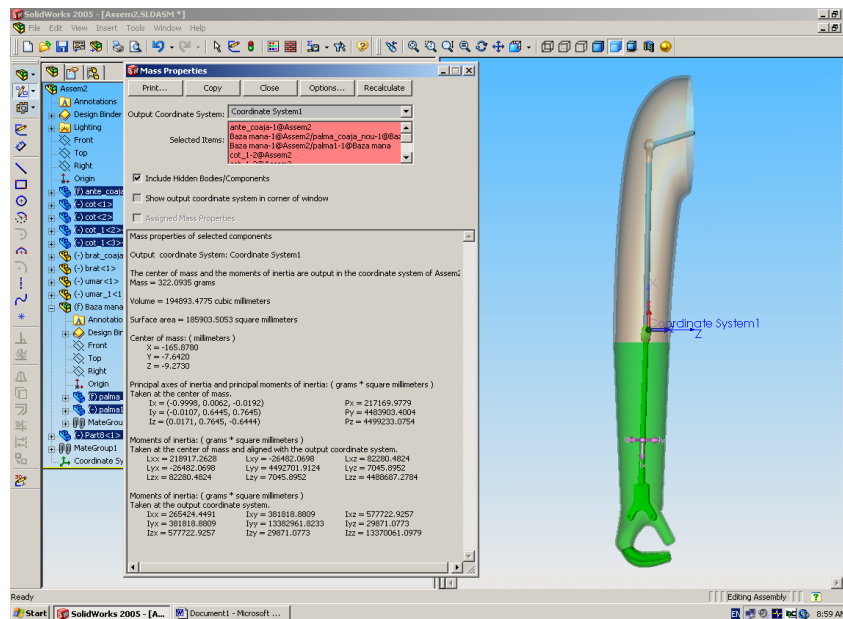
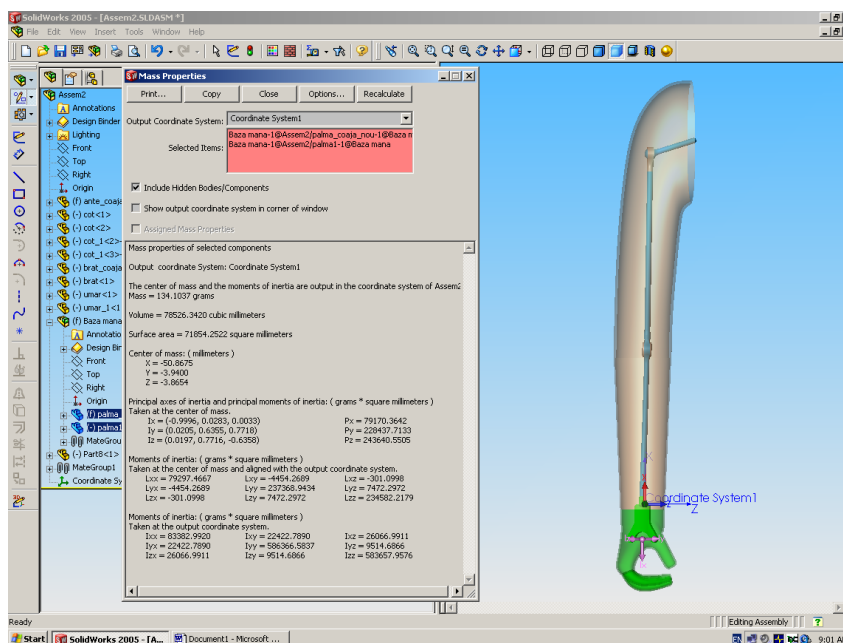


Figura 5.2. Masa, volumul și momentele de inerție ale protezei totale de braț

Calculul momentelor de inerie este dat de program prin utilizarea comenzilor **Mass Properties**, inițial introducându-se densitățile specifice fiecărei componente (pentru tije densitatea aluminiului:  $2,7\text{g/cm}^2$ , pentru articulații densitatea oțelului:  $7.85\text{g/cm}^2$  și pentru partea din material plastic:  $1\text{g/cm}^2$ ), rezultând masa, volumul, centrul de greutate a componentei, precum și momentele de inerție centrifugale ( produsele de inerție) în raport cu centrul de greutate și apoi în raport cu sistemul de axe de coordonate din articulații.



**Figura 5.3. Momentele de inerție ale componentei de antebraț**

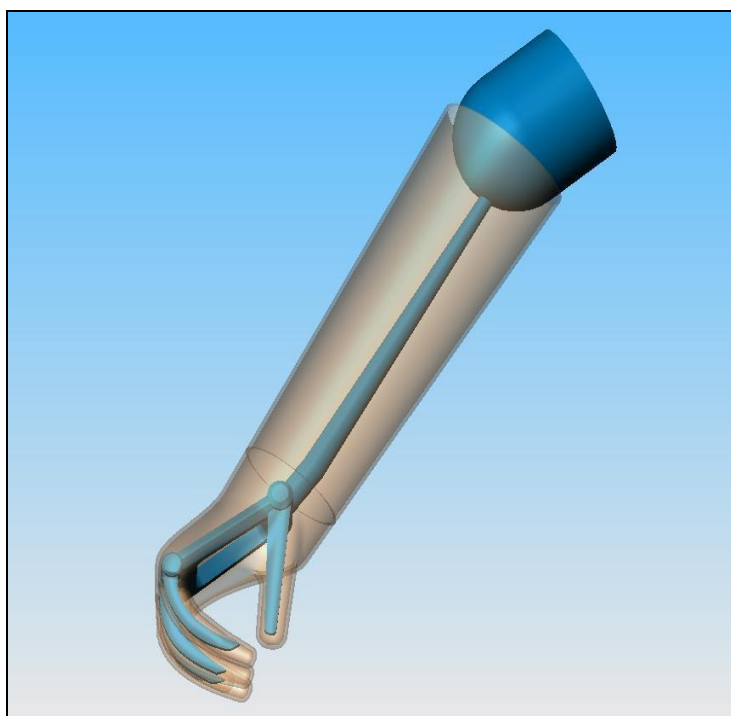


**Figura 5.4. Momentele de inerție ale componentei de mână**

## **PROTEZA PENTRU ANTEBRAȚ**

Proteza pentru antebraț a fost modelată pe următoarele componente: în interior - o tijă din aluminiu, pentru cot o articulație cilindrică, după care au fost asamblate cu componenta de rezistență a mâinii și în exterior - partea cosmetică a antebrațului și a alveolei rezidului de membru superior uman.

Modelarea 3D a unei protezei de antebraț este prezentată în figura 5.5.



**Figura 5.5. Modelarea 3 D a unei proteze de antebraț**

Momentele de inerție se calculează cu ajutorul programului Solid Works, cunoscând dimensiunea tijei și articulației cu densitățile lor, precum și partea cosmetică de proteză. Tija este o țevă din aluminiu cu  $\Phi 12$  mm și grosimea peretelui de 2 mm, iar pentru partea cosmetică grosimea peretelui este de 2 mm. Valorile momentelor de inerție sunt calculate direct, punând sistemele de referință direct în cuple (articulații) cu axele  $x$  orientate de-a lungul axelor cuplelor respective. În figurile 5.6.,5.7,5.8. sunt reprezentate porțiunile de antebraț protetic pentru care se face calculul momentelor de inerție, axa în raport cu care se face acest calcul, precum și rezultatele obținute .

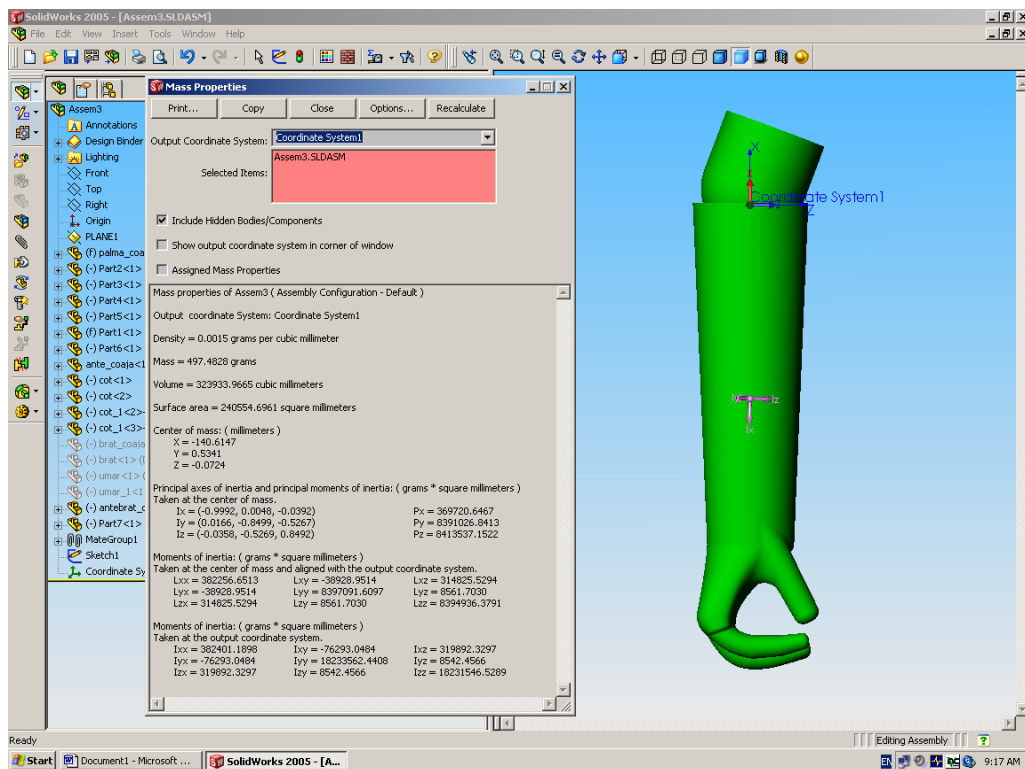


Figura 5.6. Masa, volumul și momentele de inerție pentru antebrățul protețic

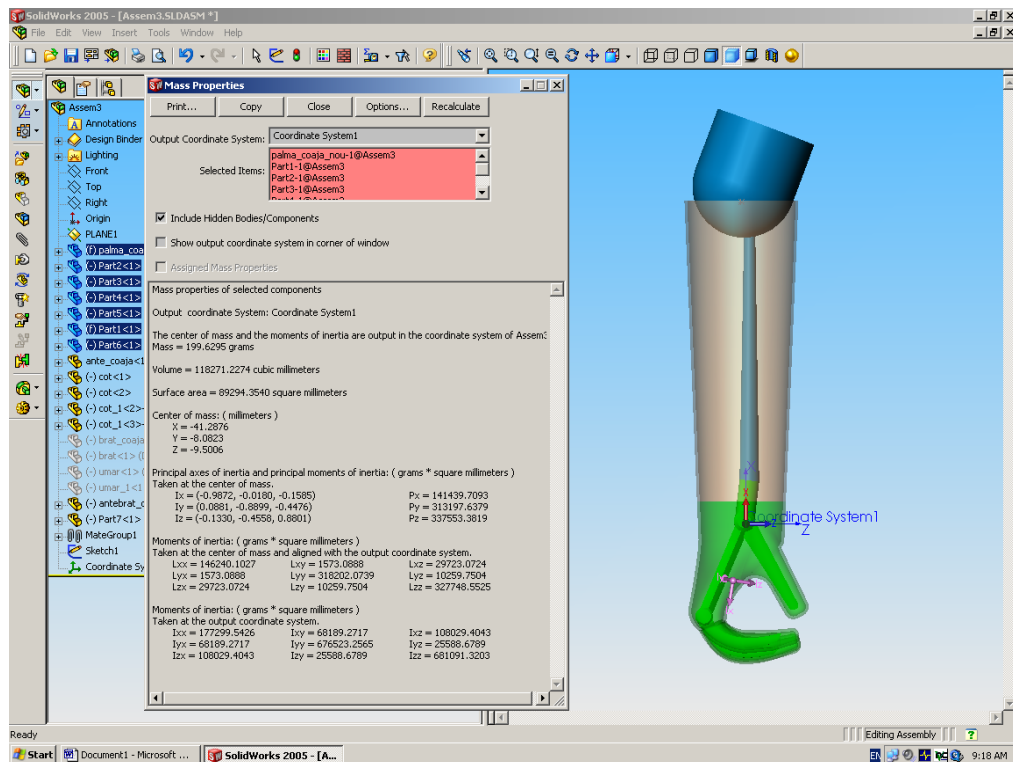


Figura 5.7. Momentele de inerție pentru mâna protezei

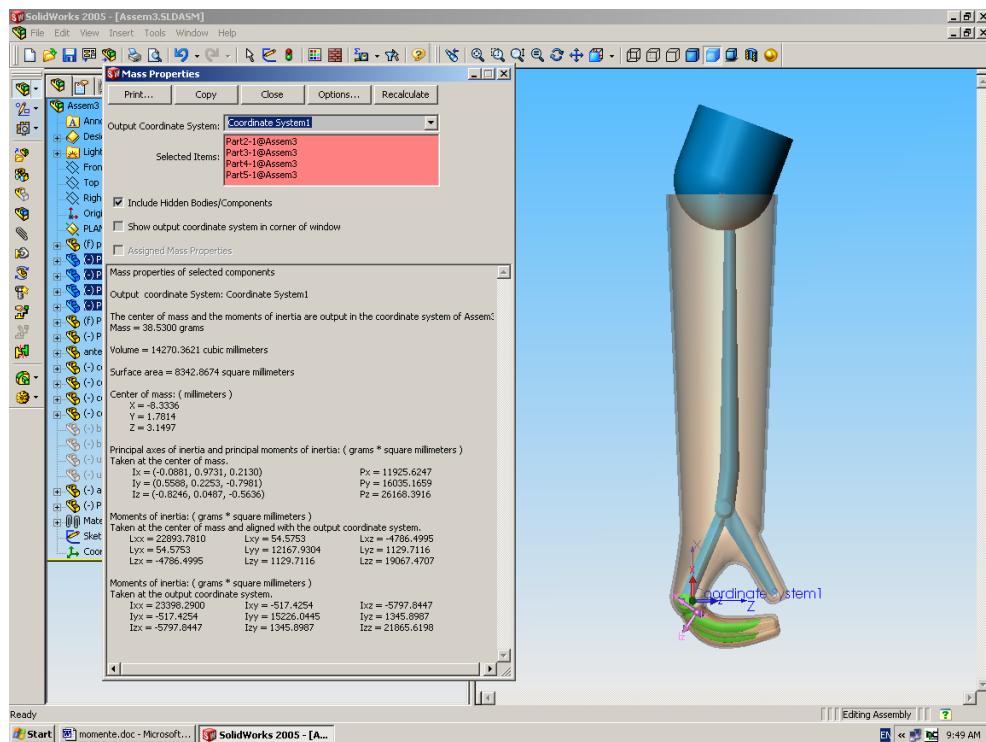


Figura 5.8. Momentele de inerție pentru degetele protezei

## PROTEZA PENTRU MÂNĂ

Proteza pentru mână a fost modelată pe următoarele componente: în interior - o componenta de rezistență a mâinii și în exterior - partea cosmetică a mâinii.

Modelarea 3D a unei protezei de mână este prezentată în figura 5.9.

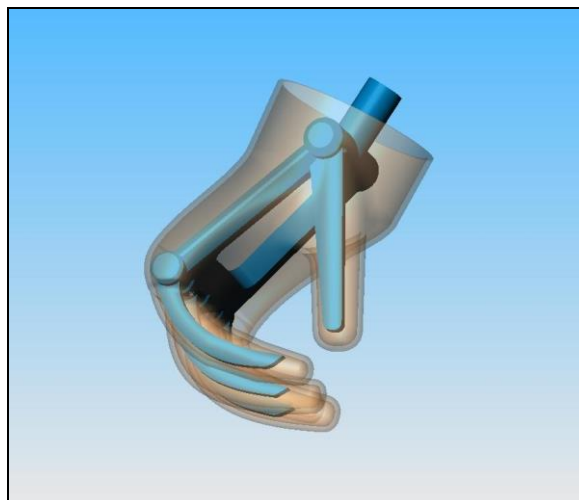
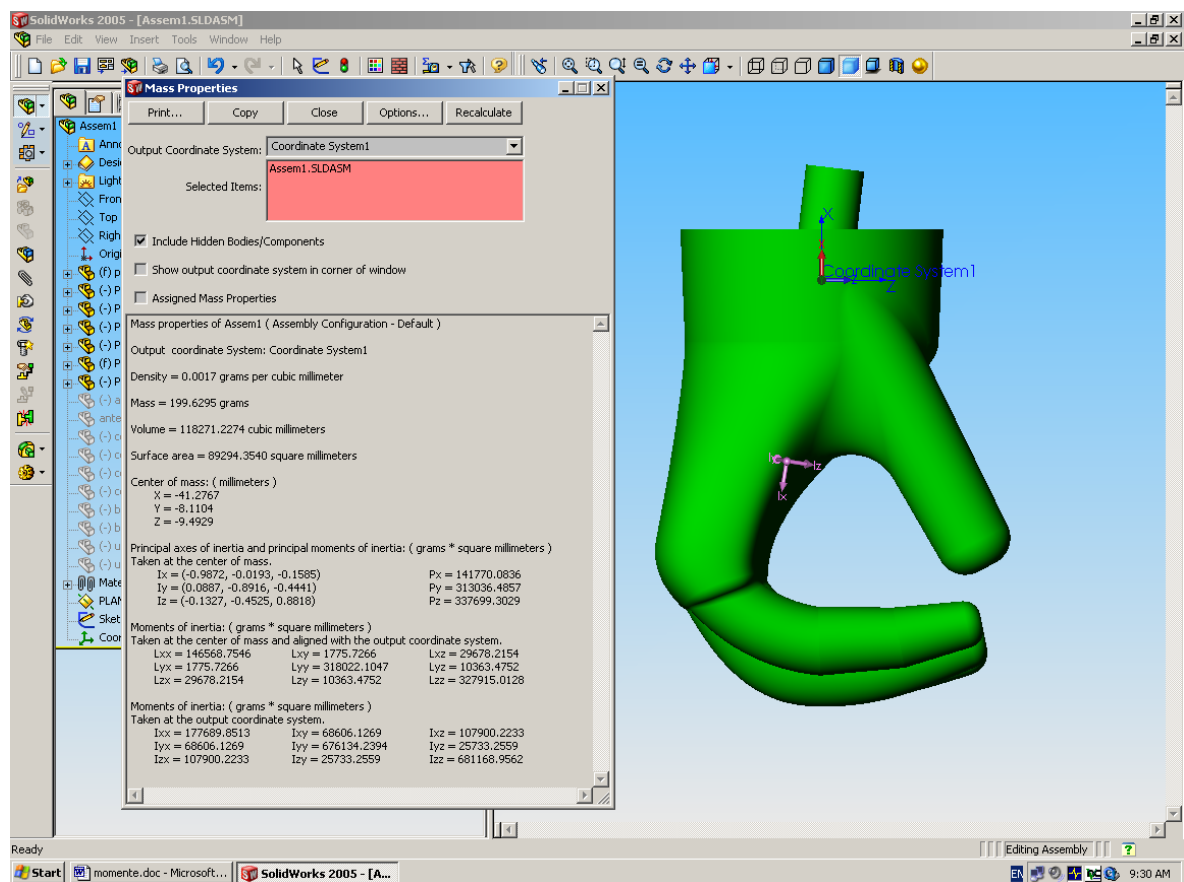


Figura 5.9. Modelarea 3D a unei proteze de mână

Momentele de inerție se calculează tot cu programul Solid Works, cunoscând dimensiunea mecanismului , precum și partea cosmetică de proteză și densitățile acestora. Valorile momentelor de inerție sunt calculate direct, punând sistemele de referință direct în cuple (articulații) cu axele  $x$  orientate de-a lungul axelor cuplelor respective. În figura 5.10.,5.11.,5.12. sunt reprezentate porțiunile de mână protetică pentru care se face calculul momentelor de inerție, axa în raport cu care se face acest calcul, precum și rezultatele obținute .



**Figura 5.10. Masa, volumul și momentele de inerție pentru proteza de mână**

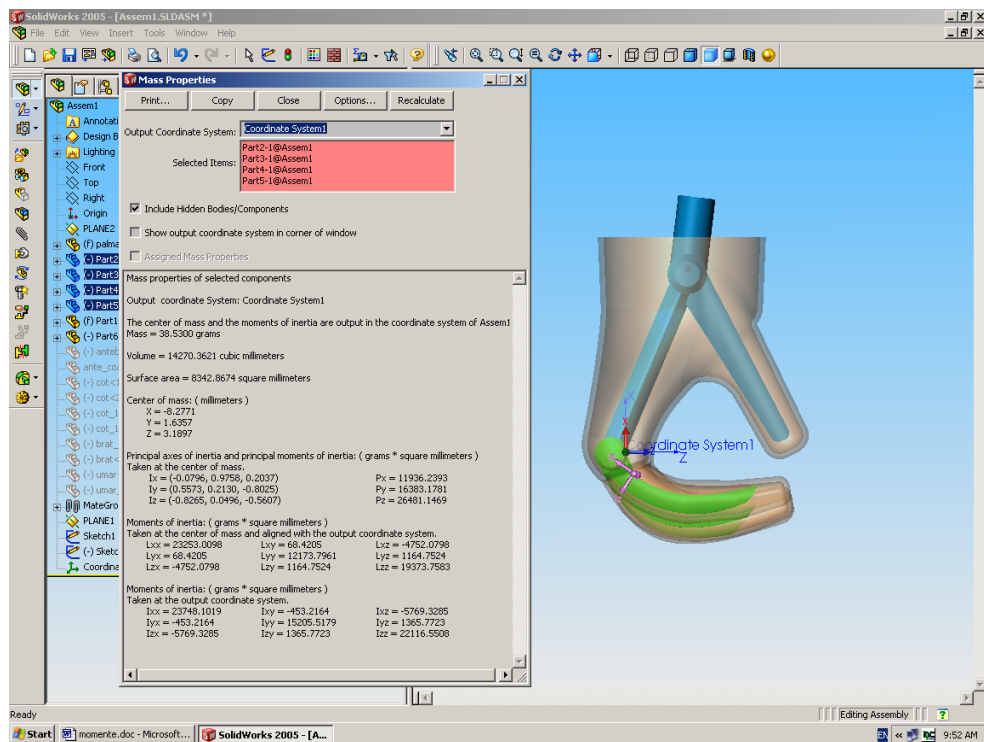


Figura 5.11. Momentele de inerție pentru degetele protezei

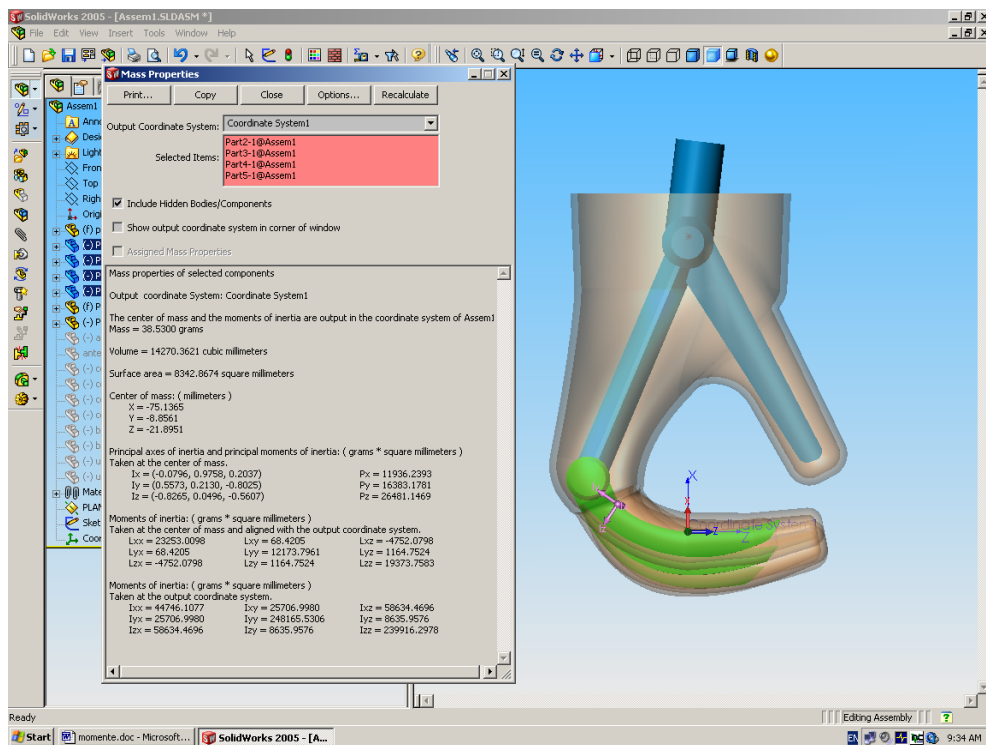


Figura 5.12. Momentele de inerție pentru „falangele”protezei



### 5.3. Modelarea cinematică a protezelor

#### CALCULUL CINEMATIC AL PROTEZEI BRAȚULUI

Pentru studiul cinematic al modelului 3D a protezei brațului (figura 5.1.), se consideră o structură cinematică similară cu a unui robot cu cinci grade de libertate (figura 5.13) [10], [23], [32].

