

Sistem inteligent de protezare pentru membrul superior

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

Ing. Karoly Menyhardt

Conducători științifici:

prof.univ.dr.ing. Doina Drăgulescu

prof.univ.dr.ing. Octavian Gligor

prof.univ.dr.ing. Daniel Jolly

Referenți științifici:

prof.univ.dr.ing. Florin Breaban

prof.univ.dr.ing. Wolfgang Ziegler

prof.univ.dr.ing. Dan Mândru

prof.univ.dr.ing. Inocențiu Maniu

Ziua susținerii tezei: 04.12.2008.

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 școlii 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, 2006

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 Universității „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

Această teză a fost elaborată pe parcursul a patru ani de cercetări asidue în domeniul multidisciplinar, un sprijin însemnat la realizarea acesteia l-a avut grantul CNCSIS de tip TD, precum și ajutorul oferit de colegi.

Pe parcursul efectuării acestei lucrări am beneficiat de sprijinul permanent al doamnei Prof.dr.ing. *Doina Drăgulescu*, conducătorul științific al tezei mele de doctorat, căreia îi aduc, pe această cale, cele mai sincere mulțumiri pentru îndrumarea activității mele științifice și pentru exigența manifestată față de lucrare.

Aș dori să-mi exprim recunoștința și mulțumirea familiei, colectivului excelent alături de care lucrez și domnului prof.univ.dr.ing. Octavian Gligor care mi-au oferit tot sprijinul în finalizarea prezentei teze. Această teză a fost realizată în cotelă între Universitatea Politehnică din Timișoara și Universitatea d'Artois Franța, de partea franceză fiind responsabili domnul profesor Daniel Jolly și doamna Catherine Couturier. Doresc să mulțumesc de asemenea domnului profesor Florin Breabăn pentru sfaturile și concursul acordat în realizarea acestei teze.

Timișoara, noiembrie 2008

Karoly Menyhardt

Familiei mele

Menyhardt, Karoly

Sistem inteligent de protezare pentru membrul superior

Teze de doctorat ale UPT, Seria X, Nr. YY, Editura Politehnica, 2008, 144 pagini, 92 figuri, 10 tabele.

ISSN:uuuu-vvvv

ISBN (10):; ISBN (13):

Cuvinte cheie:

protezare, analiza cinematica, membru superior, biomecanica

Rezumat:

Această teză prezintă un prim pas în dezvoltarea unui sistem inteligent de protezare, cu cost redus, pentru membrul superior uman. Prin determinarea parametrilor cinematici ai modelului simplificat al protezei a fost posibilă simularea comportării acesteia în funcționare. Astfel, pe baza simulărilor, s-a realizat un prototip de proteză, care a fost supus încercărilor cu scopul de a verifica și valida modelul teoretic propus. Prototipul protezei a fost studiat prin intermediul unor sisteme de măsură bazate pe ultrasunete, achiziții și prelucrări de imagini în vederea comparării rezultatelor cu cele obținute de la un membru sănătos. Rezultatele obținute au condus la realizarea și implementarea unui sistem inteligent de protezare.

Cuprins

| | |
|---|-----------|
| INTRODUCERE | 7 |
| 1. STADIUL ACTUAL AL PROTEZELOR DE MEMBRU SUPERIOR..... | 10 |
| 1.1. NECESITATEA ATAȘĂRII PROTEZELOR..... | 10 |
| 1.1.1. Cauzele și scopul amputațiilor..... | 10 |
| 1.1.2. Procesul / durata de adaptare pentru o amputație / proteză | 11 |
| 1.2. TIPURI DE DISPOZITIVE PROTETICE | 12 |
| 1.2.1. Considerații privind alegerea unei proteze..... | 13 |
| 1.2.2. Opțiuni protetice | 14 |
| 1.2.3. Componentele tipice ale unei proteze de membru superior..... | 23 |
| 1.2.4. Dispozitivele terminale | 23 |
| 1.2.5. Unități pentru dezarticulații..... | 24 |
| 1.3. EXEMPLE DE PROTEZE AVANSATE / INTELIGENTE DE MEMBRU SUPERIOR | 25 |
| 1.3.1. Proteza de mână Sensor..... | 25 |
| 1.3.2. Proteza de cot ErgoArm | 26 |
| 1.3.3. Proteza DynamicArm..... | 27 |
| 1.3.4. Proteza Utah Arm 3..... | 28 |
| 1.3.5. Proteza Boston Elbow | 29 |
| 1.4. TENDINȚELE ACTUALE ÎN REALIZAREA PROTEZELOR DE MEMBRU SUPERIOR | 29 |
| 2. MODELAREA CINEMATICĂ A PROTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR | 33 |
| 2.1. MODELAREA CINEMATICĂ A MEMBRULUI SUPERIOR | 33 |
| 2.1.1. Mișcările membrului superior | 33 |
| 2.1.2. Modelarea membrului superior | 34 |
| 2.2. SPAȚIUL DE LUCRU ACTIV PENTRU MEMBRUL SUPERIOR..... | 44 |
| 2.3. MODELUL CINEMATIC SIMPLIFICAT AL UNEI PROTEZE DE MEMBRU SUPERIOR | 50 |
| 2.3.1. Parametrii cinematici ai brațului..... | 50 |
| 2.3.2. Parametrii cinematici ai antebrățului | 54 |
| 2.3.3. Parametrii cinematici ai protezei | 58 |
| 3. REALIZAREA PROTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR | 62 |
| 3.1. PRINCIPII CONSTRUCTIVE..... | 62 |
| 3.2. ALEGEREA SOLUȚIEI CONSTRUCTIVE..... | 64 |
| 3.2.1. Proiectarea articulațiilor protezei | 64 |
| 3.2.2. Analiza numerică a articulației cotului..... | 69 |
| 3.2.3. Modelul protezei și proteza realizată..... | 70 |
| 3.2.4. Sistemul de acționare al protezei | 74 |
| 3.3. SISTEMUL DE CONTROL AL PROTEZEI..... | 75 |
| 3.3.1. Sisteme de control pentru proteze | 75 |

6 Cuprins

| | |
|---|------------|
| 3.3.2. Controlul prin PIC | 79 |
| 3.4. SISTEMUL SENZORIAL | 89 |
| 4. ANALIZA EXPERIMENTALĂ A PROTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR | 97 |
| 4.1. ANALIZA CINEMATICĂ EXPERIMENTALĂ | 97 |
| 4.1.1. Înregistrarea datelor cinematice..... | 98 |
| 4.1.2. Selectarea datelor bidimensionale..... | 99 |
| 4.1.3. Parametrii cinematici | 99 |
| 4.1.4. Sisteme de analiză a mișcării | 100 |
| 4.2. ANALIZA CINEMATICĂ A MERSULUI CU CELULA ZEBRIS | 101 |
| 4.2.1. Prezentarea sistemului de măsurare | 101 |
| 4.2.2. Rezultatele analizei cu sistemul Zebris | 104 |
| 4.3. ANALIZA CINEMATICĂ EXPERIMENTALĂ A MEMBRULUI SUPERIOR ȘI A PROTEZEI CU SISTEMUL APAS. | 106 |
| 4.3.1. Prezentarea sistemului de măsurare | 106 |
| 4.3.2. Rezultatele analizei cu sistemul APAS | 108 |
| 4.4. STUDIUL VIBRAȚIILOR DIN ARTICULAȚIILE PROTEZEI | 122 |
| 4.4.1. Influența vibrațiilor asupra corpului uman | 122 |
| 4.4.2. Măsurarea vibrațiilor din articulațiile protezei | 123 |
| 5. CONCLUZII, CONTRIBUȚII PERSONALE ȘI PERSPECTIVE..... | 126 |
| 5.1. CONCLUZII | 126 |
| 5.2. CONTRIBUȚII PERSONALE/ORIGINALE..... | 129 |
| 5.3. PERSPECTIVE | 132 |
| BIBLIOGRAFIE | 133 |
| ANEXE | 140 |
| ANEXA A1 | 140 |
| ANEXA A2 | 142 |
| ANEXA A3 | 144 |

Introducere

În urmă cu câțiva ani futuriștii și scriitorii speculau asupra potențialului unor dispozitive protetice inteligente, care să îmbunătățească calitatea vieții persoanelor cu membre amputate. Aceștia și-au imaginat ca fiind posibilă realizarea unor mecanisme protetice capabile să imite cât mai natural aspectul și funcționarea membrilor umani. În prezent, dezvoltarea de proteze avansate beneficiază de utilizarea unor materiale obținute prin tehnologii moderne, precum și a unor tehnologii moderne de execuție și noi concepte mecanice și de procesare a informației.

Peste tot în lume echipe de cercetători se preocupă de realizarea de prehensoare artificiale, cu caracteristici din ce în ce mai apropiate de brațul uman și destinate unor aplicații dintre cele mai diverse. Pe plan mondial există preocupări multiple de realizare a dispozitivelor de tipul celui care face obiectul tezei, cu orientări distincte în funcție de tipul aplicației. Acestea se datorează faptului că în lume sunt milioane de persoane cu membru superior amputat, dintre care câteva zeci de mii numai în SUA, unde sunt realizate și cele mai multe cercetări în domeniu. Prezența zonelor de conflict răspândite pe arii relativ întinse pe glob face ca necesitatea realizării de elemente de protetică să constituie o prioritate.

Literatura de specialitate din țara noastră cât și cea internațională este încă relativ săracă în lucrări de biomecanică cu finalitate practică, ceea ce constituie un argument suplimentar în abordarea temei propuse. Există extrem de multe realizări în domeniu ce se referă la dezvoltarea tehnologiilor de vârf, a materialelor speciale și nu în ultimul rând a tehnicilor de programare, acest domeniu fiind însă în permanență deschis. Oricând se pot crea modele mai simple, mai fiabile și mai ușor de comandat.

Pe de altă parte, protezele funcționale sunt instrumente crude și care pot crea disconfort psihic, atât utilizatorului cât și celor din jur. Teza de față reprezintă un prim pas în realizarea unui sistem de protezare inteligent pentru membrul superior uman, cu costuri mici, în Timișoara. Ea se întinde pe 141 de pagini și este structurată pe cinci capitole, dintre care ultimul de concluzii și de contribuții originale, capitolele fiind precedate de prezenta introducere și succedate de o bibliografie care conține 138 de titluri, în marea lor majoritate de dată recentă, precum și 3 anexe.

Capitolul 1, intitulat „Stadiul actual al protezelor de membru superior”, pe de o parte motivează alegerea acestui subiect, arătându-i actualitatea la nivel mondial, iar pe de altă parte prezintă comparativ diverse posibilități de protezare a membrului superior. Astfel, în subcapitolul 1.1, „Necesitatea atașării protezelor”, se prezintă succint cauzele și scopul amputațiilor, precum și procesul de adaptare pentru o proteză. Subcapitolul 1.2 „Tipuri de dispozitive protetice” prezintă în detaliu considerațiile privind alegerea unei proteze, opțiunile protetice disponibile pacientului; se face o scurtă descriere a componentelor tipice ale unei proteze de membru superior și a dispozitivelor terminale și unitățile pentru dezarticulații. Subcapitolul 1.3 „Exemple de proteze avansate / inteligente de membru superior” prezintă câteva din cele mai cunoscute și comercializate proteze precum proteza de mână Sensor, proteza de cot ErgoArm, proteza DynamicArm, proteza UtahArm3, proteza BostonElbow. Capitolul 1 se încheie cu subcapitolul 1.4 „Tendințe actuale în

realizarea protezelor de membru superior” unde este sintetizată o scurtă prezentare a direcțiilor de cercetare și a principalelor inovații la nivel mondial. Acest subcapitol a fost realizat în urma unui intens studiu bibliografic, lucru marcat prin numeroasele citări.

Capitolul 2, intitulat „Modelarea cinematică a protezei de membru superior”, indică necesitatea studiului cinematic în proiectarea unei proteze antropomorfe și prezintă modul în care a fost realizat acest studiu la membrul uman și la proteza de membru superior. Subcapitolul 2.1, „Modelarea cinematică a membrului superior” prezintă descrierea mișcărilor efectuate de membrul superior, respectiv constrângerile impuse în mișcarea brațului pe baza cărora s-a realizat modelarea cinematică a membrului superior utilizând convenția Denavit-Hartenberg. Subcapitolul 2.2, „Spațiul de lucru activ pentru membrul superior”, continuă modelarea cinematică din subcapitolul precedent și pe baza relațiilor obținute se descriu grafic spațiile de lucru ale extremităților (degetelor). Subcapitolul 2.3, „Modelul cinematic simplificat al unei proteze de membru superior” prezintă în detaliu ecuațiile parametrilor cinematici relațiile dintre aceștia, precum și curbele reprezentate grafic pentru parametri cinematici ai brațului, antebrăului și protezei.

Capitolul 3, intitulat „Realizarea protezei de membru superior” prezintă modelul propus și realizat de autor pentru o proteză de membru superior. În subcapitolul 3.1, „Principii constructive”, se prezintă modul de abordare a problemei constructive. În subcapitolul 3.2, „Alegerea soluției constructive”, se argumentează utilizarea diferitelor artificii mecanice în substituția membrului natural în proiectarea articulațiilor protezei și analiza numerică a articulației cotului. Tot în acest paragraf se prezintă modelul geometric al protezei, proteza realizată și sistemul de acționare al acesteia. Subcapitolul 3.3, „Sistemul de control al protezei”, prezintă sistemele de control existente pentru proteze, rolul generic al acestora și controlul prin intermediul microcontrolerului PIC al protezei realizate. Subcapitolul 3.4, „Sistemul senzorial”, prezintă rolul senzorilor pentru îmbunătățirea funcționării unei proteze, modul de interfațare și caracteristicile de performanță ai acestora.

Capitolul 4, intitulat „Analiza experimentală a protezei de membru superior”, sunt prezentate rezultatele analizelor experimentale efectuate asupra protezei de membru superior. Subcapitolul 4.1, „Analiza cinematică experimentală”, prezintă importanța și rolul analizei, metodele de înregistrare a datelor cinematice, selectarea datelor bidimensionale, parametrii cinematici și sistemele de analiză a mișcării. În subcapitolul 4.2, „Analiza cinematică a mersului cu celula Zebris”, se efectuează o prezentare a sistemului de măsurare și rezultatele analizei obținute cu sistemul Zebris. Subcapitolul 4.3, „Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS”, prezintă sistemul de măsurare, rezultatele analizei cu sistemul APAS și corelația între mișcările efectuate de membrul uman și proteză. Subcapitolul 4.4, „Studiul vibrațiilor din articulațiile protezei”, prezintă influența vibrațiilor asupra corpului uman și măsurătorile vibrațiilor din articulațiile protezei.

Capitolul 5, intitulat „Concluzii, contribuții personale și perspective”, analizează capitolele descrise, reliefând contribuțiile personale și originale ale autorului. Pe baza rezultatelor obținute s-a putut justifica încă o dată tema acestei teze. Acest capitol punctează de asemenea și direcțiile ulterioare de cercetare pentru o mai bună conturare a rolului și necesității tezei curente.

Această teză a fost elaborată pe parcursul a patru ani de cercetări asidue în domeniul multidisciplinar, un sprijin însemnat la realizarea acesteia l-a avut grantul CNCIS de tip TD pe care autorul l-a câștigat.

Pe parcursul efectuării acestei lucrări am beneficiat de sprijinul permanent al doamnei Prof.dr.ing. *Doina Drăgulescu*, conducătorul științific al tezei mele de doctorat, căreia îi aduc, pe această cale, cele mai sincere mulțumiri pentru îndrumarea activității mele științifice și pentru exigența manifestată față de lucrare.

Aș dori să-mi exprim recunoștința și mulțumirea familiei, colectivului excelent alături de care lucrez și domnului prof.univ.dr.ing. Octavian Gligor care mi-au oferit tot sprijinul în finalizarea prezentei teze. Această teză a fost realizată în cotelă între Universitatea Politehnica din Timișoara și Universitatea d'Artois Franța, de partea franceză fiind responsabili domnul profesor Daniel Jolly și doamna Catherine Couturier. Doresc să mulțumesc de asemenea domnului profesor Florin Breabăn pentru sfaturile și concursul acordat în realizarea acestei teze.

1. Stadiul actual al protezelor de membru superior

1.1. Necesitatea atașării protezelor

1.1.1. Cauzele și scopul amputațiilor

O cunoaștere amănunțită a intervenției chirurgicale de amputație, a specificațiilor tehnice și a ofertei de proteze, antrenarea amputatului în urma adaptării protezei și reabilitarea completă a pacientului sunt toate lucruri importante și necesare de care trebuie să aibă cunoștință atât chirurgul care decide modul de operare cât și ceilalți parteneri implicați în realizarea, ofertarea și mentenanța protezelor [1].

Amputațiile se execută din următoarele motive [2]:
pentru îndepărtarea țesutului care nu mai este suficient irigat;
pentru îndepărtarea tumorilor maligne;
datorită unei traume severe asupra unei părți a corpului.

Alimentarea cu sânge a unei extremități poate fi oprită datorită leziunii vaselor de sânge, întărirea arterelor, embolismului arterial, circulației necorespunzătoare datorată diabetului zaharat de tip II, infecțiilor grave repetate care duc la cangrenă, degerăturilor puternice, bolilor Raynaud sau Buerger.

Scopul amputației este dublu: îndepărtarea țesutului bolnav astfel încât rana să se vindece corespunzător și remodelarea bontului astfel încât să permită purtarea unei proteze sau a unei părți artificiale de înlocuire.

Din statisticile existente la nivel mondial, dintre toate amputațiile executate:

- până la 90% se datorează bolilor vasculare (probleme de circulație), în special la persoanele cu diabet, dar și la fumătorii non-diabetici;
- restul de ~10% sunt necesare după trauma unui membru sau ca tratament pentru tumorile benigne sau maligne ale membrului.

Există diverse situații care conduc la amputarea membrilor, dar, în general, acestea sunt corelate și în funcție de vârsta pacientului. Astfel, pentru persoane cu vârsta până în 15 ani se observă corecții ale unor deformații congenitale sau tumori. Pentru cei cu vârsta cuprinsă între 15-45 ani, traumele constituie principalele cauze, tumoarea fiind pe locul doi. La cei de peste 60 de ani, amputațiile sunt mai rare, dar pot fi necesare în urma unor tumori sau boli (Figura 1.1).

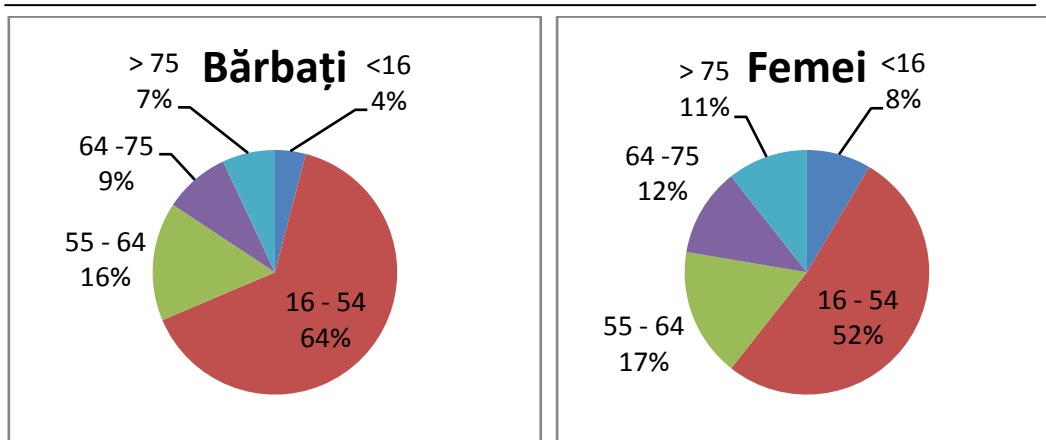


Figura 1.1 - Statistica repartiției amputaților după vârstă (ani) și sex

În Figura 1.2 este prezentată o statistică a persoanelor amputate în funcție de tipul amputației. Din figură rezultă clar ponderile mari pe care le au persoanele cu amputații transumerale și transradiale, lucru care contribuie la justificarea necesității și direcției de cercetare abordate de prezenta lucrare.

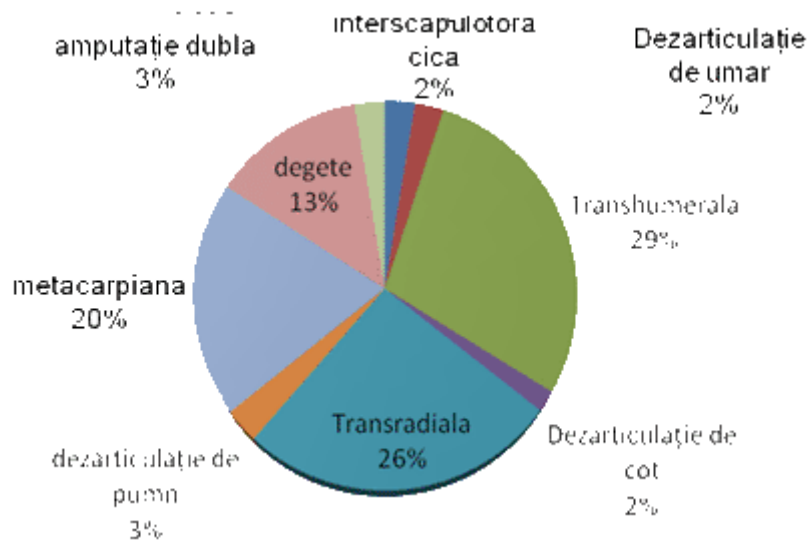


Figura 1.2 - Statistica repartiției amputațiilor pe tipuri

1.1.2. Procesul / durata de adaptare pentru o amputație / proteză

Pregătirea preoperatorie constituie o etapă importantă în decursul căreia un pacient care necesită o proteză de membru superior/inferior trebuie să fie examinat de o echipă specializată în reabilitare. Acest lucru permite evaluarea necesităților

postoperatorii și începerea unor exerciții de întărire specifice anumitor mușchi. Dar, datorită faptului că marea majoritate a amputațiilor de membru superior sunt de natură traumatică, acest lucru este dificil de realizat [3].

În timpul intervenției chirurgicale se pot efectua o serie de acțiuni pentru a maximiza funcțiile membrului rezidual [4]. Aceste acțiuni includ:

- teșirea capătului distal (ajută la ferirea țesutului moale de muchiile ascuțite ale osului);
- secționarea atentă a nervilor și realizarea condițiilor de formare a neuroamelor;
- poziționarea marginilor răni astfel încât să fie evitate proeminențele osoase la capetele distale ale oaselor.

Etapă următoare se constituie din totalitatea operațiilor de recuperare postoperatorie și de desensibilizare a zonei amputate. Luând în considerare atât momentul montării și durata de purtare, cât funcțiile îndeplinite, protezele pot fi temporare (pregătitoare) sau permanente [5].

O proteză temporară poate fi atașată în timpul operației, pentru a permite pacientului să se obișnuiască cu ea. Această procedură se aplică de obicei pacienților tineri, pacienților mai în vârstă atașându-li-se proteza în urma vindecării complete. Proteza se adaptează individului astfel încât un anumit model de proteză este particularizat purtătorului. Avantajul utilizării unei proteze pregătitoare este acela că se montează în timp ce membrul rezidual încă nu s-a maturizat. O astfel de proteză permite pacientului antrenarea deodată cu purtarea și utilizarea ei [6].

O proteză temporară se deosebește de o proteză permanentă prin următoarele elemente:

- masă
- designul tipului de soclu
- tipul elementelor de prindere
- tipul articulațiilor
- un aspect estetic diminuat

Câteodată însă, o astfel de proteză nu este fezabilă din punct de vedere financiar. În astfel de cazuri, pacientului i se atașează de la început o proteză permanentă. Intervalul de timp necesar până la atașarea protezei permanente în aceste cazuri poate varia între 3-4 luni.

O proteză permanentă este proiectată să corespundă cerințelor vieții cotidiene a pacientului. Spre deosebire de protezele existente în trecut, în prezent există o gamă de produse cu diferite grade de funcționalitate adaptabile cerințelor.

1.2. Tipuri de dispozitive protetice

O proteză este un dispozitiv proiectat pentru a înlocui, pe cât posibil, funcționalitatea sau aspectul unui membru amputat. O orteză este un dispozitiv proiectat să suplinească sau să mărească funcționarea unui membru existent.

În

Figura 1.3 sunt prezentate o proteză și o orteză de membru superior pentru a face clară diferențierea între cele două dispozitive.



Figura 1.3 - Exemple de dispozitive protetice

În majoritatea cazurilor, proteza (membrul artificial) are rolul de a îmbunătăți mobilitatea persoanei cu amputație și activitățile de îngrijire proprie. Proteza trebuie să fie atât funcțională, cât și confortabilă și cosmetică. Consilierea de către un specialist în proteze este necesară înainte și după protezare. Această consiliere ajută la îmbunătățirea funcționalității membrului artificial și împiedică de asemenea dezvoltarea "proastelor obiceiuri" de care va fi greu să se dezobișnuiască mai târziu pacientul [7], [8].

Tratamentele medicale și tehnicile chirurgicale au progresat mult în ultimii 10 ani prin dezvoltarea unor tehnologii noi de protezare realizate în urma unor amputări adecvate.

1.2.1. Considerații privind alegerea unei proteze

Alegerea protezei constituie o etapă importantă în cadrul căreia trebuie luați în considerare mai mulți factori, precum:

- nivelul/tipul amputației;
- starea membrului rezidual;
- funcționalitatea așteptată de la proteză;
- funcția cognitivă a pacientului;
- aptitudinea pacientului,
- interesele pacientului;
- importanța cosmetică (exigențele) a protezei;
- resursele financiare ale pacientului.

O proteză ideală trebuie să permită, în primul rând, o funcționalitate cât mai bună, dar, aproape în egală măsură, trebuie să fie confortabilă la purtat, ușor de pus sau de scos, să aibă masă mică, să fie durabilă și să aibă un aspect cosmetic plăcut, cât mai apropiat de membrul pierdut. În plus, o proteză trebuie să aibă o mentenanabilitate și fiabilitate acceptabile.

În alegerea tipului de proteză, pacientul are șase opțiuni:

- fără proteză;
- restaurare cosmetică;
- proteză autoactivă,
- proteză acționată electric,
- proteză hibridă;
- proteză specifică tipului de activitate.

1.2.2. Opțiuni protetice

Pentru a avea o privire în ansamblu asupra deciziei pe care o va lua, din punct de vedere etic, oricărui amputat îi trebuie descrise cele șase opțiuni protetice, în funcție de necesitățile și modul lui de viață [9][10].

1.2.2.1. Fără proteză

Nu orice persoană poate purta o proteză, și chiar dacă poate purta, mulți aleg să nu o folosească (Figura 1.4). Doar jumătate din amputații de membru superior acceptă utilizarea unei proteze. Dintre aceștia, jumătate decid să nu o folosească în primul an de la achiziționare. Acest lucru se datorează faptului că dexteritatea lor nu este îmbunătățită prin utilizarea unei proteze, nu au resurse financiare, sau li se acordă o proteză care nu se pretează nevoilor proprii. Unii au avut experiențe nesatisfăcătoare, care au inclus dureri, disconfort, funcționare defectuoasă, drept urmare au ales să nu mai folosească proteza. Totuși, unii dintre cei care au ales în trecut să nu poarte proteze, au descoperit că dezvoltarea tehnologică curentă le poate îmbunătăți viața.