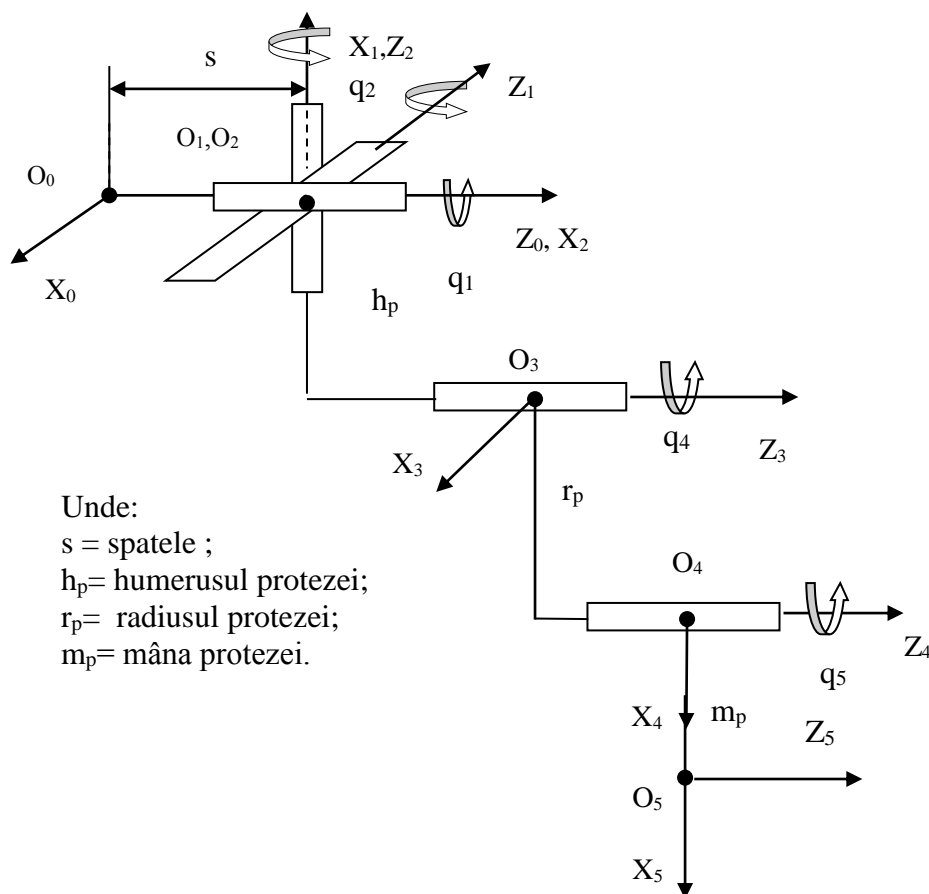


Figura 5.13. Lanțul cinematic al protezei de braț

Se consideră că proteza are trei articulații, fiecărei dintre acestea fiindu-i asociată următoarele cuple de rotație:

- **Articulația brațului protezei** la umăr este reprezentată prin 3 cuple de rotație corespunzătoare celor trei grade de libertate a mișcării de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal), adducție-abducție (în jurul unui ax sagital) și rotație (în jurul unui ax vertical);

- **Articulația antebrațului** la cot este o articulație mecanică cilindrică și este reprezentată printr-o singură cuplă de rotație corespunzătoare mișcării simple de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal);
- **Articulația mâinii** în încheietură este tot o articulație cilindrică și este reprezentată printr-o cuplă de rotație corespunzătoare mișcării de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal);

Pentru determinarea matricelor de transfer  ${}^{i-1}\mathbf{T}_i$  se utilizează datele din tabelul 5.1 al variabilelor articulare:

Nr.	Variabila articulară	$l_i$	$\theta_i$	$d_i$	$\alpha_i$	$\cos\alpha_i$	$\sin\alpha_i$
1	$q_1=\theta_1$	0	$\theta_1$	s	$90^\circ$	0	1
2	$q_2=\theta_2$	0	$\theta_2$	0	$-90^\circ$	0	-1
3	$q_3=\theta_3$	0	$\theta_3$	$h_p$	$-90^\circ$	0	-1
4	$q_4=\theta_4$	$r_p$	$\theta_4$	0	$0^\circ$	1	0
5	$q_5=\theta_5$	$m_p$	$\theta_5$	0	$0^\circ$	1	0

**Tabelul 5.1. Variabilele articulare corespunzătoare celor 3 articulații ale protezei brațului**

Matricea de transformare  ${}^0\mathbf{G}_5$  ce reprezintă poziția și orientarea sistemului de referință atașat ultimului element față de sistemul de referință fix se determină prin produsul matricelor de transfer:

$${}^0\mathbf{G}_5 = [{}^0\mathbf{T}_1] \cdot [{}^1\mathbf{T}_2] \cdot [{}^2\mathbf{T}_3] \cdot [{}^3\mathbf{T}_4] \cdot [{}^4\mathbf{T}_5] \quad (5.1)$$

Matricele de transfer corespunzătoare lanțului cinematic al membrului superior - modelul simplificat sunt:

$${}^0\mathbf{T}_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & s \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.2)$$

$${}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & -\sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2T_3 = \begin{bmatrix} \cos \theta 3 & 0 & -\sin \theta 3 & 0 \\ \sin \theta 3 & 0 & \cos \theta 3 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & h_p \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3T_4 = \begin{bmatrix} \cos \theta 4 & -\sin \theta 4 & 0 & r_p \cos \theta 4 \\ \sin \theta 4 & \cos \theta 4 & 0 & r_p \sin \theta 4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4T_5 = \begin{bmatrix} \cos \theta 5 & -\sin \theta 5 & 0 & m_p \cos \theta 5 \\ \sin \theta 5 & \cos \theta 5 & 0 & m_p \sin \theta 5 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Înlocuind în relația 5.1 matricele de transfer obținute și notând :

$\cos(\theta 1) = c1$ ,  $\sin(\theta 1) = s1$ , corespunzător celor 5 variabile și  $\cos(\theta 1 + \theta 2) = c12$ ,  
 $\sin(\theta 1 + \theta 2) = s12$ , la fel, corespunzător variabilelor și prin identificarea matricei  ${}^0G_5$ , se  
 obțin ecuațiile cinematice ale sistemului (după simplificare):

$$n_x = c45(c1c2c3 - s1s3) + c1s2s45 \quad (5.3)$$

$$n_y = c45(s1c2c3 + c1s3) + s1s2s45$$

$$n_z = s2c3c45 - c2s45$$

$$o_x = -s45(c1c2c3 - s1s3) + c1s2c45$$

$$o_y = -s45(s1c2c3 + c1s3) + s1s2c45$$

$$o_z = -s2c3s45 - c2c45$$

$$a_x = -c1c2s3 - s1c3$$

$$a_y = -s1c2s3 + c1c3$$

$$a_z = -s2s3$$

$$p_x = m_p[c45(c1c2c3 - s1s3) + c1s2s45] + r_p(c1c2c3c4 - s1s3c4 + c1s2s4) - h_p c1s2$$

$$p_y = m_p[c45(s1c2c3 + c1s3) + s1s2s45] + r_p(s1c2c3c4 + c1s3c4 + s1s2s4) - h_p s1s2$$

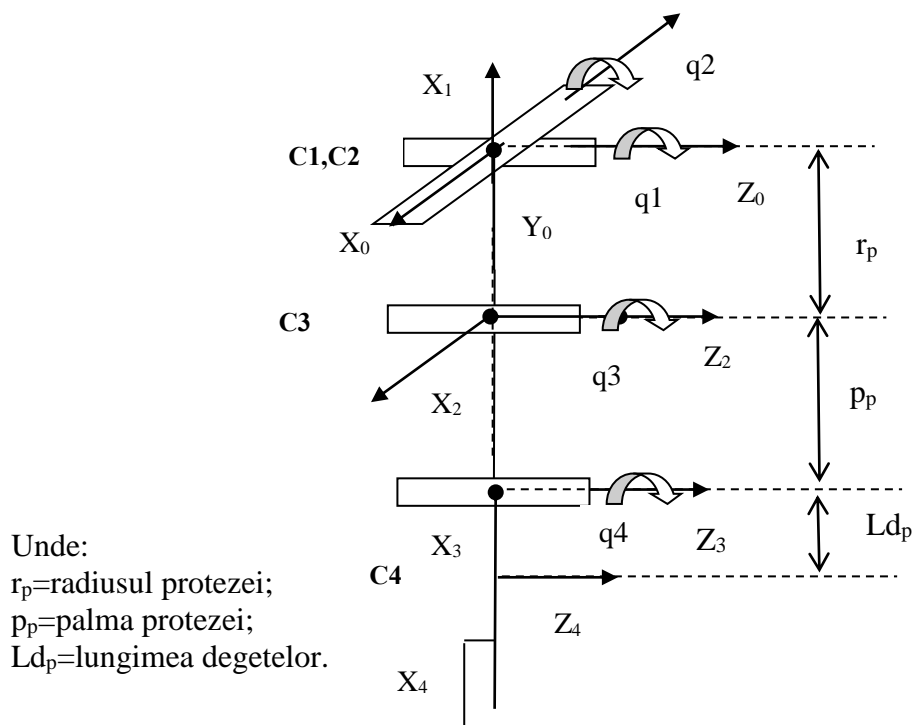
$$p_z = m_p(s2c3c45 - c2s45) + r_p(s2c3c4 - c2s4) + h_p c2 + s$$

## CALCULUL CINEMATIC AL PROTEZEI ANTEBRAȚULUI

Pentru studiul cinematic al modelului 3D a protezei antebrațului (figura 5.5.), se consideră o structură cinematică similară cu a unui robot cu patru grade de libertate (figura 5.14.) [10].

Se consideră că proteza are trei articulații, fiecărei dintre acestea fiindu-i asociată următoarele cuple de rotație:

- **Articulația antebrațului protezei** este reprezentată prin 2 cuple de rotație corespunzătoare mișcării de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal) și de rotație (în jurul unui ax vertical);
- **Articulația mâinii** o articulație cilindrică-tip balama care este reprezentată printr-o singură cuplă de rotație corespunzătoare mișcării simple de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal);
- **Articulația degetelor** este o articulație cilindrică-tip balama, reprezentată printr-o cuplă de rotație corespunzătoare mișcării de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal);



**Figura 5.14. Lanțul cinematic al protezei de antebraț**

Pentru determinarea matricelor de transfer  ${}^{i-1}T_i$  se utilizează datele din tabelul 5.2. al variabilelor articulare:

Nr.	Variabila articulară	$l_i$	$\theta_i$	$d_i$	$\alpha_i$	$\cos\alpha_i$	$\sin\alpha_i$
1	$q_1=\theta_1$	0	$\theta_1$	0	$0^\circ$	1	0
2	$q_2=\theta_2$	0	$\theta_2$	$r_p$	$90^\circ$	0	1
3	$q_3=\theta_3$	$p_p$	$\theta_3$	0	$-90^\circ$	0	-1
4	$q_4=\theta_4$	Ld	$\theta_4$	0	$-90^\circ$	0	-1

**Tabelul 5.2. Variabilele articulare corespunzătoare celor 3 articulații ale protezei de antebraț**

Matricea de transformare  ${}^0\mathbf{G}_4$  ce reprezintă poziția și orientarea sistemului de referință atașat ultimului element față de sistemul de referință fix se determină prin produsul matricelor de transfer:

$${}^0\mathbf{G}_4 = [{}^0\mathbf{T}_1] \cdot [{}^1\mathbf{T}_2] \cdot [{}^2\mathbf{T}_3] \cdot [{}^3\mathbf{T}_4] \quad (5.4)$$

Matricele de transfer corespunzătoare lanțului cinematic al protezei antebrațului sunt:

$${}^0\mathbf{T}_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

$${}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & \sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & -\cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & r_p \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2\mathbf{T}_3 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & 0 & -\sin \theta_3 & p_p \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & 0 & \cos \theta_3 & p_p \sin \theta_3 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3\mathbf{T}_4 = \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & 0 & -\sin \theta_4 & \frac{Ld_p}{2} \cos \theta_4 \\ \sin \theta_4 & 0 & \cos \theta_4 & \frac{Ld_p}{2} \sin \theta_4 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Înlocuind în relația 5.5 matricele de transfer obținute și notând:

$\cos(\theta_1) = c1$ ,  $\sin(\theta_1) = s1$ , corespunzător celor 4 variabile și  $\cos(\theta_1 + \theta_2) = c12$ ,

$\sin(\theta_1 + \theta_2) = s12$ , la fel corespunzător variabilelor și prin identificarea matricei,

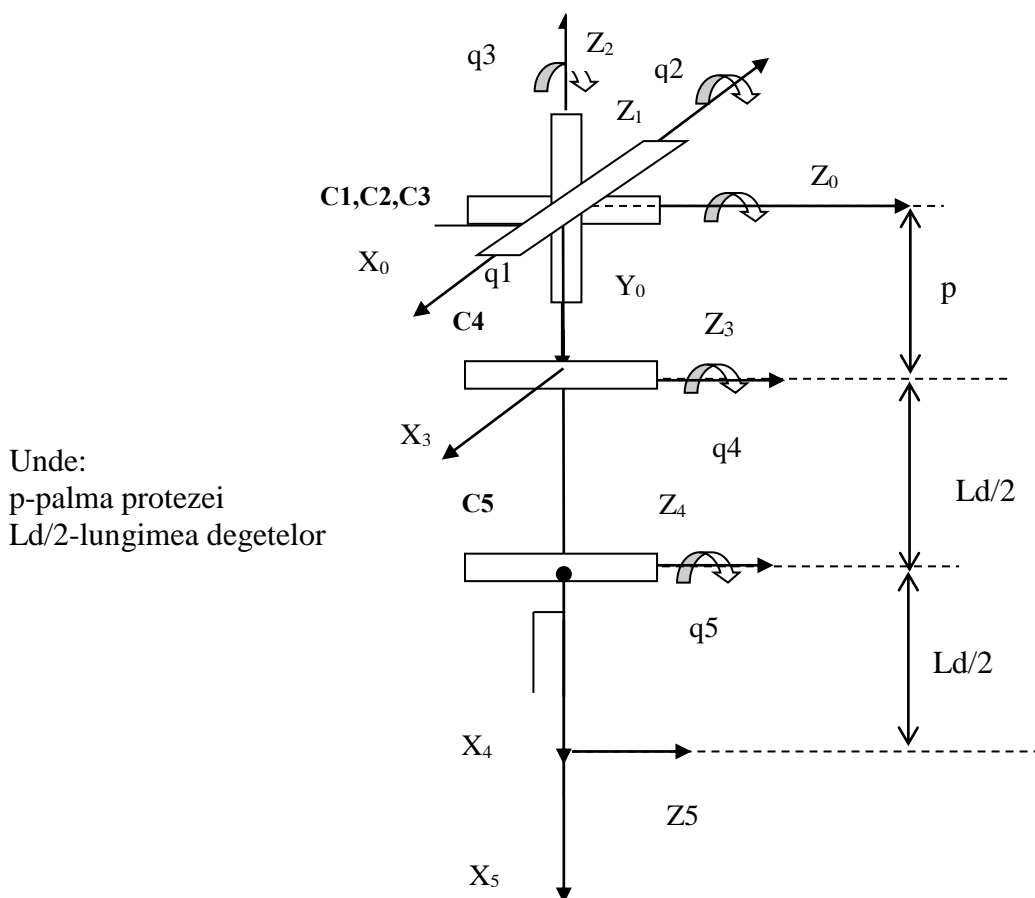
${}^0\mathbf{G}_4$ , se obțin ecuațiile cinematice ale sistemului:

$$\begin{aligned}
 n_x &= c3c4c12 - s4s12; & n_y &= c3c4s12 + s4c12; & n_z &= s3c4 & (5.6) \\
 o_x &= s3c12; & o_y &= s3s12; & o_z &= -c3 \\
 a_x &= -c3s4c12 - c4s12; & a_y &= -c3s4s12 + c4c12; & a_z &= -s3s4 \\
 p_x &= Ld_p/2 * c3c4c12 + p_p c3c12 - Ld_p/2 * s4s12 \\
 p_y &= Ld_p/2 * c3c4s12 + p_p c3s12 + Ld_p/2 * s4c12 \\
 p_z &= Ld_p/2 * s3c4 + p_p s3 - r_p
 \end{aligned}$$

## CALCULUL CINEMATIC AL PROTEZEI MĂINII

Pentru studiul cinematic al modelului 3D a protezei de mână (figura 5.9.), se consideră o structură cinematică similară cu a unui robot cu cinci grade de libertate (figura 5.15.) [7].

Se consideră că proteza are trei articulații, fiecărei dintre acestea fiindu-i asociată următoarele cuple de rotație:



**Figura 5.15. Lanțul cinematic al protezei de mână**

- **Articulația încheieturii protezei** este reprezentată prin 3 cuple de rotație corespunzătoare mișcării de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal), abducție-aducție (în jurul unui ax sagital) și de rotație (în jurul unui ax vertical);
- **Articulația degetelor** este o articulație cilindrică-tip balama și este reprezentată printr-o singură cuplă de rotație corespunzătoare mișcării simple de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal);
- **Articulația falangelor** este o articulație cilindrică, reprezentată printr-o cuplă de rotație corespunzătoare mișcării de flexie-extensie (în jurul unui ax transversal);

Pentru determinarea matricelor de transfer  ${}^{i-1}\mathbf{T}_i$  se utilizează datele din tabelul 5.3. al variabilelor articulare:

Nr.	Variabila articulară	$l_i$	$\theta_i$	$d_i$	$\alpha_i$	$\cos\alpha_i$	$\sin\alpha_i$
1	$q_1=\theta_1$	0	$\theta_1$	0	$90^\circ$	0	1
2	$q_2=\theta_2$	0	$\theta_2$	0	$-90^\circ$	0	-1
3	$q_3=\theta_3$	0	$\theta_3$	p	$-90^\circ$	0	-1
4	$q_4=\theta_4$	Ld/2	$\theta_4$	0	$0^\circ$	1	0
5	$q_5=\theta_5$	Ld/2	$\theta_5$	0	$0^\circ$	1	0

**Tabelul 5.3. Variabilele articulare corespunzătoare celor 3 articulații ale protezei mâinii**

Matricea de transformare  ${}^0\mathbf{G}_5$  ce reprezintă poziția și orientarea sistemului de referință atașat ultimului element față de sistemul de referință fix se determină prin produsul matricelor de transfer:

$${}^0\mathbf{G}_5 = [{}^0\mathbf{T}_1] \cdot [{}^1\mathbf{T}_2] \cdot [{}^2\mathbf{T}_3] \cdot [{}^3\mathbf{T}_4] \cdot [{}^4\mathbf{T}_5] \quad (5.7)$$

Matricele de transfer corespunzătoare lanțului cinematic al protezei mâinii sunt:

$${}^0\mathbf{T}_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

$${}^1\mathbf{T}_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & 0 & -\sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & 0 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^2T_3 = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & 0 & -\sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & 0 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & p \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^3T_4 = \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & -\sin \theta_4 & 0 & \frac{Ld}{2} \cos \theta_4 \\ \sin \theta_4 & \cos \theta_4 & 0 & \frac{Ld}{2} \sin \theta_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^4T_5 = \begin{bmatrix} \cos \theta_5 & -\sin \theta_5 & 0 & \frac{Ld}{2} \cos \theta_5 \\ \sin \theta_5 & \cos \theta_5 & 0 & \frac{Ld}{2} \sin \theta_5 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Înlocuind în relația 5.7 matricele de transfer obținute și notând:

$\cos(\theta_1) = c1$ ,  $\sin(\theta_1) = s1$ , corespunzător celor 5 variabile și  $\cos(\theta_1 + \theta_2) = c12$ ,  $\sin(\theta_1 + \theta_2) = s12$ , la fel corespunzător variabilelor și prin identificarea matricei  ${}^0G_5$ , se obțin ecuațiile cinematice ale sistemului:

$$n_x = c45(c1c2c3 - s1s3) + c1s2s45 \quad (5.9)$$

$$n_y = c45(s1c2c3 + c1s3) + s1s2s45$$

$$n_z = -s2c3c45 - c2s45$$

$$o_x = s45(-c1c2c3 + s1s3) + c1s2c45$$

$$o_y = -s45(s1c2c3 + c1s3) + s1s2c45$$

$$o_z = -s2c3s45 - c2c45$$

$$a_x = -c1c2s3 - s1c3$$

$$a_y = -s1c2s3 + c1c3$$

$$a_z = -s2c3$$

$$p_x = Ld/2 * [c1c2c3(c45 + c4) + s45(c1s2 - s1s3) + c1s2s4 - s1s3s4] - pc1s2$$

$$p_y = Ld/2 * [s1c2c3(c45 + c4) + s45(s1s2 + c1s3) + s1s2s4 + c1s3s4] - ps1s2$$

$$p_z = Ld/2 * [s2c3(c45 - c4) - c2(s45 + s4) + pc2$$



## 5.4. Modelarea dinamică a protezelor

### CALCULUL DINAMIC AL PROTEZEI BRAȚULUI

Se consideră structura protezei brațului ca sistem mecanic cu 5 grade de libertate, aflată doar sub acțiunea forțelor de greutate, pentru care ecuațiile diferențiale ale mișcării se vor determina utilizând ecuațiile lui Lagrange de speța a II-a [10]:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial Ec}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial Ec}{\partial q_i} = Q_i \quad i=1...5 \quad (5.10)$$

unde:

- $Ec$  reprezintă energia cinetică totală a sistemului,
- $q_i$  reprezintă variabilele generalizate corespunzătoare cuplelor  $i$ ,
- $Q_i$  sunt forțe generalizate.

Considerând modelul geometric simplificat al protezei brațului și structura spațială ce modelează fizic proteza de braț (figura 5.15.), energia cinetică totală se obține :

$$E_C = \frac{1}{2} \cdot J_{Z_0}^{(bp)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z_1}^{(bp)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z_2}^{(bp)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z_3}^{(ap)} \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z_4}^{(mp)} \cdot \dot{q}_5^2 \quad (5.11)$$

Momentele de inerție în raport cu axele  $z_0, z_1, z_2, z_3$  și  $z_4$  sunt calculate în figurile 5.16-5.18. și utilizând formulele lui Steiner:

$$J_{Z_4}^{(mp)} = J_{IIZ\ 4,c(mp)}^{mp} + \left( \frac{mp}{2} \right)^2 M_{(mp)} = J_{IIZ\ 4,c(mp)}^{(mp)} + \frac{(mp)^2}{4} M_{(mp)} \quad (5.12)$$

$$J_{Z_3}^{(ap)} = J_{IIZ\ 3,c(mp)}^{mp} + \left( rp + \frac{mp}{2} \right)^2 M_{(mp)} + J_{Z_3}^{(rp)}$$

$$J_{Z_2}^{(bp)} = J_{IIZ\ 2,c(mp)}^{(mp)} + \left( \frac{mp}{2} \sin q_5 \right)^2 M_{(mp)} + J_{IIZ\ 2,c(rp)}^{(rp)} + \left( \frac{rp}{2} \sin q_4 \right)^2 M_{(rp)} + J_{IIZ\ 2,c(hp)}^{(hp)} + \frac{hp^2}{4} M_{(hp)}$$

$$J_{Z_1}^{(bp)} = J_{IIZ\ 1,c(mp)}^{(mp)} + \left( \frac{mp}{2} \cos q_5 \right)^2 M_{(mp)} + J_{IIZ\ 1,c(rp)}^{(rp)} + \left( \frac{rp}{2} \cos q_4 \right)^2 M_{(rp)} + J_{IIZ\ 1,c(hp)}^{(hp)} + \frac{hp^2}{4} M_{(hp)}$$

$$J_{Z_0}^{(bp)} = J_{IIZ\ 0,c(mp)}^{(mp)} + \frac{(mp)^2}{4} M_{(mp)} + J_{IIZ\ 0,c(rp)}^{(rp)} + \frac{rp^2}{4} M_{(rp)} + J_{IIZ\ 0,c(hp)}^{(hp)} + \frac{hp^2}{4} M_{(hp)}$$

în care s-au notat:  $mp$  – mâna protezei (partea cosmetică, partea de rezistență și articulația mâinii protezei),  $hp$  – humerusul protezei (partea cosmetică, tija din interior și articulația umărului),  $rp$  – radiusul protezei (partea cosmetică, tija din interior și articulația cotului),  $ap$  – antebrațul protezei,  $bp$  – brațul protezei; notații valabile și pentru lungimile porțiunilor aferente.

Derivatele energiei cinetice în raport cu vitezele generalizate și derivatele lor în raport cu timpul, precum și derivatele energiei cinetice în raport cu coordonatele generalizate devin:

$$\begin{aligned} \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1} &= J_{Z_o}^{(bp)} \dot{q}_1 ; & \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1} \right) &= \dot{q}_1 \frac{dJ_{Z_o}^{(bp)}}{dt} + J_{Z_o}^{(bp)} \ddot{q}_1 = J_{Z_o}^{(bp)} \ddot{q}_1 ; & \frac{\partial E_C}{\partial q_1} &= 0 & (5.13) \\ \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2} &= J_{Z_1}^{(bp)} \dot{q}_2 ; & \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2} \right) &= \dot{q}_2 \left[ -\frac{mp}{2} \dot{q}_5 M_{(mp)} \sin 2q_5 - \frac{rp}{2} \dot{q}_4 M_{(rp)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z_1}^{(bp)} \ddot{q}_2 \\ \frac{\partial E_C}{\partial q_2} &= 0 ; & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3} &= J_{Z_2}^{(bp)} \dot{q}_3 \\ \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3} \right) &= \dot{q}_3 \left[ \frac{mp}{2} \dot{q}_5 M_{(mp)} \sin 2q_5 + \frac{rp}{2} \dot{q}_4 M_{(rp)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z_2}^{(bp)} \ddot{q}_3 ; & \frac{\partial E_C}{\partial q_3} &= 0 \\ \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_4} &= J_{Z_3}^{(ap)} \dot{q}_4 ; & \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_4} \right) &= J_{Z_3}^{(ap)} \ddot{q}_4 ; & \frac{\partial E_C}{\partial q_4} &= \frac{1}{2} M_{(rp)} \frac{rp}{2} \sin 2q_4 (\dot{q}_3^2 - \dot{q}_2^2) \\ \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_5} &= J_{Z_4}^{(mp)} \dot{q}_5 ; & \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_5} \right) &= J_{Z_4}^{(mp)} \ddot{q}_5 ; & \frac{\partial E_C}{\partial q_5} &= \frac{1}{2} M_{(mp)} \frac{mp}{2} \sin 2q_5 (\dot{q}_3^2 - \dot{q}_2^2) \end{aligned}$$

Înlocuind expresiile (5.13) în relația (5.10) și ținând seama de expresiile forțelor generalizate pentru  $i=1...5$ , se obțin următoarele ecuații:

$$\begin{aligned} J_{Z_o}^{(bp)} \ddot{q}_1 &= -M_{(hp)} g \frac{hp}{2} \cos q_1 - M_{(rp)} g (hp \cos q_1 + \frac{rp}{2} \cos q_4) - M_{(mp)} g (hp \cos q_1 + \\ &+ rp \cos q_4 + \frac{mp}{2} \cos q_5) & (5.14) \\ \dot{q}_2 \left[ -\frac{mp}{2} \dot{q}_5 M_{(mp)} \sin 2q_5 - \frac{rp}{2} \dot{q}_4 M_{(rp)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z_1}^{(bp)} \ddot{q}_2 &= \\ -M_{(hp)} g \frac{hp}{2} \cos q_1 \cos q_2 - M_{(rp)} g (hp \cos q_1 \cos q_2 + \frac{rp}{2} \cos q_4 \cos q_2) - \\ -M_{(mp)} g (hp \cos q_1 \cos q_2 + rp \cos q_4 \cos q_2 + \frac{mp}{2} \cos q_5 \cos q_2) & \end{aligned}$$

$$\dot{q}_3 \left[ \frac{mp}{2} \dot{q}_5 M_{(mp)} \sin 2q_5 + \frac{rp}{2} \dot{q}_4 M_{(rp)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z2}^{(bp)} \ddot{q}_3 = 0$$

$$J_{Z3}^{(ap)} \ddot{q}_4 - \frac{1}{2} M_{(rp)} \frac{rp}{2} \sin 2q_4 (\dot{q}_3^2 - \dot{q}_2^2) =$$

$$- M_{(rp)} g \frac{rp}{2} \cos q_4 - M_{(mp)} g (rp \cos q_4 + \frac{mp}{2} \cos q_5)$$

$$J_{Z4}^{(mp)} \ddot{q}_5 - \frac{1}{2} M_{(mp)} \frac{mp}{2} \sin 2q_5 (\dot{q}_3^2 - \dot{q}_2^2) = -M_{(mp)} g \left( \frac{mp}{2} \right) \cos q_5$$

Înlocuind în relațiile (5.14) valorile momentelor de inerție calculate (figurile 5.20-5.22.), masele:  $M_{(mp)}=134,1$  g (mâna protezei),  $M_{(rp)}=187,9$  g (antebrațul protezei),  $M_{(hp)}=467,24$  g (partea superioară a brațului),  $M_{(bp)}=789,24$  g (brațul protezei) și dimensiunile :  $hp=28,5$  cm,  $rp=22$  cm,  $mp=14$  cm și transformând marimile în SI, se obține următorul sistem de ecuații diferențiale:

$$\ddot{q}_1 = -19,29 \cos q_1 - 4,52 \cos q_4 - 0,11 \cos q_5 \quad (5.15)$$

$$\ddot{q}_2 = 0,11 \dot{q}_2 \dot{q}_5 \sin 2q_5 + 0,25 \dot{q}_2 \dot{q}_4 \sin 2q_4 - 19,29 \cos q_1 \cos q_2 - 6,11 \cos q_2 \cos q_4$$

$$- 0,11 \cos q_2 \cos q_5$$

$$\ddot{q}_3 = -7,75 \dot{q}_3 \dot{q}_5 \sin 2q_5 - 17,02 \dot{q}_3 \dot{q}_4 \sin 2q_4$$

$$\ddot{q}_4 = 0,77 \dot{q}_3^2 \sin 2q_4 - 0,77 \dot{q}_2^2 \sin 2q_4 - 37,53 \cos q_4 - 7,02 \cos q_5$$

$$\ddot{q}_5 = 8,09 \dot{q}_3^2 \sin 2q_5 - 8,09 \dot{q}_2^2 \sin 2q_5 - 161,84 \cos q_5$$

## CALCULUL DINAMIC AL PROTEZEI ANTEBRAȚULUI

La fel se consideră structura protezei antebrăului ca sistem mecanic cu 4 grade de libertate, aflată doar sub acțiunea forțelor de greutate, pentru care ecuațiile diferențiale ale mișcării se vor determina utilizând tot ecuațiile lui Lagrange [10]:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial Ec}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial Ec}{\partial q_i} = Q_i \quad i=1...4 \quad (5.16)$$

Considerând modelul geometric simplificat și structura spațială ce modelează fizic proteza de antebră (figura 5.19.), energia cinetică totală se obține :

$$E_C = \frac{1}{2} \cdot J_{Z0}^{(ap)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z1}^{(ap)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z2}^{(mp)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z3}^{(dp)} \cdot \dot{q}_4^2 \quad (5.17)$$

Momentele de inerție în raport cu axele  $z_0, z_1, z_2, z_3$  și  $z_4$  sunt prezentate în figurile 5.20.-5.22. și utilizând formulele lui Steiner:

$$J_{Z_3}^{(dp)} = J_{IIZ_{3,c(dp)}}^{dp} + \frac{dp^2}{4} M_{(dp)} = J_{Z_{3,c(dp)}}^{(rp)} + \frac{dp^2}{4} \cdot M_{(dp)} \quad (5.18)$$

$$J_{Z_2}^{(mp)} = J_{IIZ_{2,c(dp)}}^{(dp)} + \left( p + \frac{dp}{2} \right)^2 M_{(dp)} + J_{Z_2}^{(rp)}$$

$$J_{Z_1}^{(ap)} = J_{IIZ_{1,c(dp)}}^{(dp)} + \left( \frac{dp}{2} \cos q_5 \right)^2 M_{(dp)} + J_{IIZ_{1,c(p)}}^{(p)} + \left( \frac{p}{2} \cos q_4 \right)^2 M_{(p)} + J_{IIZ_{1,c(rp)}}^{(rp)} + \frac{rp^2}{4} M_{(rp)}$$

$$J_{Z_0}^{(ap)} = J_{IIZ_{0,c(ap)}}^{(ap)} + \frac{(dp)^2}{4} M_{(dp)} + J_{IIZ_{0,c(p)}}^{(p)} + \frac{p^2}{4} M_{(p)} + J_{IIZ_{0,c(rp)}}^{(rp)} + \frac{rp^2}{4} M_{(rp)}$$

În care s-au notat:  $d_p$ = degetele protezei (partea cosmetică și partea de rezistență);  $m_p$ = mâna protezei (partea cosmetică, partea de rezistență și articulația mâinii protezei);  $r_p$ = radiusul protezei (partea cosmetică, tija din interior și articulația cotului);  $p$ = palma protezei;  $a_p$ =antebrațul protezei, notațiile sunt valabile și pentru lungimile porțiunilor aferente.

Derivatele energiei cinetice în raport cu vitezele generalizate și derivatele lor în raport cu timpul, precum și derivatele energiei cinetice în raport cu coordonatele generalizate devin:

$$\frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1} = J_{Z_0}^{(ap)} \dot{q}_1 ; \quad \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1} \right) = \dot{q}_1 \frac{dJ_{Z_0}^{(ap)}}{dt} + J_{Z_0}^{(ap)} \ddot{q}_1 = J_{Z_0}^{(ap)} \ddot{q}_1 ; \quad \frac{\partial E_C}{\partial q_1} = 0 ; \quad (5.19)$$

$$\frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2} = J_{Z_1}^{(ap)} \dot{q}_2 ; \quad \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2} \right) = \dot{q}_2 \left[ -\frac{dp}{2} \dot{q}_4 M_{(dp)} \sin 2q_5 - \frac{p}{2} \dot{q}_3 M_{(p)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z_1}^{(ap)} \ddot{q}_2$$

$$\frac{\partial E_C}{\partial q_2} = 0 ; \quad \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3} = J_{Z_2}^{(mp)} \dot{q}_3 ; \quad \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3} \right) = J_{Z_2}^{(mp)} \ddot{q}_3 ;$$

$$\frac{\partial E_C}{\partial q_3} = -\frac{1}{2} M_{(p)} \frac{p}{2} \sin 2q_3 \dot{q}_2^2 ; \quad \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_4} = J_{Z_3}^{(dp)} \dot{q}_4 ; \quad \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_4} \right) = J_{Z_3}^{(dp)} \ddot{q}_4$$

$$\frac{\partial E_C}{\partial q_4} = -\frac{1}{2} M_{(dp)} \frac{dp}{2} \sin 2q_4 \dot{q}_2^2$$

Înlocuind expresiile (5.19) în relația (5.16) și ținând seama și de expresiile forțelor generalizate pentru  $i = 1...4$ , se obțin următoarele ecuații:

$$J_{Z_0}^{(ap)} \ddot{q}_1 = -M_{rp} g \frac{rp}{2} \cos q_1 - M_p g (rp \cos q_1 + \frac{p}{2} \cos q_3) - M_{(dp)} g (rp \cos q_1 + p \cos q_3 + \frac{dp}{2} \cos q_4) \quad (5.20)$$

$$\begin{aligned} \dot{q}_2 \left[ -\frac{dp}{2} \dot{q}_4 M_{(dp)} \sin 2q_4 - \frac{p}{2} \dot{q}_3 M_{(p)} \sin 2q_3 \right] + J_{Z_1}^{(ap)} \ddot{q}_2 = \\ -M_{(rp)} g \frac{rp}{2} \cos q_1 \cos q_2 - M_{(p)} g (rp \cos q_1 \cos q_2 + \frac{p}{2} \cos q_3 \cos q_2) - \\ -M_{(dp)} g (rp \cos q_1 \cos q_2 + p \cos q_3 \cos q_2 + \frac{dp}{2} \cos q_4 \cos q_2) \\ J_{Z_2}^{(mp)} \ddot{q}_3 + \frac{1}{2} M_{(p)} \frac{p}{2} \sin 2q_3 \dot{q}_2^2 = -M_{(p)} g \frac{p}{2} \cos q_3 - M_{(dp)} g (p \cos q_3 + \frac{dp}{2} \cos q_4) \\ J_{Z_3}^{(dp)} \ddot{q}_4 + \frac{1}{2} M_{(dp)} \frac{dp}{2} \sin 2q_4 \dot{q}_2^2 = -M_{(dp)} g \left( \frac{dp}{2} \right) \cos q_4 \end{aligned}$$

Înlocuind în relațiile (5.20) valorile momentelor de inerție, conform figurilor (5.24.-5.26.), masele:  $M_{(dp)}=39$  g (degetele protezei),  $M_{(p)} =161$  g (palma protezei),  $M_{(rp)}=297$  g (radiusul protezei),  $M_{(ap)}=497$  g (antebrațul protezei) și dimensiunile  $rp=22$  cm,  $p=10$  cm,  $dp=4$  cm și transformând marimile în sistemul internațional, se obține următorul sistem de ecuații diferențiale:

$$\begin{aligned} \ddot{q}_1 &= -24,14 \cos q_1 - 6,56 \cos q_3 - 0,43 \cos q_4 \quad (5.21) \\ \ddot{q}_2 &= 0,18 \dot{q}_2 \dot{q}_4 \sin 2q_4 + 0,44 \dot{q}_2 \dot{q}_3 \sin 2q_3 - 42,06 \cos q_1 \cos q_2 - 6,56 \cos q_2 \cos q_3 \\ &\quad - 0,43 \cos q_2 \cos q_4 \\ \ddot{q}_3 &= -11,84 \dot{q}_2^2 \sin 2q_3 - 175,74 \cos q_3 - 11,47 \cos q_4 \\ \ddot{q}_4 &= -19,5 \dot{q}_2^2 \sin 2q_4 - 390 \cos q_4 \end{aligned}$$

### CALCULUL DINAMIC AL PROTEZEI BRAȚULUI

Se consideră structura protezei de mână ca sistem mecanic cu 5 grade de libertate, aflată tot sub acțiunea forțelor de greutate, pentru care ecuațiile diferențiale ale mișcării se determina utilizând ecuațiile lui Lagrange :

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial Ec}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial Ec}{\partial q_i} = Q_i \quad i=1...5 \quad (5.22)$$

Considerând modelul geometric simplificat și structura spațială ce modelează fizic proteza de mână (figura 5.23.), energia cinetică totală se obține :

$$E_C = \frac{1}{2} \cdot J_{Z_0}^{(m)} \cdot \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z_1}^{(m)} \cdot \dot{q}_2^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z_2}^{(m)} \cdot \dot{q}_3^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z_3}^{(d_1+d_2)} \cdot \dot{q}_4^2 + \frac{1}{2} \cdot J_{Z_4}^{(d_2)} \cdot \dot{q}_5^2 \quad (5.23)$$

Momentele de inerție în raport cu axele  $z_0, z_1, z_2, z_3, z_4$  și  $z_5$  sunt prezentate în figurile 5.24-5.26. și cu formulele lui Steiner:

$$J_{Z_4}^{(d_2)} = J_{IIZ4,c(d_2)}^{d_2} + \left(\frac{d_2}{2}\right)^2 M_{(d_2)} = J_{IIZ4,c(d_2)}^{(d_2)} + \frac{(d_2)^2}{4} M_{(d_2)} \quad (5.24)$$

$$J_{Z_3}^{(d_1+d_2)} = J_{IIZ3,c(d_2)}^{d_2} + \left(d_1 + \frac{d_2}{2}\right)^2 M_{(d_2)} + J_{Z_3}^{(d_1)}$$

$$J_{Z_2}^{(m)} = J_{IIZ2,c(d_2)}^{(d_2)} + \left(\frac{d_2}{2} \sin q_5\right)^2 M_{(d_2)} + J_{IIZ2,c(d_1)}^{(d_1)} + \left(\frac{d_1}{2} \sin q_4\right)^2 M_{(d_1)} + J_{IIZ2,c(p)}^{(p)} + \frac{p^2}{4} M_{(p)}$$

$$J_{Z_1}^{(m)} = J_{IIZ1,c(d_2)}^{(d_2)} + \left(\frac{d_2}{2} \cos q_5\right)^2 M_{(d_2)} + J_{IIZ1,c(d_1)}^{(d_1)} + \left(\frac{d_1}{2} \cos q_4\right)^2 M_{(d_1)} + J_{IIZ1,c(p)}^{(p)} + \frac{p^2}{4} M_{(p)}$$

$$J_{Z_0}^{(m)} = J_{IIZ0,c(d_2)}^{(d_2)} + \frac{(d_2)^2}{4} M_{(d_2)} + J_{IIZ0,c(d_1)}^{(d_1)} + \frac{(d_1)^2}{4} M_{(d_1)} + J_{IIZ0,c(p)}^{(p)} + \frac{p^2}{4} M_{(p)}$$

în care s-au notat:  $m$  – mâna protezei (partea cosmetică, partea de rezistență și articulația mâinii protezei),  $p$  – palma protezei (partea cosmetică, partea de rezistență,  $d_1$  – jumătate de deget (partea de rezistență),  $d_2$  – cealaltă jumătate a degetului protezei,  $d_1+d_2$  – degetele protezei; notații valabile și pentru lungimile porțiunilor aferente.

Derivatele energiei cinetice în raport cu vitezele generalizate și derivatele lor în raport cu timpul, precum și derivatele energiei cinetice în raport cu coordonatele generalizate devin:

$$\frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1} = J_{Z_0}^{(m)} \dot{q}_1 ; \quad \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_1} \right) = \dot{q}_1 \frac{dJ_{Z_0}^{(m)}}{dt} + J_{Z_0}^{(m)} \ddot{q}_1 = J_{Z_0}^{(m)} \ddot{q}_1 ; \quad \frac{\partial E_C}{\partial q_1} = 0 \quad (5.25)$$

$$\frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2} = J_{Z_1}^{(m)} \dot{q}_2 ; \quad \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_2} \right) = \dot{q}_2 \left[ -\frac{d_2}{2} \dot{q}_5 M_{(d_2)} \sin 2q_5 - \frac{d_1}{2} \dot{q}_4 M_{(d_1)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z_1}^{(m)} \ddot{q}_2$$

$$\frac{\partial E_C}{\partial q_2} = 0 ; \quad \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3} = J_{Z_2}^{(m)} \dot{q}_3$$

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_3} \right) = \dot{q}_3 \left[ \frac{d_2}{2} \dot{q}_5 M_{(d_2)} \sin 2q_5 + \frac{d_1}{2} \dot{q}_4 M_{(d_1)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z_2}^{(m)} \ddot{q}_3 ; \quad \frac{\partial E_C}{\partial q_3} = 0$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_4} &= J_{Z3}^{(d1+d2)} \dot{q}_4 ; & \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_4} \right) &= J_{Z3}^{(d1+d2)} \ddot{q}_4 \\ \frac{\partial E_C}{\partial q_4} &= \frac{1}{2} M_{(d1)} \frac{d1}{2} \sin 2q_4 (\dot{q}_3^2 - \dot{q}_2^2) ; & \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_5} &= J_{Z4}^{(d2)} \dot{q}_5 ; & \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial E_C}{\partial \dot{q}_5} \right) &= J_{Z4}^{(d2)} \ddot{q}_5 \\ \frac{\partial E_C}{\partial q_5} &= \frac{1}{2} m_{(d2)} \frac{d2}{2} \sin 2q_5 (\dot{q}_3^2 - \dot{q}_2^2) \end{aligned}$$

Înlocuind expresiile (5.25) în relația (5.23) și ținând seama de expresiile forțelor generalizate pentru  $i=1...5$ , se obțin următoarele ecuații:

$$\begin{aligned} J_{Z0}^{(m)} \ddot{q}_1 &= -M_p g \frac{p}{2} \cos q_1 - M_{d1} g (p \cos q_1 + \frac{d1}{2} \cos q_4) - M_{(d2)} g (p \cos q_1 + \\ &+ d1 \cos q_4 + \frac{d2}{2} \cos q_5) \end{aligned} \quad (5.26)$$

$$\begin{aligned} \dot{q}_2 \left[ -\frac{d2}{2} \dot{q}_5 M_{(d2)} \sin 2q_5 - \frac{d1}{2} \dot{q}_4 M_{(d1)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z1}^{(m)} \ddot{q}_2 &= \\ -M_{(p)} g \frac{p}{2} \cos q_1 \cos q_2 - M_{(d1)} g (p \cos q_1 \cos q_2 + \frac{d1}{2} \cos q_4 \cos q_2) - \\ -M_{(d2)} g (p \cos q_1 \cos q_2 + d1 \cos q_4 \cos q_2 + \frac{d2}{2} \cos q_5 \cos q_2) \end{aligned}$$

$$\dot{q}_3 \left[ \frac{d2}{2} \dot{q}_5 M_{(d2)} \sin 2q_5 + \frac{d1}{2} \dot{q}_4 M_{(d1)} \sin 2q_4 \right] + J_{Z2}^{(m)} \ddot{q}_3 = 0$$

$$\begin{aligned} J_{Z3}^{(d1+d2)} \ddot{q}_4 - \frac{1}{2} M_{(d1)} \frac{d1}{2} \sin 2q_4 (\dot{q}_3^2 - \dot{q}_2^2) &= \\ -M_{(d1)} g \frac{d1}{2} \cos q_4 - M_{(d2)} g (d1 \cos q_4 + \frac{d2}{2} \cos q_5) \end{aligned}$$

$$J_{Z4}^{(d2)} \ddot{q}_5 - \frac{1}{2} M_{(d2)} \frac{d2}{2} \sin 2q_5 (\dot{q}_3^2 - \dot{q}_2^2) = -M_{(d2)} g \left( \frac{d2}{2} \right) \cos q_5$$

Înlocuind în relațiile (5.26) valorile momentelor de inerție: masele:  $M_{(d2)}=20$  g (jumătate de deget de proteză),  $M_{(d1)}=19$  g (cealaltă jumătate de deget),  $M_{(p)}=159$  g (palma protezei),  $M_{(m)}=200$  g (mâna protezei) și dimensiunile  $p=10$  cm,  $d1=2$  cm,  $d2=2$  cm și transformând marimile în sistemul internațional, se obține următorul sistem de ecuații diferențiale:

$$\ddot{q}_1 = -174,26 \cos q_1 - 11,47 \cos q_4 - 2,94 \cos q_5 \quad (5.27)$$

$$\begin{aligned} \ddot{q}_2 &= 0,29 \dot{q}_2 \dot{q}_5 \sin 2q_5 + 0,28 \dot{q}_2 \dot{q}_4 \sin 2q_4 - 174,26 \cos q_1 \cos q_2 - 8,68 \cos q_2 \cos q_4 \\ &- 2,94 \cos q_2 \cos q_5 \end{aligned}$$

$$\ddot{q}_3 = -1,11\dot{q}_3\dot{q}_5 \sin 2q_5 - 1,06\dot{q}_3\dot{q}_4 \sin 2q_4$$

$$\ddot{q}_4 = 4,75\dot{q}_3^2 \sin 2q_4 - 4,75\dot{q}_2^2 \sin 2q_4 - 295 \cos q_4 - 100 \cos q_5$$

$$\ddot{q}_5 = 14,29\dot{q}_3^2 \sin 2q_5 - 14,29\dot{q}_2^2 \sin 2q_5 - 285,71 \cos q_5$$