Figura 1.4 - Membru amputat, fără proteză

1.2.2.2. Restaurarea cosmetic

Restaurarea cosmetică sau copierea brațului sau mâinii existente este o opțiune protetică foarte des întâlnită. Aceasta presupune înlocuirea părții pierdute

sau a deficienței congenitale cu o proteză care este similară în aparență cu brațul sau mâna intactă, oferind echilibru (Figura 1.5)[11].

Aceste tipuri de proteze sunt de obicei mai ușoare și necesită o mentenanță mai mică, deoarece au mai puține părți mobile.



Figura 1.5 - Proteze cosmetice

Avantajele acestor proteze constau în: greutate scăzută, înhămare minimală, mentenanță scăzută, nu au cabluri de control. Cu toate avantajele menționate, aceste proteze prezintă dificultăți importante de realizare a unor activități ce necesită prindere bilaterală.

Proteza cosmetică mai este denumită și proteză pasivă deoarece mâna este nefuncțională, adică oferă rareori posibilitatea de a prinde obiecte. Restaurarea cosmetică se face utilizând materiale ca: PVC rigid, latex flexibil sau silicon.

Acoperirea cu latex

Latex-ul este cel mai utilizat material în restaurările cosmetice. De obicei, latexul este un material subțire care este livrat la dimensiuni standard, care pot acoperi majoritatea protezelor disponibile. Latexul poate fi folosit la proteze pasive, proteze acționate electric sau autoactive. O *mănușă latex* este livrată de obicei într-o culoare (Figura 1.6) care poate fi ulterior ajustată prin pictarea detaliilor: pistrui, unghii, riduri, bătăături, etc. Restaurarea parțială a mâinii poate fi realizată ușor, prin utilizarea unui fermoar în suprafața palmară, pentru a permite pacientului să dea jos sau să pună sus mănușa, având încrederea că proteza este ferm atașată. Avantajul acestui material constă în greutatea redusă și prețul mic. Dezavantajul este că latexul se pătează ușor, deseori permanent. Majoritatea purtătorilor mănușilor de latex le schimbă de 3-12 ori pe an din cauza faptului că sunt uzate sau pătate.



Figura 1.6 - Mostre de latex

Acoperirea cu PVC rigid

Acest material este de obicei folosit la indivizii cu amputări sau deficiențe deasupra încheieturii mâinii. În lume se produce o varietate bogată de mănuși din PVC rigid de diferite mărimi și culori. Aceste mănuși sunt colorate în întregime, ceea ce este foarte important în cazul zgârieturilor. Un asemenea material a fost folosit cu rezultate bune în special în cazul indivizilor cu terminații scurte ale membrilor amputate, care nu tolerează greutatea unei proteze cosmetice standard.

Acoperirea cu Silicon

Tehnica obținerii siliconului este de mult cunoscută, dar mult mai recent a început să fie folosită în restaurarea protezelor pentru membru superior. Procesul de realizare a unei proteze din silicon este mai complex decât în cazul celorlalte două materiale datorită particularităților acestuia. Totuși, acest material oferă un model mult mai realist care are o durabilitate mai mare (Figura 1.7). Realismul apare datorită variației texturii de silicon, mărimea și forma potrivindu-se prin turnarea în forme, copierea culorii realizându-se prin fotografierea multiple ale membrului neafectat.

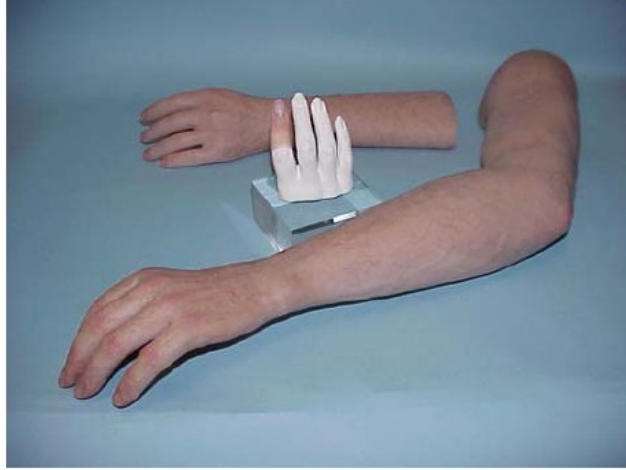


Figura 1.7 - Proteză acoperită cu silicon

Produsul final reprezintă o restaurare cosmetică care deseori trece neobservată datorită faptului că este atât de similară cu membrul neafectat. Siliconul prezintă următoarele avantaje: nu se pătează ca și latexul, oferă cea mai înaltă calitate de restaurare cosmetică, are o durabilitate de 3-5 ani.

Un dezavantaj al siliconului este că are masa mai mare decât cea a latexului și că poate fi folosit doar la anumite tipuri de proteze, cu precădere la cele de tip endoscheletic. De asemenea este mult mai scump și necesită o durată mai mare de fabricație.

1.2.2.3. Proteze autoactive

O proteză autoactivă (cu cabluri), denumită și proteză convențională, este antrenată și controlată de mișcări grosiere ale corpului. Aceste mișcări, de obicei ale umărului, brațului sau pieptului sunt capturate de un sistem de hamuri care este atașat unui cablu conectat la un dispozitiv terminal (cârlig sau mână). Pentru anumite niveluri de amputații sau deficiențe poate fi adăugat un sistem cot pentru a oferi pacientului funcționalitate suplimentară (Figura 1.8).

Pentru ca pacientul să controleze proteza autoactivă, el trebuie să fie capabil să execute una sau mai multe din următoarele mișcări grosiere ale corpului:

- flexie gleno-humerală;
- adducție sau abducție scapulară;
- coborârea sau ridicarea umărului;
- expansiune toracică.

Există totuși câteva cerințe de bază care sunt în general necesare pentru ca un pacient să fie candidat pentru o proteză autoactivă:

- lungime suficientă a membrului rezidual;
- musculatură suficientă;
- domeniu de mișcare suficient.



Figura 1.8 - Proteză autoactivă

Există diferite avantaje asociate cu o proteză autoactivă. Datorită designului simplist, acest tip de proteză este mai rezistentă la uzură și poate fi folosită la sarcini care implică apa, praful sau alte medii potențial distructive. Mulți pacienți care poartă o proteză autoactivă, declară că posedă un control sporit, datorită unui fenomen numit propriocepție.

Propriocepția oferă purtătorului un feedback despre poziția dispozitivului terminal. Un purtător va ști, de exemplu, dacă cârligul este deschis sau închis în funcție de presiunea exercitată de ham asupra regiunii umărului, fără a fi nevoit să verifice vizual. De asemenea, costul de mentenanță este redus pentru o proteză autoactivă, deoarece majoritatea costurilor includ reparații de cabluri de control, înlocuiri de ham sau realinierea dispozitivelor terminale. Aceste tipuri de reparații sunt destul de economice comparativ cu alte opțiuni protetice, ca de exemplu protezele acționate electric.

Există diferite dezavantaje asociate cu protezele autoactive. Cea mai frecventă plângere a purtătorilor de acest tip de proteză este disconfortul și controlul restrictiv al hamului. Cu toate că noile materiale ajută la reducerea disconfortului, hamul trebuie să fie bine strâns pentru a capta mișcarea protezei și susține proteza. Un ham bine strâns poate, de asemenea, să diminueze o serie de mișcări și spațiul funcțional.

Spațiul funcțional este zona în care pacientul își poate controla proteza. Pentru mulți utilizatori care poartă proteze autoactive spațiul funcțional este limitat direct în fața lor, de la talie la nivelul gurii. O reducere considerabilă are loc la

încercarea de a manipula proteza în lateral, jos spre picior sau deasupra capului. Unii amputați vor experimenta distrugerii ale țesutului nevropat periferic al axilei, alți amputați nu suportă vâzul cârligului și al cablurilor de control și cer o proteză care este mai „reală”.

1.2.2.4. Proteze acționate electric

Această categorie de proteze folosește motoare electrice miniaturizate spre a oferi funcționalitate cât mai mare (Figura 1.9). Aceste motoare se pot regăsi în dispozitivele terminale (mână sau cârlig), încheietură, cot. O proteză acționată electric utilizează un sistem de acumulatori pentru alimentarea motoarelor. Deoarece pentru a îndeplini funcțiile mâinii sunt utilizate motoare electrice, forța de strângere este semnificativ mărită, deseori depășind 10-15 kgf.



Figura 1.9 - Proteză acționată electric

Există diferite modalități de control al acestui tip de proteză:

- control mio-electric;
- servo control;
- control cu butoane;
- control cu comutatoare prin ham.

În majoritatea cazurilor este aleasă o singură schemă de control. Pentru modele avansate, cu un nivel superior de adaptare, sunt utilizate în paralel pe aceeași proteză mai multe scheme de control, spre a oferi o funcționalitate sporită.

Mulți pacienți preferă această schemă de control pentru proteză deoarece, spre deosebire de o proteză autoactivă, care necesită mișcări grosiere ale corpului pentru a le opera, o proteză controlată mio-electric necesită doar flexarea mușchilor din partea purtătorului. Aceasta conduce la eliminarea necesității unui ham strâns și lipsit de confort.

Spre deosebire de alte metode protetice, protezele acționate electric folosesc sisteme de acumulare, care necesită o anumită mentenanță, care implică încărcare, descărcare, dispunere și înlocuire, ceea ce constituie un dezavantaj. Datorită sistemelor de acumulare și a motoarelor electrice, protezele

acționate electric tind a fi mai grele decât alte opțiuni protetice, cu toate că există tehnici avansate de susținere care pot minimiza această senzație.

În cazul în care sunt adaptate și fabricate corect, protezele acționate electric nu necesită mai multă mentenanță decât alte opțiuni protetice. Totuși, dacă se necesită reparații, ele sunt mai costisitoare, datorită construcției complexe. O proteză acționată electric oferă un nivel tehnologic superior, dar la un cost mărit. O proteză acționată electric este susceptibilă la defecte în mediu umed.

1.2.2.5. Proteze hibride

Proteza hibridă, combină protezele autoactive și electrice într-una singură. Uzual, protezele hibride sunt utilizate la indivizi amputați sau cu deficiențe transumerale (Figura 1.10).

Deseori proteza hibridă utilizează un cot autoactivat și un dispozitiv terminal (cârlig sau mână) controlat mio-electric. Dacă este dorit de către utilizator, se poate realiza o încheietură controlată mio-electric și o restaurare cosmetică a antebrăului și mâinii.



Figura 1.10 - Model proteză hibridă

Un alt tip de proteză hibridă combină un cot acționat electric cu cârlig sau mână autoactivată (Figura 1.11). Cu toate că există amputați cu umăr dezarticulat cărora li s-au atașat proteze hibride, aceste cazuri sunt mai rare, datorită mișcărilor grosiere necesare funcționării proteze și interferenței de semnale EMG create în timpul mișcărilor.

Acest tip de proteză prezintă avantaje unice, cel mai important fiind posibilitatea de a controla simultan flexia și extensia cotului cu deschiderea sau închiderea mâinii/cârligului sau în timp ce se rotește încheietura.

Celelalte opțiuni protetice obligă în general purtătorul la controlul singular al fiecărei funcții (flexarea cotului, asigurarea cotului, deschiderea sau închiderea dispozitivului terminal). Proteza hibridă este mai ușoară și costă mai puțin decât o proteză similară acționată electric la cot și încheietură. Aceleași dezavantaje se aplică părții hibride, cât și protezei care o încorporează.



Figura 1.11 - Configurație de proteză hibridă pentru amputație dublă

1.2.2.6. Proteze specifice tipului de activitate

Această opțiune protetică este realizată specific pentru o anumită activitate, în care utilizarea unei proteze pasive, autoactive, acționate electric sau hibride ar impune limitări nejustificate asupra funcționalității sau durabilității.

Deseori acest tip de proteză este cu scop recreativ (Figura 1.12), dar s-au realizat și proteze pentru alte activități precum muzica sau sarcini specifice domeniului de activitate. Cele mai uzuale sunt protezele folosite la pescuit, înot, golf, vânătoare, cros și ridicări de greutate.



Figura 1.12 - Modele de proteze cu scop recreativ

Gama de proteze se întinde de la modele care sunt pur cosmetice la o extremitate și până la a fi predominant funcționale la cealaltă extremitate. Rolul majorității protezelor se încadrează undeva la mijloc. Protezele cosmetice pot arăta extrem de natural, dar deseori sunt mai dificil de întreținut / curățat, pot fi scumpe și de obicei sacrifică din funcționalitate în detrimentul aspectului.

Protezele funcționale pot fi divizate, în general, în două categorii: proteze autoactive (cabluri) și proteze mioelectrice.

Protezele autoactive au de obicei un preț moderat și o masă mică. Acestea sunt cele mai rezistente proteze și oferă un feedback senzorial mai important. Dar, protezele acționate de corp au un aspect cosmetic mai deficitar decât o unitate mioelectrică și implică mișcări mai grosiere.

1.2.2.7. Protezele mioelectrice

Protezele acționate mioelectric pot oferi mai multe funcții proximale și un aspect cosmetic ridicat, dar pot fi grele și scumpe (Figura 1.13). Acestea au un feedback senzorial diminuat și necesită mai multă mentenanță. Ele funcționează prin transmiterea activității electrice detectate de electrozi, atașați membrului rezidual, la motoarele electrice. Există două tipuri de unități mioelectrice [12], [13]:

- 2 zone / 2 funcții – dispozitivul are electrozi diferiți pentru flexie și extensie;
- 1 zonă / 2 funcții – dispozitivul are un singur electrod pentru flexie și extensie.

Pacientul utilizează contracții de intensități diferite pentru a diferenția mișcărilor de flexie și extensie.

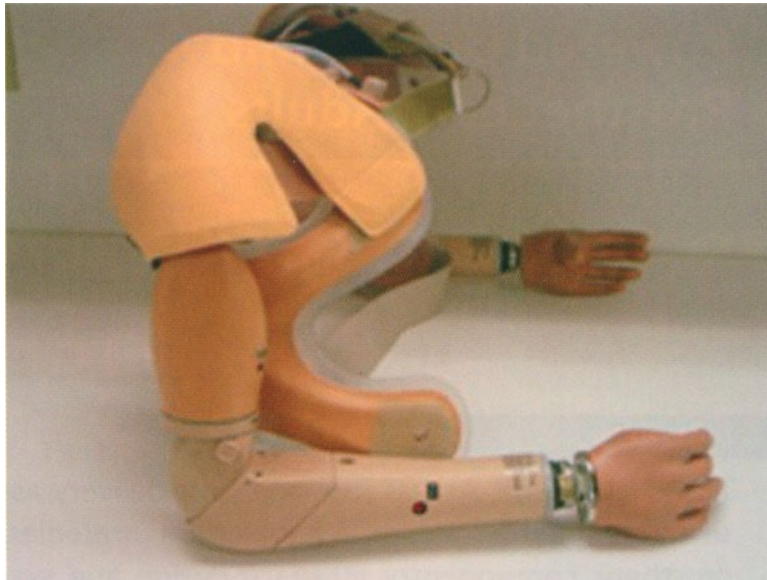


Figura 1.13 - Sistem mioelectric bilateral pentru dezarticulație de umăr

1.2.3. Componentele tipice ale unei proteze de membru superior

O proteză tipică pentru dezarticulație conține un cârlig cu deschidere voluntară, o încheietură de mână cu frecare, un soclu laminat cu perete de plastic dublu, o balama de cot flexibilă, un sistem de cabluri cu monocomandă, o manșetă de biceps sau triceps și un ham. O proteză de braț este similară, dar substituie balama de cot flexibilă cu un cot cu autoblocare, utilizează un cablu cu dublă comandă și nu are manșetă de biceps sau triceps [14], [15].

Sistemul mio-electric este una din cele mai populare scheme de control. El se bazează pe principiul că, de câte ori un mușchi din corp se contractă sau este flexat rezultă un mic semnal electric (EMG) care este creat de interacțiunea chimică la nivelul sinapsei neuromotoare. Acest semnal este foarte mic, având valori în intervalul 5-200 μV [16].

Semnalul EMG este înregistrat utilizând senzori numiți electrozi, care sunt în contact cu suprafața pielii. Odată înregistrat, semnalul EMG este amplificat și apoi procesat de un controler care comută motoarele pornit / oprit în mână, încheietură sau cot pentru a produce mișcări și funcții [17].

Protezele de membru superior folosesc diverse tipuri fundamentale de scheme de control sau combinații ale acestora pentru a executa strategiile de mișcare.

Sistemul mono sit constă dintr-un singur electrod care utilizează rata contracțiilor musculare pentru a controla deschiderea sau închiderea dispozitivelor terminale sau pronația și supinația încheieturii. Un astfel de exemplu ar fi utilizarea de contracții lente de intensitate EMG scăzută și contracții rapide rezultând citiri mai mari ale semnalului EMG pentru a controla diverse funcții ale dispozitivului terminal.

Sistemul dublu sit folosește doi electrozi pentru a controla independent un dispozitiv terminal, rotitor electronic al încheieturii sau al cotului. Un exemplu de asemenea schemă de comandă este: un mușchi/electrod controlează deschiderea dispozitivului terminal, în timp ce al doilea mușchi/electrod controlează închiderea dispozitivului terminal. Când un individ contractă un mușchi, mușchiul opus poate genera de asemenea un mio-semnal. Dacă mușchiul antagonist generează un semnal apropiat microvoltajului generat de primul mușchi, pot exista probleme [18]. Acest aspect poate fi observat la sistemele cu microprocesoare, ca și proControl II, care folosește diferențiere de mio-semnale pentru a calcula proporționalitatea.

1.2.4. Dispozitivele terminale

Funcția majoră pe care încearcă o proteză să o reproducă este prehensiunea. Cele cinci tipuri de prehensiuni posibile sunt:

- prehensiunea de precizie: degetul opozabil și indexul sunt în opoziție pentru a prinde un obiect mic (ex. bob de orez);
- prehensiune de tip tripod: buricul degetului opozabil este în contact cu buricele degetelor arătător și mijlociu (ex. susținerea unui ou);
- prehensiune laterală: buricul degetului opozabil este în contact cu partea laterală a degetului arătător (rotirea unei chei);
- prehensiune cârlig de forță: articulațiile interfalangeală distală și proximală sunt flexate cu arătătorul întins (ex. transportul unei serviete);

- prehensiune sferică: vârfurile degetelor sunt flexate (ex. înfiletarea unui bec).

Dispozitivele terminale se pot împărți în două categorii: pasive și active.

1.2.4.1. Dispozitive terminale pasive

Avantajul major al dispozitivelor terminale pasive este aspectul estetic. Cu ultimele descoperiri în domeniile proiectării și materialelor, se pot realiza mâini care sunt comparabile cu mâna naturală din punct de vedere estetic. Totuși, aceste dispozitive sunt de obicei mai puțin funcționale și mai scumpe decât dispozitivele terminale active.

1.2.4.2. Dispozitive terminale active

Dispozitivele terminale active sunt de obicei mai mult funcționale decât estetice; totuși în viitorul apropiat se preconizează dispozitive terminale care vor fi în aceeași măsură estetice și funcționale.

Dispozitivele active se pot împărți în două categorii: cârlige și mâini protetice cu acționare prin cablu sau dispozitive mioelectrice.

O mână protezată este de obicei mai mare și mai grea decât un cârlig, dar estetic este mai plăcută. O mână protezată poate fi acționată prin cabluri sau mioelectric. Cu dispozitive mioelectrice, pacientul poate efectua prehensiuni palmare sau falangeale prin contracția mușchilor flexori reziduali și poate elibera prin contractarea mușchilor extensori reziduali.

Mecanismele principale de deschidere sau închidere ale unui dispozitiv activ sunt:

Mecanism de deschidere voluntară: dispozitivul terminal este închis în repaus. Pacientul utilizează mușchii proximali pentru a deschide un dispozitiv gen cârlig învingând acțiunea unei forțe rezistive, a unor benzi elastice sau cabluri. Relaxarea mușchilor proximali permite dispozitivului terminal să se închidă în jurul obiectului dorit. Într-un dispozitiv mioelectric, contracția mușchilor activează un motor electric. Mecanismul de închidere cu deschidere voluntară este mai des întâlnit decât cel cu închidere voluntară.

Mecanismul cu închidere voluntară: dispozitivul terminal este deschis la repaus. Pacientul utilizează flexori reziduali pentru a prinde obiectul dorit. Acest tip de mecanism este de obicei mai greu și mai puțin durabil decât un mecanism cu deschidere voluntară.

1.2.5. Unități pentru dezarticulații

Unitățile pentru dezarticulațiile de pumn funcționează ca o platformă la care se atașează dispozitivul terminal, putându-se poziționa manual sau mioelectric. Această unitate poate fi cu fixare rapidă, cu dispozitiv de blocare sau cu flexare de încheietură. Unitățile cu fixare rapidă permit o schimbare ușoară a dispozitivelor terminale cu funcții specializate. Unitățile cu dispozitiv de blocare împiedică rotirea în timpul prehensiunii și al ridicării obiectelor. Unitățile cu flexare permit efectuarea unor operații de nivel mediu precum bărbieritul sau manipularea de butoane.

Unitățile pentru dezarticulațiile de cot sunt alese în funcție de nivelul amputației și cantitatea ei funcțională reziduală (Figura 1.14). Unitățile flexibile sunt utilizabile în

cazurile în care există pronație / supinație voluntară suficientă, precum și flexie / extensie în urma unei dezarticulații de mână sau amputații transradiale.

Când pacientul nu poate realiza o pronație / supinație adecvată, dar are o flexie nativă adecvată a cotului, se poate utiliza o unitate rigidă pentru a se oferi stabilitate.

Unitățile de dezarticulație de umăr sau interscapulotoracice sunt cele mai dificile de realizat atât din punct de vedere tehnic, cât și din punct de vedere al localizării bontului; din acest motiv, în majoritatea cazurilor această unitate este pur estetică.

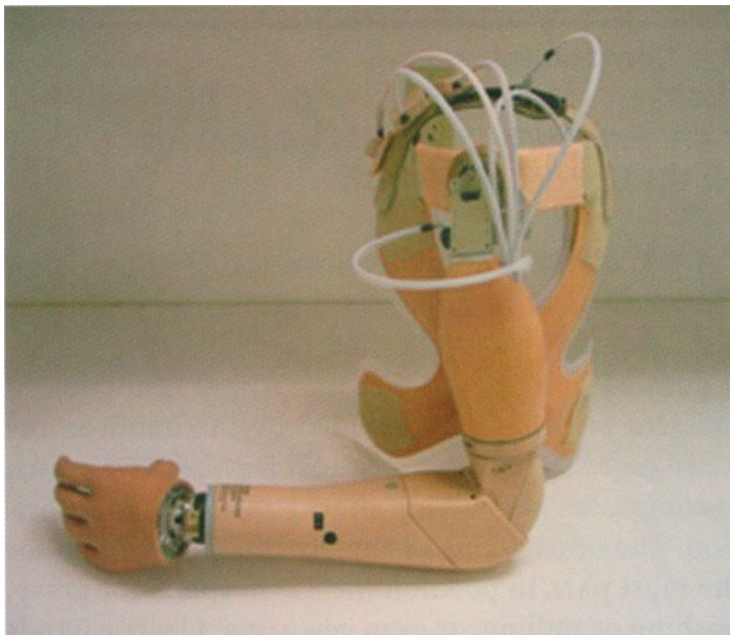


Figura 1.14 - Proteză mioelectrică toracică cu cot de flexiune

1.3. Exemple de proteze avansate / inteligente de membru superior

Aceste proteze pot fi considerate inteligente prin prisma componentelor încorporate și care facilitează execuția unei mișcări sau operații.

1.3.1. Proteza de mână Sensor

Proteza din Figura 1.15 produsă de Otto Bock, poate fi considerată drept modelul cel mai evoluat de dispozitiv terminal, atât din punct de vedere funcțional cât și estetic. Chiar dacă are un design la simplist, mecanismul interior are suficientă complexitate pentru a putea fi utilizat la execuția celor mai uzuale operații [19].



Figura 1.15 - Proteza de mână Sensor Hand

Avantajele acestei proteze constau în:

- prindere sigură a oricărui obiect – fragil sau umplut cu lichide;
- mână controlată de microprocesor;
- în momentul în care obiectul alunecă, senzorii de la nivelul degetelor detectează modificări la masa sau la centrul de greutate al obiectului, microprocesorul ajustând automat forța de prindere.

Pot exista mai multe moduri de operare:

- un semnal mioelectric scurt de deschidere oprește feedback-ul de autoprindere;
- un semnal mai lung deschide mâna;
- se pot alege între opt moduri diverse de control, incluzând deschidere / închidere proporțională.

Proteza poate fi utilizată în schemă de control mioelectric dublu sit sau mono sit, mono sau dublu switch, oferind o treaptă de viteză și sistem de control dinamic, precum și capacități de auto prindere (Auto-grasp) și prindere flexibilă (Flexi-Grip). Modul de control poate fi oricând schimbat în funcție de evoluția abilității utilizatorului.

1.3.2. Proteza de cot ErgoArm

Această proteză este utilizabilă în cazul amputațiilor transumerale, articulația cotului putând fi controlată mioelectric și/sau manual prin microîntreruptoare (Figura 1.16). Proteza dispune de un mecanism ajustabil de autobalans care compensează modificările de masă care apar în timpul mișcării. Cuplajul de prindere este extrem de îngust, capătul distal al soclului de prindere putând fi la numai 3cm de cot. Timpul de trecere de la flexie la extensie este de 5 secunde.



Figura 1.16 - Modelul protezei ErgoArm

Reductorul variabil incorporat oferă o transmisie continuă optimală pentru orice sarcină și utilizează un mecanism de arcuri pentru stocarea parțială a energiei de la o mișcare la alta. Masa utilă încărcabilă este de 6Kg, masa transportabilă fiind de 22Kg; pentru valori mai mari proteza dispune de un sistem de debreiere. Setarea parametrilor de funcționare se face wireless prin conexiune Bluetooth, autonomia fiind asigurată de acumulatori Litiu-Ion.

1.3.3. Proteza DynamicArm

Această proteză dispune de o cuplă cinematică pentru cot cu control electric ajustabil continuu prin reductorul variabil incorporat (Figura 1.17). Proteza este practic varianta mai evoluată și mai scumpă a protezei ErgoArm.



Figura 1.17 - Exemplu de utilizare a protezei DynamicArm

1.3.4. Proteza Utah Arm 3

Firma *Motion Control* a introdus o tehnologie bazată pe microcontrolere în această generație de proteze, cu interfață pentru calculator, care permite purtătorului protezei să o ajusteze conform preferințelor proprii pentru un randament maxim (Figura 1.18 și Figura 1.19). Proteza oferă control proporțional al cotului, mâinii și încheieturii, cu posibilitatea de variație a vitezei de mișcare în orice poziție[20].