## 5.5. Rezolvarea ecuațiilor diferențiale ale mișcării pentru proteze

### REZOLVAREA ECUAȚIILOR DIFERENȚIALE A PROTEZEI BRAȚULUI

Integrarea sistemului de ecuații diferențiale ce reprezintă modelul redus al *protezei membrului superior* s-a realizat în MatLab, utilizându-se următoarele notații:

$$q_i = y(i), \quad i = \overline{1,5}, \quad (5.28)$$

$$\dot{q}_j = y(j), \quad j = \overline{6,10}, \quad (5.29)$$

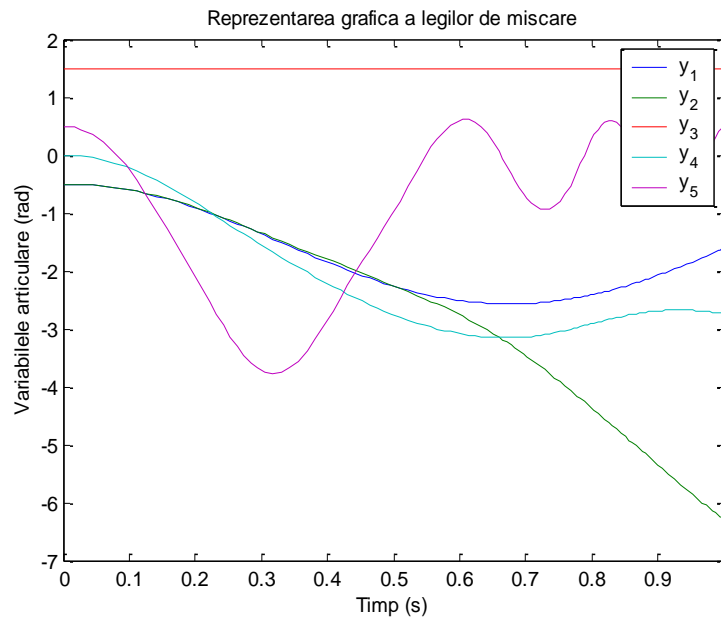
Programul de calcul realizat este:

```
function status=dana(tspan,y)
if nargin <1
    tspan=[0 1];
y0=[-0.5 -0.5 1.5 0 0.5 0 0 0 0 0];
end
[t,y]=ode45(@derivdana,tspan, y0);
y(:,1:10)
plot(t, y(:,1:10))
legend('y_1','y_2', 'y_3','y_4','y_5','y_6','y_7', 'y_8','y_9','y_10')
status = 1
function dydt=derivdana(t,y)
dydt = [y(6)
        y(7)
        y(8)
        y(9)
        y(10)
        -19.29*cos(y(1))-4.52*cos(y(4))-0.11*cos(y(5))
        0.11*y(7)*(y(10))*sin(2*(y(5)))+0.25*y(7)*y(9)*sin(2*(y(4)))-19.29*cos(y(1))*cos(y(2))-
```

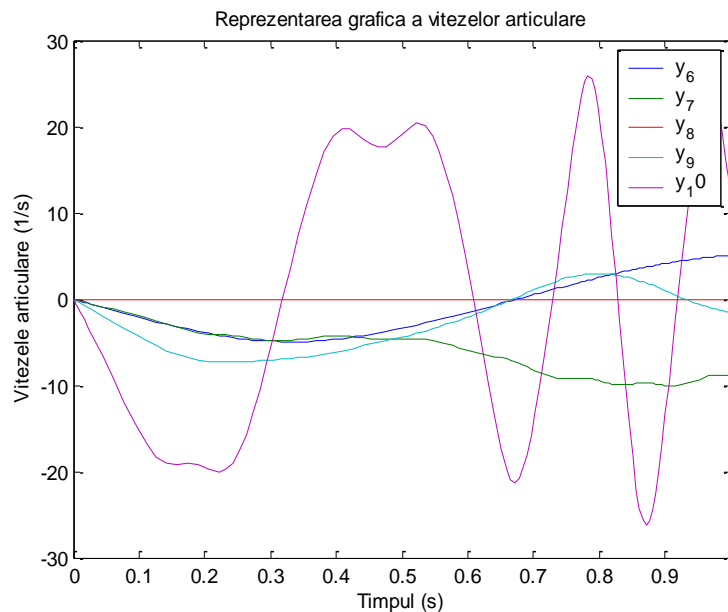


$$\begin{aligned} & -6.11 \cdot \cos(y(2)) \cdot \cos(y(4)) - 0.11 \cdot \cos(y(2)) \cdot \cos(y(5)) \\ & -7.75 \cdot y(8) \cdot y(10) \cdot \sin(2 \cdot (y(5))) - 17.02 \cdot y(8) \cdot y(9) \cdot \sin(2 \cdot (y(4))) \\ & 0.77 \cdot y(8) \cdot y(8) \cdot \sin(2 \cdot (y(4))) - 0.77 \cdot y(7) \cdot y(7) \cdot \sin(2 \cdot (y(4))) - 37.53 \cdot \cos(y(4)) - 7.02 \cdot \cos(y(5)) \\ & 8.09 \cdot y(8) \cdot y(8) \cdot \sin(2 \cdot (y(5))) - 8.09 \cdot y(7) \cdot y(7) \cdot \sin(2 \cdot (y(5))) - 161.84 \cdot \cos(y(5)); \end{aligned}$$

Reprezentarea grafică a legilor de mișcare și a vitezelor articulare ale potezei de braț corespunzătoare acestor rezultate sunt prezentate în figurile 5.16. și 5.17.



**Figura 5.16. Reprezentarea grafică a legilor de mișcare pentru modelul protetic de braț**



**Figura 5.17. Reprezentarea grafică a vitezelor articulare**

Integrarea sistemului de ecuații diferențiale ce reprezintă modelul redus a *protezei pentru antebraț* s-a realizat tot în MatLab , utilizându-se următoarele notații:

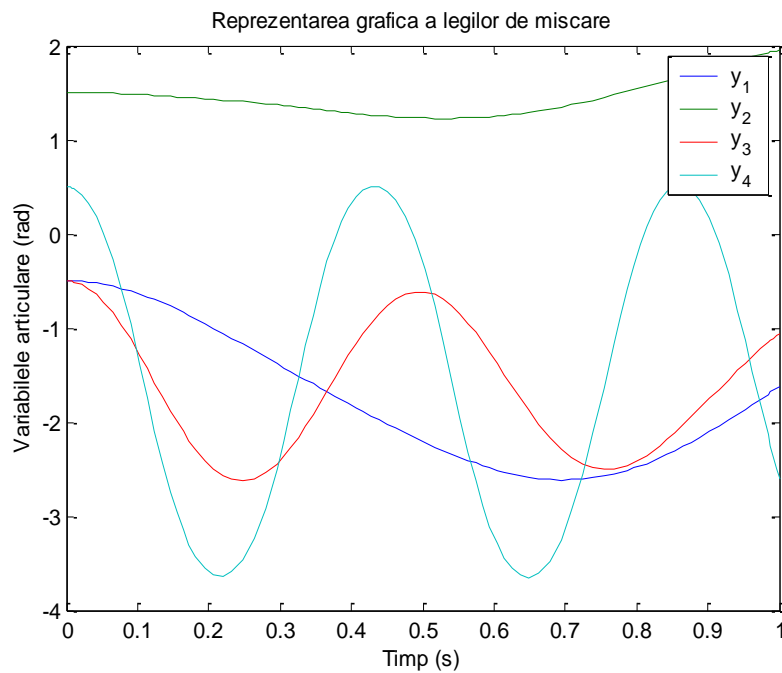
$$q_i = y(i), \quad i = \overline{1,4}, \quad (5.30)$$

$$\dot{q}_j = y(j), \quad j = \overline{5,8}, \quad (5.31)$$

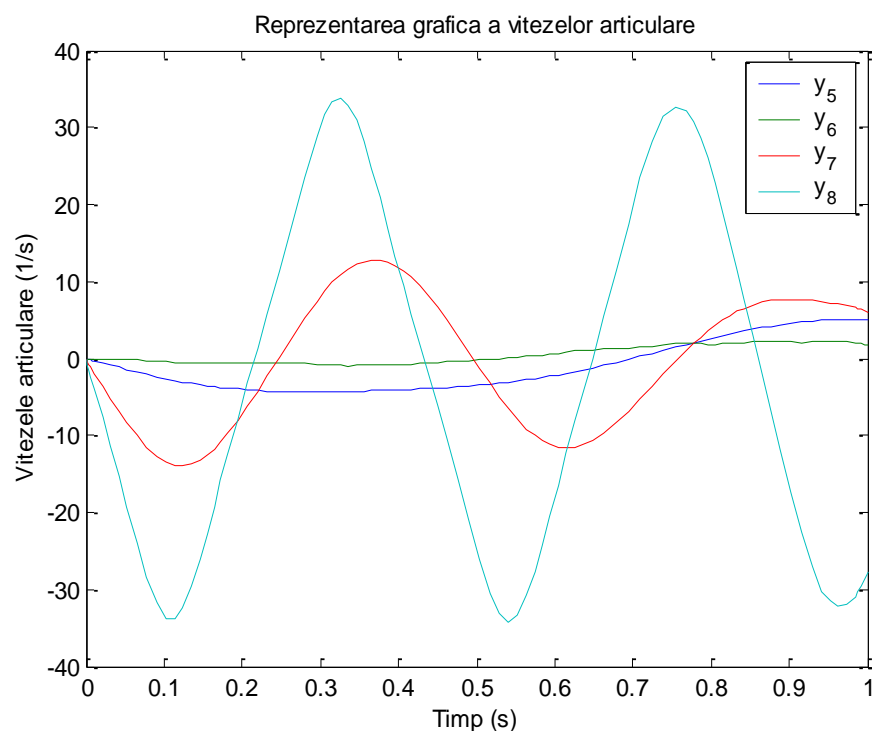
Programul de calcul realizat este:

```
function status=dana(tspan,y)
if nargin <1
    tspan=[0 1];
    y0=[-0.5 1.5 -0.5 0.5 0 0 0 0];
end
[t,y]=ode45(@derivdana,tspan, y0);
y(:,1:8)
plot(t, y(:,1:8))
legend('y_1','y_2', 'y_3','y_4','y_5','y_6','y_7', 'y_8')
status = 1
function dydt=derivdana(t,y)
dydt = [y(5)
        y(6)
        y(7)
        y(8)
        -24.14*cos(y(1))-6.56*cos(y(3))-0.43*cos(y(4))
        0.18*y(6)*(y(8))*sin(2*(y(4)))+0.44*y(6)*y(7)*sin(2*(y(3)))-42.06*cos(y(1))*cos(y(2))-
        6.56*cos(y(2))*cos(y(3))-0.43*cos(y(2))*cos(y(4))
        -11.84*y(6)*y(6)*sin(2*(y(3)))-175.74*cos(y(3))-11.47*cos(y(4))
        -19.5*y(6)*y(6)*sin(2*(y(4)))-390*cos(y(4))];
```

Reprezentarea grafică a legilor de mișcare și a vitezelor articulare ale protezei de antebraț corespunzătoare acestor rezultate sunt prezentate în figurile 5.18. și 5.19.



**Figura 5.18. Reprezentarea grafică a legilor de mișcare pentru modelul protetic de antebraț**



**Figura 5.19. Reprezentarea grafică a vitezelor articulare**

Integrarea sistemului de ecuații diferențiale ce reprezintă modelul redus al *protezei pentru mână* s-a realizat în MatLab R12, utilizându-se următoarele notații:

$$q_i = y(i), \quad i = \overline{1,5}, \quad (5.32)$$

$$\dot{q}_j = y(j), \quad j = \overline{6,10}, \quad (5.33)$$

Programul de calcul realizat este:

```
function status=dana(tspan,y)
if nargin <1
    tspan=[0 1];
y0=[-2 -1.5 -1 0 1 0 0 0 0 0];
end
[t,y]=ode45(@derivdana,tspan, y0);
y(:,1:10)
plot(t, y(:,1:10))
legend('y_1','y_2', 'y_3','y_4','y_5','y_6','y_7', 'y_8','y_9','y_10')
status = 1
function dydt=derivdana(t,y)
dydt = [y(6)
        y(7)
        y(8)
        y(9)
        y(10)
        -174.26*cos(y(1))-11.47*cos(y(4))-2.94*cos(y(5))
        0.29*y(7)*(y(10))*sin(2*(y(5)))+0.28*y(7)*y(9)*sin(2*(y(4)))-
        174.26*cos(y(1))*cos(y(2))-8.68*cos(y(2))*cos(y(4))-2.94*cos(y(2))*cos(y(5))
        -1.11*y(8)*y(10)*sin(2*(y(5)))-1.06*y(8)*y(9)*sin(2*(y(4)))
        4.75*y(8)*y(8)*sin(2*(y(4)))-4.75*y(7)*y(7)*sin(2*(y(4)))-295*cos(y(4))-
        -100*cos(y(5))
        14.29*y(8)*y(8)*sin(2*(y(5)))-14.29*y(7)*y(7)*sin(2*(y(5)))-285.71*cos(y(5))];
```

Reprezentarea grafică a legilor de mișcare și a vitezelor articulare ale potezei de antebraț corespunzătoare acestor rezultate sunt prezentate în figurile 5.20. și 5.21.

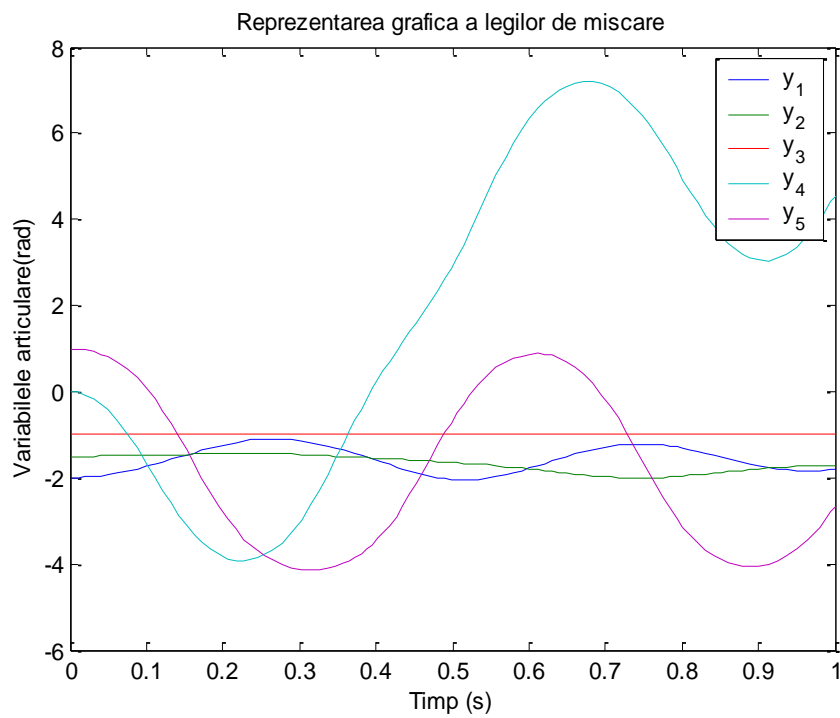


Figura 5.20. Reprezentarea grafică a legilor de mișcare ale modelului protetic de mână

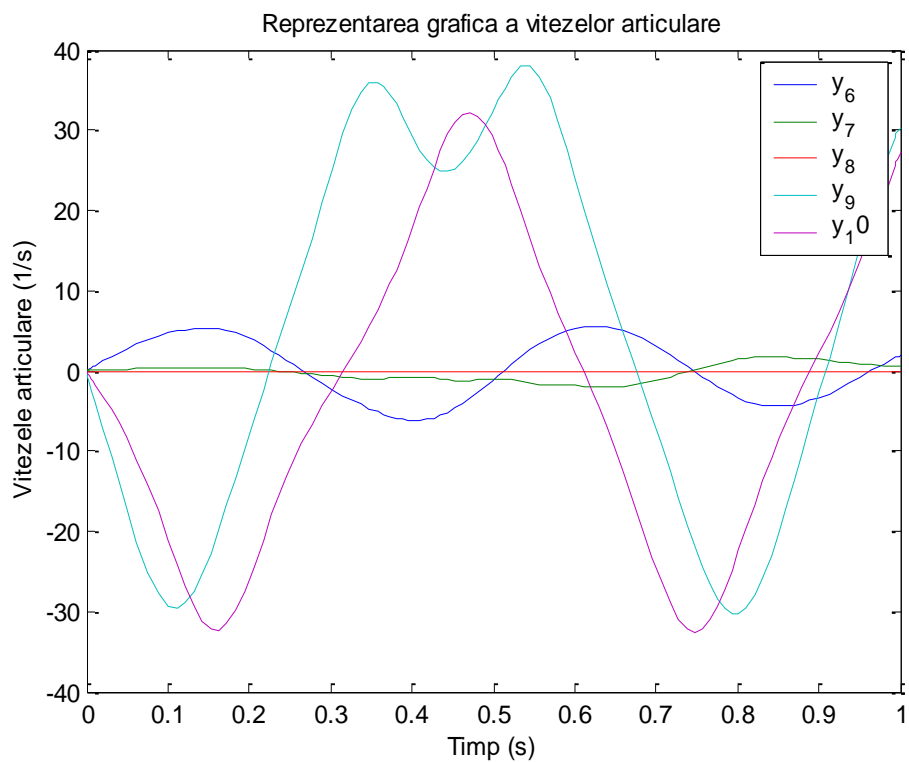


Figura 5.21. Reprezentarea grafică a vitezelor

## **CAPITOLUL VI. SOLICITĂRI STATICE ȘI DINAMICE ANALIZATE PRIN METODA ELEMENTULUI FINIT**

### **6.1. Aspecte privind structura și proprietățile oaselor umane**

Osul poate fi descris ca o formă specială a țesuturilor de conexiune, acestea reprezentând elemente de legătură între diferite porțiuni ale corpului uman, formate din celule similare specializate în îndeplinirea unor funcții particulare. În afară de oase, alte țesuturi de conexiune tipice sunt cartilajul hialin, prezent doar în câteva locuri ale corpului, precum și în țesuturile fibroase dense ca tendoanele și ligamentele. Cartilajul hialin este un țesut moale și avascular care formează structurile suport ale laringelui, acoperă capetele oaselor în articulații etc. Tendoanele și ligamentele sunt de asemenea țesuturi moi constituite din fibre dense care atașează mușchii de oase, respectiv leagă între ele oasele într-o articulație[11].

Oasele au anumite caracteristici care le determină comportarea mecanică. Ele prezintă o rezistență ridicată ca rezultat al microstructurii compozite. Totodată, scheletul osos constituie un adevărat rezervor de minerale pentru corp, cu rol determinant în menținerea staționară a nivelurilor de ioni. Conținutul în minerale determină rigiditatea osului, iar cel în fibre determină rezistența. Ca orice material compozit, osul prezintă o rezistență mai mare decât oricare dintre componentele sale, deoarece componenta mai elastică împiedică tendința spre fisurare a celei mai dure, iar componenta dură îngrădește tendința de curgere a celei moi.

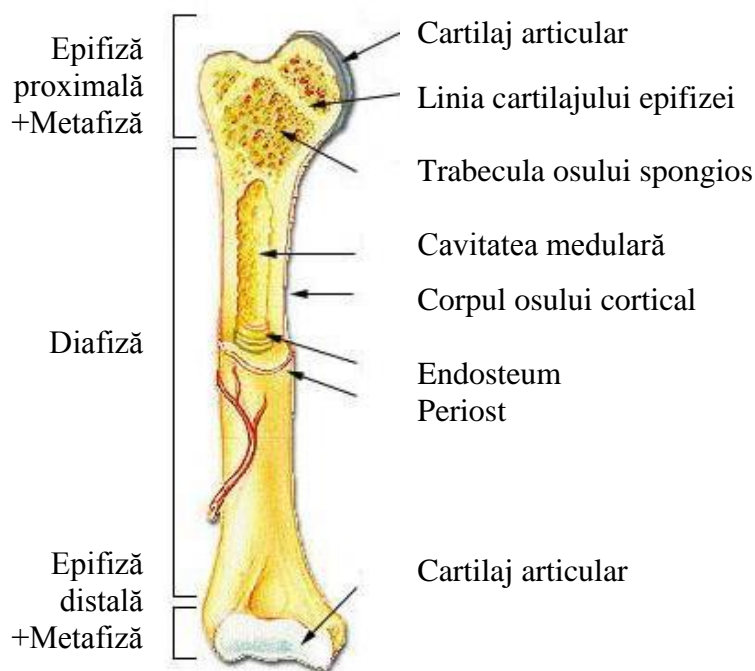
La nivel macrostructural, oasele se prezintă ca un material compozit pentru ambele tipuri structurale: cortical (compact) și spongios (trebecular). Osul cortical este foarte dens, puternic calcificat și, deși prezintă în structură goluri și canale, acestea nu sunt vizibile cu ochiul liber. Structura sa este creată să reziste la compresiune. El poate rezista și la torsiune și încovoiere, dar într-o măsură mai mică.

Osul cortical este de obicei întâlnit în diafizele oaselor lungi. Ele prezintă o cavitate centrală numită canal medular sau cavitate medulară. Grosimea osului cortical se micșorează spre epifize, făcând astfel trecerea spre osul spongios. Acesta are structura mai poroasă și o suprafață liberă mai mare, ceea ce asigură stabilitatea suprafețelor articulare și reduce tensiunile superficiale. Deși este în general acceptat faptul că cele două tipuri de oase sunt similare din punct de vedere al compoziției și caracteristicilor morfologice, principala diferență între ele este remarcată din punct de vedere al porozității.

Osul este un material neomogen și anizotrop ale cărui proprietăți mecanice depinde nu doar de compoziția sa, ci și de structură. Proprietățile sale mecanice depind în mare măsură și de vârstă, sex și starea de sănătate a subiectului uman căruia îi aparține. În plus, comportarea sa fiind elasto-plastică, proprietățile mecanice ale osului sunt și funcții de timp.

În figura 6.1. este reprezentată structura unui os lung compus din diafiză (partea centrală, aproape cilindrică cu pereți din os cortical) și epifizele (capetele extreme din os spongios). Între diafiză și epifize există câte o zonă de trecere, metafiza, cu o structură tot spongioasă ca a epifizei, dar cu porozitate variabilă, porii făcând legătura dintre canalul medular al diafizei și porii epifizelor, fiind umpluți cu măduvă [33], [37].

Densitățile osului cortical și spongios nu diferă foarte mult deoarece ambele tipuri de oase sunt constituite din lamele osoase. Cunoașterea densității osoase este importantă pentru aprecierea mărimilor ce caracterizează distribuția de mese în sistemul osteoarticular al membrului superior, fără de care nu se poate realiza studiul dinamic al acestuia [11], [33].



**Fig. 6.1. Structura unui os lung**

## **6.2. Comportarea mecanică a oaselor umane**

O importanță deosebită pentru acuratețea determinării proprietăților mecanice o prezintă modul de prelevare de pe cadavre a oaselor umane. Valorile caracteristicilor

mecanice determinate experimental, depind spre exemplu de gradul de uscare al osului (crește modulul de elasticitate și tensiunile normale, respectiv scad tensiunea de forfecare, reziliența, deformarea specifică la rupere, accentuând fragilitatea și duritatea) [8].

Proprietățile mecanice ale osului spongios sunt semnificativ mai reduse decât cele ale osului cortical și sunt influențate de valoarea densității osoase. Astfel, rezistența la compresiune este proporțională cu pătratul valorii densității, rezistența la forfecare este proporțională cu valoarea densității la puterea 1,65, iar modulul de elasticitate longitudinal este proporțional cu valoarea densității la puterea a 3-a. La o densitate de  $0,3 \text{ g/cm}^3$  rezistența la rupere prin compresiune este de 6,1MPa, iar modulul de elasticitate 1,1GPa, valorile respective se modifică la dublarea densității, devenind 24,5MPa și 0,8GPa.

Cercetări experimentale au condus la rezultate asupra rezistențelor mecanice ale oaselor prelevate de pe cadavre, utilizate la proiectarea implantelor chirurgicale. Densitatea determinată prin tomografie computerizată a fost în intervalul  $0,31 \pm 0,03 \text{ g/cm}^3$ , măsurată pe un lot de 12 oase destinate studierii încercării la încovoiere. La epifize, densitatea a fost situată în intervalul  $0,175 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$ , ceea ce arată o variație a densității osoase de  $\approx 16,67\%$ , la capetele osoase, față de zona centrală.

Realizate prin încercări, cercetările experimentale, respectând condițiile unor solicitări aproape statice, au condus la diverse rezultate. Au fost utilizate epruvete, care în prealabil au fost prelucrate, măsurând forțele de rupere pentru fiecare tip de solicitare și au fost calculate ariile secțiunilor transversale, considerând ca fiind trapezoidale sau triunghiulare. Epifizele oaselor au fost debitate, iar pt. compresiune s-a folosit înălțimea maximă de 20 cm. Tensiunile au fost calculate prin împărțirea forțelor înregistrate la solicitare, la ariile secțiunilor. Pentru humerus, solicitat la compresiune, la capatul proximal s-au obținut valori ale tensiunii medii de 1.2348 MPa, iar la capatul distal de 1.4593MPa. Pentru solicitarea la încovoiere s-au obținut pentru humerus, valoarea tensiunii medii de 2.0971MPa, pentru radius 2.2988 MPa și pentru ulna 4.4310MPa. La solicitarea la întindere a humerusului s-a obținut valoarea tensiunii medii de 2.0035MPa.

Oasele lungi sunt cele mai rezistente și cele mai complex solicitate, iar după compararea rezultatelor a rezultat faptul că la capătul distal al humerusului valorile obținute sunt mai mari decât la capătul proximal. Comparând valorile tensiunilor la rupere prin încovoiere și întindere cu cele obținute la compresiune, s-a constatat diferențe semnificative.



Această concluzie se datorează și faptului că epruvetele pentru încercările de compresiune au fost prelevate de la capetele oaselor unde structura este trabeculară, iar cel pentru întindere și încovoiere au fost prelevate din zona centrală a oaselor unde osul este cortical. Rezultatele încercării la încovoiere a oaselor membrului superior, comparativ cu oasele membrului inferior au prezentat o semnificativă rezistență mai scăzută.

### **6.3. Validarea soluțiilor mecanice prin metoda elementului finit**

Studiul comportamentului mecanic ale oaselor membrului superior uman s-a efectuat prin metoda elementului finit. Cu ajutorul metodei de analiză cu elemente finite pot fi studiate în general probleme a căror complexitate este dată de o configurație geometrică complicată a corpurilor, neomogenitate și de material, anizotropia materialelor, materiale compozite, etc. Aceste probleme apar frecvent în practică, în diferite stadii de dezvoltare ale unui produs, dar chiar și atunci când un produs există deja, dar se pune problema îmbunătățirii caracteristicilor acestuia[56].

Analiza prin elemente finite rezolvă câteva tipuri de probleme, și anume: probleme independente de timp (analiza tensiunilor și a deformațiilor, analiza statică a structurilor), probleme de propagare sau de tranziție (mecanica ruperii, analiza curgerii), probleme de valori proprii (frecvențe naturale și moduri proprii ale structurilor, stabilitatea structurilor), precum și diverse alte probleme.

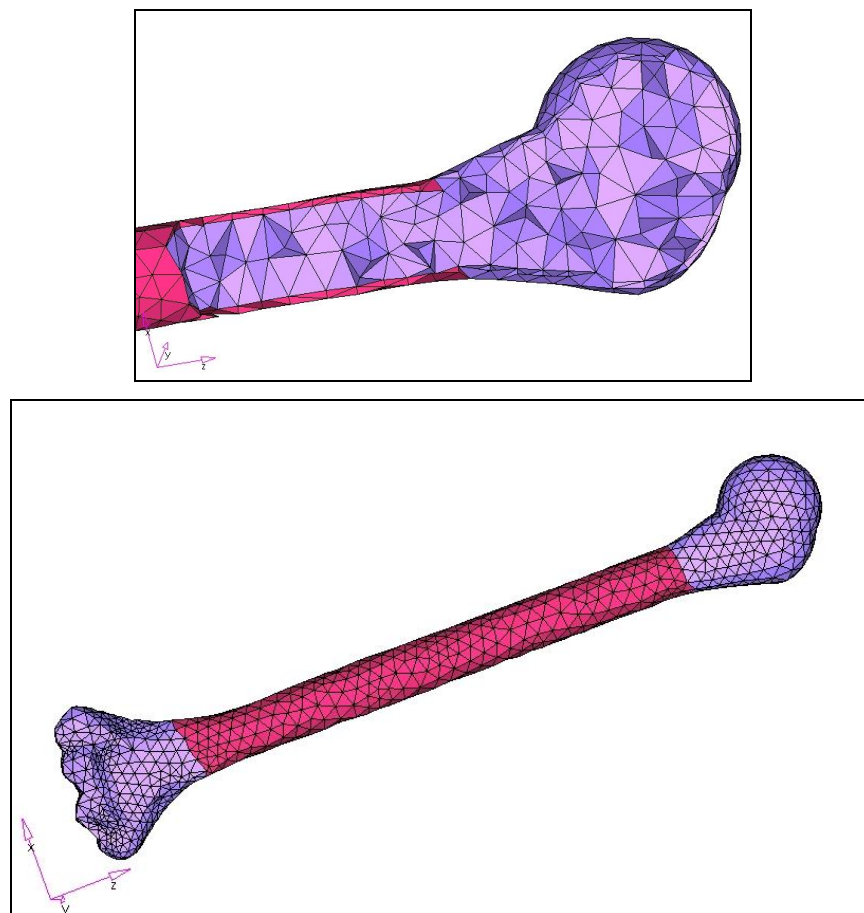
În vederea analizării cu elemente finite se parcurg următorii pași:

- Crearea modelului 3D sau 2D pe care va fi studiată analiza;
- Discretizarea prin diferite tipuri de elemente finite pretabile programului cu care va fi analizată componenta;
- Stabilirea condițiilor de încărcare, prin care se stabilesc la ce fel de solicitare este supusă componenta;
- Aplicarea constrângerilor;
- Rularea analizei;
- Generarea unui rezultat, raport / grafice ale analizei cu elemente finite.

HyperMesh realizat de Altair Engineering, este un prepost procesor de înaltă clasă, ce permite crearea rapidă a modelelor și interpretarea rezultatelor. Facilitățile avansate permit

realizarea eficientă a unei discretizări de mare acuratețe, asigurând controlul calității acestuia. S-a utilizat Optistruct Analysis care este un solver rapid și exact, destinat analizelor liniare și neliniare. Pentru discretizare, au fost folosite elemente finite tetraedrice, procesate automat și manual pe modelele create în SolidWorks, convertite în fișiere.igs, pentru a fi recunoscute ca modele 3D geometrice de către program.

Structura oaselor, așa cum a fost prezentată, ca fiind diferită, s-a ținut cont și în cadrul analizei statice. Pentru acest fapt, s-au utilizat elemente finite cu proprietăți fizice diferite și anume densități diferite, precum și module de elasticitate diferite. Pentru exemplificare în figura 6.1. se prezintă o secțiune prin modelul discretizat al humerusului, cu stratul interior și stratul exterior, cu caracteristici de material diferite.

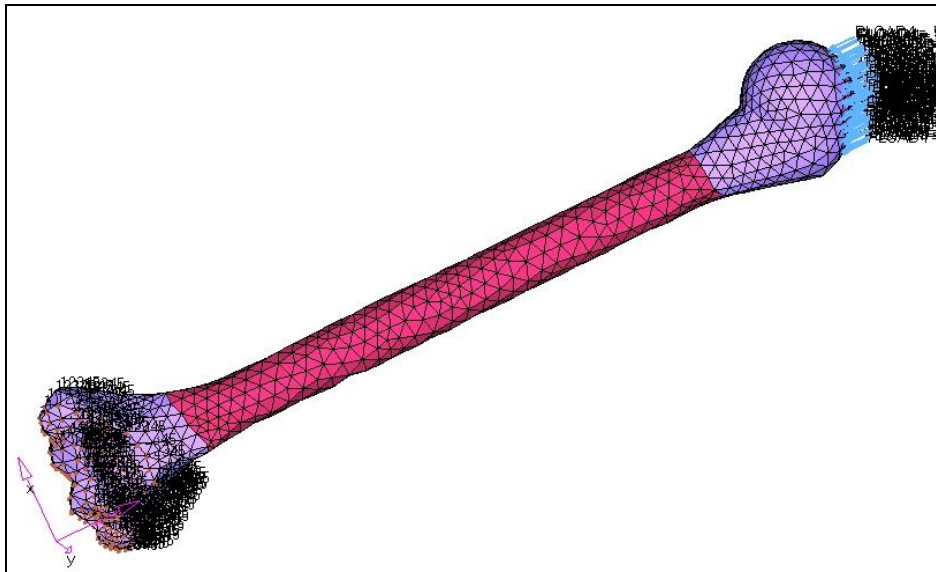


**Figura 6.1. Discretizarea structurii osoare (cele 2 straturi) la humerus**

Încercările mecanice care au făcut obiectul analizei statice au fost: compresiunea la capatul distal și la cel proximal al humerusului, întinderea la humerus și încovoierea la humerus, ulnă și radius.

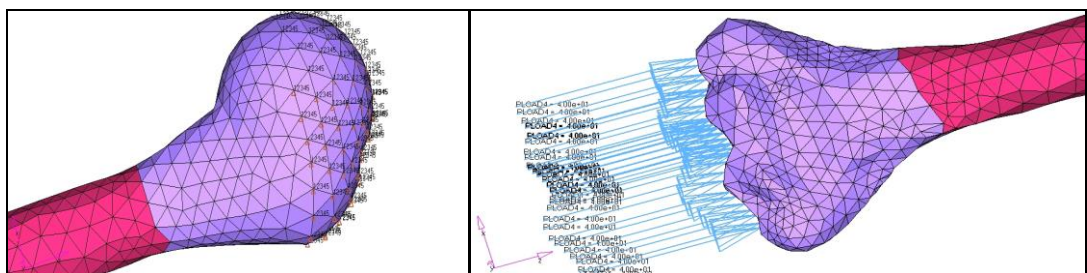
În cazul compresiunii humerusului la capatul proximal, forțele care acționează asupra acestuia, au fost aplicate sub forma unei presiuni, care acționează pe suprafața elementului finit. La capatul celălalt s-au aplicat constângerile, de blocare (figurile 6.2.,6.3.).

S-a efectuat o discretizare a humerusului formată din 2.700 elemente și peste 12.000 noduri, iar pentru ulnă și radius s-au folosit peste 60.000 elemente, 13.000, respectiv 12.000 de noduri.



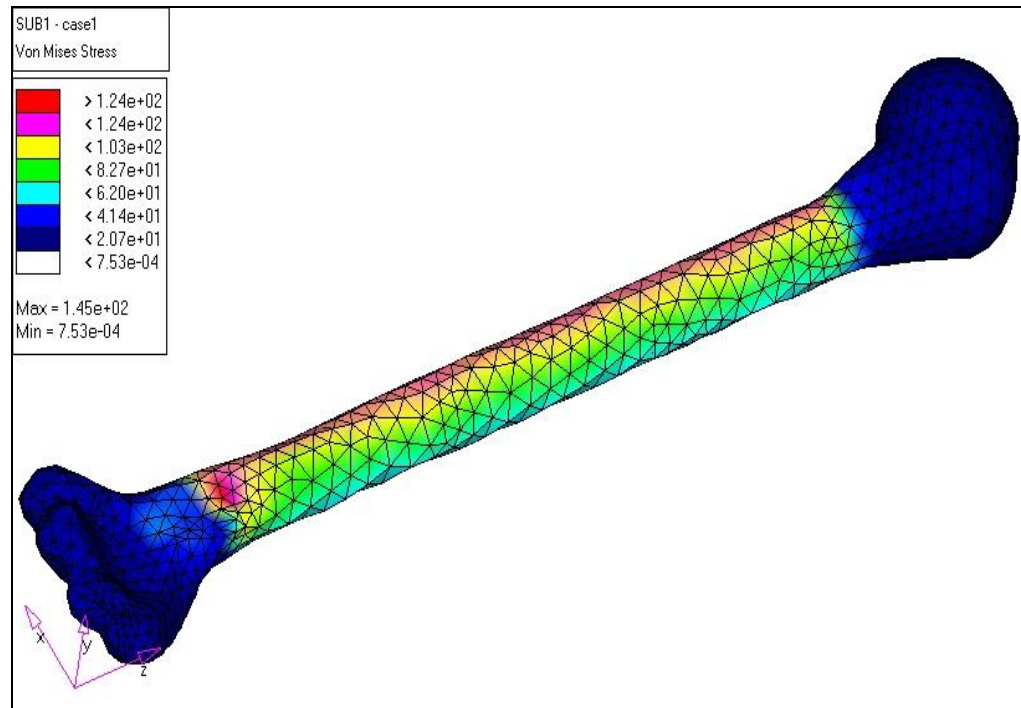
**Figura 6.2. Aplicarea forțelor de încărcare și a constângerilor la humerus**

Când analiza statică s-a efectuat la capătul distal, aplicarea forțelor și a constrângerilor a fost inversă (figura 6.3.).

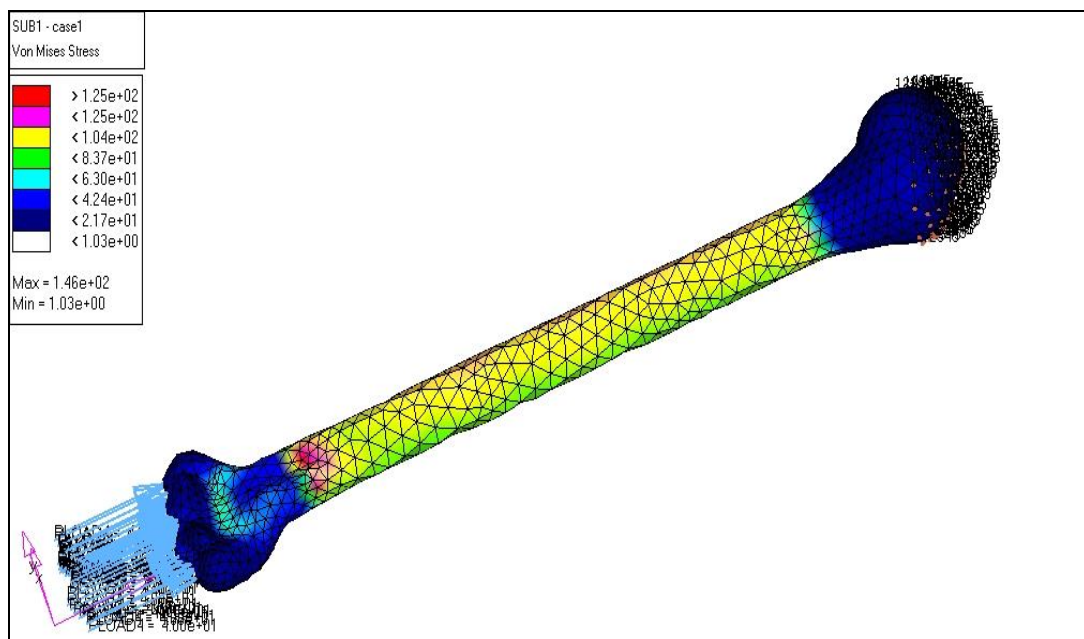


**Figura 6.3. Aplicarea forțelor de încărcare și a constângerilor la humerus**

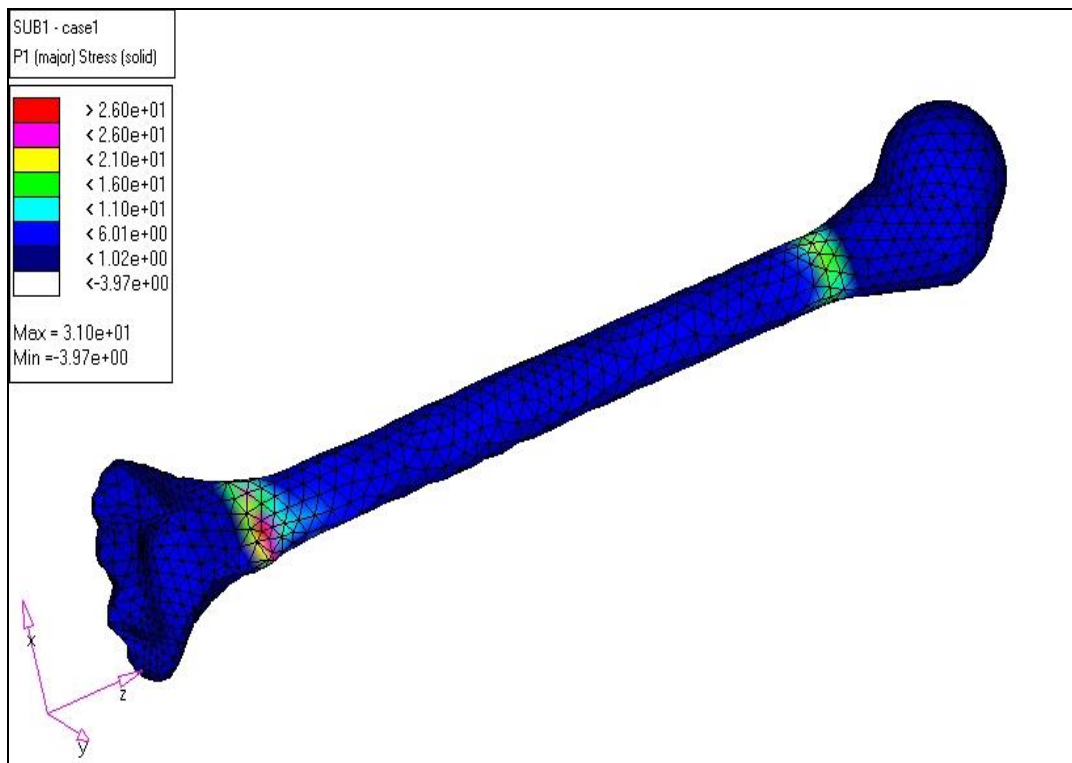
Rezultatele analizei statice, prin determinarea tensiunilor echivalente Von Mises, Maximum principal stres, Major stres, pentru capătul proximal și apoi pentru capătul distal, se vor prezenta în următoarele figurile următoare ( 6.4.-6.9.).



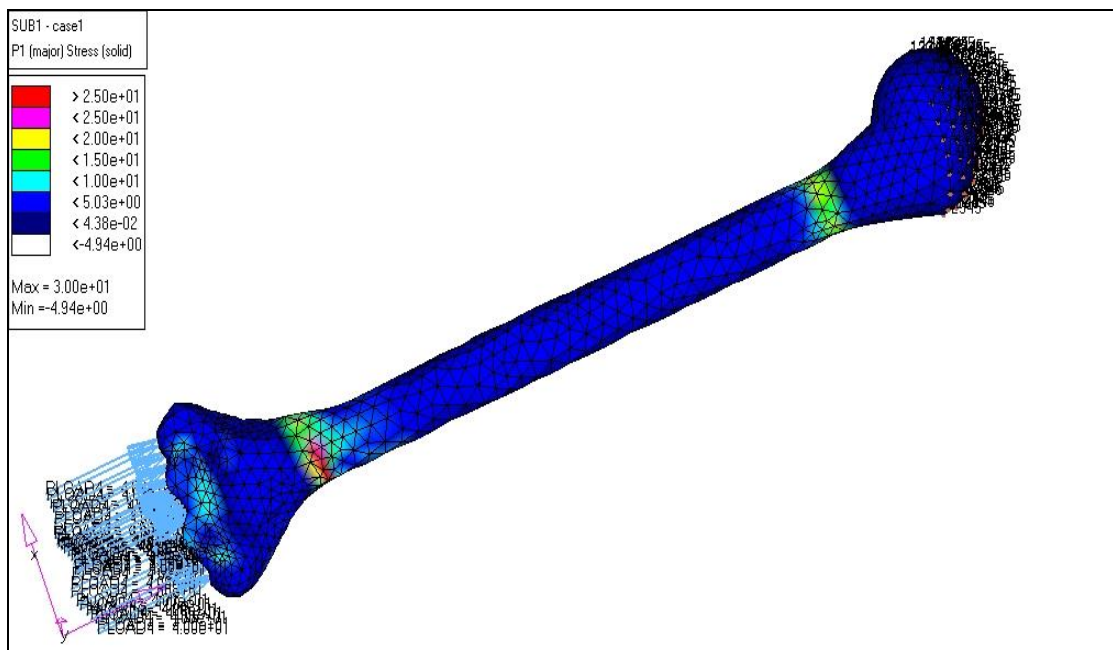
**Figura 6.4. Tensiunile Von Mises la compresiunea humerusului la capătul proximal**



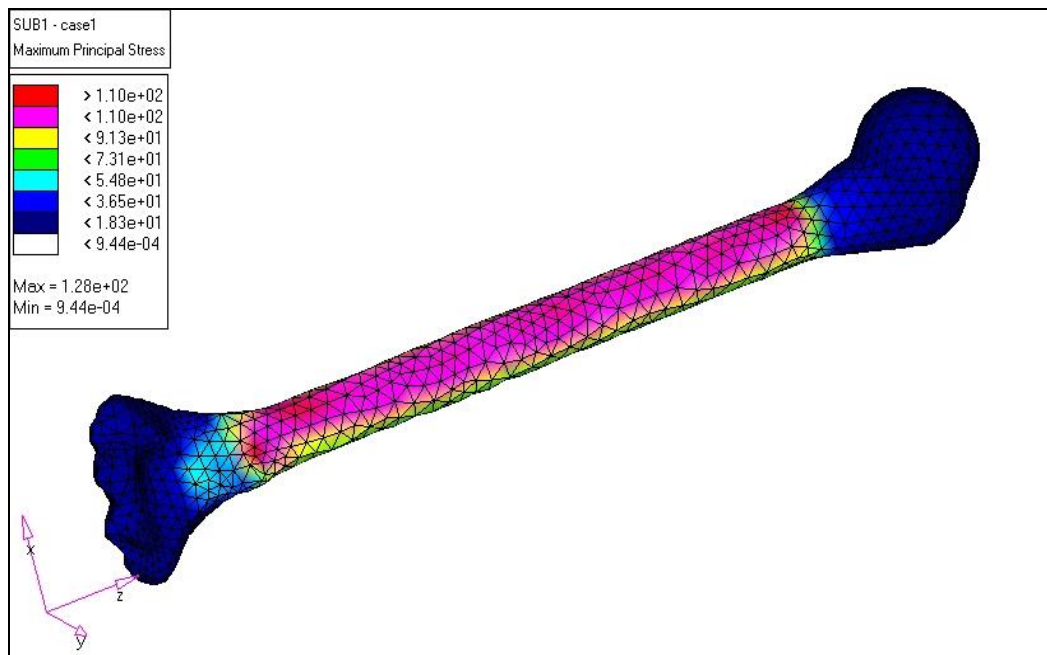
**Figura 6.5. Tensiunile Von Mises la compresiunea humerusului la capătul distal**



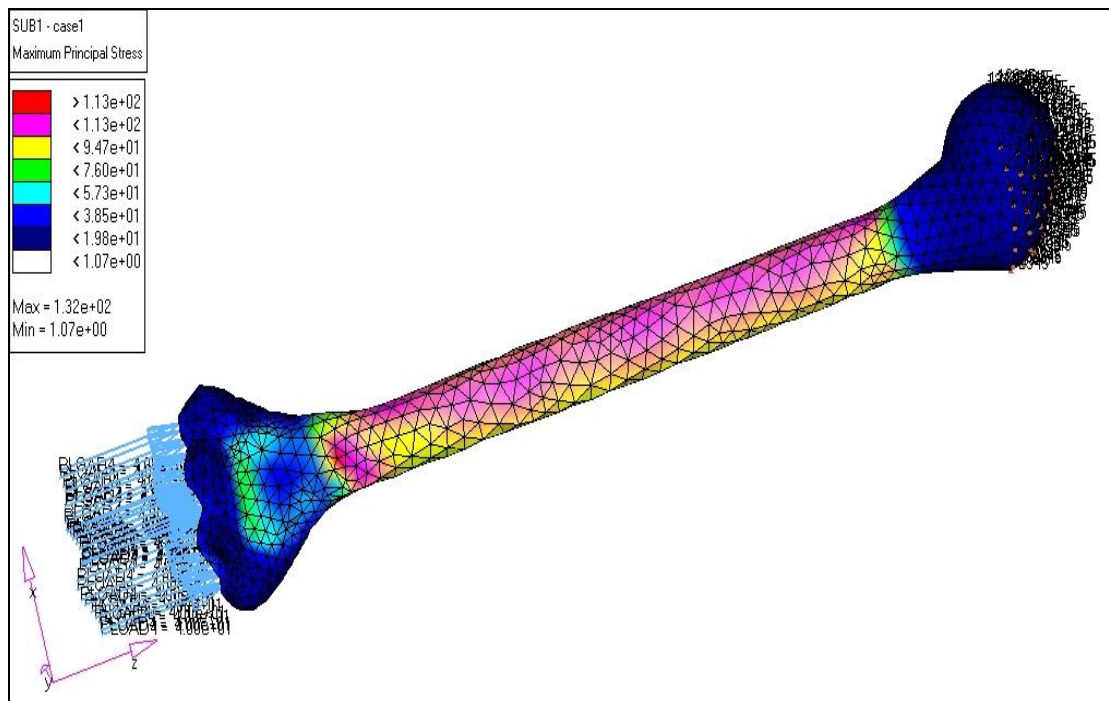
**Figura 6.6. Tensiunile Major la compresiunea humerusului la capătul proximal**



**Figura 6.7. Tensiunile Major la compresiunea humerusului la capătul distal**



**Figura 6.8. Tensiunile Maximum Principal la compresiunea humerusului la capătul proximal**



**Figura 6.9. Tensiunile Maximum Principal la compresiunea humerusului la capătul distal**

În figura 6.10., 6.11. sunt prezentate rezultatele privind deplasările la compresiunea statică a humerusului la capetele: proximal și distal.