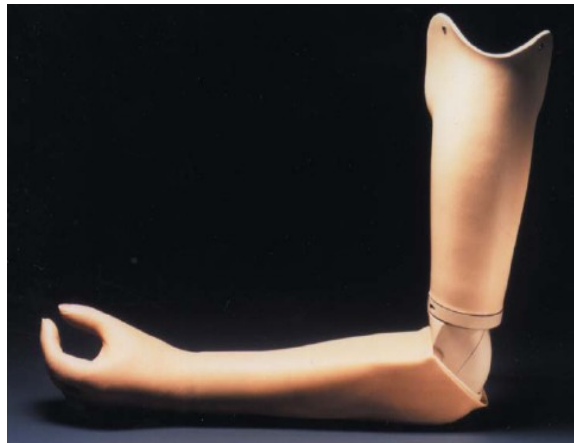


Figura 1.18 - Modelul protezei Utah Arm 2

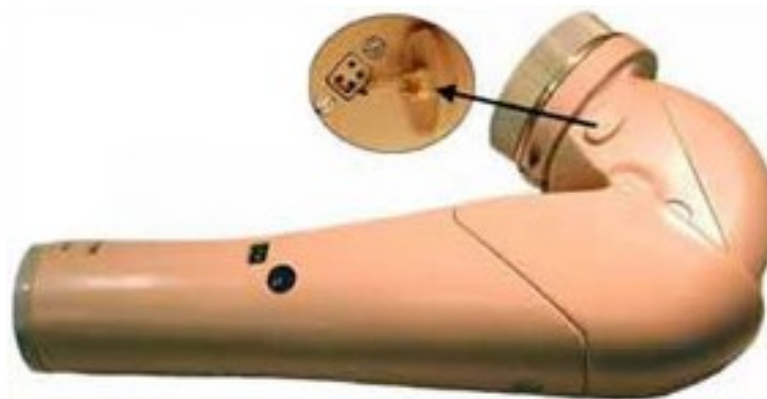


Figura 1.19 - Proteza transhumerală Utah 3

Noutatea adusă de această proteze constă în controlul simultan al cotului și mâinii (utilizând două microprocesoare), rezultând o mișcare mai naturală. Protezele posedă multiple opțiuni de control cu preamplificare pentru electrozi disc sau capsă, posedă potențiomtru pentru controlul liniar și senzori de forță.

Masa maximă de ridicare în dispozitivul terminal este de 1kg (cu bateriile încărcate la maxim). Încărcarea maximă este de 15kg, cu cotul blocat în poziție flexată la 90grade. Rotația la nivelul humeral este nelimitată, iar la nivelul

Încheieturii mâinii este de 360 grade în ambele sensuri. Masa proprie a protezei este de 2kg, iar temperatura de utilizare este între 0 și 44 grade C. Alimentarea se realizează de la două acumulatori NiMH de 6V la 1100mAh.

1.3.5. Proteza Boston Elbow

Proteza **Boston Elbow** are doar un singur grad de libertate, realizând flexia și extensia cotului (Figura 1.20). Se pot obține însă mai multe grade de libertate din dispozitivele terminale atașate sau din umărul utilizatorului [21].



Figura 1.20 - Proteza Boston Elbow

Proteza curentă are o masă de 1.5 Kg, putând ridica 2.5Kg și poate manipula 20Kg. Autonomia protezei este de aproximativ 8 ore. Cotul poate flexa sub un unghi de 145 grade, într-un interval de minim o secundă. Proteza are, de asemenea, un balans liber de 30 grade care îi oferă un plus de naturalitate. Nici această proteză nu oferă un feedback tactil, o calitate general acceptată ca fiind necesară, dar încă nerealizată.

Printre avantajele protezei se pot enumera: existența unui mecanism de autoblocaj și posibilitatea de deblocare în sarcină; poate produce un moment de 13Nm; baterie de 1100mAh NiCd; sensibilitate ridicată prin procesare de semnale mioelectrice de 5μV; control mioelectric diferențial.

1.4. Tendințele actuale în realizarea protezelor de membru superior

Tehnologiile dezvoltate de industriile electronică și telecomunicații, precum și cele pentru baterii, electronică miniaturizată și microcomputere deschid calea noilor dispozitive pentru adulți și copii. Noile materiale, precum plasticurile compozite, silicoanele, etc., fac o realitate din componentele superușoare și protezele antropomorfe.

Atenția este captată de dispozitivele de înaltă tehnologie precum brațele mioelectrice, dar progresul continuă și în domeniul dispozitivelor autoactive. Recent au fost lansate o serie de noi produse, iar în viitor se preconizează că vor apărea dispozitive mai avansate, oferind beneficii din punct de vedere constructiv, simple și ieftine.

„Moda” a impus utilizarea microprocesorului în protezele de membru superior [22]. Toate controlerile de ultimă generație de la Motion Control, Otto Bock și Liberating Technologies Inc. (LTI) folosesc microcomputere mici și au mai multe funcții automate. Mult mai mici, acestea consumă o putere mai mică, măbind durata de viață a bateriei.

Controlul proporțional este acceptat ca fiind metoda preferată pentru mâinile mioelectrice datorită preciziei îmbunătățite pe care o conferă utilizatorului. Termenul „proporțional” se referă la faptul că puterea mâinii este proporțională cu amplitudinea contracției musculare. Toate controlerile cu microprocesoare moderne oferă control proporțional. Noile microcomputere implementează acest control proporțional în software-ul lor, ceea ce presupune o micșorare a volumului necesar acestei componente [23].

Noul microcomputer Procontrol 2 de la Motion control are o funcție autocalibrare) care modifică automat puterea la semnalul utilizatorului în primele secunde de la activare. În momentul în care mușchii obolesc, utilizatorul poate adapta proteza la puterea musculară. Acest control poate fi realizat cu un singur mușchi sau un senzor de tragere atașat hamului [24].

Mâinile și cârligele au evoluat și ele, existând o paletă variată pentru a satisface diferitele cerințe fizice și materiale. Motion Control Hand are și un întrerupător care permite utilizatorului să se elibereze de proteză în caz de urgență.

Există și o gamă de produse „clonate” de la firmele mari, care oferă dispozitive terminale la prețuri mai mici și uneori chiar cu masă mai mică decât produsele originale. Masa unei proteze este un factor foarte important, deoarece ea „atârână” de membrul amputat, o mână mai ușoară oferind însă o forță de prindere mai mică. Dispozitivele specifice de lucru precum Otto Bock Greifer și Hosmer Synergetic Prehensor sunt interschimbabile cu mâna artificială pentru medii dificile de lucru sau unde ustensilele cu forme speciale sunt mai folositoare (Figura 1.21).



a) Greifer



b) Synergetic prehensor

Figura 1.21 - Dispozitive specifice de lucru

Mâinile electrice pentru copii au ajuns să fie larg răspândite și sunt utilizate în paralel cu cârligele autoactive care sunt mai adecvate activității acestora. Proteza de pumn FlexiWrist (LTI) permite mâinii să se flexeze în încheietură, lucru util la mânuirea unui triciclu sau alte activități asemănătoare (Figura 1.22).



Figura 1.22 - Proteze flexibile pentru pumn

În combinație cu dispozitivele terminale electrice, rotația electrică la nivelul încheieturii este mult mai des și mai eficient utilizată, noile controlere permițând un control facil al mâinii și încheieturii.

Progresul adus de aceste tehnologii precum și de tehnicile de protezare au schimbat atitudinea tradițională față de mâinile electrice, astfel, în prezent, la protezele de membru superior, în majoritatea clinicilor moderne folosindu-se mâini mioelectrice pentru protezare.

Cu toate că protezele autoactive nu mai sunt la fel de mult lăudate precum brațele electrice, au avut loc progrese tehnologice și în acest domeniu, această tehnologie având potențialul de a fi accesibilă de o gamă mult mai largă de amputați. Proteza ultraușoară AdVantage Arm (Sarcos) are sistemul de control prin cabluri realizate din polimeri flexibili, oferind o rezistență diminuată la frecarea față de cablurile clasice de oțel. Un mecanism din interiorul cotului permite "recuperarea" cablului, ceea ce înseamnă că după blocarea cotului cu un al doilea cablu, utilizatorul se relaxează și „trage” din nou pentru a deschide cârligul sau mâna.

O altă inovație la nivelul cotului mecanic este sistemul de balans automat (AFB), care prin intermediul unui mecanism intern deservit de un arc ridică cotul. Utilizatorul folosește o mișcare balistică pentru a iniția ridicarea cotului (de exemplu, dintr-o poziție extinsă vertical în jos, utilizatorul va balansa cotul înainte). În acel moment, AFB-ul acționează și ridică cotul cu un anumit unghi. O astfel de proteză este și ErgoElbow.

Astfel de sisteme hibride, care combină cotul mecanic cu o mână electrică, pot oferi o masă mai mică și independență în controlul cotului și mâinii.

Odată cu dezvoltarea mâinii, încheieturii și cotului electric a devenit posibilă abordarea de noi funcții și pentru cei cu un handicap sever, precum cei cu dezarticulație de umăr sau interscapulotoracic.

O nouă componentă de umăr, Collier Locking Shoulder Joint (LTI), permite purtătorului să blocheze umărul pentru a preveni mișcările înainte-înapoi (Figura 1.23). Când se dorește se poate debloca prin acționarea unei pârghii cu cealaltă mână sau cu bărbia. Amputații de umăr au mai mult succes în utilizarea protezelor electrice, având control și siguranță sporite în acționarea protezei.



Figura 1.23 - Articulație artificială autoblocantă de umăr

2. Modelarea cinematică a protezei de membru superior

2.1. Modelarea cinematică a membrului superior

Mișcarea brațului este atât de naturală încât, nici nu observăm cât de complicată este ea. Chiar și o mișcare simplă, precum întinderea mâinii către o cană, necesită activarea unor tipare, activarea unor grupe de mușchi atent acordați. Pentru a prinde o cană, sunt de importanță majoră nu doar amplitudinea contracției individuale a mușchilor, dar și coordonarea mișcărilor[25][26][27][28].

Trebuie luate în considerare atât influența a peste 25 de mușchi din articulația umărului și peste 20 de mușchi din articulația cotului, precum și 5 structuri osoase. Mai mult, umărul nu este o articulație fixă, relativ la torace, deoarece scapula glisează peste cutia toracică imediat ce humerusul este mișcat. Acestea sunt doar câteva din aspectele care reflectă complexitatea modelării membrului superior uman [29][30].

În literatura de specialitate există diferite exemple de modelare cinematică sau dinamică a membrului superior sau a unor părți ale acestuia. Modele ale articulației umărului, de exemplu, au fost realizate de Karlsson și Peterson [31], și de Van der Helm [32]; articulația cotului a fost modelată de Winters și Stark [33]. Utilizând convenția Denavit-Hartenberg a fost realizat modelul membrului superior [34] precum și modelul mâinii umane [35].

În această lucrare s-a efectuat un studiu asupra anatomiei și structurii biomecanice a membrului superior uman, precum și modelarea cinematică a acestuia, elemente considerate necesare în vederea realizării ulterioare a unui sistem inteligent de protezare a membrului superior[36].

Membrul superior uman este cel mai versatil manipulator „dezvoltat” la ora actuală. A înțelege mecanismul de control al mișcării brațului uman este important atât pentru proiectarea de proteze avansate, cât și pentru înțelegerea controlului funcțiilor motoare în cazul interacțiunilor proteză-mediu[37][38].

2.1.1. Mișcările membrului superior

Între scheletele membrului superior aparținând sexelor masculin și feminin există anumite deosebiri, însă micile diferențe ies în evidență în cea ce privește domeniul de mișcare, femeile având un interval de mișcare superior [39][40][41].

Caracteristicile majore ale membrului superior din punct de vedere al gabaritului și mișcării pot fi considerate comune ambelor sexe și se regăsesc în Tabel 2.1 și Tabel 2.2

Tabel 2.1 - Domeniu de mișcare la nivelul articulațiilor membrului superior

| Mișcare | Domeniu mediu (grade) |
|------------------------------|------------------------------|
| Flexia încheieturii mâinii | 90 |
| Extensia încheieturii mâinii | 99 |
| Adducția încheieturii mâinii | 27 |
| Abducția încheieturii mâinii | 4 |
| Supinația antebrățului | 113 |
| Pronația antebrățului | 77 |
| Flexia cotului | 142 |
| Flexia umărului | 188 |
| Extensia umărului | 61 |
| Adducția umărului | 48 |
| Abducția umărului | 134 |
| Rotația laterală a umărului | 35 |
| Rotația medială a umărului | 120 |

Tabel 2.2 - Gradele de libertate ale articulațiilor membrului superior

| Articulația | Tip | Grade de libertate |
|----------------------|-------------|---------------------------|
| Umărul | Bilă-orbită | 3 |
| Încheietura mâinii | Elipsoid | 2 |
| Metacarpo-falangială | Elipsoid | 2 |
| Carpometacarpiană | Șa | 2 |
| Cot | Cilindrică | 1 |
| Radioulnară | Pivot | 1 |
| Interfalangeală | Cilindrică | 1 |

2.1.2. Modelarea membrului superior

Mișcarea mâinii umane este supusă unor anumite constrângeri astfel încât, în final, mâna nu poate realiza gesturi arbitrare. Spre exemplu, un deget nu se poate îndoi foarte mult spre exteriorul mâinii, iar degetul mic nu poate fi îndoit fără a îndoi și degetul inelar. Mișcarea naturală a mâinii umane este, implicit, determinată de aceste constrângeri de mișcare. Anumite constrângeri ale mișcării mâinii umane au o reprezentare foarte clară, fiind foarte des folosite în cercetările curente legate de animarea sistemului mână. Cu toate acestea, majoritatea

constrângerilor de mișcare sunt foarte greu de exprimat într-o formă matematică clară [42].

Constrângerile la care este supusă mâna umană pot fi divizate în trei mari categorii:

- *Constrângerile de tipul I* sunt reprezentate de limitările mișcării unui deget datorate anatomiei mâinii (constrângeri statice),
- *Constrângerile de tipul al II-lea* sunt limitările impuse în articulații în timpul mișcării (constrângeri dinamice),
- *Constrângerile de tipul al III-lea* includ acele limitări necesare pentru a realiza o mișcare naturală, care, însă, nu sunt acoperite de stadiul actual al cercetării.

Elaborarea algoritmilor de comandă a unei proteze necesită modelarea geometrică corespunzătoare structurii mecanice a acesteia [43]. Structura mecanică a membrului superior reprezintă un sistem de corpuri, considerate rigide, conectate între ele prin cuple cinematice. Pentru exprimarea situațiilor relative sau absolute, respectiv pentru studiul cinematicii și dinamicii membrului, fiecărui element al membrului i se atașează un sistem de referință. Aceste sisteme de referință sunt definite astfel încât originile și axele corespund unor puncte și direcții care au un rol funcțional în execuția sarcinii. De obicei, aceste sisteme de referință se aleg cu originea în centrul cuplelor cinematice ce conectează două elemente, sau în centrul de masă al elementului căruia îi este atașat respectivul sistem de referință, iar axele sistemelor de referință se aleg, preferențial, pe direcțiile axelor cuplelor cinematice.

Modelarea membrului într-o manieră sistematică și care să se preteze unui calcul automat necesită o metodă adecvată pentru descrierea arhitecturii structurii mecanice a acestuia (exprimarea situației relative a elementelor). Din acest considerent membrul superior a fost analizat analog unui braț robot, folosind convențiile consacrate din Robotică. Astfel, în robotică există mai multe convenții pentru stabilirea sistemelor de referință atașate elementelor robotului, respectiv pentru exprimarea situațiilor relative a unui element în raport cu alt element, sau în raport cu sistemul de referință inerțial (fix): Denavit-Hartenberg, Sheth, Renaud, Khalil, Borrel [44], [45]. Convenția Denavit-Hartenberg este cea mai utilizată. Această metodă conduce la rezultate bune în cazul roboților seriali (lanț cinematic deschis), dar prezintă anumite neclarități în cazul roboților a căror structură mecanică este bazată pe lanț cinematic închis și în cazul roboților cu structură arborescentă. Metoda Khalil permite o descriere omogenă, cu un număr minim de parametri, atât a arhitecturilor simple, cât și a celor complexe.

Deoarece sarcina membrului uman este realizată în spațiul operațional, iar acționarea membrului în spațiul cuplelor cinematice, apare necesitatea existenței unei relații între cele două spații, respectiv a unei transformări între cele două spații. Ecuațiile care descriu această relație constituie modelul geometric al sistemului. Denumirea de *Model geometric* se bazează pe ideea că, pentru stabilirea relațiilor dintre cele două spații (operațional și al cuplelor cinematice) sunt utilizate doar mărimi geometrice. Nu trebuie confundată această noțiune cu *Reprezentarea geometrică* care rezolvă doar reprezentarea acestuia ca un sistem de corpuri. Un alt termen utilizat pentru exprimarea relației dintre cele două spații este cel de *Analiză cinematică*. Cinematica este însă acel capitol al mecanicii care studiază deplasările, vitezele și accelerațiile corpurilor, fără a lua în considerare forțele sub acțiunea cărora are loc mișcarea. În acest context, noțiunea de analiză cinematică nu este un studiu cinematic propriu-zis, deoarece nu tratează și vitezele și accelerațiile. Există însă și *Modelul cinematic* al unui sistem care tratează mișcările elementelor acestuia, vitezele și accelerațiile elementelor, efactorului final și ale cuplelor cinematice.

Relațiile matematice care exprimă relația dintre coordonatele operaționale și coordonatele cuplelor cinematice reprezintă de fapt o *Transformare de coordonate* utilă pentru toate celelalte modelări: statică, diferențială, cinematică și dinamică [46].

Pentru a concepe modelele cinematice în biomecanică este utilă acceptarea unor ipoteze *simplificatoare*. Astfel, că un segment anatomic este un ansamblu sistemic structurat din corpuri perfect rigide legate prin cuple simple, în principal de rotație, ce permit ca mișcare principală, rotația cu axă fixă, având un singur grad de libertate. Articulațiile care realizează o astfel de mișcare se numesc *articulații cilindrice* (de exemplu: articulațiile interfalangeale). Există însă și *articulații sferice*, care permit rotația în jurul unui punct fix, caracterizate prin 3 grade de libertate (de exemplu articulațiile: șoldului, umărului, gleznei, mâinii). Orice combinație de mișcări permise de articulații (plană, sferică, rototranslație, etc.) poate fi modelată prin suprapunerea unor cuple simple corespunzătoare. Astfel, articulația sferică (de rotație cu punct fix) poate fi considerată ca o suprapunere a 3 articulații cilindrice, axele respective de rotație formând un sistem triortogonal. Articulația ce permite două rotații distincte poate fi considerată ca o suprapunere de 2 articulații cilindrice cu axele perpendiculare.

În afară de mișcarea principală de rotație, în articulații pot avea loc alunecări ce se modelează prin translații curbilinii sau, uneori, prin mișcări plan-paralele [47]. În modelarea biomecanică a ansamblului corpului uman, sau a aparatelor sale, se consideră, însă, legăturile asigurate, în principal, prin cuple simple de rotație, mișcările suplimentare menționate nefiind esențiale în stabilirea legilor de mișcare a extremităților. Aceste mișcări apar datorită unei geometrii specifice fiecărei articulații, dându-i acesteia caracterul care o diferențiază de o altă articulație cu număr identic de grade de libertate și evidențiind rolul său particular în ansamblul corpului uman [48]. Suplimentar, există și aspecte speciale, de finețe a mișcărilor, produse de particularități anatomice, care nu au neapărat un rol în modelarea mecanică a structurii ansamblului.

Fiecărei cuple simple i se asociază o singură variabilă articulară q , reprezentată de unghiul θ de rotație în jurul axei respective sau deplasarea d de-a lungul axei cuplei. Corpurile din sistem și cuplele care le leagă formează, la corpul uman, lanțuri cinematice deschise sau arborescente, după tipurile de mișcări sau de posturi în care se află pe parcursul acestora.

Situarea relativă a fiecărui element din lanțul cinematic, în raport cu precedentul, este exprimată printr-o matrice de transfer ${}^{i-1}\mathcal{T}_i$. Situarea absolută a fiecărui element din lanțul cinematic, în raport cu sistemul de referință fix este exprimată printr-o matrice de transformare generală ${}^0\mathcal{G}_i$, rezultată din produsul matricelor de transfer:

$${}^0\mathcal{G}_i = {}^0\mathcal{T}_1 \cdot {}^1\mathcal{T}_2 \cdot \dots \cdot {}^{i-1}\mathcal{T}_i \quad (2.1)$$

Matricea de transfer ${}^{i-1}\mathcal{T}_i$ are expresia:

$${}^{i-1}\mathcal{T}_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_j & -\sin\theta_j \cos\alpha_j & \sin\theta_j \sin\alpha_j & \ell_j \cos\theta_j \\ \sin\theta_j & \cos\theta_j \cos\alpha_j & -\cos\theta_j \sin\alpha_j & \ell_j \sin\theta_j \\ 0 & \sin\alpha_j & \cos\alpha_j & d_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

De asemenea, matricea de transfer ${}^{i-1}\mathcal{T}_i$ are întotdeauna forma unei matrice generale de situare în care mărimea dependentă de timp este variabila cuplei i :

$${}^0\mathcal{G} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

unde \mathbf{n} , \mathbf{o} și \mathbf{a} sunt versorii sistemului de referință atașat, iar \mathbf{p} este vectorul de poziție al originii sistemului de referință atașat, în raport cu sistemul de referință fix.

Astfel, membrul superior poate fi modelat ca un sistem format din n corpuri rigide, legate prin n cuple simple de rotație. Problema principală a modelării geometrice/cinematice este exprimarea matricei generale ${}^0\mathcal{G}_n$, care precizează poziția și orientarea ultimului corp al lanțului cinematic față de sistemul de referință fix, prin intermediul unei succesiuni de matrice care poziționează fiecare corp față de precedentul:

$${}^0\mathcal{G}_n = {}^0\mathcal{T}_1 \cdot {}^1\mathcal{T}_2 \cdot \dots \cdot {}^{i-1}\mathcal{T}_i \cdot \dots \cdot {}^{n-1}\mathcal{T}_n \quad (2.4)$$

Exprimarea coordonatelor operaționale (descrise prin matricea de transformare generală ${}^0\mathcal{G}_n$ sau prin vectorul coordonatelor operaționale \mathbf{X}) ca funcții de coordonatele cuplelor cinematice conducătoare reprezintă deci **modelul geometric direct** al membrului superior (**transformarea directă de coordonate**):

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{MGD} \Rightarrow {}^0\mathcal{G}_n(\mathbf{q}) \\ \text{sau} \\ \text{MGD} \Rightarrow \mathbf{X}(\mathbf{q}) \end{array} \right. , \quad \left\{ \begin{array}{l} {}^0\mathcal{G}_n = f(\mathbf{q}) \\ \text{sau} \\ \mathbf{X} = f(\mathbf{q}) \end{array} \right. \quad (2.5)$$

Exprimarea coordonatelor cuplelor cinematice conducătoare ca funcții de coordonatele operaționale reprezintă **modelul geometric invers** al membrului superior (**transformarea inversă de coordonate**):

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{MGI} \Rightarrow \mathbf{q}({}^0\mathcal{G}_n) \\ \text{sau} \\ \text{MGI} \Rightarrow \mathbf{q}(\mathbf{X}) \end{array} \right. , \quad \left\{ \begin{array}{l} \mathbf{q} = f^{-1}({}^0\mathcal{G}_n) \\ \text{sau} \\ \mathbf{q} = f^{-1}(\mathbf{X}) \end{array} \right. \quad (2.6)$$

Modelul geometric invers are foarte rar o soluție unică. Nu există o metodă analitică generală pentru determinarea **MGI**, dar există propuse mai multe metode (Pieper, Paul), adaptate la diferite structuri cinematice particulare.

Pentru elaborarea modelului este utilizată convenția Denavit-Hartenberg [49]. Astfel, pe baza considerațiilor anatomice, pentru studiul cinematic al membrului superior uman liber, se consideră o structură în lanț cinematic deschis cu 23 grade de libertate. Membrul superior uman modelat este membrul drept, considerat în poziție ortostatică. Lanțul cinematic al membrului superior uman este format din 16 elemente considerate rigide: brațul, antebrațul, mâna și falangele degetelor I-IV și policelui, legate între ele prin cuple cinematice simple de rotație

care modelează mișcările din articulații:

- **articulația umărului (scapulohumerală)** este o articulație sferică cu 3 grade de libertate, modelată prin suprapunerea a trei articulații cilindrice cu axele triortogonale; mișcările din această articulație sunt: q_1 -flexie-extensie, q_2 -rotație internă-externă, q_3 -abducție-adducție;
- **articulația cotului** se comportă din punct de vedere fiziologic ca două articulații cilindrice (una care asigură mișcarea de flexie-extensie, iar cealaltă care asigură mișcarea de pronație-supinație); mișcările din această articulație sunt: q_4 -flexie-extensie, q_5 -pronație-supinație, q_6 -mișcare virtuală de abducție-adducție, introdusă pentru a permite utilizarea convenției Denavit-Hartenberg;
- **articulația radiocarpiană** este o articulație sferică cu 3 grade de libertate, modelată prin suprapunerea a trei articulații cilindrice cu axele triortogonale; mișcările din această articulație sunt: q_7 -flexie-extensie, q_8 - abducție-adducție, q_9 -pronație-supinație;
- **Articulațiile metacarpofalangiene** sunt articulații cu 2 grade de libertate; în modelul studiat, aceste articulații au fost modelate doar printr-o singură articulație cilindrică. Mișcările din această articulație este q_{i-10} -flexie-extensie ($i=1-5$). Cealaltă mișcare (adducția-abducția) a fost neglijată datorită amplitudinii relativ reduse și rolului nesemnificativ în îndeplinirea funcției de prehensiune, care constituie obiectivul principal al studiului întreprins;
- **Articulațiile interfalangiene** sunt câte două (proximală și distală) pentru fiecare deget (degetele I-IV), cu excepția policelui. Mișcările din această articulație este q_{i-11} -flexie-extensie ($i=1-5$), respectiv q_{i-12} -flexie-extensie ($i=1-4$). Prin mișcările de flexie-extensie executate în aceste articulații degetele se apropie, respectiv se îndepărtează de palmă. Aceste mișcări de flexie-extensie sunt deosebit de importante pentru modelarea unei proteze de mână, fiind definitorii pentru prinderea-eliberarea diferitelor obiecte.

Cuplele cinematice introduse suplimentar (virtual) au fost considerate ca fiind fixe pe întreaga durată a modelării, acestea având doar rol de legătură între cupla precedentă și succesivă.

În Figura 2.1 sunt utilizate următoarele notații, corespunzătoare segmentelor anatomice ale membrului superior:

- C - lungimea claviculei;
- h - lungimea humerusului;
- r - lungimea radiusului - ulnei;
- p - lungimea cumulată carpiene+metacarpiene;
- f_{ij} - lungimile falangelor (i este numărul degetului, $j = 1$ - falanga proximală, 2 - falanga mijlocie, 3 - falanga distală).