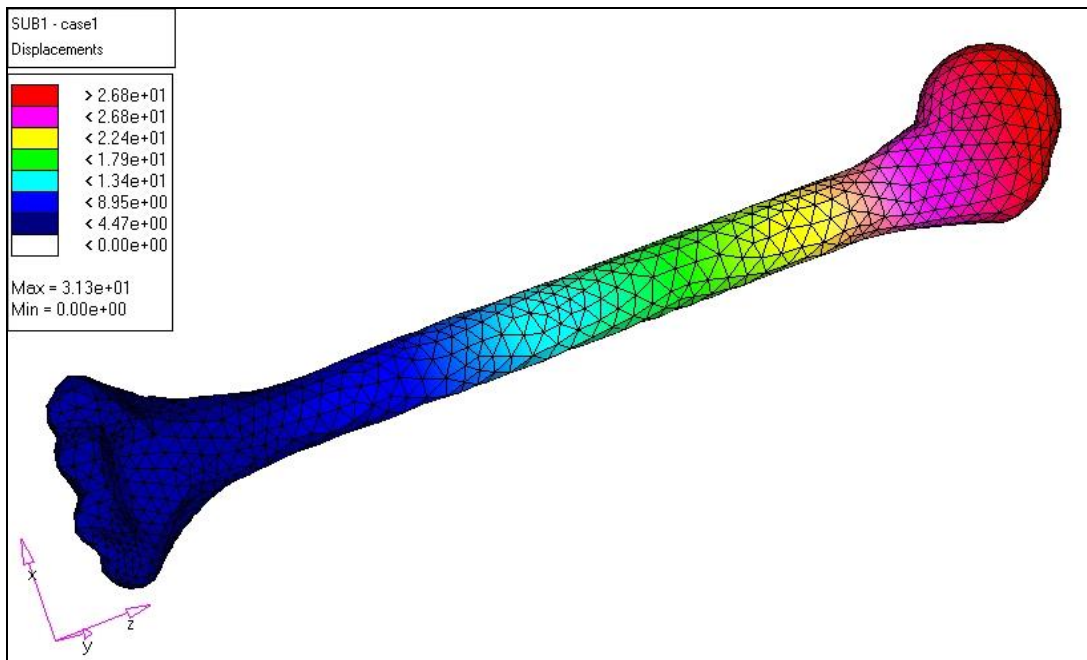


Figura 6.10. Deplasările la compresiunea humerusului la capătul proximal

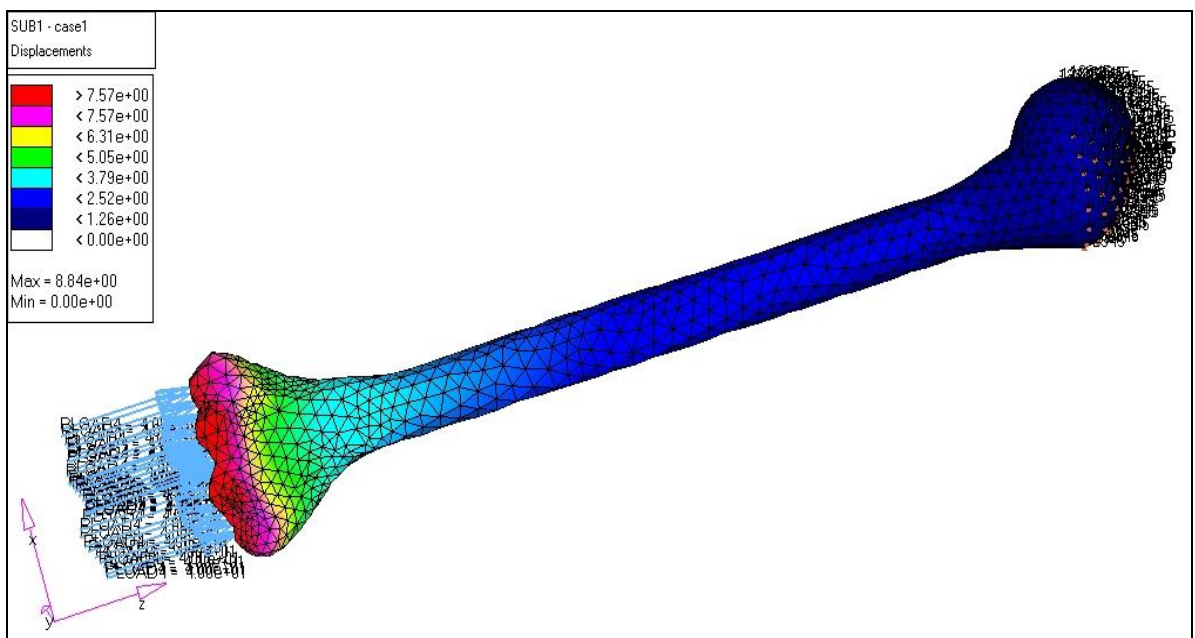
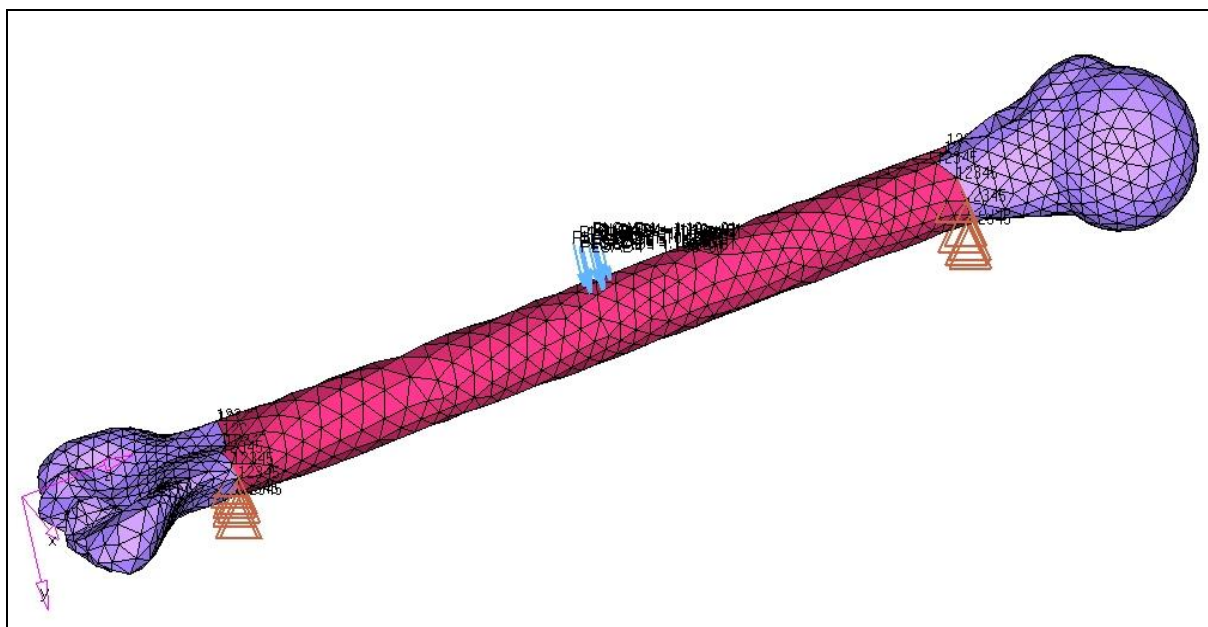
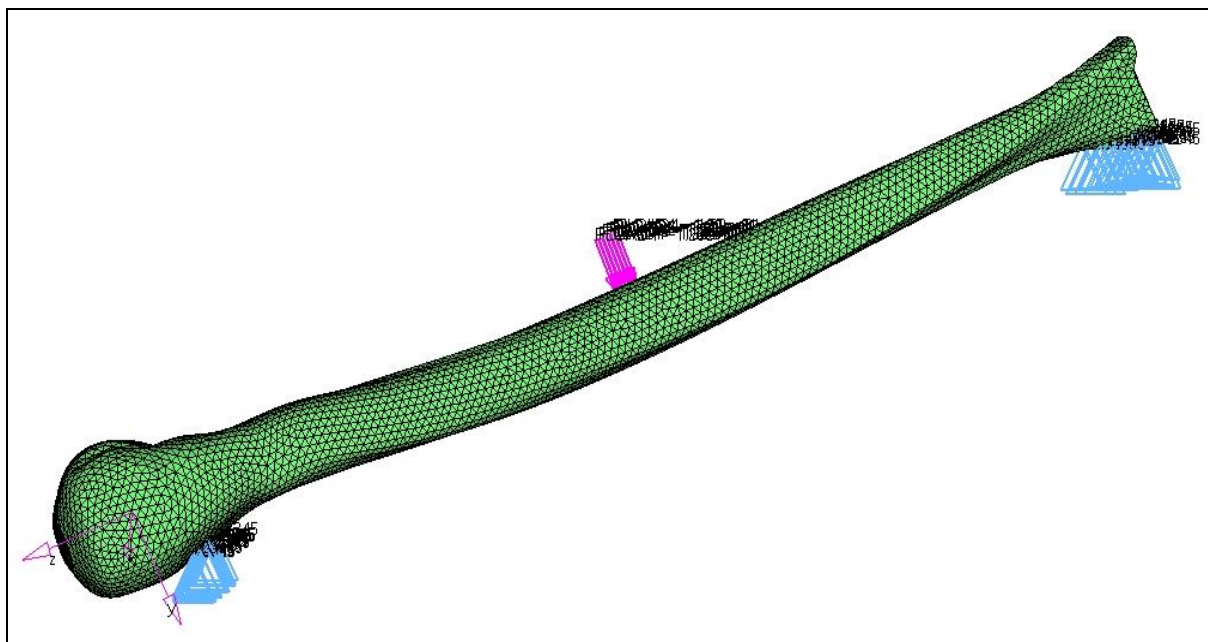


Figura 6.11. Deplasările la compresiunea humerusului la capătul distal

În cadrul studiului la încovoiere al humerusului, ulnei și radiusului, au fost aplicate constrângeri în zonele metafizelor și în zona centrală la humerus, și la capetele oaselor de antebrăț. Forța de încovoiere s-a aplicat ca o forță distribuită.(figura 6.12,6.13.,6.14.)



**Figura 6.12. Constrângerile și forța de încovoiere aplicate humerusului**



**Figura 6.13. Constrângerile și forța de încovoiere aplicate ulnei**



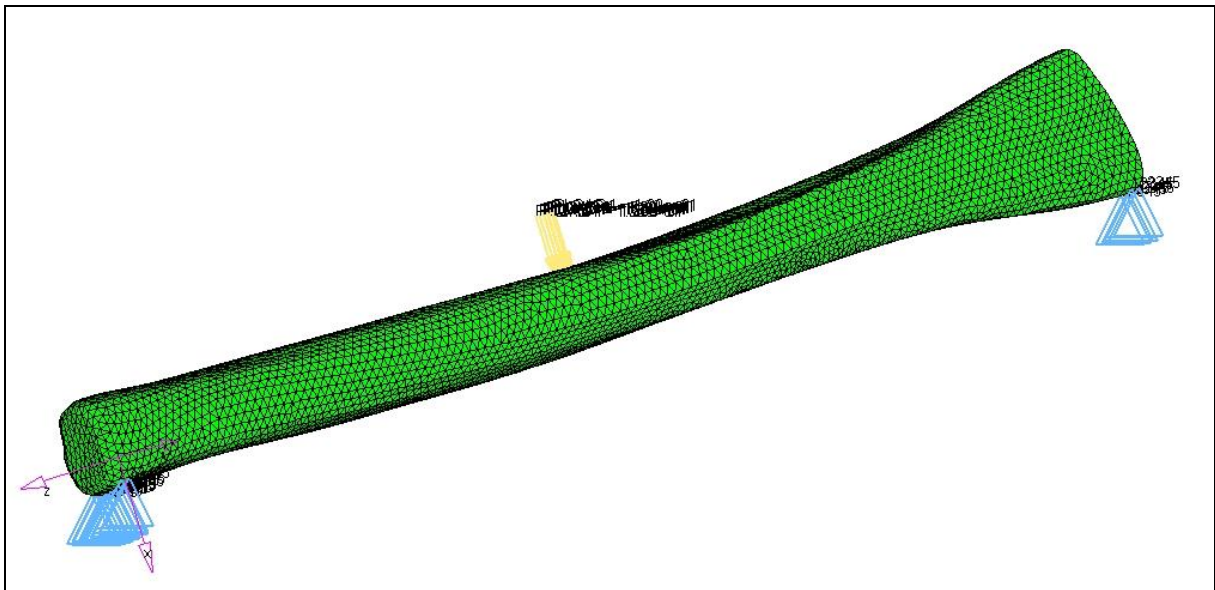


Figura 6.14. Constângerile și forța de încovoiere aplicate radiusului

Rezultatele obținute la solicitarea statică la încovoiere la humerus, ulna și radius, adică tensiunile echivalente Von Mises, precum și deplasările sunt prezentate în figurile 6.15., 6.16., 6.17., 6.18., 6.19., 6.20.

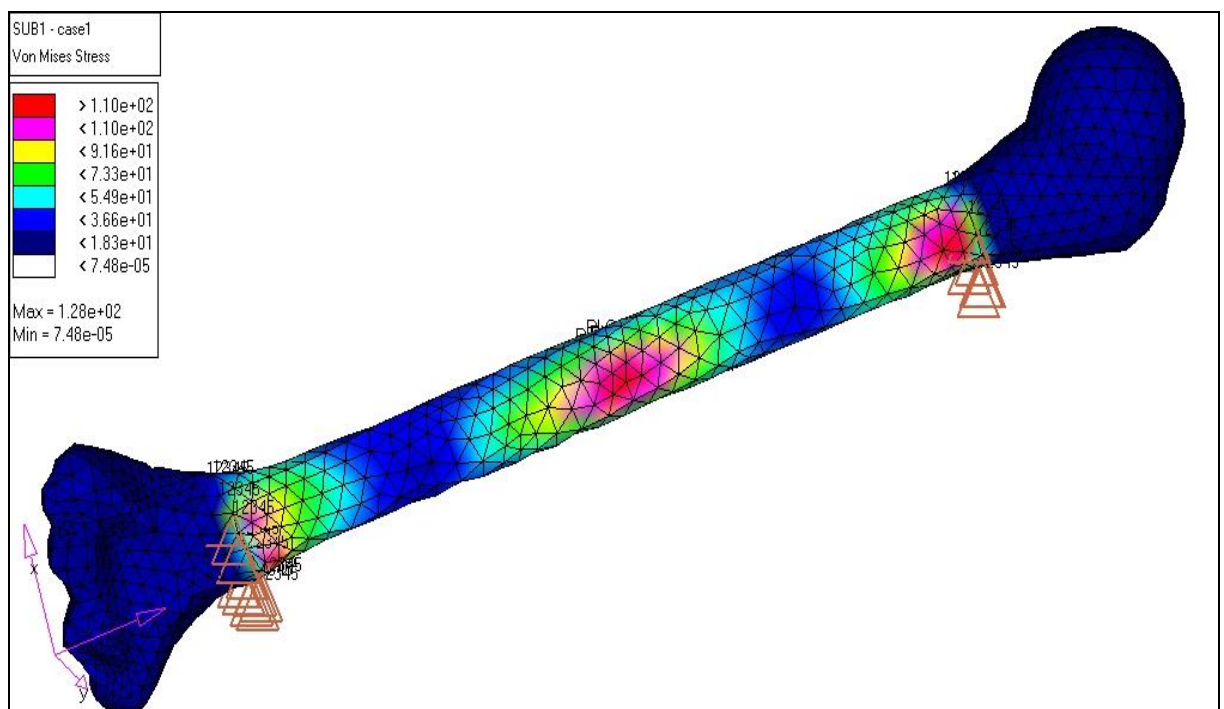
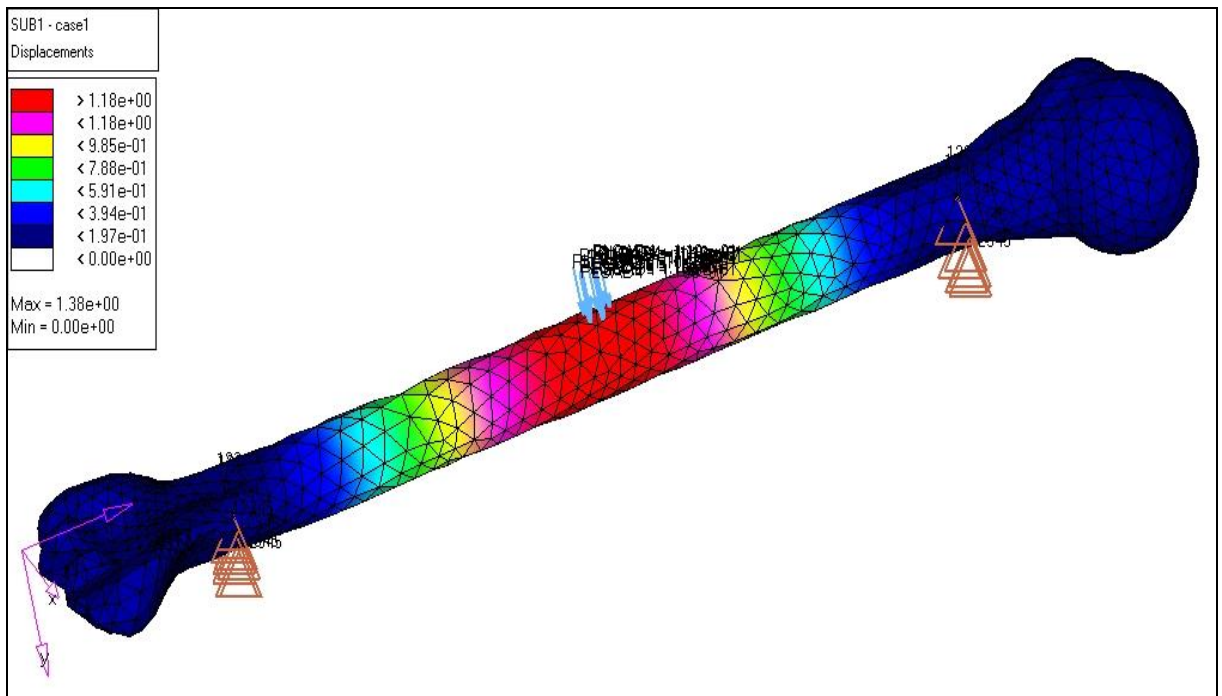
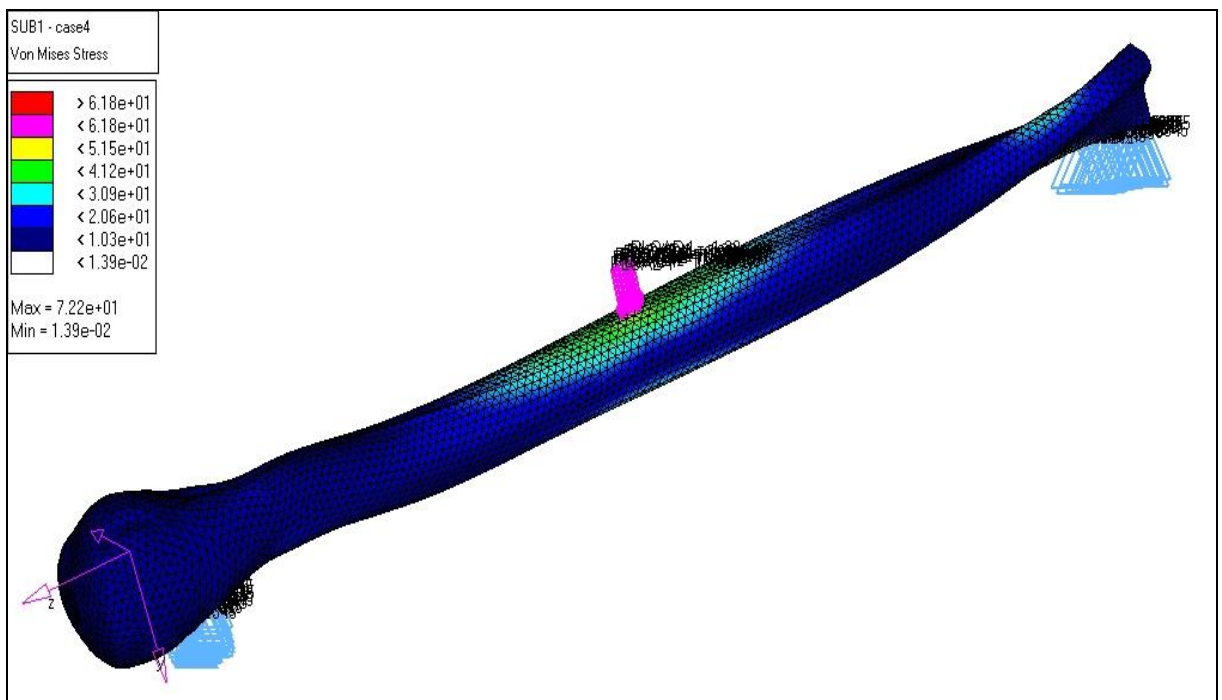


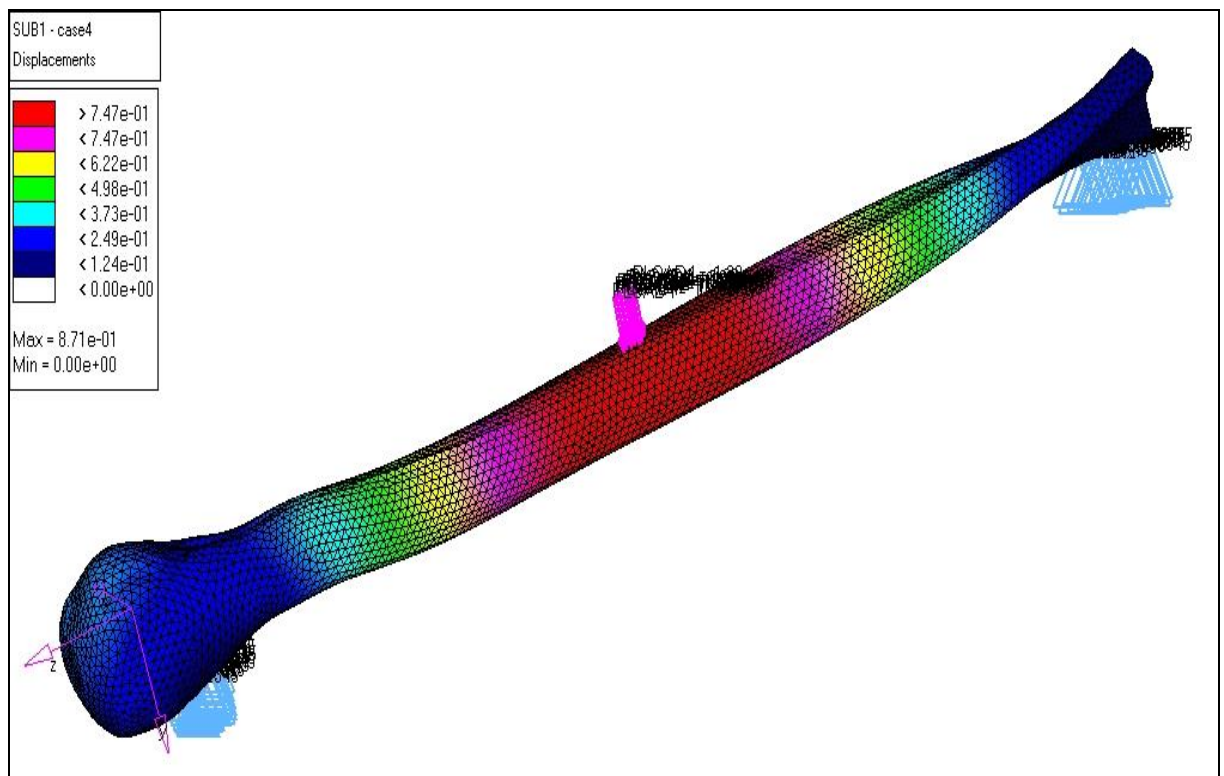
Figura 6.15. Tensiunea Von Mises la încovoierea humerusului