Se consideră sistemul de referință fix $x_0O_0y_0z_0$ cu originea în punctul situat la jumătatea centurii scapulare. Celelalte sisteme sunt plasate în articulații având originile distanțate în funcție de dimensiunile anatomice. Succesiunea de articulații a fost concepută astfel încât să se asigure o postură corectă a membrului superior în poziția ortostatică. În această postură, ansamblul humerus-radius-palmă-falange este plasat vertical la o distanță față de originea sistemului fix, egală cu lungimea claviculei și măsurată de-a lungul axei O_0z_0 (distanța este pozitivă pentru membrul stâng și negativă pentru cel drept). Toate componentele sunt situate în planul frontal $x_0O_0z_0$. Lungimea ansamblului humerus-radius-palmă-falange este

orientată de-a lungul axei O_0x_0 și este pozitivă.

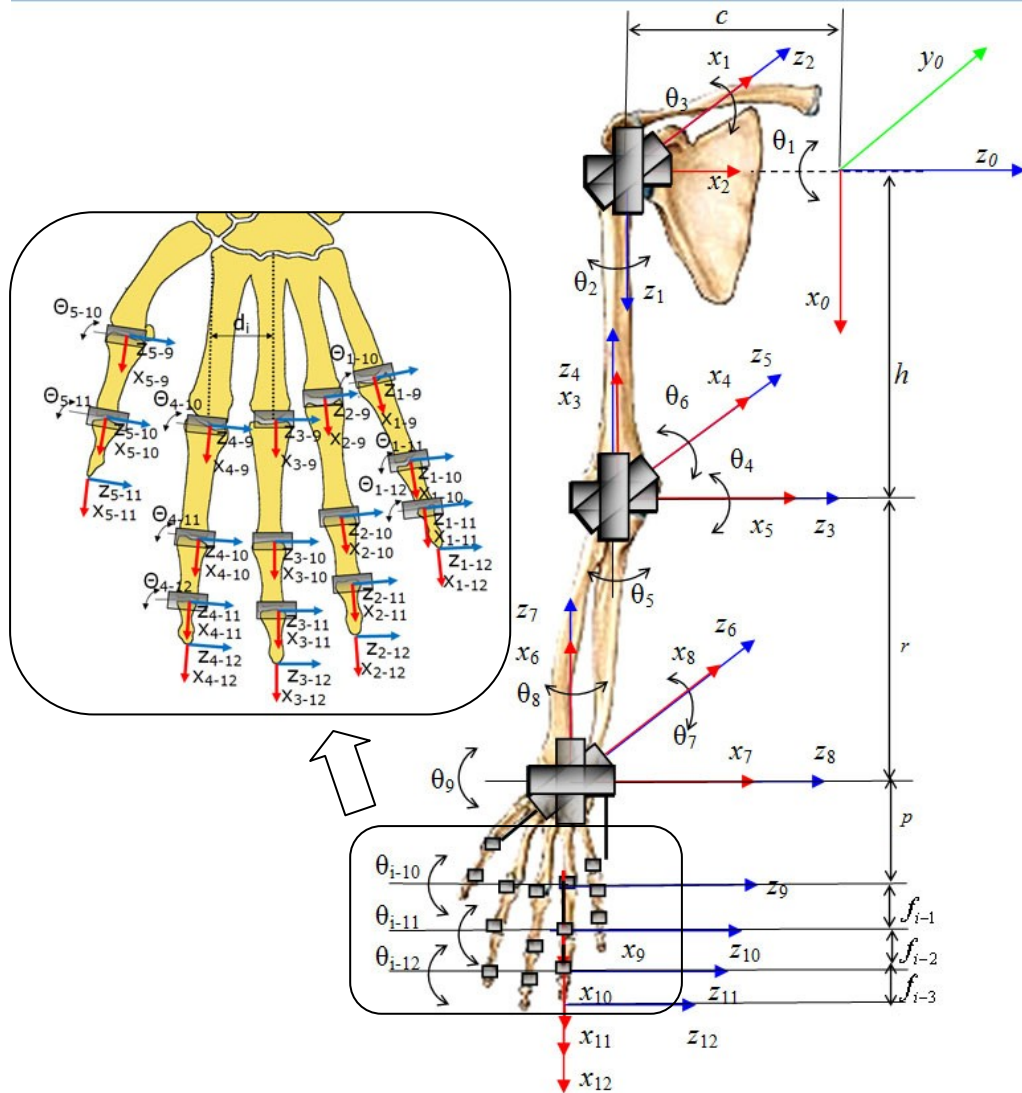


Figura 2.1- Schema cinematică a membrului superior

Prin aplicarea convenției Denavit-Hartenberg modelului de membru superior din Figura 2.1 se identifică parametrii geometrici necesari exprimării matricilor de transfer ${}^{i-1}\mathcal{T}_i$.(2.2).

În Tabel 2.3 - Parametrii geometrici utilizați în cadrul convenției DHTabel 2.3, pentru lungimile segmentelor anatomice considerate (claviculă, humerus, radius, carpiene-metacarpiene, falange) au fost utilizate mărimi medii ale oaselor membrului superior, din atlas de anatomie [50]. Valorile distanțelor d_i ($i=10-23$) au fost preluate, de asemenea, din atlasul de anatomie.

Tabel 2.3 - Parametrii geometrici utilizați în cadrul convenției DH

| Nr cuplă | d[cm] | L[cm] | a(grd.) | θ(grd.) | Observații | Descriere element |
|----------|-------|---------|---------|---------|-----------------------------|-------------------------|
| 1 | c=-20 | 0 | 90 | q1 | Articulația umărului | Humerus |
| 2 | 0 | 0 | 90 | q2 | | |
| 3 | 0 | h=30 | 90 | q3 | | |
| 4 | 0 | 0 | -90 | q4 | Articulația cotului q6=0 | Ulna + Radius |
| 5 | 0 | 0 | -90 | q5 | | |
| 6 | 0 | r=25 | 0 | q6 | | |
| 7 | 0 | 0 | 90 | q7 | Articulația radiocarpiană | Carpiane + metacarpiane |
| 8 | 0 | 0 | 90 | q8 | | |
| 9 | 0 | P=10 | 0 | q9 | | |
| 10 | -3 | f11=3,5 | 0 | q1-10 | Deget I | Falanga 1 |
| 11 | -3 | f12=1,9 | 0 | q1-11 | | Falanga 2 |
| 12 | -3 | f13=1,5 | 0 | q1-12 | | Falanga 3 |
| 13 | -1,5 | f21=4 | 0 | q2-10 | Deget II | Falanga 1 |
| 14 | -1,5 | f22=2,6 | 0 | q2-11 | | Falanga 2 |
| 15 | -1,5 | f23=1,3 | 0 | q2-12 | | Falanga 3 |
| 16 | 0 | f31=4,5 | 0 | q3-10 | Deget III | Falanga 1 |
| 17 | 0 | f32=2,5 | 0 | q3-11 | | Falanga 2 |
| 18 | 0 | f33=1,5 | 0 | q3-12 | | Falanga 3 |
| 19 | 1,5 | f41=3,4 | 0 | q4-10 | Deget IV | Falanga 1 |
| 20 | 1,5 | f42=1,8 | 0 | q4-11 | | Falanga 2 |
| 21 | 1,5 | f43=1,3 | 0 | q4-12 | | Falanga 3 |
| 22 | 4 | f51=3 | 0 | q5-10 | Police | Falanga 1 |
| 23 | 4 | f52=2 | 0 | q5-11 | | Falanga 2 |

Modelul membrului superior studiat are o structură arborescentă. Fiecare falangă distală (degetele I-IV) și falanga policelui constituie un element efector. Poziția și orientarea vârfului degetului se determină prin înmulțirea matricelor de transfer (12 matrice de transfer pentru degetele I-IV și 11 matrice de transfer pentru police).

Cele 12 matrice de transfer prin a căror înmulțire se obțin ecuațiile cinematice ale falangelor distale ale degetelor I-IV sunt

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 & 0 \\ \sin\theta_1 & 0 & -\cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

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

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

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

$${}^4\mathbf{T}_5 = \begin{bmatrix} \cos\theta_5 & 0 & -\sin\theta_5 & 0 \\ \sin\theta_5 & 0 & \cos\theta_5 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$${}^5\mathbf{T}_6 = \begin{bmatrix} \cos\theta_6 & -\sin\theta_6 & 0 & r\cos\theta_6 \\ \sin\theta_6 & \cos\theta_6 & 0 & r\sin\theta_6 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$${}^6\mathbf{T}_7 = \begin{bmatrix} \cos\theta_7 & 0 & \sin\theta_7 & 0 \\ \sin\theta_7 & 0 & -\cos\theta_7 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$${}^7\mathbf{T}_8 = \begin{bmatrix} \cos\theta_8 & 0 & \sin\theta_8 & 0 \\ \sin\theta_8 & 0 & -\cos\theta_8 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$${}^8\mathbf{T}_9 = \begin{bmatrix} \cos\theta_9 & -\sin\theta_9 & 0 & p\cos\theta_9 \\ \sin\theta_9 & \cos\theta_9 & 0 & p\sin\theta_9 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$$\begin{aligned}
{}^9\mathbf{T}_{10} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{i-10} & -\sin\theta_{i-10} & 0 & f_1 \cos\theta_{i-10} \\ \sin\theta_{i-10} & \cos\theta_{i-10} & 0 & f_1 \sin\theta_{i-10} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^{10}\mathbf{T}_{11} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{i-11} & -\sin\theta_{i-11} & 0 & f_2 \cos\theta_{i-11} \\ \sin\theta_{i-11} & \cos\theta_{i-11} & 0 & f_2 \sin\theta_{i-11} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^{11}\mathbf{T}_{12} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_{i-12} & -\sin\theta_{i-12} & 0 & f_3 \cos\theta_{i-12} \\ \sin\theta_{i-12} & \cos\theta_{i-12} & 0 & f_3 \sin\theta_{i-12} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

(2.7)

Matricele generale ${}^0\mathbf{G}_{12}$ (pentru degetele I-IV) și ${}^0\mathbf{G}_{11}$ (pentru police) care reprezintă poziția și orientarea sistemului de referință atașat falangelor distale față de sistemul de referință fix se determină ca produs al matricelor de transfer:

$${}^0\mathbf{G}_{12} = {}^0\mathbf{T}_1 \cdot {}^1\mathbf{T}_2 \cdot {}^2\mathbf{T}_3 \cdot {}^3\mathbf{T}_4 \cdot {}^4\mathbf{T}_5 \cdot {}^5\mathbf{T}_6 \cdot {}^6\mathbf{T}_7 \cdot {}^7\mathbf{T}_8 \cdot {}^8\mathbf{T}_9 \cdot {}^9\mathbf{T}_{10} \cdot {}^{10}\mathbf{T}_{11} \cdot {}^{11}\mathbf{T}_{12}, \quad (2.8)$$

$${}^0\mathbf{G}_{11} = {}^0\mathbf{T}_1 \cdot {}^1\mathbf{T}_2 \cdot {}^2\mathbf{T}_3 \cdot {}^3\mathbf{T}_4 \cdot {}^4\mathbf{T}_5 \cdot {}^5\mathbf{T}_6 \cdot {}^6\mathbf{T}_7 \cdot {}^7\mathbf{T}_8 \cdot {}^8\mathbf{T}_9 \cdot {}^9\mathbf{T}_{10} \cdot {}^{10}\mathbf{T}_{11}. \quad (2.9)$$

Pe baza acestor considerente s-a realizat modelul geometric al membrului superior, rezultând elementele matricei generale.

Pentru determinarea expresiilor analitice ale acestor elemente, s-au conceput programe sub mediul Matlab, care sunt atașate în anexă [anexa A1]. Expresie analitice ale parametrilor D-H sunt prezentate în anexă [anexa A2].

Deși modelul de membru superior cu 23 grade de libertate prezentat a presupus anumite simplificări (de exemplu nu s-a considerat mișcarea de abducție-adducție din articulația radiocarpiană), realizarea unei proteze pe baza acestui model este deosebit de dificilă. Așa cum se cunoaște de la anatomie, mișcările degetelor sunt complexe, completându-se reciproc în realizarea prehensiunii. Faza principală a prehensiunii este reprezentată de mișcarea de opoziție a policelui realizată simultan cu flexia tuturor falangelor celorlalte patru degete. Fără participarea policelui în mișcarea de apucare a unui obiect mâna își reduce capacitatea funcțională cu aproximativ 60%, putând executa doar mișcări de împingere și mișcări reduse de prehensiune între ansamblul celorlalte degete și podul palmei precum și între falange, ultimele caracterizate de forțe de apucare foarte scăzute. În prehensiune fiecare deget are un rol bine precizat [51]:

- *indexul* sesizează forma obiectelor și are rol stabilizator;
- *degetul mijlociu* este degetul de forță;
- *inelarul* sprijină degetul mijlociu în efort;
- *degetul mic* conferă siguranță și precizie prehensiunii.

Ținând seama de funcționalitatea protezei, modelul studiat poate fi simplificat mai mult. Astfel, dacă se neglijează policele, iar celelalte patru degete sunt considerate rigidizate (formând deci un singur element), modelul membrului superior va fi compus din 6 elemente considerate rigide și va avea 12 grade de libertate. În acest caz, membrul superior este modelat ca un lanț cinematic deschis având o structură serială. Această ipoteză simplifică mult calculul modelului, spre deosebire de lanțul cinematic deschis, cu structură arborescentă al modelului cu 23 grade de libertate.

Tabel 2.4 - Parametrii geometrici utilizați în cadrul convenției DH

| Nr cuplă | d[cm] | L[cm] | α (grd.) | θ (grd.) | Observații | Descriere element |
|----------|-------|--------|-----------------|-----------------|---|--|
| 1 | c=-20 | 0 | 90 | q1 | Articulația umărului | Humerus |
| 2 | 0 | 0 | 90 | q2 | | |
| 3 | 0 | h=30 | 90 | q3 | | |
| 4 | 0 | 0 | -90 | q4 | Articulația cotului q6=0 | Ulna + Radius |
| 5 | 0 | 0 | -90 | q5 | | |
| 6 | 0 | r=25 | 0 | q6 | | |
| 7 | 0 | 0 | 90 | q7 | Articulația radiocarpiană | Carpine + meta- carpine |
| 8 | 0 | 0 | 90 | q8 | | |
| 9 | 0 | P=10 | 0 | q9 | | |
| 10 | 0 | f1=3,5 | 0 | q10 | Articulația meta- carpofalangiană | Falanga 1 – proximală ansamblu deget I+II+III+IV |
| 11 | 0 | f2=1,9 | 0 | q11 | Articulația interfalangiană proximală | Falanga 2 – mijlocie ansamblu deget I+II+III+IV |
| 12 | 0 | f3=1,5 | 0 | q12 | Articulația interfalangiană distală | Falanga 3 – distală ansamblu deget |

Pentru determinarea expresiilor analitice ale acestor elemente, s-au conceput programe sub mediul Matlab, care sunt atașate în anexă [anexa A3].

Dacă în modelul elaborat (atât cu 23 grade de libertate, cât și cu 12 grade de libertate) se atribuie valoarea zero tuturor variabilelor cuplelor cinematice, se poate determina și reprezenta poziția ortostatică a membrului superior.

Având în vedere aspectele practice ale funcționalității protezei, pentru studiul spațiului de lucru activ al membrului superior este utilizat modelul cu 12 grade de libertate.

2.2. Spațiul de lucru activ pentru membrul superior

Reprezentarea spațiului activ de lucru al membrului superior a fost realizată atât pentru modele simplificate, cât și pentru modele în care toate cuplele execută mișcări simultane în domenii unghiulare permise de configurația fiecărei cuple [52][53][54][55]. Datorită complexității modelului complet, s-a realizat în Matlab un model al spațiului de lucru cu 3 diviziuni pe intervalul unghiular (Figura 2.2), diviziuni mai mari ale intervalului ducând la o creștere nejustificată a numărului de operații fără o creștere semnificativă a rezultatelor. Chiar și așa, pentru acest model numărul de puncte calculate și reprezentate s-a ridicat la 59048 [56][57][58].

Se observă că limitele extreme ale hipersuprafeței ce delimitează spațiul activ nu depășesc pe cele trei axe valoarea $\sqrt{(h+r+p+f_1+f_2+f_3)^2+c^2} = 76.17cm$, extinderea de-a lungul axei O_0z_0 fiind teoretic cuprinsă între valoarea pozitivă de $\sqrt{(h+r+p+f_1+f_2+f_3)^2+c^2} - c = 56.17cm$ și valoarea maximă negativă de $-(\sqrt{(h+r+p+f_1+f_2+f_3)^2+c^2} + c) = -96.17cm$, obținute datorită plasării articulației umărului la $z = -20 cm$. Programul pe baza căruia au fost trasate spațiile de lucru se regăsește în anexă [anexa A3].

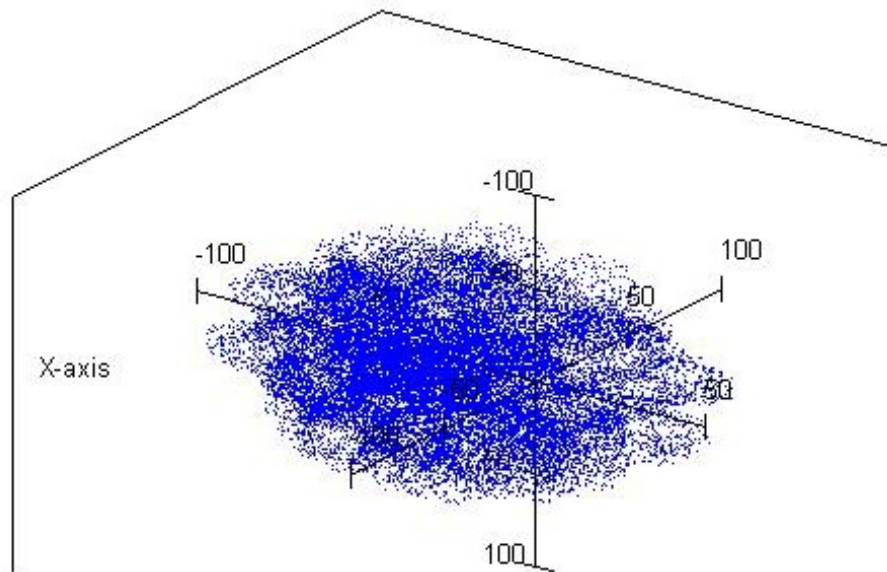


Figura 2.2 - Spațiul activ al membrului superior când domeniile unghiulare sunt divizate în 3 intervale

Practic, maximul negativ poate fi ușor obținut în momentul în care membrul este extins în poziție orizontală în plan frontal, indiferent de constrângerile aplicate

variabilelor articulare; pe de altă parte, capătul distal nu poate depăși valoarea determinată de suma segmentelor $c + \frac{h}{3} = 30cm$ (verificabil prin extinderea orizontală a celui alt membru superior care este plasat complet în sensul pozitiv al axei O_0z_0).

Hipersuprafața membrului superior poate fi reprezentată cu mișcări efectuate doar în unele articulații cinematice. De exemplu, dacă prin rotație mișcarea este oprită în articulațiile care modelează articulația scapulohumerală, dar în același timp se permite mișcare în toate celelalte articulații, se obțin diferite hipersuprafețe care ilustrează:

- Spațiul activ când se realizează mișcare doar în prima articulație, adică se permite doar flexia-extensia (Figura 2.3);
- Spațiul activ când se realizează mișcare doar în a doua articulație, adică se permite doar rotația internă-externă (Figura 2.6);
- Spațiul active când se realizează mișcare doar în a treia articulație, adică se permite doar adducția – abducția (Figura 2.8).

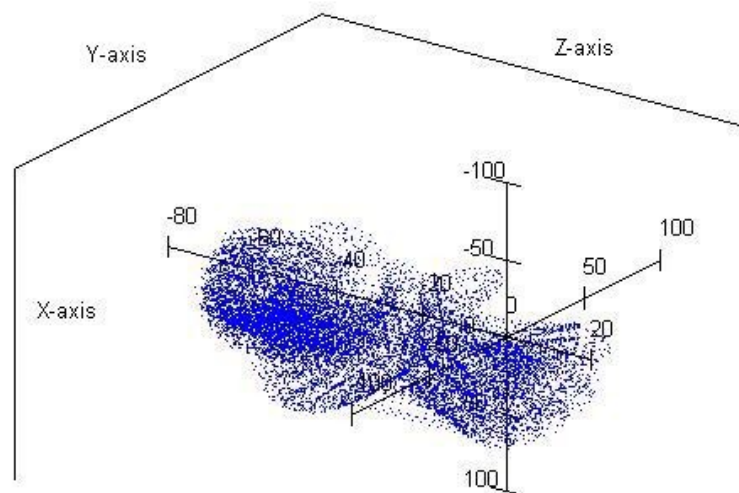


Figura 2.3 - Spațiul de lucru al membrului superior în timpul mișcării de flexie –extensie în articulația scapulohumerală

În toate cazurile domeniul cuplei active din articulația scapulohumerală s-a divizat în 11 intervale, celelalte articulații fiind divizate în trei intervale. La fiecare din aceste mișcări, s-au reprezentat și proiecțiile hipersuprafeței pe planele perpendiculare pe axa de rotație, fiecare diviziune unghiulară fiind împărțită inițial în trei intervale.

Astfel, pe durata mișcării de flexie-extensie executată de prima articulație, proiecțiile în planul fix $x_0O_0y_0$ arată că valoarea maximă a deplasării verticale nu se înregistrează de alungul axei O_0x_0 în sensul ei pozitiv, ci undeva pe linia verticală de ecuație $y=30cm$. Mai mult, valoarea maximă a coordonatei x pentru vârful degetului nu este 73,5 cm cum rezultă din suma segmentelor anatomice, ci aproximativ 63cm (Figura 2.4). Acest lucru se datorează doar lipsei de precizie a reprezentării. Dacă se

mărește precizia prin divizarea domeniilor pentru articulațiile 1,4,5,6 în 11 intervale și restul în 3 intervale, reprezentarea va avea 24057 de puncte, iar precizia va crește proporțional (Figura 2.5).

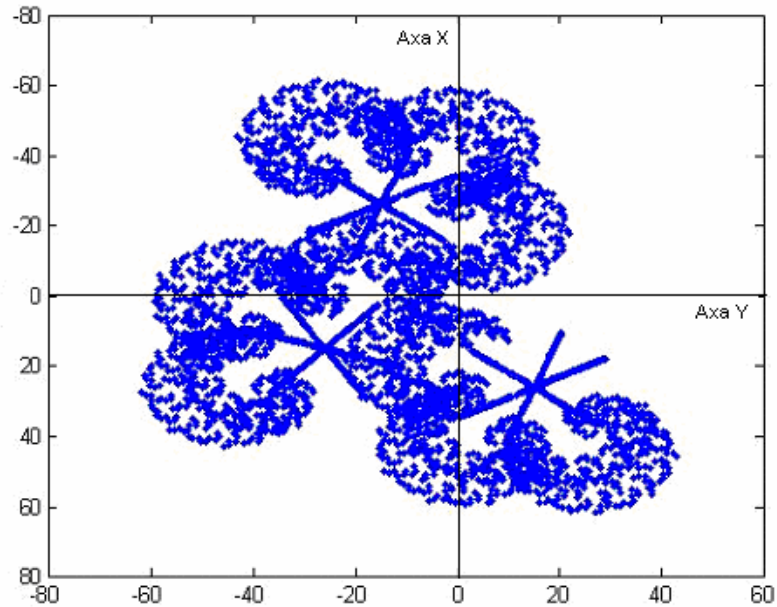


Figura 2.4 – Proiecția spațiului de lucru activ, pe planul sagital, pe durata mișcării de flexie extensie în articulația scapulohumerală (2673 puncte)

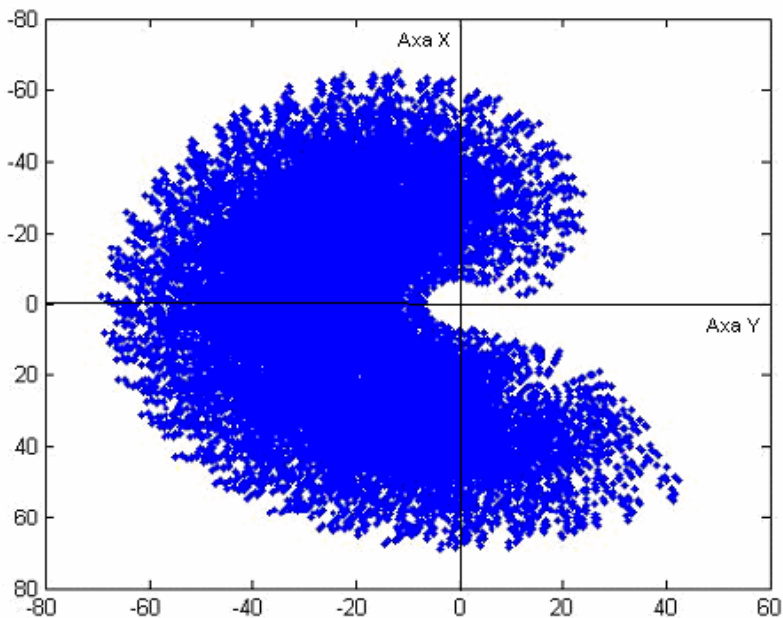


Figura 2.5 - Proiecția spațiului de lucru activ, pe planul sagital, pe durata mișcării de flexie extensie în articulația scapulohumerală (24057 puncte)

Se observă că, în această reprezentare, extensia maximă a membrului superior este realizată atunci când acesta trece prin poziția verticală, înregistrând la vârful degetului o valoare a coordonatei $x_{\max}=73,5\text{cm}$. Proiecția deplasării de a lungul axei O_0y_0 este desigur mai mare în sensul negativ al axei decât în cel pozitiv. Se observă că vârful degetului este plasat în plan sagital la o distanță orizontală maximă de $y_{\max}=x_{\max}=73,5\text{cm}$ față de articulația umărului. Dacă în articulația scapulohumerală doar a doua cuplă se mișcă, iar celelalte cuple (de la 4 la 12) se mișcă normal, hipersuprafața activă este reprezentată în Figura 2.6, iar proiecția acesteia în planul $x_0O_0z_0$ are forma din Figura 2.7. Condițiile de reprezentare sunt cele corespunzătoare din Figura 2.3 și Figura 2.5.

Se observă că proiecțiile articulației scapulohumerale în planul transversal are coordonatele $y=0$ $z=-20\text{cm}$ și în domeniul definit de $y<0$ densitatea pozițiilor pentru capătul distal este mult mai mare decât pentru domeniul $y>0$, lucru care este normal dacă se ia în considerare gestică naturală a membrului superior. Suprafața acoperită prin mișcări este practic simetrică cu o linie de ecuație $z=-20\text{cm}$ în domeniul cu $y<0$. Mișcarea în planul transversal prezintă o asimetrie pronunțată față de axa O_0z_0 , explicată prin faptul că vârful degetelor poate ocupa mult mai puține poziții pe parcursul rotației interne decât la rotație externă.