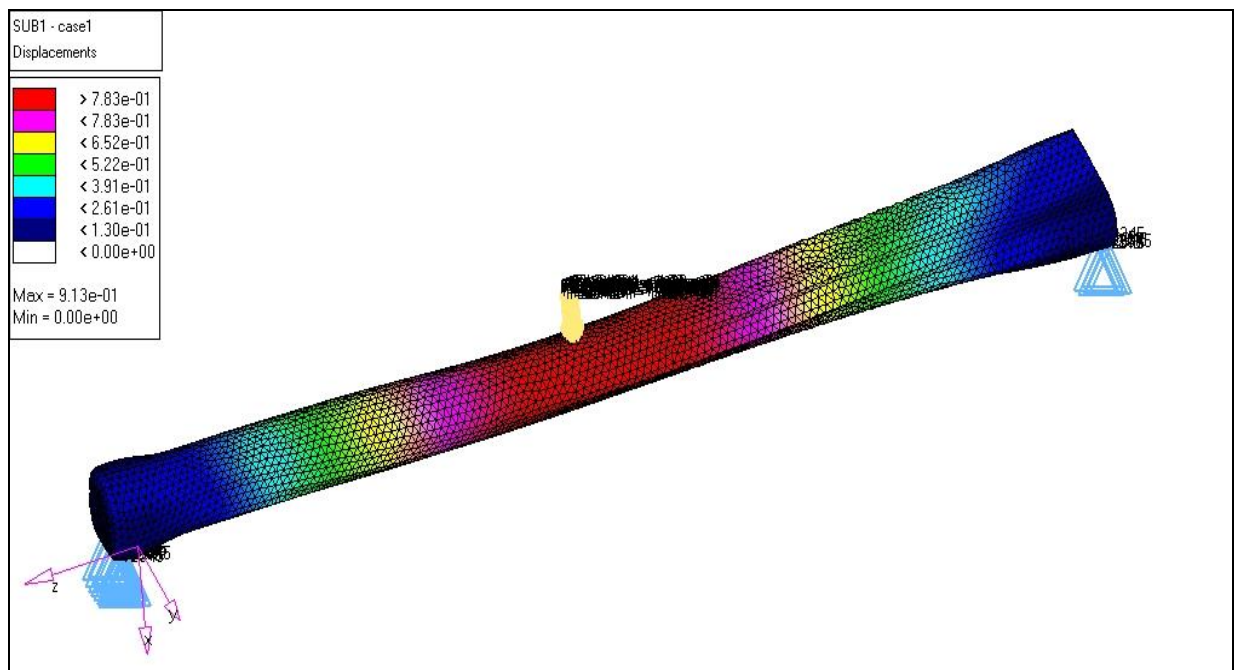
**Figura 6.16. Deplasările la încovoierea humerusului**



**Figura 6.17. Tensiunea Von Mises la încovoierea ulnei**



**Figura 6.18. Deplasările la încovoierea ulnei**



**Figura 6.19. Tensiunea Von Mises la încovoierea radiusului**

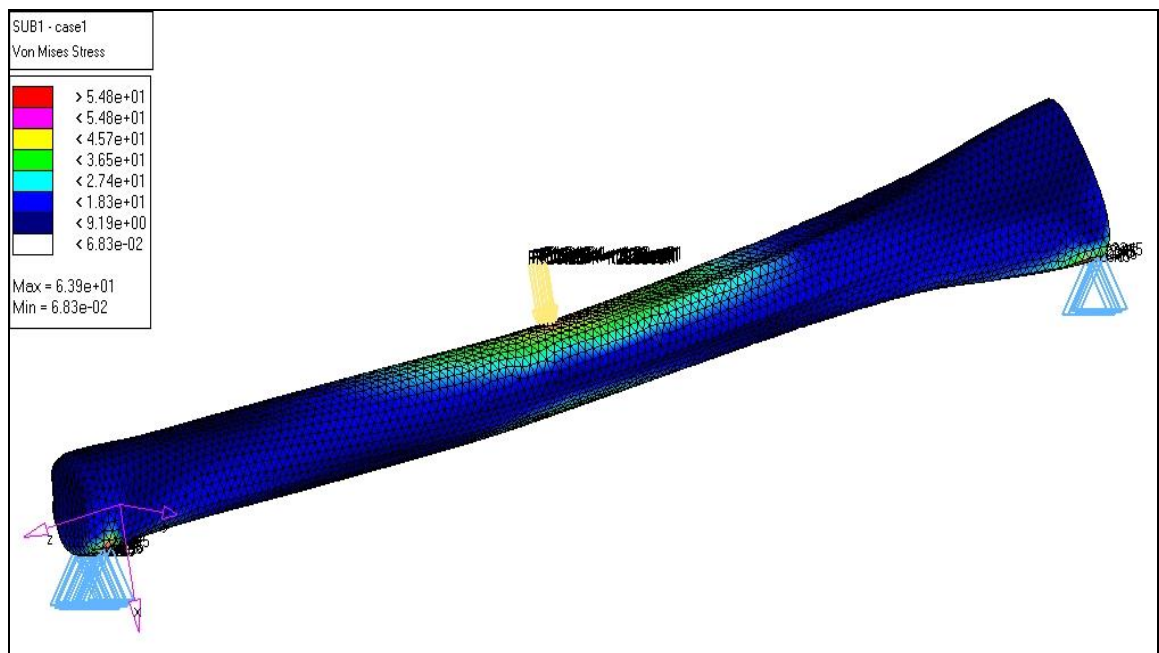
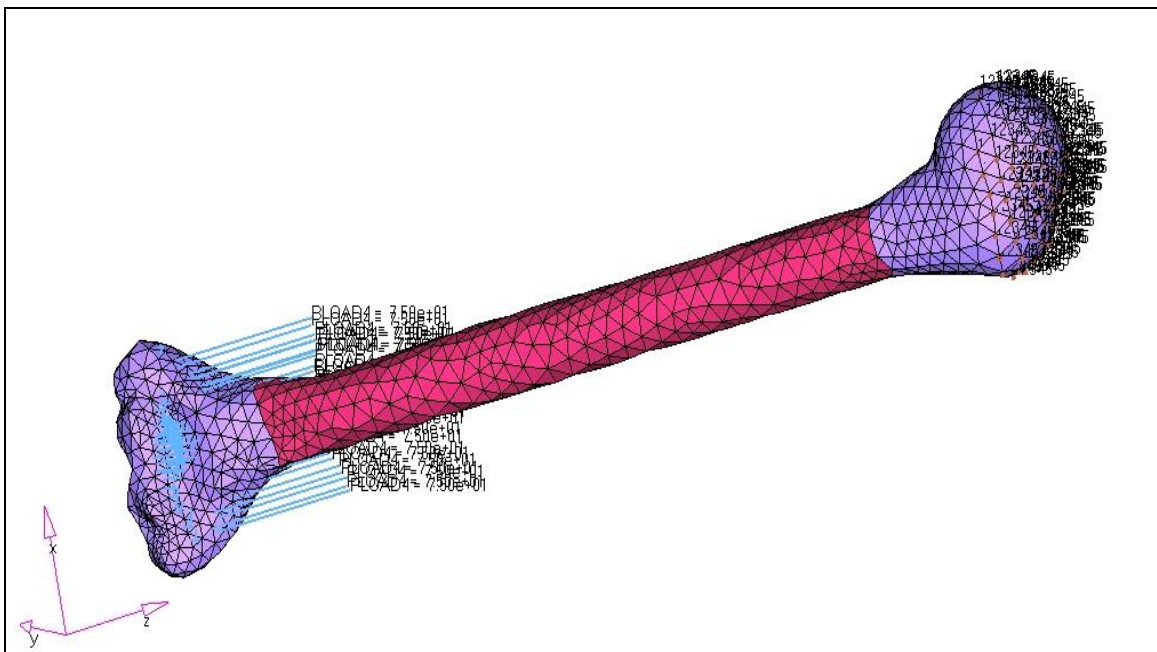


Figura 6.20. Deplasările la încovoierea radiusului

În cazul solicitării la întindere, humerusul a fost constâns la unul din capete, iar la celălalt capat, au fost aplicate forțele pentru simularea întinderii, figura 6.21.

Rezultatele acestei solicitări sunt reprezentate prin tensiunile Von Mises și deplasări, figurile 6.22.,6.23.



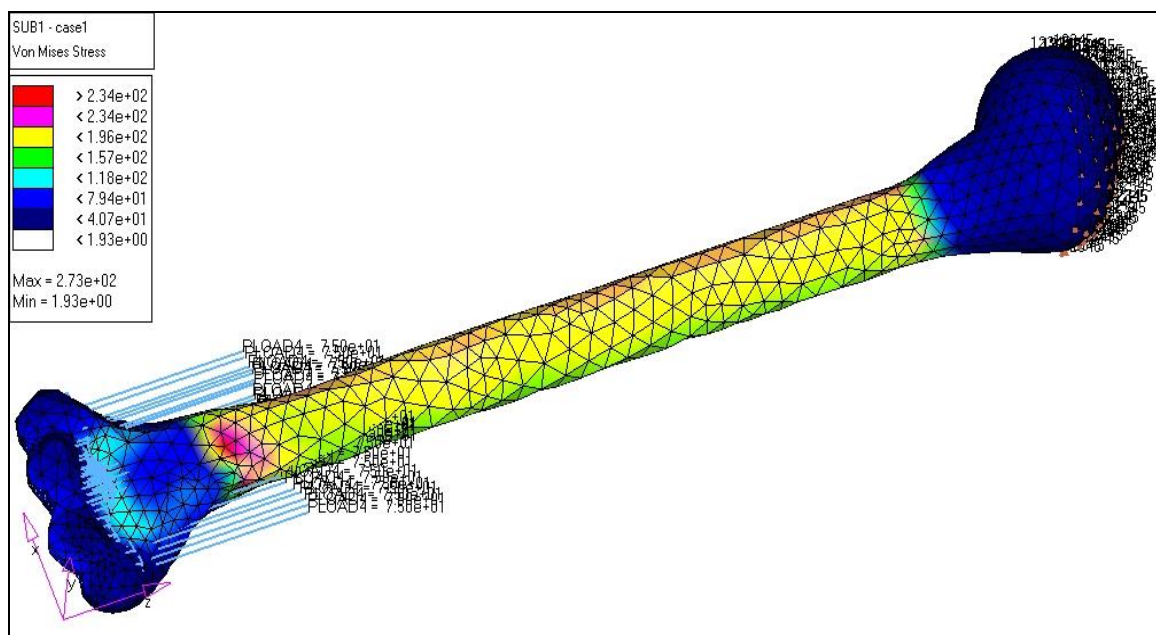


Figura 6.22. Tensiunile Von Mises la întindere aplicate humerusului

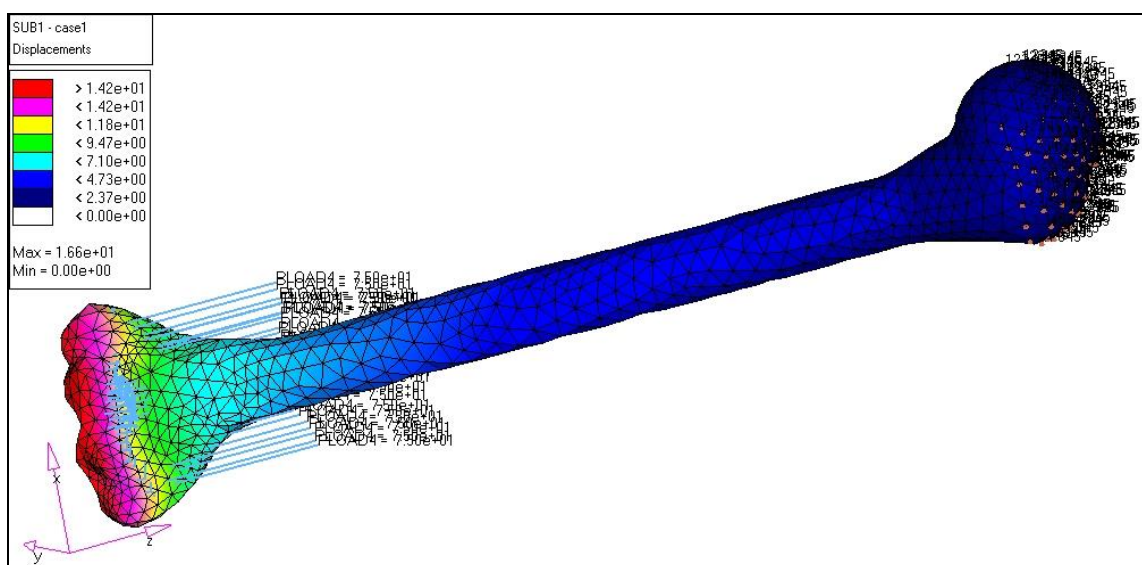


Figura 6.23. Deplasările la întindere aplicate humerusului

În urma acestui studiu, putem să concluzionăm că la încercări prin solicitări statice ale oaselor, obținute în urma analizei cu element finit se obțin valori comparative cu valorile obținute experimental.

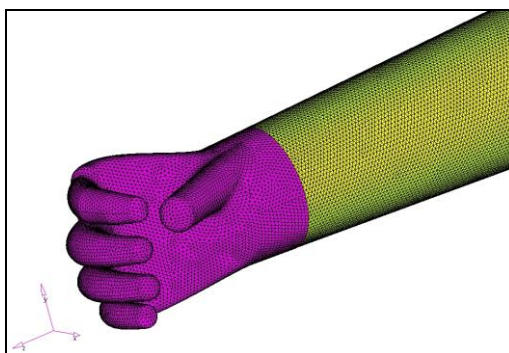
Analiza cu element finit pe modelele complete de os prezintă și avantajul evaluării globale a elementului de schelet, în comparație cu analiza experimentală la care au fost necesare operații premergătoare de prelucrări mecanice cum ar fi: debitarea capetelor-a epifizelor, scoterea maduvei, etc, în vederea desfășurării încercărilor mecanice.

Componentele sistemului osos al membrului superior uman au fost analizate prin metoda elementului finit în vederea determinării stării de tensiuni și deformații în condiții de rezemare și încărcare cât mai apropiate de condițiile reale. Pornind de la acest considerent, condițiile de rezemare și încărcare din modelele prezentate se pot regăsi pe scheletul real în următoarele situații: 1. solicitarea de încovoiere cu rezemarea osului la extremități poate să apară în cazul loviturilor laterale cu obiecte contondente; 2. pentru zonele de capăt ale oaselor, solicitate la presiune de contact, elementele de rezemare sunt constituite de inserțiile musculare și ligamentoase prin care osul este în mod real integrat în scheletul membrului superior.

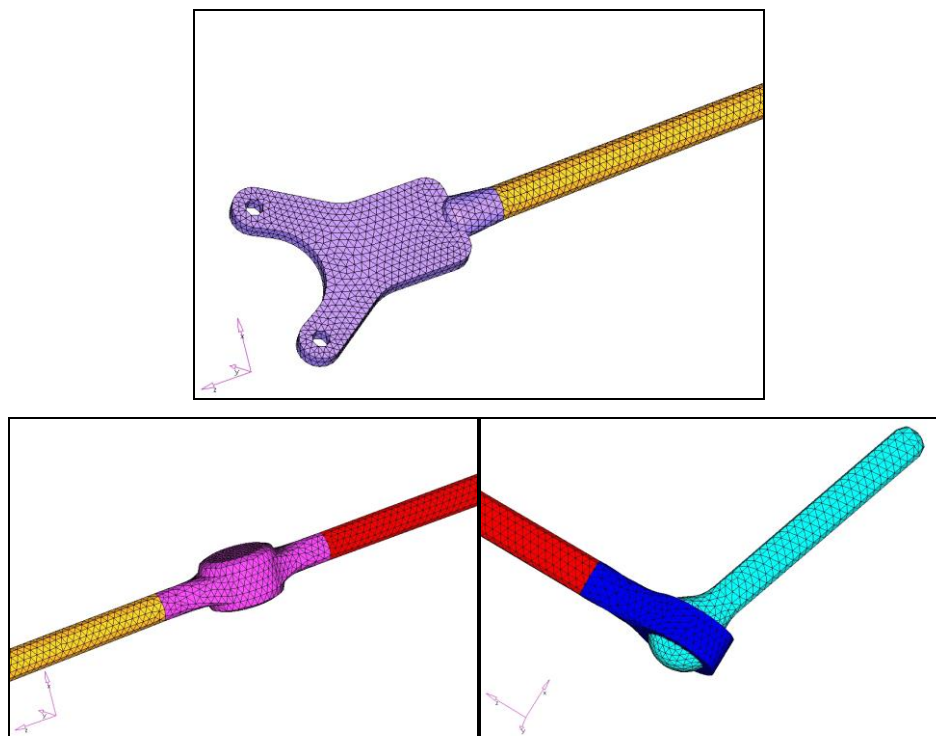
## COMPORTAMENTUL MECANIC LA FRECVENȚE PROPRII A PROTEZEI TOTALE DE BRAȚ

Considerând modelul 3D al protezei totale de braț s-a efectuat studiul dinamic la frecvențe proprii.

Metodologia de lucru este aceeași cu cea prezentată la analiza statică. Caracteristicile materialelor componentelor au fost introduse corespunzător prezentărilor anterioare. S-au discretizat elementele componente ale protezei în elemente tetraedice și au fost realizate peste 500.000 de elemente, respectiv peste 140.000 de noduri (figurile 6.24.-6.25):

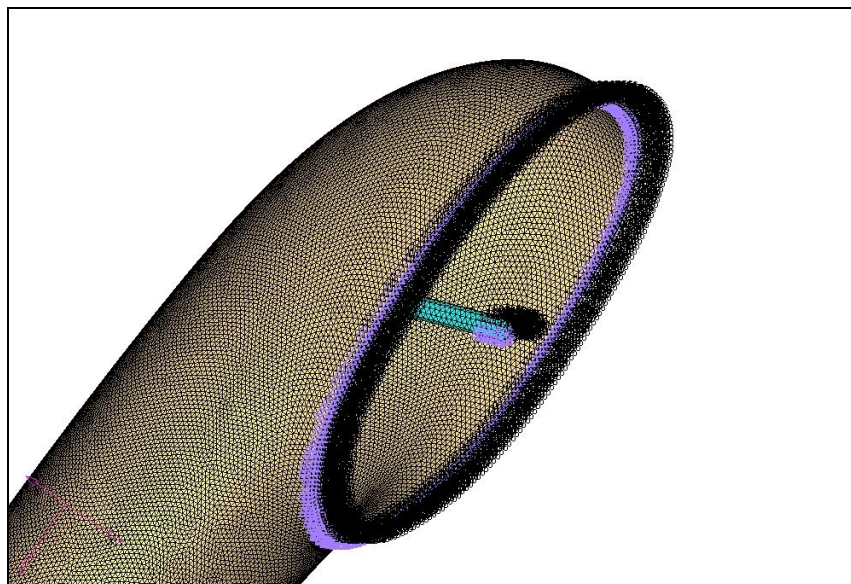


**Figura 6.24. Discretizarea componentei cosmetice**



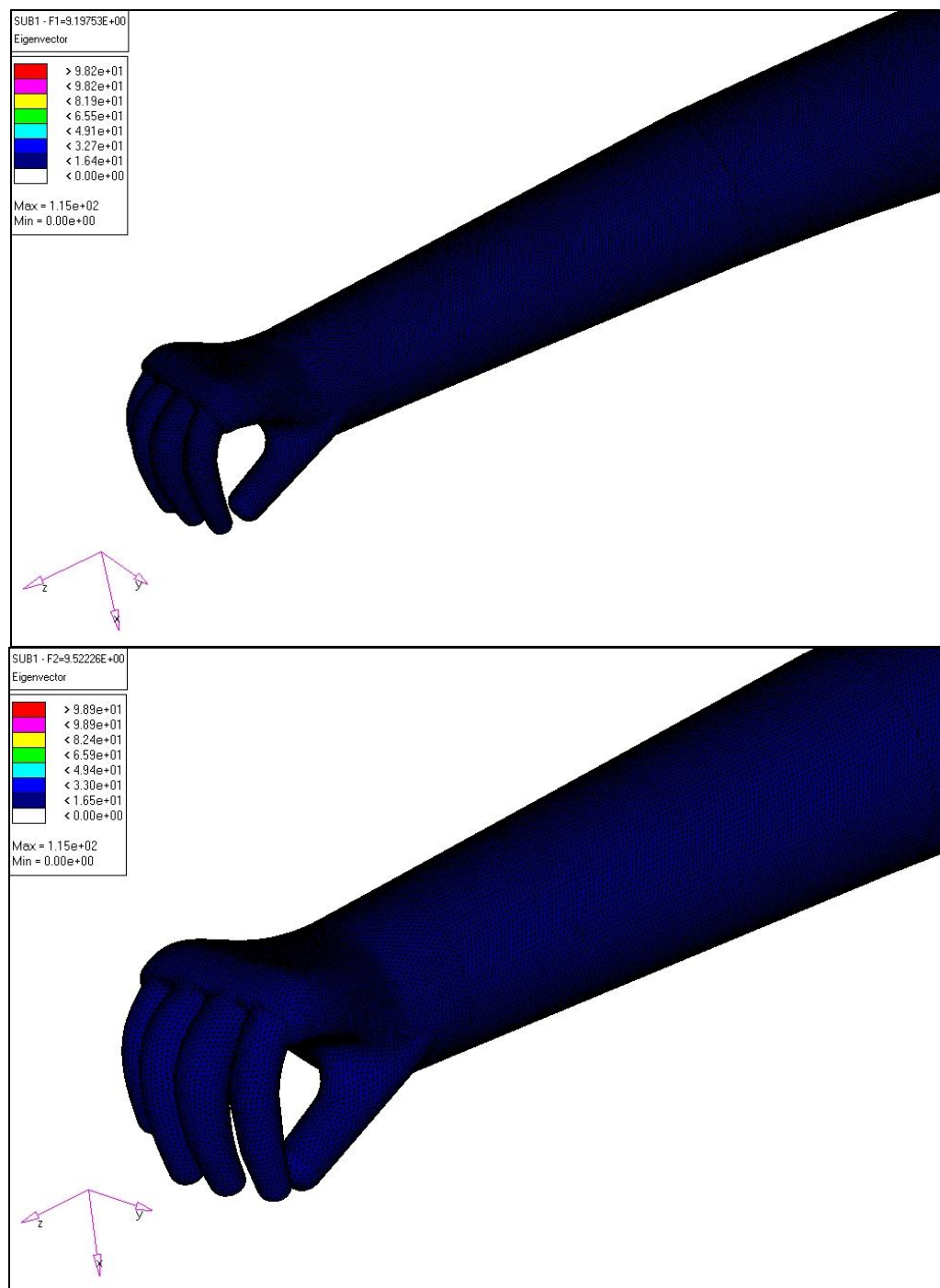
**Figura 6.25. Discretizarea mecanismului interior**

Constrângerile au fost aplicate pe suprafața de contur a părții cosmetice și pe elementul mecanismului interior prin care se face fixarea protezei (figura 6.26.).



**Figura 6.25. Constrângerile aplicate componentei cosmetice a protezei**

Rezultatele studiului la frecvențe proprii este prezentat în figura 6.26, precizând că au fost găsite 2 frecvențe proprii de 9.2 Hz , respectiv 9.5Hz, pe cele două direcții de studiu.



**Figura 6.26. Frecvențele proprii, pe cele două direcții**

Deși studiul a cuprins întreg ansamblul, comportamentul părții cosmetice nu a influențat rezultatele analizei dinamice, la frecvențe proprii.



## **CAPITOLUL VII. CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII PERSONALE**

Prezenta lucrare a utilizat metodologia de modelare cinematică și dinamică a membrului superior cât și a protezelor, evidențiind avantajele modelării în biomecanică. Modelarea dinamică s-a bazat pe modelele realizate în SolidWorks și CatiaV5. Față de alte abordări, în care formele componentelor scheletului uman sunt echivalate cu paralelipede, cilindri, trunchiuri de con, etc., în prezenta teză s-a ținut seama de forma reală a acestora și segmentele anatomice au fost modelate cât mai realist. Pentru modelarea protezelor s-a ținut cont de diversele prezentări în atlasele de specialitate.

Capitolul I, INTRODUCERE prezintă pe scurt obiectivele ce vor fi dezvoltate în capitolele care urmează.

În Capitolul II, STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR ÎN DOMENIUL PROTEZĂRII MEMBRULUI SUPERIOR UMAN, se realizează un studiu bibliografic privind aspectele anatomice ale membrului superior uman, prezentându-se aspectele legate de biomecanica membrului superior. Se prezintă în mod special anatomia sistemului osteoarticular, tipurile de mișcări din fiecare articulație în vederea unei modelări corecte. Cunoașterea acestora este importantă pentru identificarea lanțului cinematic al membrului superior pe baza căruia se va realiza modelul cinematic și dinamic al acestuia. Totodată sunt prezentate forțele musculare și forțele de legătură din articulații, necesare studiului cinematic și dinamic al membrului superior și ca aplicație în protezarea lui.

Sunt deasemene prezentate câteva concepte constructive pentru proteze, fie că sunt proteze totale pentru braț, proteze pentru antebraț sau proteză pentru mână, se prezintă componentele cosmetice dar și funcționale ale acestora.

În Capitolul III, MODELAREA GEOMETRICĂ ȘI CINEMATICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN. Programele prin care se pot realiza modele tridimensionale sunt numeroase, precum și domeniul lor de aplicabilitate, iar avantajele și dezavantajele utilizării fiecăruia dintre ele sunt în funcție de opțiunea personală și rezultatul dorit. Ca urmare, în acest capitol s-au realizat modelele humerusului, radiusului, ulnei și mâinii, utilizând programul SolidWorks. Îmbunătățiri suplimentare modelării au fost realizate și în programul CatiaV5. Acest program este destul de complex, se pot modela atât corpuri

simple, cât și ansambluri, fiind util la obținerea componentele necesare studiului cinematic și dinamic al membrului superior uman.

Pentru realizarea modelelor în SolidWorks s-a pornit de la dimensiunile măsurate pe modele existente fizic, din diverse materiale și de la imaginile din atlasele de anatomie. Fiecare model al scheletului membrului superior s-a realizat prin unirea mai multor secțiuni paralele obținute cu comanda *Sketch*. Brațul întreg s-a realizat din asamblarea componentelor obținute independent în modul *Assembly*.

Se prezintă apoi studiul modelului cinematic complet al membrul superior ca un lanț cinematic cu 12 grade de libertate. Pentru realizarea modelului, s-au luat în considerare toate mișcările posibile, pe care le execută membrul superior. Utilizând convenția *Denavit-Hartenberg*, s-au exprimat matricele de transfer aferente lanțului cinematic și s-a calculat matricea generală ce precizează efectorul final, în cazul de față, mâna, în raport cu sistemul fix, obținându-se sistemul de ecuații ce exprimă coordonatele operaționale ca funcții de coordonate articulare. Datorită faptului că ecuațiile sunt complexe, s-a realizat și un model cinematic simplificat, cu 5 grade de libertate. După obținerea ecuațiilor cinematice s-a reprezentat grafic variația vectorului de poziție și a proiecțiilor acestuia în funcție de variabilele articulare pentru fiecare dintre mișcările corespunzătoare gradelor de libertate. Reprezentările grafice s-au realizat în Microsoft Excel. Se observă că reprezentările coincid cu spațiului biologic valabil pentru mișcările membrului superior în condițiile impuse, deci modelul cinematic concordă realității.

În Capitolul IV, MODELAREA DINAMICĂ AL MEMBRULUI SUPERIOR UMAN, pentru a obține un model dinamic cât mai corect posibil, s-a considerat membrul superior ca un sistem complet cu 12 grade de libertate.

Ecuațiile diferențiale ale mișcării s-au determinat în formalism Lagrange. Calculul momentelor de inerție în raport cu axele de rotație s-a realizat cu ajutorul programului Solid Works luând în considerare modelele prezentate în capitolul III. Cunoscând densitatea medie a oaselor și forma geometrică a acestora, cu ajutorul comenzii *Mass Properties* s-au obținut masa și volumul lor, precum și momente de inerție principale. Prin integrarea sistemului de ecuații rezultat, s-au obținut soluțiile pentru variabilelor articulare și vitezelor articulare. Legile de mișcare au fost reprezentate grafic, luându-se în considerare faptul că rezultatele obținute permit diverse utilizări ulterioare.

În Capitolul V, PROTEZAREA MEMBRULUI SUPERIOR UMAN, prin utilizarea programul SolidWorks și având ca referință diverse cataloage de specialitate, au fost modelate

protezele pentru braț, antebraț și mână, bineînțeles într-o formă mult simplificată. Considerând cunoscute materialele componentelor protetice, deci fiind cunoscute și caracteristicile mecanice, tot prin utilizarea programului mai sus menționat au fost determinate: masa, volumul, momentele de inerție a fiecărei ansamblu de componentă. Similar cu reprezentarea lanțului cinematic cu 12 grade de libertate a sistemului osos al membrului superior s-a efectuat în mod simplificat, studiul cinematic al componentelor de proteză pentru braț, antebraț și pentru mână. Studiul cinematic a fost efectuat înaintea studiului dinamic, folosind aceeași metodologie de calcul, ca și în cazul studiului sistemului osos al membrului superior. Obținând ecuațiile diferențiale ale mișcării, au fost realizate prin utilizarea programului MathLab, reprezentările grafice ale variabilelor articulare.

Capitolul VI, SOLICITĂRI STATICE ȘI DINAMICE ANALIZATE PRIN METODA ELEMENTULUI FINIT, prezintă pentru început câteva aspecte legate de structura și proprietățile oaselor, necesare studiului ulterior.

Pentru compatibilitatea și compararea studiului static, au fost deasemenea prezentate câteva aspecte ale cercetărilor experimentale la oasele umane.

Prin analiza cu elementele finite pot fi studiate probleme complexe, de forme geometrice complexe și de o mare diversitate de material.

Au fost efectuate încercări statice ale oaselor membrului superior, cum ar fi compresiunea (distală și proximală), încovoierea și întinderea. Oasele au fost încărcate corespunzător solicitării și s-a ținut cont de structura și proprietățile mecanice ale lor. Rezultatele au fost în forma diagramei de culori pentru tensiunile echivalente și pentru deformații, valori comparative cu cele obținute experimental.

Studiul dinamic s-a rezumat doar la obținerea frecvențelor proprii în cazul unei protze totale pentru braț, obținând rezultatelor comparative cu cele reale.

Urmare a celor prezentate în cele 6 capitole ale tezei, se poate trage concluzia că aceasta reprezintă o abordare multidisciplinară a unei teme importante: modelarea și protezarea membrului superior uman, în scopul de a perfecționa recuperarea post chirurgicală, de a realiza truse pentru implante și de a realiza proteze cât mai performante. Abordarea acestor domenii s-a realizat din perspectiva informaticii, cunoscând fiind faptul că aceasta a revoluționat toate domeniile științei.

***Contribuți personale:***

- Capitolul I, INTRODUCERE nu pune problema unor contribuții originale, deoarece el conține doar prezentarea generală a lucrării.
- Capitolul II, STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR ÎN DOMENIUL PROTEZĂRII MEMBRULUI SUPERIOR UMAN prezintă studiile referitoare la conceptele de biomecanică și anatomice ale membrului superior la nivelul scheletului, articulațiilor și mușchilor într-o manieră care să permită realizarea modelelor cât mai apropiate de realitate. Deasemenea sunt prezentate câteva tipuri de proteze și componentele acestora. Aduce originalitate: *sistematizarea aspectelor anatomice și de biomecanica membrului superior și a conceptelor constructive pentru protezele de braț, antebraț și mână.*
- Capitolul III, MODELAREA GEOMETRICĂ ȘI CINEMATICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN realizează modelarea geometrică, dar și cinematică prin două modele, ca lanț cinematic deschis: unul complet cu 12 grade de libertate și unul simplificat cu 5 grade de libertate. Prezintă contribuții originale: *realizarea cât mai aproape de realitate a modelelor 3D ale sistemului osos și elaborarea modelelor cinematice; determinarea teoretică a poziției efectorului final față de sistemul de referință fix în cazul unor mișcări particulare; realizarea unui model complet cu 12 grade de libertate pentru membrul superior uman.*
- Capitolul IV, MODELAREA DINAMICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR UMAN realizează modelul complet, utilizând ecuațiile lui Lagrange de speța a II-a și integrează numeric ecuațiile diferențiale obținute prin utilizarea programării în MatLab. Acest capitol conține contribuții originale ca: *elaborarea modelului dinamic pentru modelul complet al membrului superior uman, în formalism Lagrangean.*
- Capitolul V, PROTEZAREA MEMBRULUI SUPERIOR UMAN prezintă modelarea 3D a diferitelor componente de proteze pentru membrul superior: proteză totală pentru braț, antebraț și mână, precum și studiul cinematic și dinamic al acestora. Contribuțiile originale sunt: *realizarea modelelor CAD pentru tipurile de componente de proteză (braț, antebraț și mână); elaborarea studiului cinematic și dinamic pe modelele originale ale tipurilor de proteze.*
- Capitolul VI, SOLICITĂRI STATICE ȘI DINAMICE ANALIZATE PRIN METODA ELEMENTULUI FINIT, prezintă comportamentul mecanic al oaselor, câteva încercări statice ale oaselor membrului superior, precum și studiul dinamic al protezei totale de braț.

Componentele sistemului osos al membrului superior uman au fost analizate prin metoda elementului finit în vederea determinării stării de tensiuni și deformații în condiții de rezemare și încărcare cât mai apropiate de condițiile reale. Condițiile de rezemare și încărcare din modelele prezentate se pot regăsi pe scheletul real în următoarele situații: 1. solicitarea de încovoiere cu rezemarea osului la extremități poate să apară în cazul loviturilor laterale cu obiecte contondente; 2. pentru zonele de capăt ale oaselor, solicitate la presiune de contact, elementele de rezemare sunt constituite de inserții musculare și ligamentoase prin care osul este în mod real integrat în scheletul membrului superior.

Capitolul aduce originalitate prin: *realizarea modelelor cu element finit pentru componentele de schelet ale membrului superior, supuse analizei statice; studiul comparativ al fenomenelor dinamice care apar la un model de proteză totală pentru membru superior.*

\* \* \*

În încheiere doresc să îmi aduc regretul profund față de dispariția eminenței Prof.univ.dr.ing. **Doina Drăgulescu**. Am avut plăcerea și onoarea să fiu coordonată de distinsa profesoară, doresc să-i mulțumesc că m-a ajutat, coordonat, încurajat și susținut la parcurgerea programului de pregătire, spre elaborarea definitivă a tezei. A rămas în sufletul meu un gol imens, dar și o amintire vie a dascălului desăvârșit care a fost.

Doresc să-i mulțumesc doamnei Prof.univ.dr.ing. habil. **Ioana Ionel**, care m-a preluat ca și coordonator științific de doctorat, pentru înțelegerea și ajutorul acordat în finalizarea tezei, precum și pentru sprijinul acordat în cadrul activităților publicistice în domeniu.

Deasemenea, doresc să-i mulțumesc domnului profesor Conf.dr.ing. **Mircea Dreucean** pentru sprijinul acordat în finalizarea tezei.

Deoarece, teza abordează un domeniu informatic complex, doresc să mulțumesc pentru ajutorul acordat în domeniul proiectării, în SolidWorks și CatiaV5, precum și analizei în HyperMesh, domnilor: ing. Ioan VETRO, ing. Eugen MOISE și ing. Marcel STAN. Îi mulțumesc deasemenea, fiului meu Andrei-Victor GHERGHEL, care m-a ajutat la editarea și procesarea imaginilor necesare lucrării.

Aduc mulțumiri colegilor din cadrul „Centrului de Modelare a Protezării și a Intervențiilor Chirurgicale asupra Scheletului Uman” al Universității „Politehnica” din Timișoara.

## BIBLIOGRAFIE

1. **ANTONESCU, D.; BUGA, M.; CONSTANTINESCU, I.; ILIESCU, I.** – *Metode de calcul și tehnici experimentale de analiza tensiunilor în biomecanică*, Editura Tehnică, București, 1986
2. **BACIU, C.** – *Anatomia funcțională și biomecanica aparatului locomotor*, Editura Medicală, București, 1983
3. **BACIU, C.** – *Aparatul locomotor*, Editura Medicală, București, 1980
4. **BRICKMANN, P.; FROBIN, W., LEIVSETH, G.** – *Musculoskeletal Biomechanics*, Thieme, Stuttgart – New York, 2000
5. **CHARLTON I.W, JOHNSON G.R.** - *Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb*, Journal of Biomechanics, 34, 1209-1215, 2001
6. **CHIYOKURA, H.** – *Solid Modelling with Designbase*, Addison Wesley, England, 1988
7. **COUFFIN, P.; HERBIN, J.; PUZENAT, M.** - *C.A.O. en mécanique*, Edition Armand Colin, 1987.
8. **DENISCHI, A. MARIN, GH., ANTONESCU, D.** – *Biomecanica*, Editura Academiei, București, 1989
9. **DOMBRE, E.; KHALIL, W.** - *Modélisation et commande des robots*, Edition Hermès, Paris, 1988
10. **DRĂGULESCU, D.** – *Dinamica roboților*, Editura Didactică și pedagogică, București, 1997
11. **DRĂGULESCU, D.** – *Modelarea în Biomecanică*, Editura Didactică și pedagogică, București, 2005
12. **DRĂGULESCU, D.** – *Mecanica și rezistența materialelor*, IPTV, Timișoara, 1979
13. **DRĂGULESCU, D.; RUSU, L.; MORCOVESCU, V.; PRECUP, C.** - *Comparative study of mechanical stresses in human limbs bones*, Applied Bionic and Biomechanics, vol.1(2), no.1, Ed. Openmindjournals- New Zealand, 2004, ISSN 1176-2322, p.123-129

14. **DRĂGULESCU, D.; TOTH-TAȘCĂU, M.; COUTURIER, C.** - *Human upper and lower limbs modeling using Denavit-Hartenberg's convention*, Proceedings Situation and Perspective of Research and Development in Chemical and Mechanical Industry, Krusevac, 22-24 October, 2001, p.95-101
15. **DRĂGULESCU, D.; TOTH-TAȘCĂU, M.; DREUCEAN, M.; RUSU, L.; MORCOVESCU, V.** - *Vibrations influence on the human composite motion*, Proceedings 30th JUPITER Conference, University of Belgrade, 2004, ISBN 86-7083-459-6, p.3.135-3.138
16. **DRĂGULESCU, D.; STĂNCIULESCU, V.; TOTH-TAȘCĂU, M.; DREUCEAN, M.** - *Modelling and rebuilding the complex anatomical structures*, Proceedings Mathematical Biology and Ecology, 2004 WSEAS International Conference, Corfu, Greece, 17-19.08.2004
17. **DVIR, ZEEVI** – *Clinical Biomechanics*, Churchill Livingstone, 2000
18. **FAZEKAȘ, D.; PLIUȚĂ, C.** – *Studiul dinamicii aparatului locomotor*, Editura Dacia, Cluj-Napoca, 1996
19. **GHERGHEL, D.** – *The calculation of the gravity center and of the inertia moments on the 3D models*, Proceedings of the VII-th Symposium, Biomechanica, Ed. Politehnica, Timișoara, 2003, ISBN: 973-625-065-2, p. 205-208
20. **GHERGHEL, D.** – *Aplicații CAD în SolidWorks/CatiaV5 și analize cu element finit în HyperMesh*, Studia Universitatis , Arad, 2007,
21. **GHERGHEL, D.** – *On the action of internal and external forces in the Biomechanics of the human upper limb*, Scientific Bulletin of „Politehnica” University of Timișoara, Vol. 1, fasc.53 (67) 2008, Editura Politehnica, 2008, ISSN: 1224-6077, p.51-54
22. **GHERGHEL, D.** – *The complete cinematic and dynamic model of the human upper limb*, Scientific Bulletin of „Politehnica” University of Timișoara, Vol. 1, fasc.53 (67) 2008, Editura Politehnica, 2008, ISSN: 1224-6077, p.55-58
23. **GHERGHEL, D.** – *The cinematic and dynamic model of the human upper limb prosthesis*, International Carpathian Control Conference ICCC'20008, Sinaia, May 25-28, 2008, ISBN 978-973-746-897-0, p. 199-202,
24. **GHERGHEL, D.** – *Parametric representation for the human upper limb in motion*, “Annals of the University of Craiova – Series: Automation, Computers, Electronics and Mechatronics”, Vol. 4 (31), No. 2, 2007, ISSN: 1841-0626, p. 54,

25. **GHINEA, M; FIREȚEANU, V.** – *MatLab, calcul numeric, grafică, aplicații*, Editura Teora, 2003
26. **GROSS, J.; FETTO, J.; ROSEN, E.** – *Musculoskeletal examination*, Blackwell Science Inc., USA, 2002
27. **GYONGYASZATI, S.** – *Ortopaed keszulehek es muvegtagob atlasza*, Budapest, 1960
28. **IFRIM, M.; ILIESCU, A.** – *Anatomia și biomecanica educației fizice și sportului*, Editura didactică și Pedagogică, București, 1978
29. **INDREI, C.; PUȘCAȘ, C.** – *Biomecanica membrului inferior uman*, Lucrare de diplomă, Universitatea „Politehnica” Timișoara, 1998
30. **KOVACS, F.; TUSZ, F.; VARGA, Ș.** – *Fabrica viitorului*, Editura Multimedia Internațional, Arad 1999
31. **NÁAJI, A.; GHERGHEL, D.** – *Kinematic Model of human upper limb*, Scientific Bulletin of „Politehnica” University of Timișoara, Ramania Transactions of Mechanics, Vol. Proceedings of the XI-th Conference on Mechanical Vibrations, Timișoara, 2005, ISSN: 1244-6077, p. 77-80-COD CNCSIS 301-cat.B
32. **NÁAJI, A.; GHERGHEL, D.** – *Trajectories and working space representation for the human upper limb in motion*, Scientific Bulletin of „Politehnica” University of Timișoara, Ramania Transactions of Mechanics, Vol. Proceedings of the XI-th Conference on Mechanical Vibrations, Timișoara, 2005, ISSN: 1244-6077, p. 81-86-COD CNCSIS 301-cat.B
33. **NÁAJI, A.** – *Tehnici de modelare*, Ed. Orizonturi Universitare, Timișoara, 2005
34. **NETTER, F.H.** – *Atlas of Human Anatomy*, Second Edition, Novartis, New Jersey, 1990
35. **NILSON, S.** - *Simulation of bone mechanics*, Royal Institute of Technology, Stockholm, 2002
36. **PANJABI, M.; WHITE III, A.** - *Biomechanics in the musculoskeletal system*, Churchill Livingstone, New York, 2001
37. **PAPILIAN, V.** – *Anatomia omului, Vol. I – Aparatul locomotor*, Editura ALL, București, 1998
38. **PRECUP, T.; HANDRA-LUCA, V.; PRECUP, D.; SIPOS, C.** - *Robot simulation using object-oriented programming*, Proc.International Conference on Technical Informatics, Timișoara, Vol.2, 1994



39. **RANGA, V.** – *Tratat de anatomia omului*, Editura Medicală, București, 1986
40. **ROUX, E.; BOUILLAND, S.; GODILLON-MAQUINGHEN, A.P.; BOUTTENS, D.** – *Evaluation of the global optimisation method within the upper limb kinematics analysis*, Journal of Biomechanics, Vol. 35, 2002
41. **SAMUELS, H.** - *Orthopedic Simulation for Microcomputers*, W.B. Saunders, London, 613-627, 1986
42. **SAVII, G.** – *Bazele proiectării asistate de calculator. CAD*, Editura Mirton, Timișoara, 1997
43. **SAVII, G.; LUCHIN, M.** – *Modelare și simulare*, Editura Eurostampa, Timișoara, 2000
44. **SILAȘ, GH.; GROȘANU, I.** – *Mecanica*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1981
45. **TAYLOR, L.D.** – *Computer Aided Design*, Addison Wesley, England, 1992
46. **TOTH-TAȘCĂU, M.; DRĂGULESCU, D.** - *Results and objectives in biomechanics studies at Polytechnical University Timișoara*, Tri-partite bridges: Educators, Providers and Users, B.Richards Ed., ISBN 973-9467-02-4, CME 02555-96, 1998, p.77-83
47. **TOTH-TAȘCĂU, M.; DRĂGULESCU, D.** - *Biostatics of individual joint of human upper limb*, Buletin Științific al UPT, Automatic Control and Computer Science, Vol 45(59) 2000, No1, ISSN 1224-600X, p.63-68
48. **THEODORESCU, D.** – *Mic atlas de anatomia omului*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1982
49. **WATT, A.** – *3D Computer Graphics*, Addison Wesley Publishing Ltd, England, 1993
50. **WLOKA, D.W.** - *Robotersysteme*, Springer-Verlag, Berlin, 1992
51. **ZEID I.** - *CAD/CAM Theory and Practice*, McGraw-Hill, 1991
52. \*\*\*-[www.emedicine.com](http://www.emedicine.com)
53. \*\*\*-[www.myoeletric-prosthetic.com](http://www.myoeletric-prosthetic.com)
54. \*\*\*-[www.ottobock.com](http://www.ottobock.com)
55. \*\*\*-[www.imagehumanbody.com](http://www.imagehumanbody.com)
56. \*\*\*-[www.altaire.com](http://www.altaire.com)
57. \*\*\*-[www.musculographics.com](http://www.musculographics.com)
58. \*\*\*-[www.ortho-u.net](http://www.ortho-u.net)

59. [http://www.bbc.co.uk/science/humanbody/body/factfiles/joints/ball\\_and\\_socket\\_joint.shtml](http://www.bbc.co.uk/science/humanbody/body/factfiles/joints/ball_and_socket_joint.shtml) – *Human Body and Mind*
60. \*\*\* - *CAE-Seminare*, Altair Engineering, 2005;
61. \*\*\*- *MatLab 7.01 User Guide*, The MathWorks, Inc.
62. \*\*\*- *SolidWorks 2004-2005, Educational Edition*
63. \*\*\*- *Laborator de studii biomecanice și protezare a membrilor superioare și inferioare. Modelarea cinematică și dinamică a membrilor superioare și inferioare*, Grant ANSTI, Contract 5199/25.11.1999/Act adițional 6047/5.07.2000
64. \*\*\*- *Centru de modelare a protezării și intervențiilor chirurgicale asupra scheletului uman CM-PICUSU*, Grant CNCSIS, Proiect BCUM inițiere, nr.2/1999
65. \*\*\*- *Modelarea aparatului locomotor și implanturi din materiale biocompatibile. Modelarea cinematică și dinamică a aparatului locomotor*, Grant Academia Română, Contract nr. 6153 Nr./19.10.2000, Tema B6
66. \*\*\*- *Centru de modelare a protezării și intervențiilor chirurgicale asupra scheletului uman CM-PICUSU*, Grant CNCSIS, Proiect BCUM, Cod CNCSIS 33, 2000-2002