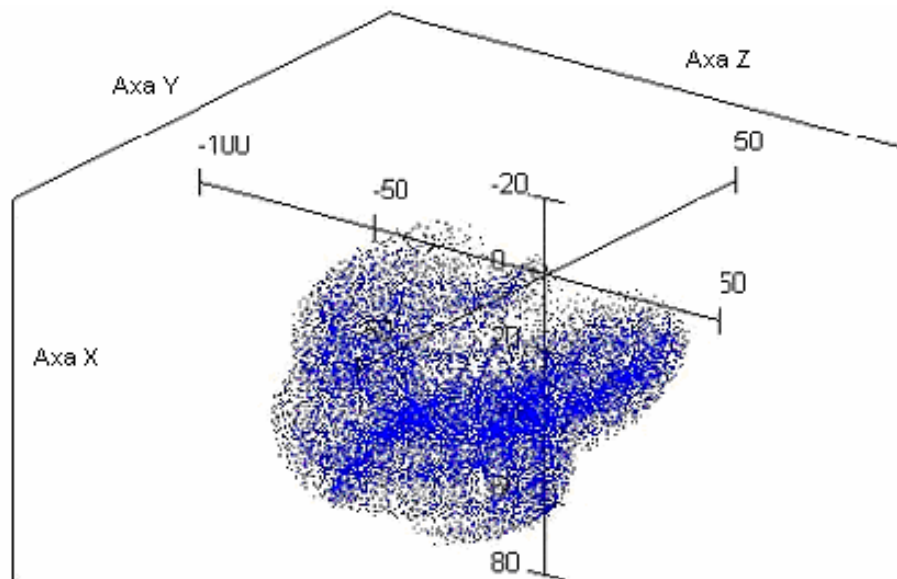


Figura 2.6 – Spațiul de lucru activ în timpul rotației interne-externe în articulația scapulohumerală

Hipersuprafața care delimitează spațiul activ pe durata mișcării de adducție-abducție în articulația scapulohumerală este reprezentată în Figura 2.7.

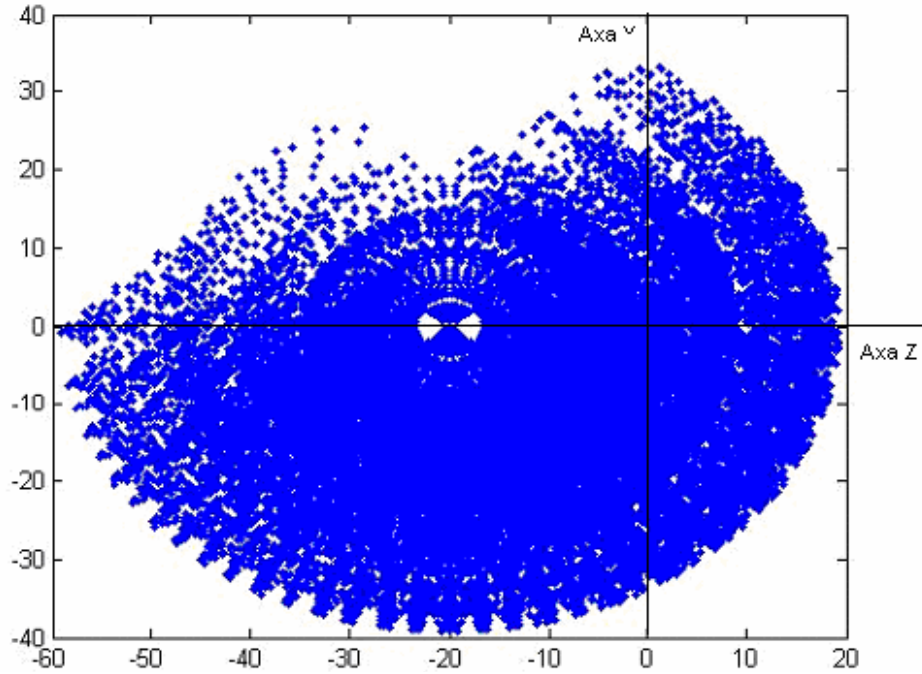


Figura 2.7 – Proiecția spațiului activ al membrului superior pe planul transversal în timpul mișcării de rotație internă-externă din articulația scapulohumerală

Proiecția acestei hipersuprafețe în planul $x_0O_0z_0$ a fost reprezentată prin divizarea domeniilor articulațiilor 3,4,5 și 6 în 11 intervale, toate celelalte articulații având domeniile divizate în 3 intervale (Figura 2.9).

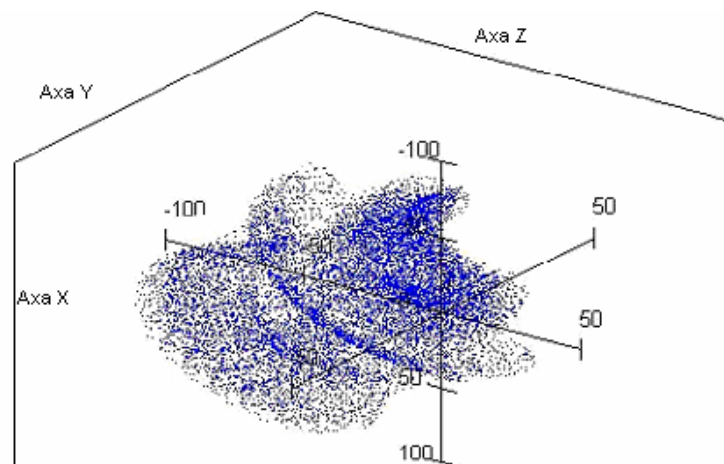


Figura 2.8 – Spațiul de lucru activ în timpul mișcării de adducție – abducție în articulația scapulohumerală

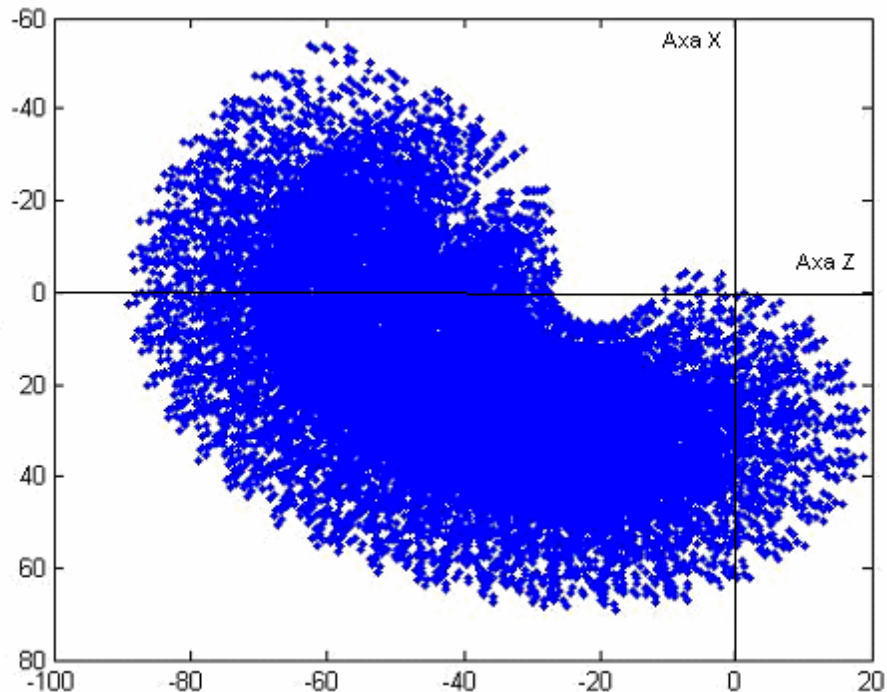


Figura 2.9 - Proiecția spațiului activ al membrului superior, pe planul frontal, în timpul mișcării de rotație internă-externă din articulația scapulohumerală

Se observă că proiecția articulației scapulohumerale în planul frontal are coordonatele $x=0$ $z=-20\text{cm}$ și extinderea maximă de a lungul axei O_0z_0 este plasată la distanța de $93,5\text{cm}$ în sensul negativ, care corespunde poziției orizontale extinse a membrului superior în abducție. În acest caz vârful degetului se află la distanța maximă de $93,5-20=73,5\text{cm}$ de articulație, corespunzătoare sumei segmentelor anatomice $h+r+p+f_1+f_2+f_3$. În poziția dată de coordonata $z=-20\text{cm}$ (în linie cu articulația scapulohumerală) se înregistrează valoarea maximă a mișcării verticale, $73,5\text{cm}$ în sensul pozitiv al axei O_0x_0 ca și în poziția ortostatică.

2.3. Modelul cinematic simplificat al unei proteze de membru superior

Din analiza modelării membrului superior uman prezentată în capitolul precedent se poate observa complexitatea calculelor necesare exprimării diferitelor posturi [59].

Elaborarea unui model pentru o proteză de membru superior are la bază o soluție de compromis între asigurarea unui număr cât mai mare de grade de libertate, dificultățile de fabricare și costul realizării acesteia. Astfel, majoritatea protezelor de membru superior disponibile comercial sau rezultate în urma unor cercetări asigură doar un număr redus de grade de libertate. Aceste modele de proteze oferă însă beneficiarului posibilitatea realizării unor mișcări obișnuite, importante pentru activitățile zilnice [60].

În cadrul lucrării se propune un model simplificat al unei proteze de membru superior (Figura 2.10), practic cu numai două grade de libertate.

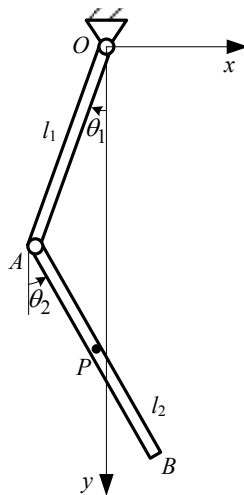


Figura 2.10 - Modelul cinematic simplificat al protezei

Proteza se consideră ca fiind formată din două segmente OA (brațul) și AB (antebrațul cu mâna), articulate între ele în punctul A (articulația cotului). Articulația din punctul O (articulația umărului) este o articulația mobilă, mișcarea de rotație datorându-se greutateii proprii a protezei (articulația din punctul O nu este acționată de un motor). În timpul mișcării, centrul de greutate al protezei, are tendința de a rămâne pe direcția axei Oy.

2.3.1. Parametrii cinematici ai brațului

Dacă se consideră că cele două bare de lungimi l_1 și l_2 sunt omogene, au aceeași secțiune și sunt realizate din același material, coordonatele centrului de greutate se determină folosind relațiile cunoscute din Mecanica teoretică [61]:

$$x_c = \frac{l_1 \cdot \left(-\frac{l_1}{2} \cdot \sin \theta_1\right) + l_2 \cdot \left(\frac{l_2}{2} \cdot \sin \theta_2 - l_1 \cdot \sin \theta_1\right)}{l_1 + l_2} \quad (2.8)$$

$$y_c = \frac{l_1 \cdot \frac{l_1}{2} \cdot \cos \theta_1 + l_2 \cdot \left(\frac{l_2}{2} \cdot \cos \theta_2 + l_1 \cdot \cos \theta_1\right)}{l_1 + l_2}$$

Viteza unghiulară a antebrațului $\dot{\theta}_2$, este generată de motorul pas cu pas și prin urmare se poate determina în funcție de turația motorului și de raportul de transmitere al angrenajului. Viteza unghiulară a antebrațului $\dot{\theta}_2$ s-a determinat experimental considerând mișcarea protezei fără sarcini suplimentare. Astfel, intervalul de variație a unghiului θ_2 a fost divizat în trei subintervale în care viteza unghiulară a fost considerată constantă:

$$\begin{aligned} \theta_{21} &\in \left[0, \frac{\pi}{4}\right] & \dot{\theta}_{21} &= 0.09817 \text{ rad/s} \\ \theta_{22} &\in \left[\frac{\pi}{4}, \frac{\pi}{2}\right] & \dot{\theta}_{22} &= 0.07267 \text{ rad/s} \\ \theta_{23} &\in \left[\frac{\pi}{2}, \frac{5\pi}{6}\right] & \dot{\theta}_{23} &= 0.10472 \text{ rad/s} \end{aligned}$$

Pentru ca, în poziția de echilibru, centrul de greutate să fie întotdeauna pe axa Oy , trebuie să fie îndeplinită condiția:

$$l_1 \cdot \left(-\frac{l_1}{2} \cdot \sin \theta_1\right) + l_2 \cdot \left(\frac{l_2}{2} \cdot \sin \theta_2 - l_1 \cdot \sin \theta_1\right) = 0 \quad (2.9)$$

din care rezultă relațiile dintre unghiurile θ_1 și θ_2 :

$$\left(\frac{l_1^2}{2} + l_1 \cdot l_2\right) \cdot \sin \theta_1 = \frac{l_2^2}{2} \cdot \sin \theta_2 \quad (2.10)$$

care se mai poate scrie și sub forma:

$$\sin \theta_1 = \frac{l_2^2}{l_1 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)} \cdot \sin \theta_2 \quad (2.11)$$

În Figura 2.11 este reprezentată variația unghiurilor θ_1 și θ_2 în raport cu timpul.

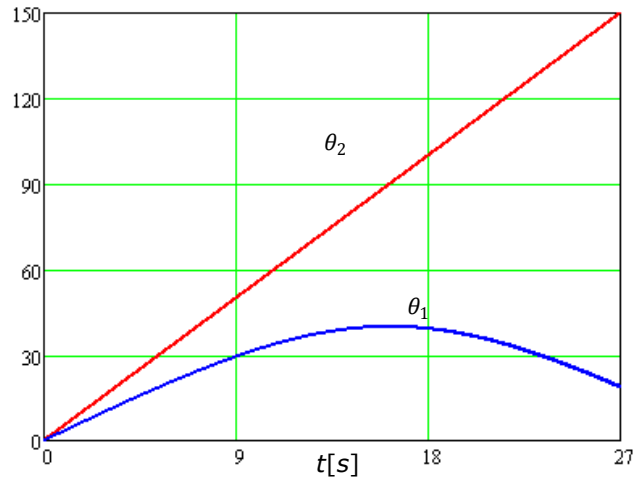


Figura 2.11 - Reprezentarea variației unghiurilor θ_1 și θ_2 în funcție de timp

Viteza unghiulară a antebrăzului AB s-a considerat ca fiind constantă în timp, iar cea a brațului s-a determinat din condiția de echilibru. Lungimea brațului este de 300mm, iar cea a antebrăzului cu tot cu mână este de 500mm.

Prin derivare relația (2.11) devine:

$$\dot{\theta}_1 \cdot \cos \theta_1 = \frac{l_2^2}{l_1 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)} \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 \quad (2.12)$$

de unde rezultă:

$$\dot{\theta}_1 = \frac{l_2^2 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2}{\sqrt{[l_1 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)]^2 - (l_2^2 \cdot \sin \theta_2)^2}} \quad (2.13)$$

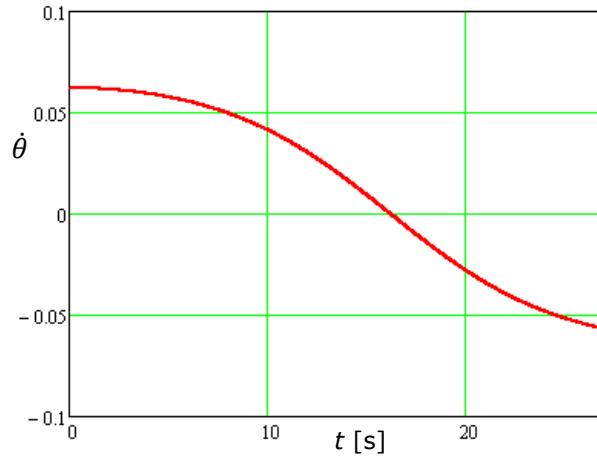


Figura 2.12 - Viteza unghiulară a brațului

Accelerația unghiulară a brațului devine:

$$\ddot{\theta}_1 = \frac{-l_2^2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin \theta_2 \cdot [l_1^2 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)^2 - l_2^4 \cdot \sin^2(\theta_2)] + l_2^6 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin \theta_2 \cdot \cos^2 \theta_2}{\sqrt{(l_1^2 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)^2 - l_2^4 \cdot \sin^2 \theta_2)^3}} \quad (2.14)$$

În Figura 2.13 este reprezentată variația accelerației unghiulare a brațului, în raport cu timpul, obținută pe baza relației 2.14

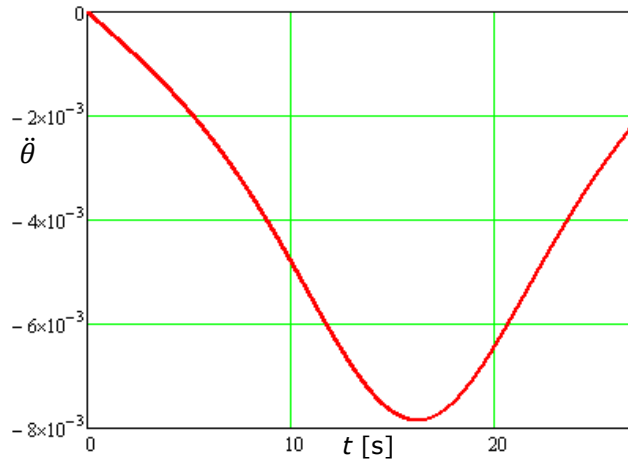


Figura 2.13 - Accelerația unghiulară a brațului

2.3.2. Parametrii cinematici ai antebrățului

Legea de mișcare a unui punct P de pe antebrăț se poate scrie sub forma:

$$\begin{cases} x_p = -l_1 \cdot \sin\theta_1 + AP \cdot \sin\theta_2 \\ y_p = l_1 \cdot \cos\theta_1 + AP \cdot \cos\theta_2 \end{cases} \quad (2.15)$$

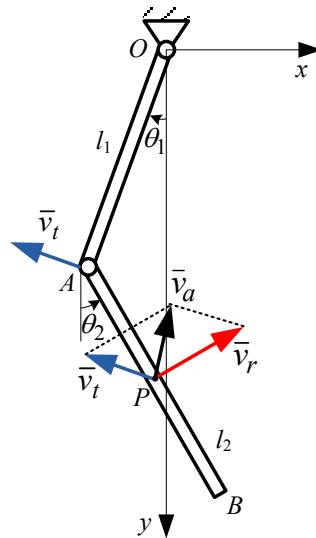


Figura 2.14 – Viteza absolută a punctului P

Pe baza relațiilor 2.15 se poate studia și mișcarea și centrului de greutate al antebrățului. Astfel, legea de mișcare a centrului de greutate al antebrățului este de forma prezentată în Figura 2.15.

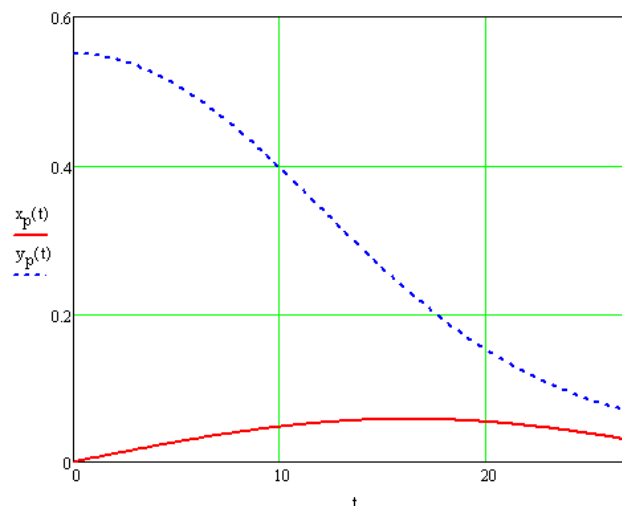


Figura 2.15 - Legea de mișcare a centrului de greutate a antebrățului

Traectoria centrului de greutate al antebrăzului este de forma prezentată în Figura 2.16

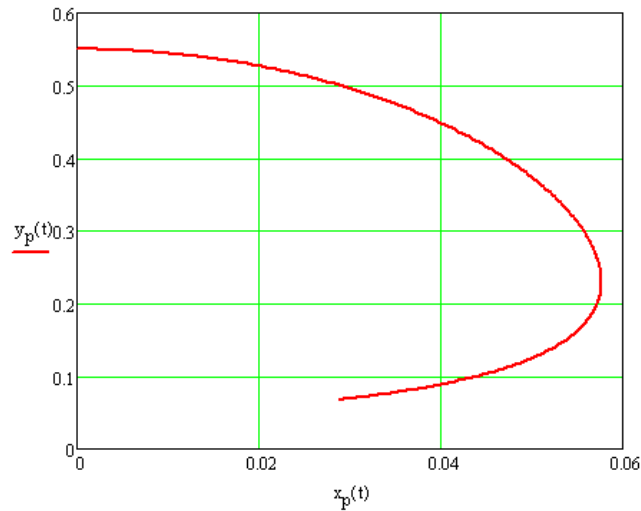


Figura 2.16 - Traectoria centrului de greutate a antebrăzului

Segmentul OA execută mișcare de rotație în jurul articulației O, punctul A având viteza de transport $\bar{v}_t = \dot{\theta}_1 \cdot l_1$ pentru mișcarea plană a segmentului AB. Un punct P de pe antebrăț va avea viteza relativă $\bar{v}_r = \dot{\theta}_2 \cdot AP$ unde AP este distanța de la cot la punctul P. Viteza absolută a punctului P față de sistemul de referință ales va fi:

$$\bar{v}_a = \bar{v}_r + \bar{v}_t \quad (2.16)$$

unde:

- v_a este viteza absolută;
- v_r este viteza relativă;
- v_t este viteza de transport.

Mărimea vitezei absolute a punctului P rezultă:

$$v_a = \sqrt{v_r^2 + v_t^2 - 2 \cdot v_r \cdot v_t \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2)} \quad (2.17)$$

$$v_a = \sqrt{(\dot{\theta}_2 \cdot AP)^2 + (\dot{\theta}_1 \cdot l_1)^2 - 2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot l_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot AP \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2)} \quad (2.18)$$

Înlocuind relația (2.13) în expresia vitezei absolute (2.18) va rezulta:

$$v_a = \sqrt{\frac{(\dot{\theta}_1 \cdot l_1)^2 + (\dot{\theta}_2 \cdot AP)^2 - 2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot l_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot AP \cdot \left(\sqrt{1 - \left(\frac{l_2^2}{l_1 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)} \cdot \sin \theta_2 \right)^2} \cdot \cos \theta_2 - \frac{l_2^2}{l_1 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)} \cdot (\sin \theta_2)^2 \right)}{}} \quad (2.19)$$

Folosind relația 2.19 se poate determina viteza absolută a centrului de greutate al antebrațului. Variația acestei viteze este prezentată în Figura 2.17.

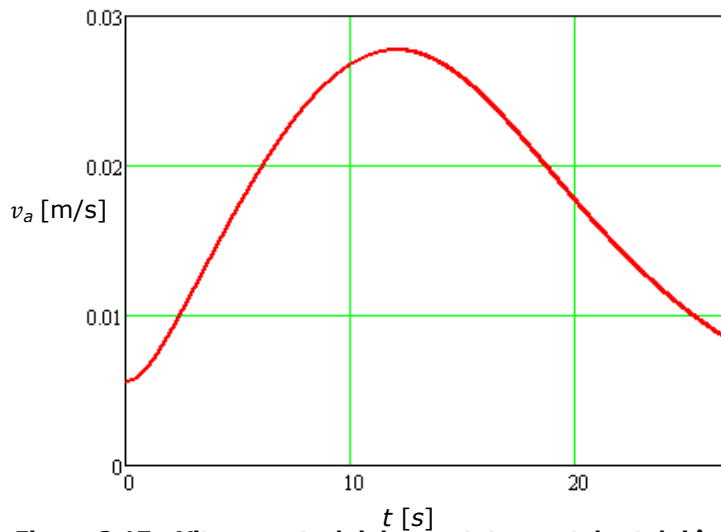


Figura 2.17 - Viteza centrului de greutate a antebrațului în funcție de timp

Folosind relațiile cunoscute din cinematica mișcării relative a punctului material, accelerația unui punct P de pe antebraț va fi:

$$\bar{a}_a = \bar{a}_r + \bar{a}_t + \bar{a}_c \quad (2.20)$$

unde:

- a_a este accelerația absolută;
- a_r este accelerația relativă;
- a_t este accelerația de transport,
- a_c este accelerația Coriolis.

Exprimând componentele accelerației absolute

$$\bar{a}_r = -\dot{\theta}_2^2 \cdot AP \cdot \sin \theta_2 \cdot \bar{i} - \dot{\theta}_2^2 \cdot AP \cdot \cos \theta_2 \cdot \bar{j} \quad (2.21)$$

$$\bar{a}_t = (\dot{\theta}_1^2 \cdot l_1 \cdot \sin \theta_1 - \ddot{\theta}_1 \cdot l_1 \cdot \cos \theta_1) \cdot \bar{i} - (\dot{\theta}_1^2 \cdot l_1 \cdot \cos \theta_1 + \ddot{\theta}_1 \cdot l_1 \cdot \sin \theta_1) \cdot \bar{j} \quad (2.22)$$

$$\bar{a}_c = 2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot AP \cdot \sin \theta_2 \cdot \bar{i} + 2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot AP \cdot \cos \theta_2 \cdot \bar{j} \quad (2.23)$$

se determină expresia accelerației absolute a punctului considerat:

$$\begin{aligned} \bar{a}_a = & (-\dot{\theta}_2^2 \cdot AP \cdot \sin \theta_2 + \dot{\theta}_1^2 \cdot l_1 \cdot \sin \theta_1 - \ddot{\theta}_1 \cdot l_1 \cdot \cos \theta_1 + 2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot AP \cdot \sin \theta_2) \cdot \bar{i} + \\ & + (-\dot{\theta}_2^2 \cdot AP \cdot \cos \theta_2 - \dot{\theta}_1^2 \cdot l_1 \cdot \cos \theta_1 - \ddot{\theta}_1 \cdot l_1 \cdot \sin \theta_1 + 2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot AP \cdot \cos \theta_2) \cdot \bar{j} \end{aligned} \quad (2.24)$$

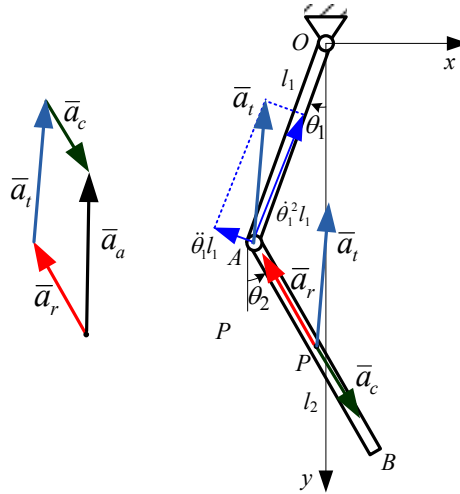


Figura 2.18 – Accelerația absolută a punctului P

Mărimea accelerației absolute a punctului P rezultă:

$$a_a = \sqrt{[(2 \cdot \dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \cdot \dot{\theta}_2 \cdot AP \cdot \sin \theta_2 + \dot{\theta}_1^2 \cdot l_1 \cdot \sin \theta_1 - \ddot{\theta}_1 \cdot l_1 \cdot \cos \theta_1]^2 + [(2 \cdot \dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \cdot \dot{\theta}_2 \cdot AP \cdot \cos \theta_2 - \dot{\theta}_1^2 \cdot l_1 \cdot \cos \theta_1 - \ddot{\theta}_1 \cdot l_1 \cdot \sin \theta_1]^2} \quad (2.25)$$

Folosind relația 2.25 se poate determina accelerația absolută a centrului de greutate al antebrațului. Variația acestei accelerații este prezentată în Figura 2.19.

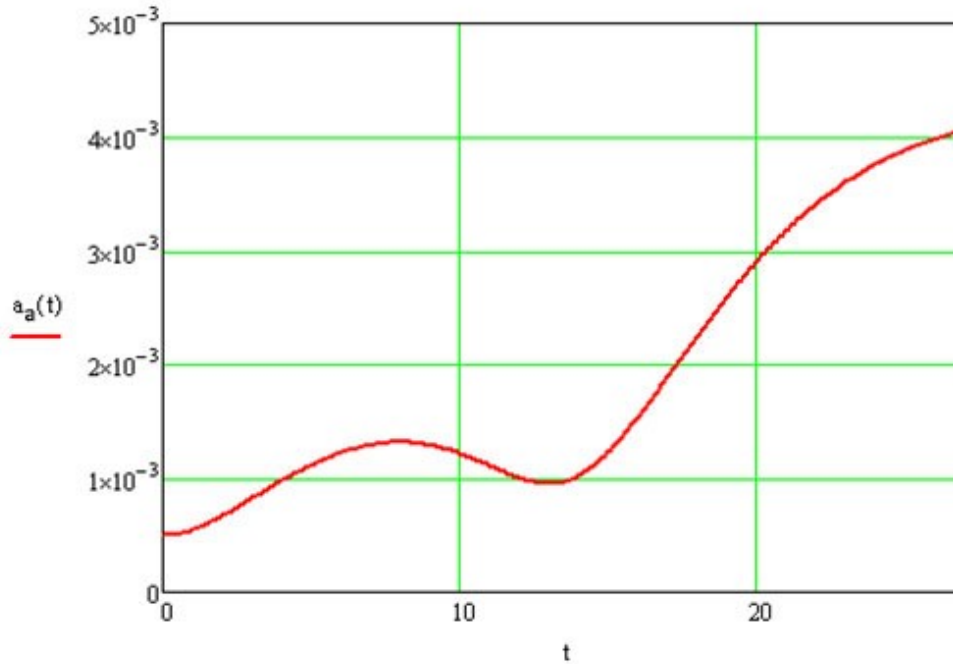


Figura 2.19 - Accelerația centrului de greutate a antebrațului

2.3.3. Parametrii cinematici ai protezei

Pe baza parametrilor cinematici determinați pentru braț și antebraț se pot determina parametrii cinematici ai protezei.

Pentru studiul cinematicii protezei, un interes deosebit îl reprezintă mișcarea centrului de greutate al acesteia. Astfel, folosind datele obținute pentru braț și antebraț, respectiv parametrii cinematici ai acestor două segmente, se determină în continuare deplasarea, viteza și accelerația centrului de greutate al protezei.

Deplasarea centrului de greutate al protezei, pe direcția axei y ($y_c \equiv y_p$) este prezentată în Figura 2.20.

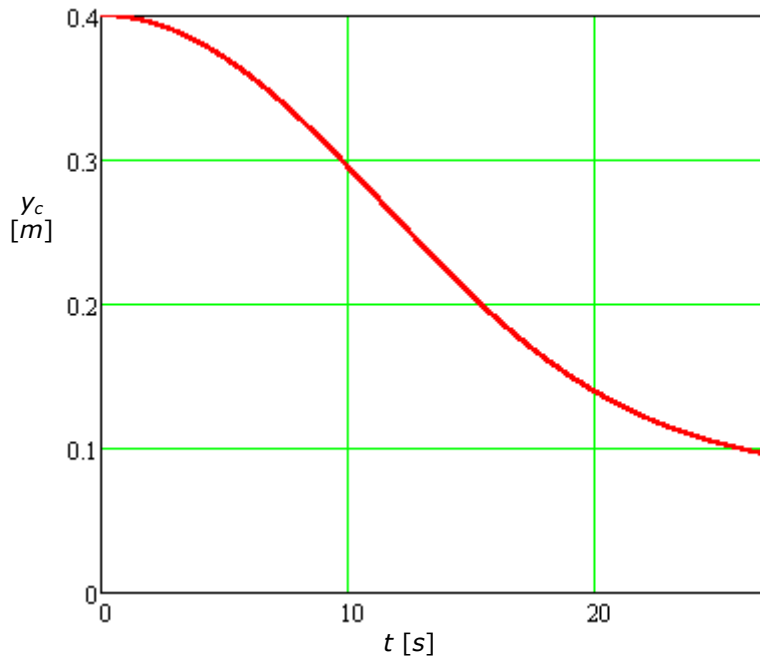


Figura 2.20 - Deplasarea centrului de greutate a protezei

Viteza centrului de greutate, pe direcția axei y ($\dot{y}_c \equiv \dot{y}_p$), va deveni:

$$\dot{y}_c = \frac{-\dot{\theta}_1 \cdot \left(l_1 \cdot \frac{l_1}{2} + l_1 \cdot l_2 \right) \cdot \sin \theta_1 - \dot{\theta}_2 \cdot l_2 \cdot \frac{l_2}{2} \cdot \sin \theta_2}{l_1 + l_2} \quad (2.26)$$

Care se mai poate scrie după înlocuiri și simplificări:

$$\dot{y}_c = \frac{-\left(\frac{l_2^4 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \sin(2 \cdot \theta_2)}{4 \cdot \sqrt{[l_1 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)]^2 - (l_2^2 \cdot \sin \theta_2)^2}} \right) - \dot{\theta}_2 \cdot \frac{l_2^2}{2} \cdot \sin \theta_2}{l_1 + l_2} \quad (2.27)$$

În Figura 2.21 este prezentată variația vitezei centrului de greutate al protezei (proiecția pe direcția axei y).

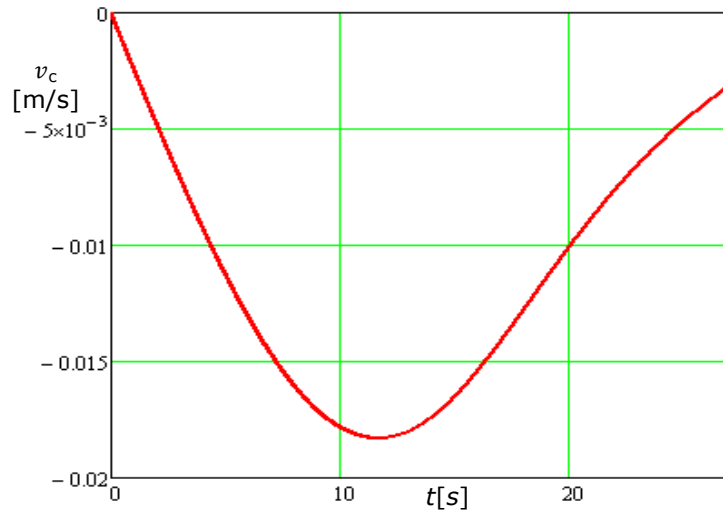


Figura 2.21 - Viteza centrului de greutate a protezei

Prin derivare în raport cu timpul se obține expresia proiecției accelerației centrului de greutate pe direcția axei y ($\ddot{y}_c \equiv \ddot{y}_p$):

$$\ddot{y}_c = \frac{-l_1(l_1 + 2l_2) [\ddot{\theta}_1 \sin \theta_1 + \dot{\theta}_1^2 \cos \theta_1] - \dot{\theta}_2^2 l_2^2 \cos \theta_2}{2(l_1 + l_2)} \quad (2.28)$$

care se mai poate scrie sub forma:

$$\ddot{y}_c = \frac{-\ddot{\theta}_1 l_2^2 \cdot \sin \theta_2 - \frac{l_2^4 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot (\cos \theta_2)^2}{\sqrt{[l_1 \cdot (l_1 + 2 \cdot l_2)]^2 - (l_2^2 \cdot \sin \theta_2)^2}} - \dot{\theta}_2^2 l_2^2 \cos \theta_2}{2(l_1 + l_2)} \quad (2.29)$$

În Figura 2.22 este prezentată variația accelerației centrului de greutate al protezei (proiecția pe direcția axei y).

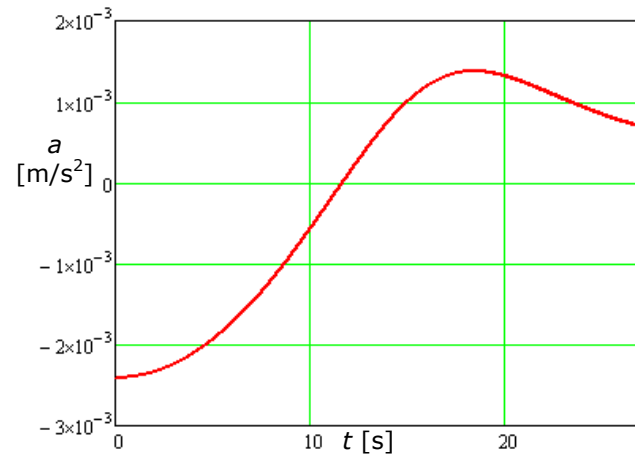


Figura 2.22 - Accelerația centrului de greutate al protezei

3. Realizarea protezei de membru superior

3.1. Principii constructive

În cazul în care se dorește să se investigheze un anumit fenomen este necesar ca la început să se delimiteze aria investigată în scopul de a elimina influențele ne semnificative pentru scopul urmărit. Toate acestea presupun de fapt emiterea unor ipoteze, elaborarea unor scheme sau conceperea unor modele ale fenomenului în cauză care în final se constituie într-un model de calcul coerent[62].

Modelul de calcul trebuie să îndeplinească condiția de a fi adecvat scopului propus. În cazul în care se alege un model de calcul excesiv de complicat care își propune să aibă în vedere toate aspectele posibile ale fenomenului, acesta poate deveni costisitor, greoi sau chiar inoperant, iar un model simplist, prea sumar poate fi incorect ca urmare a neglijării unor fenomene și aspecte importante ale problemei.

După modul cum poate fi conceput un model de calcul se disting următoarele tipuri de modele:

- *Modelul funcțional* este un model structural teoretic sau experimental care pune în evidență diferitele componente ale fenomenului și ilustrează calitativ legăturile reciproce ale acestora, din care rezultă funcțiile globale fundamentale ale ansamblului.
- *Modelul de calcul* este un model teoretic care, pornind de la un ansamblu coerent de ipoteze, stabilește o schemă de calcul cu relații de calcul care descriu cantitativ și calitativ fenomenul. Implementarea modelului de calcul pe un calculator mărește considerabil eficiența acestuia.
- *Modelul experimental* este un obiect fizic, un dispozitiv sau o instalație care reproduce în anumite condiții fenomenul care interesează.

Cele trei modele sunt complementare în descrierea unui fenomen, fiecare având avantaje, dezavantaje și limitări. Pentru investigații complete se utilizează serii succesive de diverse modele. Pe măsură ce se culeg date despre fenomenul studiat, modelele se perfecționează, ceea ce nu înseamnă în mod neapărat complicarea lui, ci poate fi foarte bine o simplificare a sa.

Modelarea geometriei structurii constă în aproximarea structurii reale printr-un sistem echivalent de corpuri, suprafețe, etc. Modelul trebuie să reproducă cât mai fidel dimensiunile, rigiditățile și deplasările impuse structurii.

Sunt foarte multe situații în care volumul datelor de intrare precum și în egală măsură cel al datelor de ieșire se poate reduce considerabil prin utilizarea proprietăților de simetrie și antisimetrie ale structurilor.

Geometria modelului poate fi plană sau spațială, modelul fiind realizat la scară în toate detaliile sau poate fi distorsionat, adică unele detalii sau dimensiuni pot fi executate la altă scară decât restul modelului.

În Figura 3.1 este prezentat un model geometric al membrului superior utilizat în analiza cu element finit în determinarea deformațiilor elastice care apar în cazul flexiei cotului sub diferite sarcini [63][64][65].

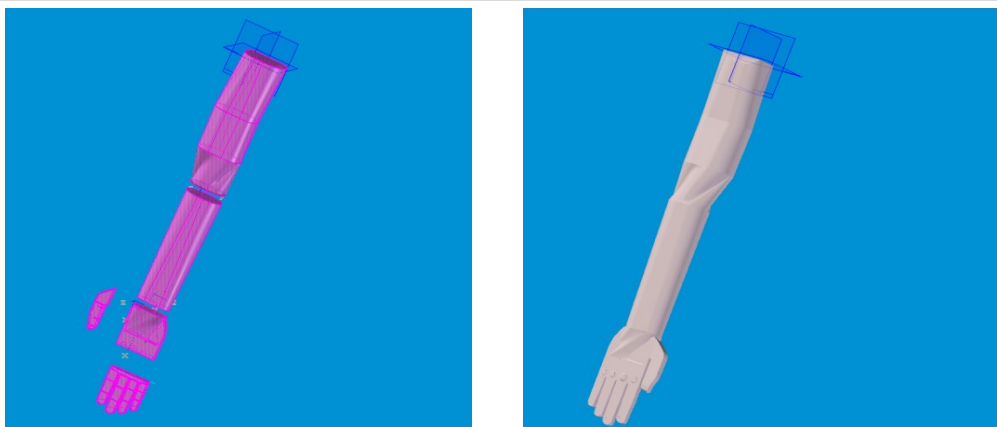


Figura 3.1- Model geometric 3D al membrului superior

Materialul din care este realizat modelul poate fi natural, caz în care se utilizează un preparat anatomic, poate fi o masă plastică, un material metalic sau combinații ale acestora;

Până de curând, designul și funcționalitatea protezelor se baza doar pe componente mecanice. Problema care apare, este aceea a nevoii de a compensa limitările articulațiilor mecanice cu restul corpului. Acest lucru limitează simetria mișcării biomecanice și mărește energia utilizată de către amputat.

Astfel, au fost luate măsuri spre a îmbunătății modul în care o proteză funcționează și interacționează cu utilizatorul acesteia. Combinând sisteme mecanice cu sisteme electrice și controlate de computere s-au putut realiza proteze mai funcționale. Sistemele încorporează fiziologia și mișcările naturale ale corpului, într-o tentativă de a înlocui sistemele anatomice, cele mai elocvente exemple fiind sistemele mioelectrice și articulațiile membrului inferior controlate de calculatoare.

Amputații dobândesc un control suplimentar asupra propriilor proteze când sistemele mimează mai adecvat acțiunile biomecanice ale corpului, sau dacă realizează o cale de comunicare între proteză și corp. Deoarece un amputat poate manipula activitatea protezei în timp ce execută activități motrice, aceste dispozitive pot fi catalogate drept mecanisme controlate prin motor; acestea pot fi oricare din sistemele corpului (anatomice sau protetice) care inițiază și susțin activitate motrice voluntară. Multe sisteme protetice dinamice sunt denumite mecanisme cu feedback senzorial, acest termen sugerând că dispozitivele protetice includ cumva o buclă senzorială de feedback completă. În timp ce acest termen descrie în mod adecvat funcțiile fiziologice umane, el este nepotrivit când se aplică la sistemele protetice. Doar fiindcă un sistem protetic se adaptează la modificări fiziologice și anatomice, nu înseamnă că proteza a devenit parte a buclei fiziologice de feedback senzorial. Bucla de feedback este completă doar când un sistem recepționează și transmite informațiile neuronale corespunzătoare, transmisia de semnale eferente și aferente către și dinspre creier.

Pentru a realiza proteze inteligente, avem nevoie de sisteme senzoriale și sisteme de acționare care să integreze și să reproducă cât mai fidel sistemele anatomice. Ca atare, senzorii reprezintă parte a interfeței dintre lumea fizică și lumea dispozitivelor electronice, precum calculatoarele, cealaltă parte a interfeței

este reprezentată de către actuatoare, care convertesc semnalele electrice în fenomene fizice.

3.2. Alegerea soluției constructive

Proiectarea CAD este un domeniu ce cunoaște o dinamică susținută. Cu doar câțiva ani în urmă, numărul aplicațiilor profesionale de proiectare asistată era limitat la numai câteva nume precum: *AutoCAD*, *CATIA* sau *Pro/Engineer*. În momentul actual numărul acestor aplicații este destul de mare, utilizatorul având posibilitatea de a alege cea variantă cu care își poate duce la bun sfârșit munca în timpul cel mai scurt[66][67][68].

Modelul care a stat la baza proiectării și realizării ulterioare a protezei este cel prezentat în capitolul precedent. Conceperea protezei a ținut seama atât de materialele și componentele electronice disponibile, cât și de posibilitățile tehnologice necesare pentru fabricarea acesteia.

Astfel, considerentele care au stat la baza alegerii soluției constructive sunt prezentate în continuare în strânsă legătură cu materialele folosite și cu tehnologiile de execuție utilizate pentru fabricarea protezei.

Modelul 3D al protezei a fost realizat integral în aplicația SolidWorks. Testele virtuale au fost realizate cu ajutorul CosmosWorks.

3.2.1. Proiectarea articulațiilor protezei

Articulațiile principale ale membrului superior au fost modelate pornind de la considerente anatomice, respectiv de la mișcările care se produc în aceste articulații [69][70][71][72].

Din considerente de proiectare, articulația umărului (Figura 3.2) poate fi redusă la o articulație sferică, care în cazul protezei concepute este pasivă, utilizatorul mișcând proteza sub inerția acesteia. Capul sferic și colivia exterioară au fost realizate din alamă, colivia interioară cu rol de lagăr de alunecare a fost făcut din teflon, iar gâtul care face legătura între capătul proximal al brațului și umăr a fost realizat din Inox[73][74].

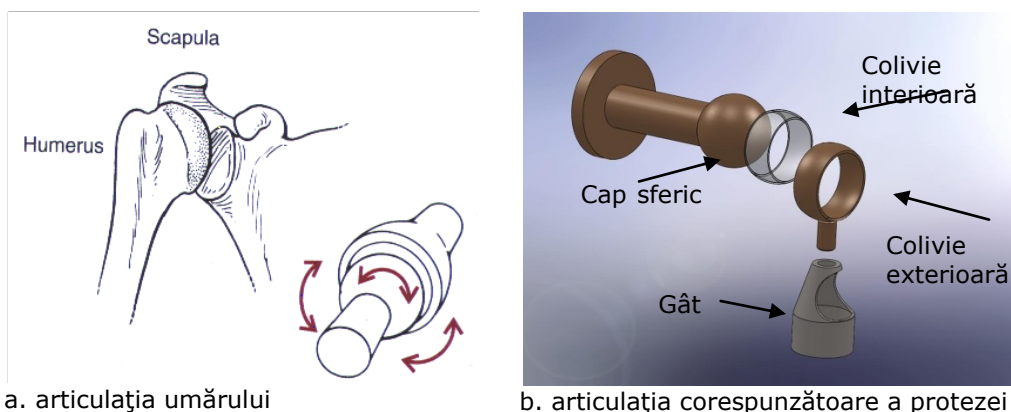


Figura 3.2 - Articulația sferică a umărului și a protezei

Mișcările posibile în articulația umărului sunt cele de flexie-extensie, adducție-abducție, rotație mediană și laterală (Figura 3.3).

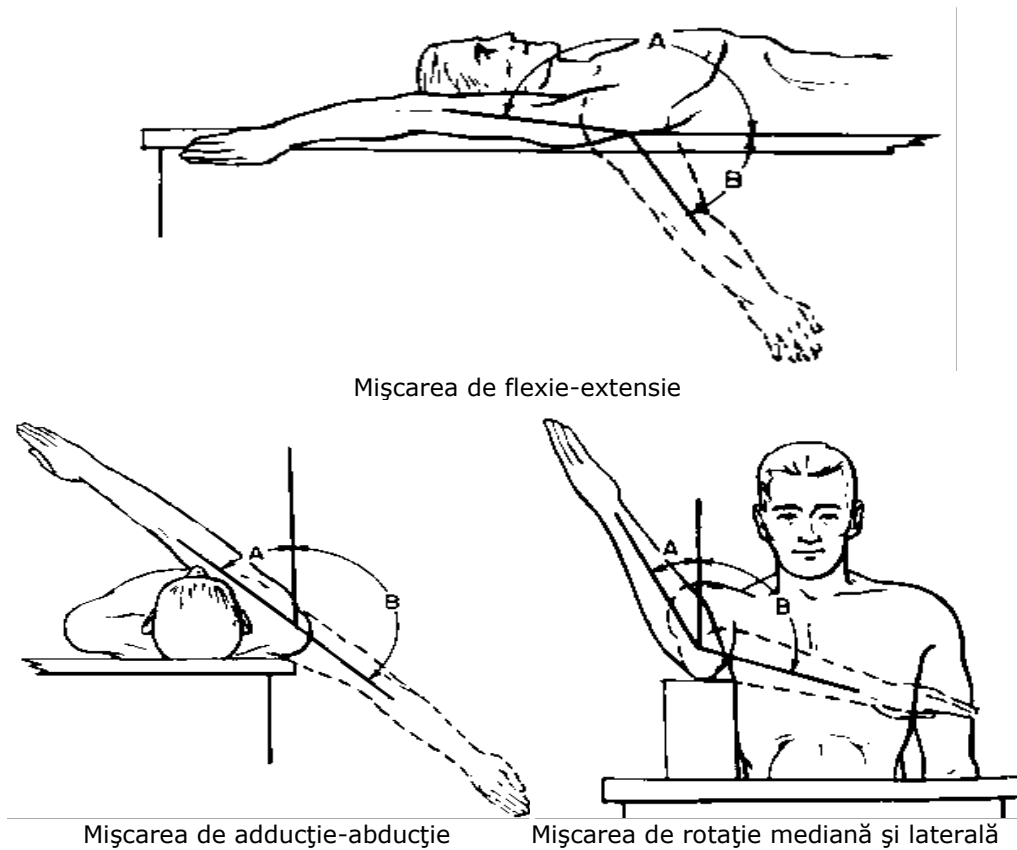


Figura 3.3 - Mișcările executate de articulația umărului: flexie-extensie, adducție-abducție, rotație mediană și laterală

Articulația cotului (Figura 3.4) este cilindrică, executând flexia și extensia antebrăului (Figura 3.5). Cele trei lamele componente au fost decupate din table de Inox prin electroeroziune cu fir. Articulația permite o rotație de 245 grade, dar în realitate ea execută doar o cursă de doar 150 grade, datorită constrângerilor anatomice. Datorită formei lamelelor și mișcări de flexie care se execută, apare doar problema verificării la forfecare.

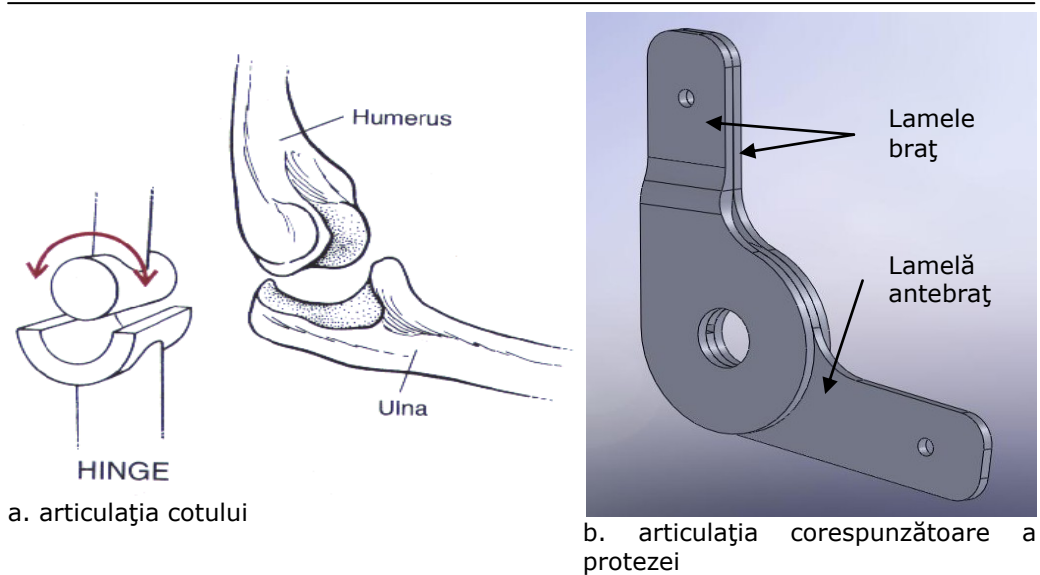


Figura 3.4 - Articulația cilindrică a cotului și a protezei

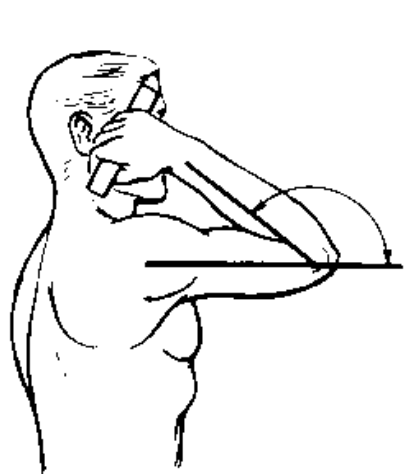


Figura 3.5 - Mișcarea executată de articulația cotului: flexie-extensie

Aționarea cotului s-a realizat cu ajutorul unui motor pas cu pas prin intermediul a doua reductoare care au amplificat momentul motor necesar și au realizat (schimbarea direcției) rotația cu 90 de grade.

În Figura 3.6 este prezentat mecanismul de acționare al articulației cotului. Din figură se poate observa ansamblul compus din stepper, reductor planetar, reductor melcat și articulația cotului. Reductorul planetar are un raport de transmitere 24:1, iar reductorul melcat 43:2.

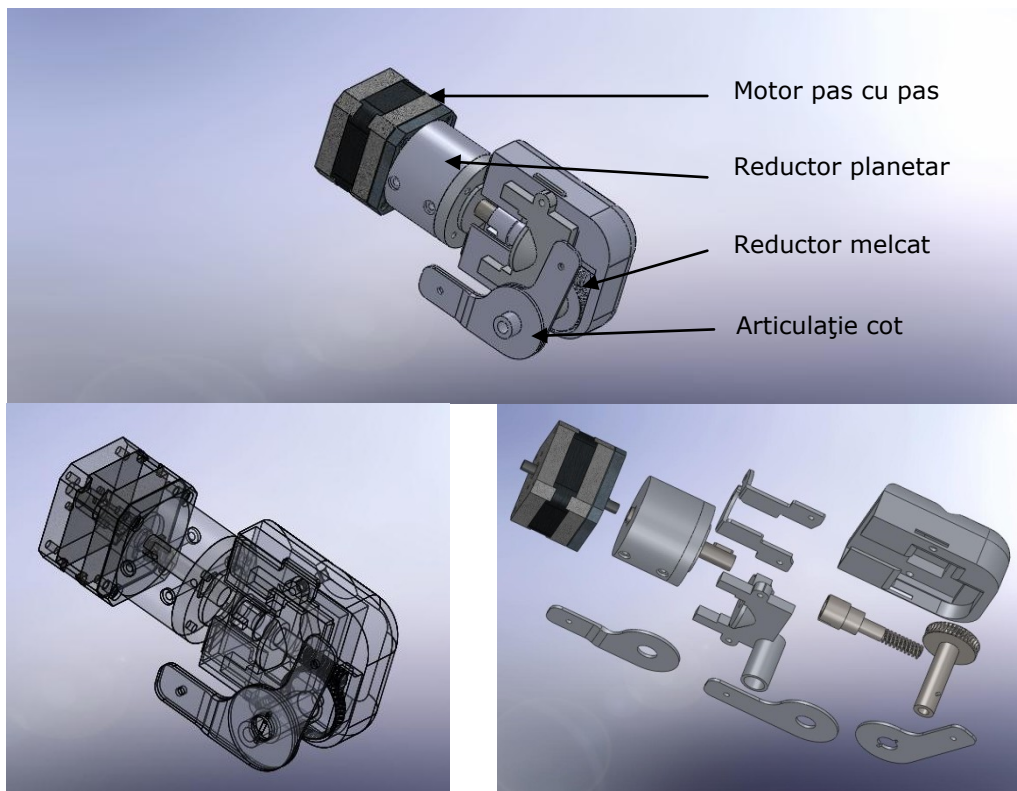


Figura 3.6 - Mecanismul de acționare al articulației cotului

Mâna, care este efortorul final al protezei, execută doar o mișcare de pronație-supinație (

Figura 3.7); din motive de gabarit a fost necesară reducerea gradelor de libertate la 1: mișcarea de flexie-extensie care este mișcarea caracteristică, predominantă a articulației cotului, fiind totodată și cea mai utilă în cazul unei proteze de uz general pentru membrul superior. În cazul articulației mâinii umane (

Figura 3.8) această mișcare este realizată prin suprapunerea radiusului și ulnei: suprafața rotunjită sau conică a unui os se potrivește într-un tendon, permițând rotația. Acest exemplu se poate întâlni la articulațiile radio-ulnară superioară și inferioară.

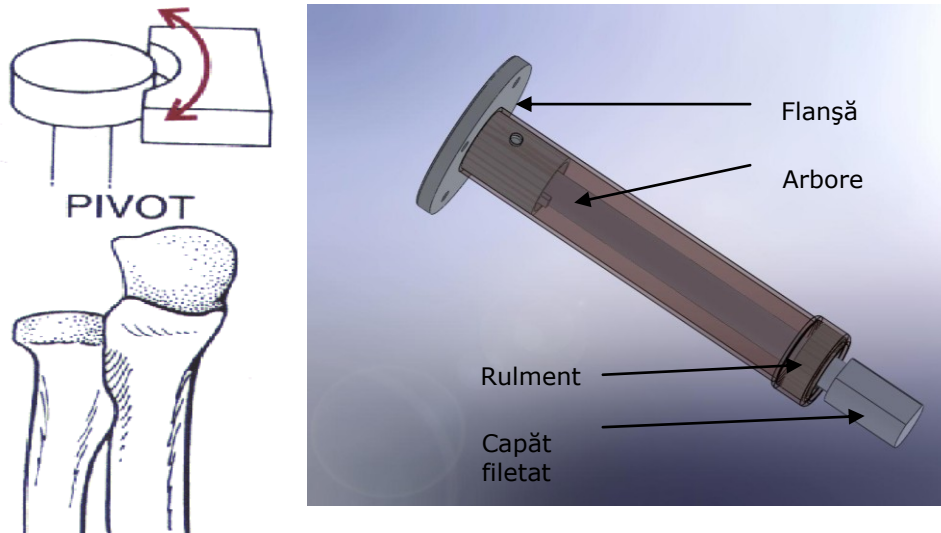


Figura 3.7 - Cupla care realizează pronția-supinația mâinii la om și la proteză

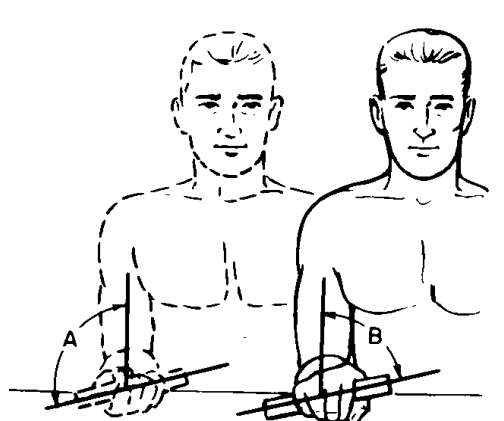


Figura 3.8 - Mișcarea de pronție-supinație executată de mână

Sistemul de acționare pentru pronția-supinația mâinii este formată dintr-un motor pas cu pas, un reductor planetar și o transmisie prin arbore. S-a ales poziționarea motorului aproape de cot pentru a limita momentele de inerție și a reduce momentul motor necesar acționării antebrațului.

Arborele de transmitere a fost strunjit din OL37. La capătul distal, arborele se sprijină pe un rulment care a fost încapsulat prin deformarea plastică a țevii de cupru. Arborele prezintă la capătul distal un filet M12x1,25 la care se poate atașa orice proteza pasivă de mână. Utilizând un adaptor, se pot atașa și proteze active de mână.

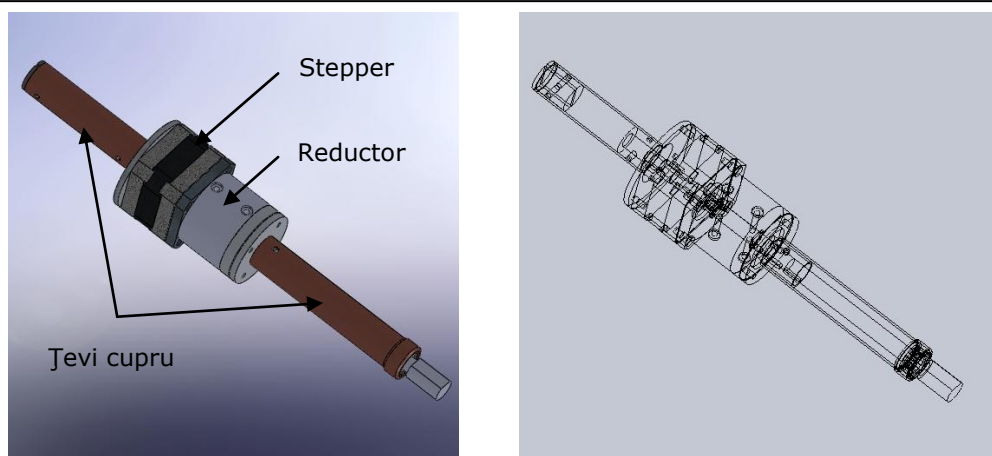


Figura 3.9 - Mecanismul de transmitere și acționare a mâinii

3.2.2. Analiza numerică a articulației cotului

Având în vedere importanța și complexitatea articulației cotului s-a realizat și o analiză cu element finit în Ansys pentru verificarea tensiunilor care apar la solicitarea de forfecare (Figura 3.10)[75][76][77]. Conform calculului de dimensionare, tensiunile care apar în piesele componente ale articulației sunt suficient de mici pentru a fi neglijate pentru solicitări de până la 100N. Această valoare s-a considerat drept o valoare medie pentru încărcarea protezei în sarcini uzuale.

Astfel, se consideră cele trei lamele care formează articulația cotului, respectiv articulația cilindrică, arborele de transmitere pe care sunt amplasate lamele și știftul de ghidare a lamelei antebraț. S-a dorit investigarea la forfecare a ansamblului lamele-arbore și știft lamelă antebraț, acestea fiind considerate elementele cele mai slabe din ansamblu. Sistemul a fost încărcat cu sarcini de 10N, 50N și 100N fără a se observa deformări periculoase.

Tabel 3.1 - Valorile tensiunilor de forfecare la o încărcare de 100N

| Tip | Tensiunile de forfecare | | | Tensiunea normală |
|---------|-------------------------|-------------|-------------|-------------------|
| | Planul YZ | Planul XZ | Planul XY | X Axis |
| Minimum | -46.969 MPa | -20.268 MPa | -12.366 MPa | -5.4528 MPa |
| Maximum | 73.892 MPa | 21.485 MPa | 12.536 MPa | 9.1353 MPa |

Conform valorilor obținute, atât materialul cât și soluția constructivă aleasă, satisfac cerințele minime de rezistență și duranță (Tabel 3.2).

Tabel 3.2 - Tensiunile alternante funcție de numărul de cicluri

| Cicluri | 10 | 20 | 50 | 100 | 200 | 2000 | 2e+004 | 2e+005 | 1e+006 |
|---------------------------|------|------|------|------|------|------|--------|--------|--------|
| Tensiune alternantă [MPa] | 3999 | 2827 | 1896 | 1413 | 1069 | 441 | 214 | 114 | 86.2 |

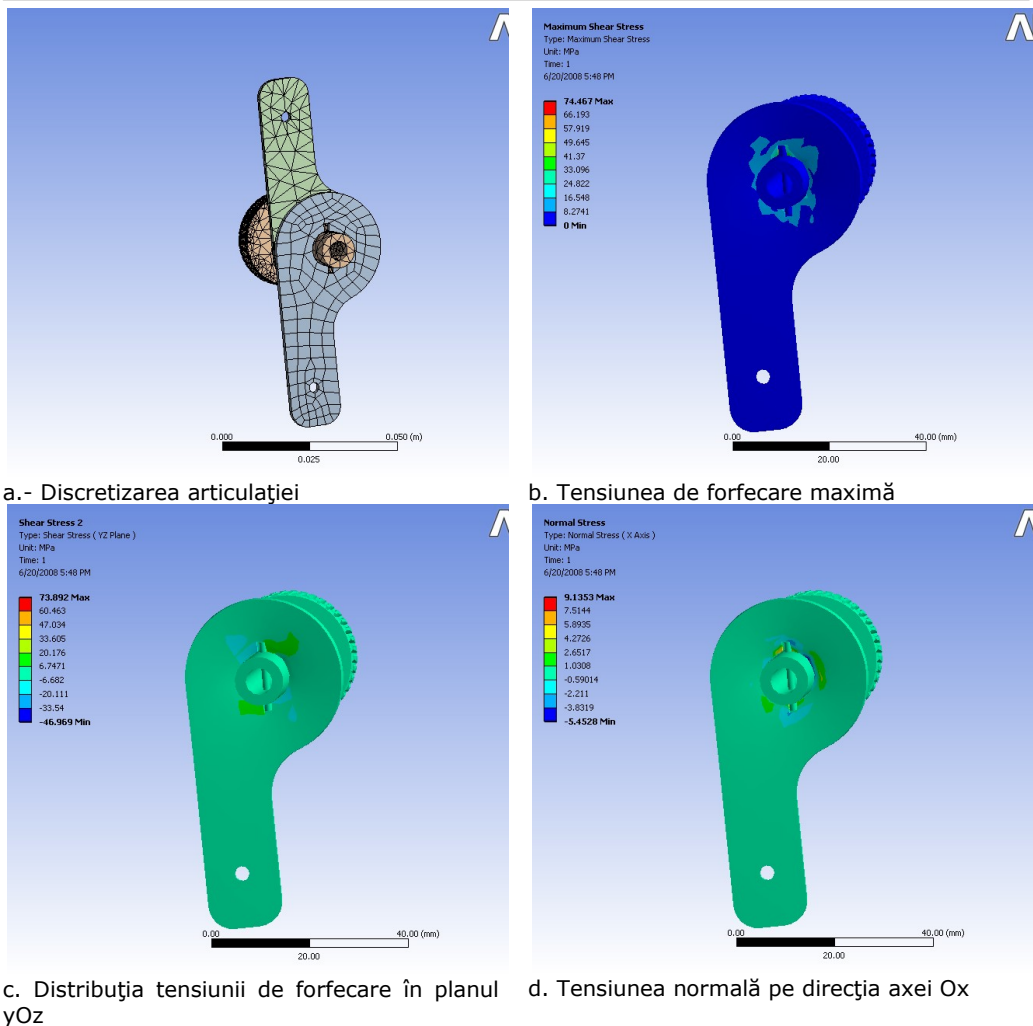


Figura 3.10 - Rezultate ale încercărilor la o sarcină de 100N

3.2.3. Modelul protezei și proteza realizată

Având în vedere cele prezentate s-a realizat modelul ansamblului protezei pentru membrul superior. Modelul geometric 3D al protezei asamblate este reprezentat în Figura 3.11[78].

Utilizând facilitățile mediului de proiectare SolidWorks s-au calculat masele tuturor componentelor. Cunoscând masele componentelor electronice utilizate pentru acționarea protezei s-a calculat masa protezei ca ansamblu. Apoi, în urma execuției protezei s-a determinat masa efectivă a acesteia. În Figura 3.12 este prezentată proteza realizată pe baza modelului din Figura 3.11.

Diferențele de mase între modelul virtual și proteză sunt de cca 1,5%, proteza ajungând la 1990g. Diferențele apărute pot fi explicate prin diferențele de

proprietăți ale materialelor existente și lipsa elementelor de control (microcontrolere și conexiunile electrice) din modelul virtual.

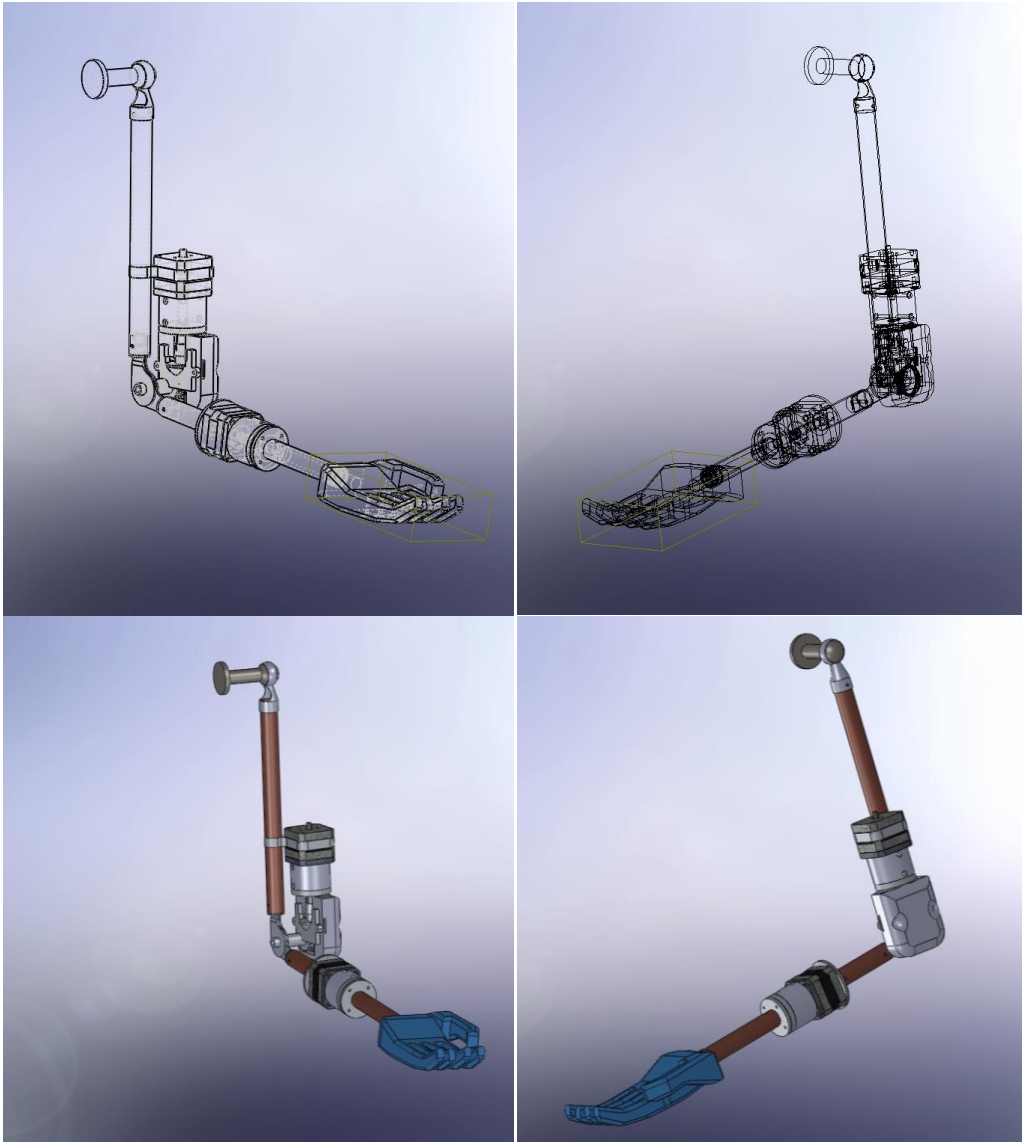


Figura 3.11 - Modelul 3D al protezei de membru superior

Proteza de membru superior (Figura 3.12) se atașează de torsul utilizatorului prin intermediul unui ham. Datorită articulației libere din umăr, proteza tinde să-și păstreze centrul de greutate pe axa verticală.

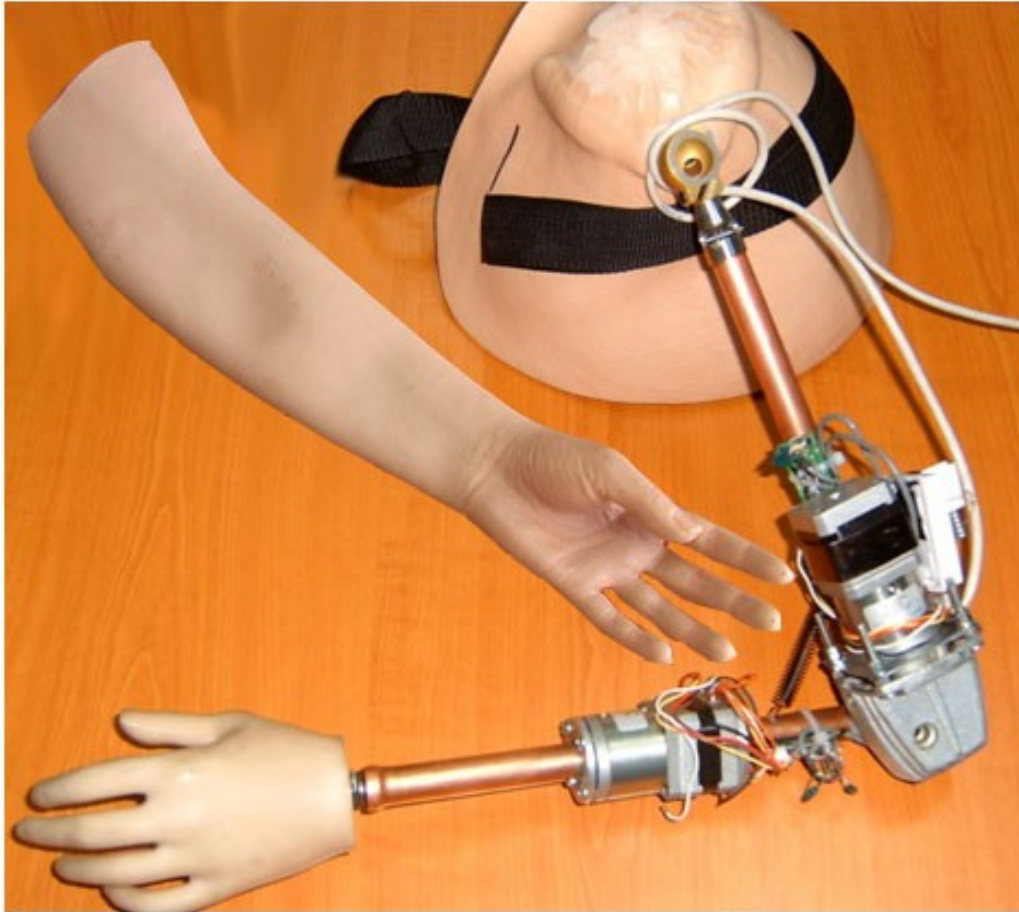


Figura 3.12 Proteza de membru superior, fără mănușa cosmetic

În

Tabel 3.3 sunt prezentate valorile relative ale parametrilor antropomorfi ai diferitelor segmente din membrul superior [33]. Pentru o valoare medie a masei corporale totale de 80kg membrul superior are o valoare de cca 4kg. O proteză cu o masă apropiată de 4kg în cazul unei dezarticulații de umăr devine grea pentru utilizator [79].

Tabel 3.3 - Parametrii antropomorfii ai segmentelor membrului superior uman

| Segment | mâna | antebrațul | brațul | antebraț +mână | membrul superior |
|--|-------|------------|--------|----------------|------------------|
| Masă segment / Masă totală | 0,006 | 0,016 | 0,028 | 0,022 | 0,05 |
| Centrul de masă / lungime segment (proximal) | 0,506 | 0,430 | 0,436 | 0,682 | 0,530 |
| Centrul de masă / lungime segment (distal) | 0,494 | 0,570 | 0,564 | 0,318 | 0,470 |

3.2.4. Sistemul de acționare al protezei

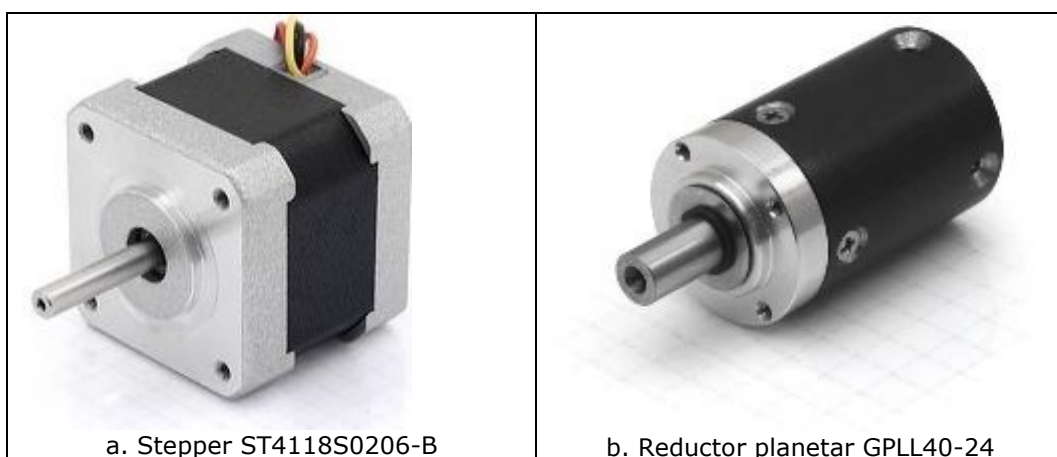
Considerând momentele motoare necesare mișcării elementelor protezei au fost alese motoare pas cu pas și reductoare pentru acestea astfel încât să se depășească valorile minime dar să nu se ajungă la o supra dimensionare a protezei [80][81][82][83].

Considerând ca orientative valorile din Tabel 3.4 s-au ales motoarele pas cu pas și reductoarele aferente (Figura 3.13) [84][85][86][87]. S-au ales motoare pas cu pas datorită necesității de precizie în controlul acestora.

Stepper-urile sunt clasificate pe baza cuplului produs. Motoarele electrice sincrone utilizând magneți moi (cu miez) au posibilitatea de a oferi cuplu de autofrânare (detentă) în timp ce nu sunt alimentați. Pentru a atinge un randament maxim, bobinele din stepper trebuie să atingă curenții maximi prestabiliți în decursul fiecărui pas. Motoarele suferă de asemenea de flux electromagnetic, ceea ce înseamnă că bobina odată ce este nealimentată începe să producă curent deoarece motorul încă se rotește. Trebuie să existe modalități explicite de a manipula acest curent suplimentar în circuit, altfel se pot defecta sau afecta performanțele motorului.

Tabel 3.4 - Momentul necesar în articulații

| Articulația | Umăr | Cot | Încheietura mâinii |
|--------------|------|-----|--------------------|
| Moment [Ncm] | 180 | 80 | 8 |

**Figura 3.13 – Stepper și reductor planetar utilizat**

În Figura 3.14 este prezentată diagrama de moment a motorului ales [88], pe baza căreia s-a decis alimentarea motorului la 12Vcc.

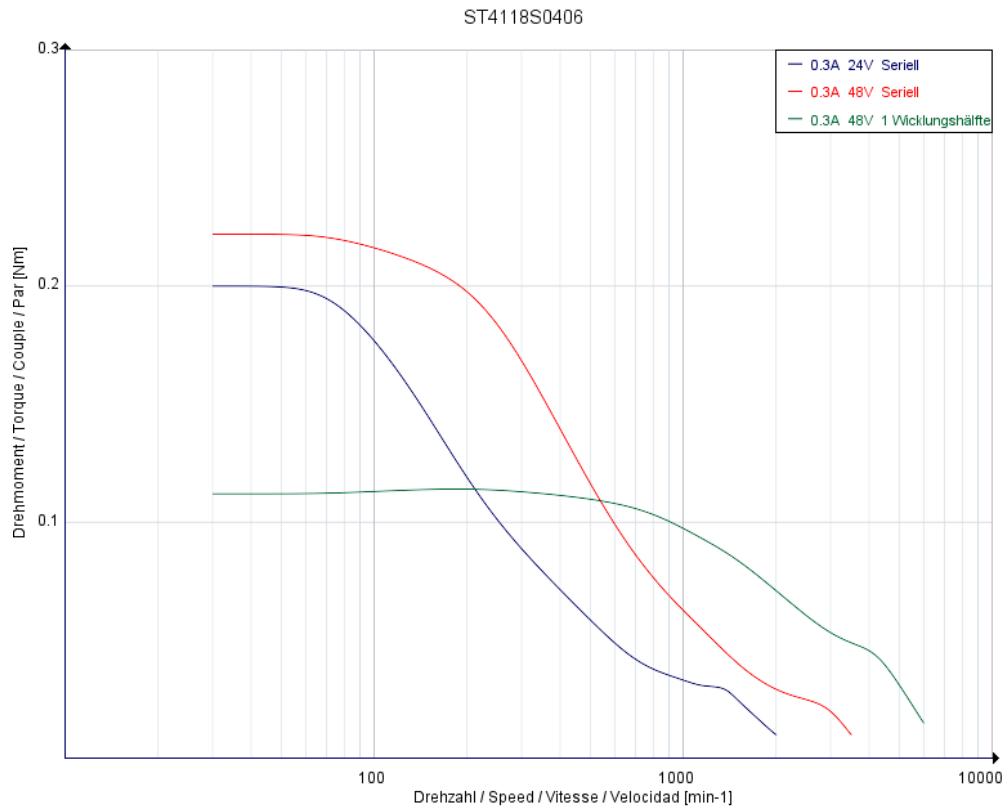


Figura 3.14 – Diagrama de moment pentru motorul ales

3.3. Sistemul de control al protezei

3.3.1. Sisteme de control pentru proteze

Dezvoltarea tehnologică din ultimul secol în domeniul procesoarelor, a permis utilizarea microprocesoarelor și controlerelor și în domeniul proteticii [89][90]. Microprocesoarele pot accepta o gamă largă de dispozitive și domenii pentru a îmbunătăți funcțiile protetice ale individului și pentru a oferi opțiuni de control mio-electric pentru indivizi, care deși au fost recomandați pentru proteze acționate electric, nu le-au putut folosi din cauza plăcii restrânse de strategii de control sau de putere a semnalului mio-electric. Adicional, parametrii de control mio-electrici pot fi modificați spre a îmbunătăți funcționalitatea, menținând flexibilitatea spre a individualiza fiecare proteză. Datorită gamei variate de procesoare, este dificil de identificat o componentă adecvată pentru un pacient particular. Printre variabilele ce trebuie luate în calcul se numără: spațiul disponibil pentru integrarea microprocesorului, masa microprocesorului și a sistemului de alimentare, compatibilitatea sistemelor existente și cerințele pacientului pentru o

asemenea tehnologie. Printre modelele de succes se numără: mâna senzor Otto Bock, ProControl II și VariGrip III (Figura 3.15)[91][92].

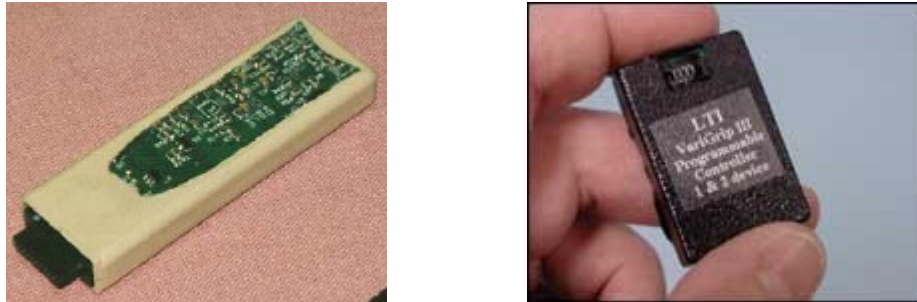


Figura 3.15 - Controlerile ProControl II și VariGrip III

Utilizarea microprocesoarelor în protetica membrului superior ajută atât pacientul cât și sursele de finanțare. Odată cu avansul tehnologic, aceste beneficii tind să sporească și să se îmbunătățească. Utilizarea microprocesoarelor oferă capacitatea de a modifica controlul opțiunilor și de a ajusta caracteristicile de intrare, rapid, în orice stadiu al managementului protezei fără a fi necesară cumpărarea sau schimbarea de componente. Acest lucru diminuează costurile suplimentare, oferind multiple opțiuni de control într-un singur pachet electronic.

Microprocesoarele permit filtrări complexe ale semnalului EMG rezultând un dispozitiv terminal cu un timp de răspuns îmbunătățit. Secundar, microprocesoarele ușurează schimbarea între diversele praguri de control și sensibilitate ale protezei în paralel cu evoluția fizică și abilitatea utilizatorului. Asociat cu aceste beneficii este și caracteristica analizării semnalului în timp real. De exemplu, o dată cu tonifierea mușchilor, este posibil ca un mușchi să devină mai puternic decât ceilalți. Acest dezechilibru conduce la dificultăți de interpretare deoarece șabloanele musculare și puterile musculare învățate anterior nu mai corespund cu cele așteptate de sistem. Fără utilizarea microprocesoarelor, analiza și manipularea caracteristicilor de intrare nu ar fi posibilă, afectând sever abilitatea pacientului de a păstra o funcție protetică sigură.

Stepperile controlate de microcontrolere sunt una din cele mai versatile forme de sisteme de poziționare, în special când sunt controlate digital ca parte a unui sistem servo [93][94].

Microprocesoarele utilizează algoritmi spre a se răspunde la diverse situații necunoscute pacientului, reducând „efortul mental” necesar funcționării cu o proteză electrică [95][96]. Unul din cele mai bune astfel de exemple sunt algoritmele în buclă închisă, utilizate la protezele Otto Bock, oferind o legătură directă în relațiile dintre contracția musculară și viteza mâinii sau forța de strângere. Contracții mici necesită un control fin cu o prindere ușoară, iar contracțiile mari permit viteze mari ale dispozitivului terminal și o forță de prindere mărită.

O altă caracteristică a microprocesoarelor este abilitatea de a încorpora programe predefinite care monitorizează și răspund funcționării protetice. Acești algoritmi din „fundal” îmbunătățesc funcțiile utilizatorului, reduc concentrarea și aderă la principiul: „folosirea și funcționarea protezei nu trebuie să deranjeze utilizatorul”.

Curent, microprocesoarele controlează dispozitivele terminale, funcțiile încheieturii și cotului, precum și câteva opțiuni ezoterice precum blocarea și

deblocarea articulației umărului, activarea și dezactivarea funcțiilor de teleoperare și feedback de la senzori. Mai mult, microprocesoarele posedă o augmentare la sistemele curente de control. Microprocesorul delimitează, filtrează și îmbunătățește caracteristicile de intrare pentru a produce o ieșire scontată, optimizând funcțiile protetice și ușurând utilizarea.

În Figura 3.16 este prezentat rolul generic al unui microprocesor, acela de a intermedia și corela semnalele/procese de intrare cu cele de ieșire.

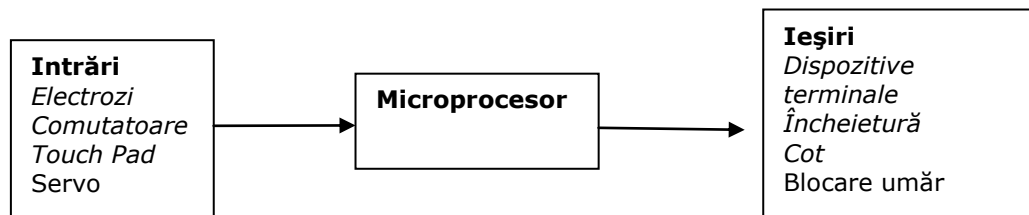


Figura 3.16 - Rolul generic al microprocesorului

Dispozitivele de intrare pentru microprocesoare includ mio-electrozi, comutatoare, servomotoare și rezistențe de forță. Controlul mio-electric presupune colectarea și filtrarea semnalelor EMG de suprafață, generate prin contracția mușchilor pentru a acționa un motor electric. O dată cu avansul tehnologiei electrozilor, analize ulterioare a perturbării electromagnetice (ESD) vor permite inovații ulterioare[97].

Mio-electrozii sunt de diferite mărimi, cu limite de compatibilitate între diferite sisteme comerciale.

Fiecare tip de electrod are o aplicație specifică. Din punct de vedere clinic electrozii ar trebui aleși considerând factori precum raportul dintre țesutul moale și os, prezența țesutului cicatrizat și construcția interfeței. Este important de notat că, electrozii îndepărtați ai protezei Motion Control permit mentenanța unui soclu de aspirație ca un sigiliu etanș în jurul electrodului. Acest mediu cu presiune negativă nu poate fi realizat cu alt tip de electrozi și poate fi critic pentru suspensia protezei, confortul și controlul umidității, prevenind evacuarea transpirației între interfață și cadru.

Utilizarea microprocesoarelor permite folosirea comutatoarelor în multiple aplicații, deși controlul proporțional este absent.

Comutatoarele pentru hamuri se bazează pe translație sau un tip de scripete pentru a fi activate. Comutatoare avansate se găsesc în aplicații multiple. Aplicația tipică a unui comutator cu poziție multiplă este aceea în care trei poziții sunt utilizate. Prima poziție este o poziție de reinițializare în care nu are loc nici o funcție. A doua poziție permite funcții precum pronarea încheieturii. A treia poziție permite supinarea încheieturii.

Rezistențele de forță constau din matrice de rezistențe, care traduc presiunea într-un mod proporțional. Rezistențele de forță sunt activate de mișcări ale sistemului umăr-scapulă sau al umărului rezidual. Acest tip de dispozitive prezintă o soluție discretă oferind un dispozitiv de intrare ieftin.

Programarea procesoarelor on-board dintr-o proteză pentru cerințele utilizatorului se poate realiza prin trei metode [98]:

- Interfață cu cablu
- Unde radio

- Soclu de codare.

Procesoarele intrinseci au avantajul de a reduce din spațiul distant de la interfață și apropiat la dispozitivul terminal pentru a realiza o lungime egală cu membrul contralateral. Procesoarele intrinsece, spre deosebire de procesoarele extrinsece, controlează un singur dispozitiv per procesor, necesitând utilizarea de procesoare multiple pentru dispozitive multiple, crescând și prețul. Procesoarele intrinseci posedă un avantaj inerent: aceste microprocesoare sunt fin reglate pentru un anume dispozitiv[99][100].

Multe din cele mai importante realizări din domeniu au avut loc cu evoluția protezelor electronice din ultimii 30 – 40 de ani. Evoluția protezelor electronice comerciale poate fi încadrată în trei generații.

Cele din prima generație, denumite și sisteme digitale, foloseau o schemă de control de tip pornit/oprit pentru a comanda dispozitivele electronice terminale, rotatorii de încheietură și cot. Aceste sisteme digitale dispuneau o singură viteză sau o singură treaptă de viteză. În decursul primei generații, nu există sisteme de control sofisticate. Sistemele de control (input) constau în mio-electrozi și diferite tehnologii de comutatoare, de obicei montate în interfața protetică sau atașate unui ham de control.

Delimitarea dintre generația I și II de proteze s-a realizat cu introducerea protezei Utah Arm (Motion Control, Salt Lake City, UT) . Acest nou sistem permitea o manipulare într-un spațiu de lucru sporit, dezvoltarea de sarcini superioare, amplificare de semnal EMG, precum și ajustare a ratei de contracție musculară, într-o încercare de a minimiza efortul necesar de co-contracțiile din comutatoarele din prima generație. Aceste sisteme au redus necesarul de microvolți (prin coborârea pragului de efort muscular) pentru dispozitivele terminale, comanda încheieturii sau cotului, permițând mai multor indivizi cu deficiențe de membru superior să profite de tehnologia protezelor mio-electrice. Cel mai important, aceste sisteme au introdus control proporțional într-un pachet electronic solid. Mai sofisticate decât prima generație, generația a doua de proteze electronice, prezintă cerințe care afectează abilitatea de a realiza o proteză interschimbabilă și un management în timp scurt. În perioada generației II, sistemele de control, activate prin comutatori, cu mono sau dublă locație mio-electrică, necesitau pachete electronice diferite. Dacă, pe parcursul recuperării, pacientul nu reușea să controleze un sistem cu dublă locație mio-electrică sau un sistem cu mono locație era mai ușor de utilizat, era necesar reinstalarea de noi pachete în proteză, lucru ce adăuga costuri suplimentare și o creștere a timpului de fabricație.

A treia și cea mai nouă generație de proteze electronice, încorporează microprocesoare programabile. A treia generație este delimitată de acceptanța controlului proporțional drept standard. Microprocesoarele din generația III-a permit un domeniu infinit de modificări a caracteristicilor mio-electrici pentru îmbunătățirea și simplificarea controlului protetic.

Tehnologia bazată pe microprocesoare posedă caracteristica de a documenta și stoca informațiile pacientului. De exemplu, proteza poate avea o interfață prin intermediul căreia se pot citi și scrie diverse date și parametri despre amputat și proteză în funcție de necesitate, toate aceste date fiind stocate în memoria internă a protezei / microcontrolerului.

Această facilitate permite o monitorizare în timp a evoluției pacientului, cât și a protezei (mod de funcționare, uzură, etc.). Aceste protocoale de monitorizare, deseori oferă informații despre nevoia unei intervenții terapeutice ulterioare, manipularea semnalului EMG sau alte considerente psiho-sociale.

Controlul prin microprocesoare a coturilor electrice este încă în fază de dezvoltare. Coturile Boston III, Ergo Arm și Vasi-Pediatric sunt primele coturi electronice care utilizează microprocesoare pentru modificări on-board. O aplicație de cot mai populară include utilizarea de microprocesoare interne sau externe în proteze hibride [101].

3.3.2. Controlul prin PIC

Controlul prin PIC este unul dintre cele mai noi produse de *Microchip*, și conține toate componentele necesare controlului unei aplicații complexe (Figura 3.17). Datorită prețului scăzut, gama largă de aplicabilitate, înaltă calitate și ușor disponibile, este o soluție ideală în aplicații cum ar fi: controlul diferitelor procese în industrie, dispozitive de control, măsurarea diferitelor valori, dar nu în ultimul rând a protezelor. Principalele sale caracteristici sunt:

- Arhitectura RISC
- Frecvența de operare 0-20 MHz
- Oscilator intern de precizie
- Tensiune de alimentare 2,0-5.5V
- Consum: 220μA (2.0V, 4MHz), 11μA (2,0 V, 32 kHz) 50nA (stand-by mode)
- Modul sleep Power-Saving
- Brown-out Reset (BOR), cu opțiune software de control
- 35 pini intrare / ieșire
- 8k ROM de memorie în tehnologia FLASH
- Chip-ul poate fi reprogramat de 100,000 de ori
- Opțiune *In-Circuit Serial Programming*
- 256 octeți de memorie EEPROM
- 368 octeți de memorie RAM
- Convertor A / D
- 3 contoare independente
- Watch-dog timer
- Comparatoare analogice
- PWM
- Modul USART
- Master sincrone Serial Port (MSSP)

Legăturile între aceste module pot fi observate în Figura 3.17:

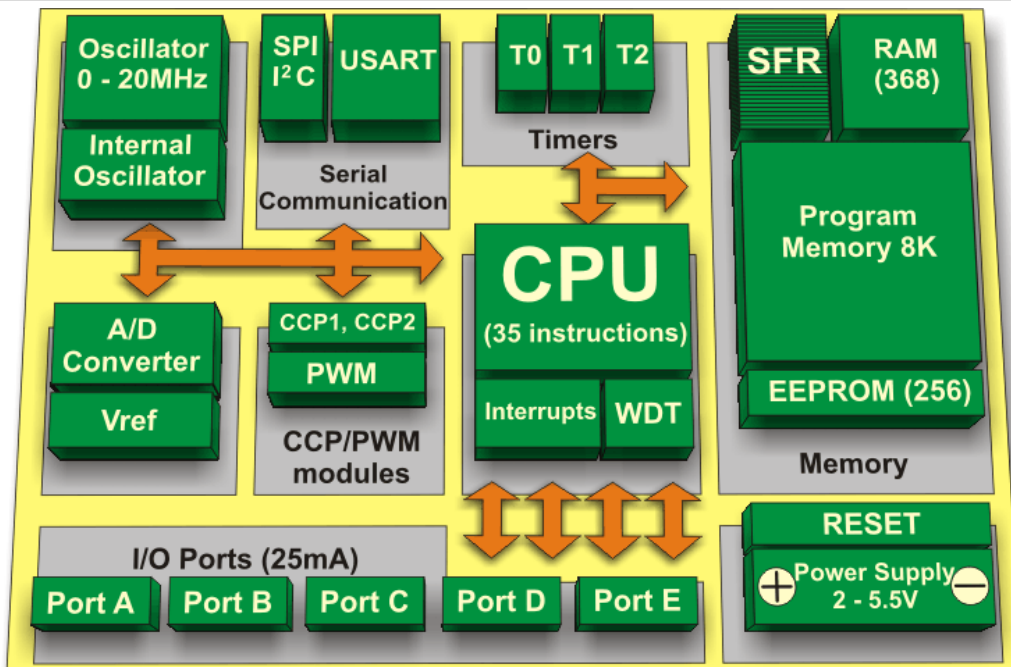


Figura 3.17 – Principalele module ale microcontrolerului

În figura 3.18 este reprezentată diagrama de pini, canalele de intrare/ieșire ale microcontrolerului.

Limbajul de asamblare este unul din cele mai puternice metode de programare. Acesta funcționează cu un pas deasupra nivelului computerului. Comenzile sunt foarte scurte, iar computerul rulează exact comanda dată. Avantajul acestei metode este faptul că programul este extrem de mic și rapid. Un program scris în limbaj de asamblare rulează de 2-4 ori mai repede decât un program compilat în C/C++. Dar nu trebuie uitat nici potențialele probleme care apar din cauza ilizibilității codului [102][103].

Pentru controlul protezei s-au realizat sistemul electric și plăcile de control [104]. A fost necesară realizarea unui program care să efectueze legătura dintre semnalul primit de microcontroler de la senzori, să le interpreteze și să comande motoarele conform unui algoritm specific. În lipsa posibilității de încercare pe subiect uman, senzori pentru comanda motoarelor au fost înlocuite cu microîntreruptoare, care ca și principiu îndeplinesc același rol ca și senzorii mioelectrici [105].

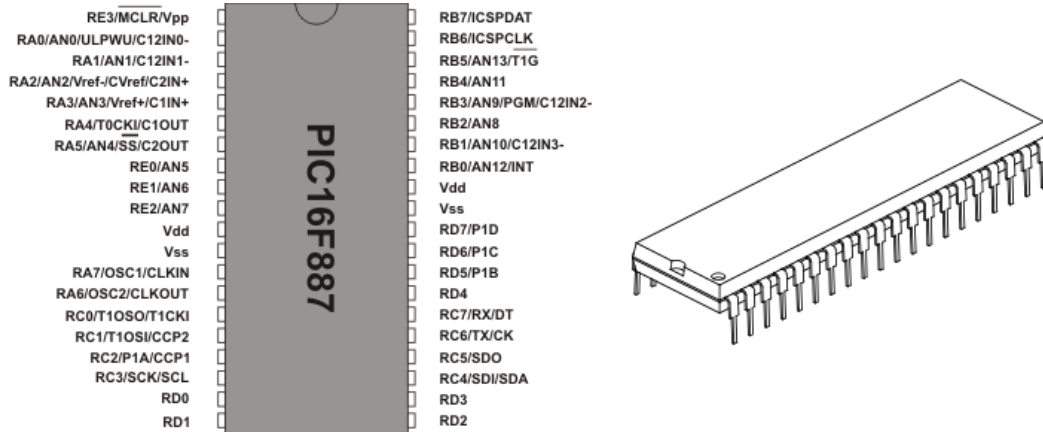


Figura 3.18 – Diagrama de pini

O versiune simplificată a algoritmului de control al motoarelor pas cu pas rulează în fundal, acesta fiind apelat în momentul în care se activează o întrerupere pe porturile de senzori. În acel moment, în funcție de senzorul care este activat, se acționează motorul aferent în sensul de rotație dorit și turația necesară. În momentul în care mișcarea a fost realizată cu succes și nu mai există alte procese în așteptare, microcontrolerul intră în regim de consum redus. O variantă a acestui cod scris în ASM este listat în continuare:

```

ORG 0x0000
0000 3000      MOVLW 0x00
0001 008A      MOVWF Pclath
0002 2805      GOTO  L0005
      ORG 0x0004
0004 0009      RETFIE
0005 3020 L0005  MOVLW 0x20
0006 0084      MOVWF Fsr
0007 3025      MOVLW 0x25
0008 200E      CALL  L000E
0009 118A      BCF  Pclath,3
000A 2813      GOTO  L0013
000B 0604 L000B  XORWF Fsr,W
000C 0180      CLRWF Indf
000D 0A84      INCF  Fsr
000E 0604 L000E  XORWF Fsr,W
000F 1D03      BTFSS Status,2
0010 280B      GOTO  L000B
0011 0064      CLRWDT
0012 3400      RETLW 0x00
0013 3007 L0013  MOVLW 0x07
0014 1283      BCF  Status,5
0015 1303      BCF  Status,6
0016 009F      MOVWF 0x1F
0017 118A      BCF  Pclath,3

```

| | | | | |
|------|------|-------|--------|----------|
| 0018 | 216C | | CALL | L016C |
| 0019 | 118A | | BCF | Pclath,3 |
| 001A | 3055 | | MOVLW | 0x55 |
| 001B | 00A3 | | MOVWF | 0x23 |
| 001C | 01A4 | | CLRF | 0x24 |
| 001D | 01A1 | | CLRF | 0x21 |
| 001E | 01A2 | | CLRF | 0x22 |
| 001F | 1C06 | L001F | BTFSS | PortB,0 |
| 0020 | 285E | | GOTO | L005E |
| 0021 | 3064 | | MOVLW | 0x64 |
| 0022 | 00A0 | | MOVWF | 0x20 |
| 0023 | 0000 | L0023 | NOP | |
| 0024 | 0BA0 | | DECFSZ | 0x20 |
| 0025 | 2823 | | GOTO | L0023 |
| 0026 | 1C06 | | BTFSS | PortB,0 |
| 0027 | 2836 | | GOTO | L0036 |
| 0028 | 1085 | | BCF | PortA,1 |
| 0029 | 2836 | | GOTO | L0036 |
| 002A | 1405 | L002A | BSF | PortA,0 |
| 002B | 0823 | | MOVF | 0x23,W |
| 002C | 00A0 | | MOVWF | 0x20 |
| 002D | 0000 | L002D | NOP | |
| 002E | 0BA0 | | DECFSZ | 0x20 |
| 002F | 282D | | GOTO | L002D |
| 0030 | 1005 | | BCF | PortA,0 |
| 0031 | 0823 | | MOVF | 0x23,W |
| 0032 | 00A0 | | MOVWF | 0x20 |
| 0033 | 0000 | L0033 | NOP | |
| 0034 | 0BA0 | | DECFSZ | 0x20 |
| 0035 | 2833 | | GOTO | L0033 |
| 0036 | 1806 | L0036 | BTFSC | PortB,0 |
| 0037 | 1986 | | BTFSC | PortB,3 |
| 0038 | 283B | | GOTO | L003B |
| 0039 | 1D06 | | BTFSS | PortB,2 |
| 003A | 282A | | GOTO | L002A |
| 003B | 1906 | L003B | BTFSC | PortB,2 |
| 003C | 1C06 | | BTFSS | PortB,0 |
| 003D | 2842 | | GOTO | L0042 |
| 003E | 1283 | | BCF | Status,5 |
| 003F | 1303 | | BCF | Status,6 |
| 0040 | 1185 | | BCF | PortA,3 |
| 0041 | 2857 | | GOTO | L0057 |
| 0042 | 1283 | L0042 | BCF | Status,5 |
| 0043 | 1303 | | BCF | Status,6 |
| 0044 | 1986 | | BTFSC | PortB,3 |
| 0045 | 1C06 | | BTFSS | PortB,0 |
| 0046 | 2857 | | GOTO | L0057 |
| 0047 | 1585 | | BSF | PortA,3 |
| 0048 | 2857 | | GOTO | L0057 |
| 0049 | 1405 | L0049 | BSF | PortA,0 |
| 004A | 1505 | | BSF | PortA,2 |

```

004B 0823      MOVF  0x23,W
004C 00A0      MOVWF 0x20
004D 0000 L004D    NOP
004E 0BA0      DECFSZ 0x20
004F 284D      GOTO  L004D
0050 1005      BCF   PortA,0
0051 1105      BCF   PortA,2
0052 0823      MOVF  0x23,W
0053 00A0      MOVWF 0x20
0054 0000 L0054    NOP
0055 0BA0      DECFSZ 0x20
0056 2854      GOTO  L0054
0057 1283 L0057    BCF   Status,5
0058 1303      BCF   Status,6
0059 1C06      BTFSS PortB,0
005A 285E      GOTO  L005E
005B 1D86      BTFSS PortB,3
005C 1906      BTFSC PortB,2
005D 2849      GOTO  L0049
005E 1C86 L005E    BTFSS PortB,1
005F 289B      GOTO  L009B
0060 3064      MOVLW 0x64
0061 00A0      MOVWF 0x20
0062 0000 L0062    NOP
0063 0BA0      DECFSZ 0x20
0064 2862      GOTO  L0062
0065 1485      BSF   PortA,1
0066 2873      GOTO  L0073
0067 1405 L0067    BSF   PortA,0
0068 0823      MOVF  0x23,W
0069 00A0      MOVWF 0x20
006A 0000 L006A    NOP
006B 0BA0      DECFSZ 0x20
006C 286A      GOTO  L006A
006D 1005      BCF   PortA,0
006E 0823      MOVF  0x23,W
006F 00A0      MOVWF 0x20
0070 0000 L0070    NOP
0071 0BA0      DECFSZ 0x20
0072 2870      GOTO  L0070
0073 1886 L0073    BTFSC PortB,1
0074 1986      BTFSC PortB,3
0075 2878      GOTO  L0078
0076 1D06      BTFSS PortB,2
0077 2867      GOTO  L0067
0078 1906 L0078    BTFSC PortB,2
0079 1C86      BTFSS PortB,1
007A 287F      GOTO  L007F
007B 1283      BCF   Status,5
007C 1303      BCF   Status,6
007D 1185      BCF   PortA,3

```

```

007E 2894          GOTO  L0094
007F 1283 L007F    BCF   Status,5
0080 1303          BCF   Status,6
0081 1986          BTFSC PortB,3
0082 1C86          BTFSS PortB,1
0083 2894          GOTO  L0094
0084 1585          BSF   PortA,3
0085 2894          GOTO  L0094
0086 1405 L0086    BSF   PortA,0
0087 1505          BSF   PortA,2
0088 0823          MOVF  0x23,W
0089 00A0          MOVWF 0x20
008A 0000 L008A    NOP
008B 0BA0          DECFSZ 0x20
008C 288A          GOTO  L008A
008D 1005          BCF   PortA,0
008E 1105          BCF   PortA,2
008F 0823          MOVF  0x23,W
0090 00A0          MOVWF 0x20
0091 0000 L0091    NOP
0092 0BA0          DECFSZ 0x20
0093 2891          GOTO  L0091
0094 1283 L0094    BCF   Status,5
0095 1303          BCF   Status,6
0096 1C86          BTFSS PortB,1
0097 289B          GOTO  L009B
0098 1D86          BTFSS PortB,3
0099 1906          BTFSC PortB,2
009A 2886          GOTO  L0086
009B 1D06 L009B    BTFSS PortB,2
009C 28D8          GOTO  L00D8
009D 3064          MOVLW 0x64
009E 00A0          MOVWF 0x20
009F 0000 L009F    NOP
00A0 0BA0          DECFSZ 0x20
00A1 289F          GOTO  L009F
00A2 1185          BCF   PortA,3
00A3 28B0          GOTO  L00B0
00A4 1505 L00A4    BSF   PortA,2
00A5 0823          MOVF  0x23,W
00A6 00A0          MOVWF 0x20
00A7 0000 L00A7    NOP
00A8 0BA0          DECFSZ 0x20
00A9 28A7          GOTO  L00A7
00AA 1105          BCF   PortA,2
00AB 0823          MOVF  0x23,W
00AC 00A0          MOVWF 0x20
00AD 0000 L00AD    NOP
00AE 0BA0          DECFSZ 0x20
00AF 28AD          GOTO  L00AD
00B0 1906 L00B0    BTFSC PortB,2

```

| | | | | |
|------|------|-------|--------|----------|
| 00B1 | 1886 | | BTFSC | PortB,1 |
| 00B2 | 28B5 | | GOTO | L00B5 |
| 00B3 | 1C06 | | BTFSS | PortB,0 |
| 00B4 | 28A4 | | GOTO | L00A4 |
| 00B5 | 1806 | L00B5 | BTFSC | PortB,0 |
| 00B6 | 1D06 | | BTFSS | PortB,2 |
| 00B7 | 28BC | | GOTO | L00BC |
| 00B8 | 1283 | | BCF | Status,5 |
| 00B9 | 1303 | | BCF | Status,6 |
| 00BA | 1085 | | BCF | PortA,1 |
| 00BB | 28D1 | | GOTO | L00D1 |
| 00BC | 1283 | L00BC | BCF | Status,5 |
| 00BD | 1303 | | BCF | Status,6 |
| 00BE | 1886 | | BTFSC | PortB,1 |
| 00BF | 1D06 | | BTFSS | PortB,2 |
| 00C0 | 28D1 | | GOTO | L00D1 |
| 00C1 | 1485 | | BSF | PortA,1 |
| 00C2 | 28D1 | | GOTO | L00D1 |
| 00C3 | 1405 | L00C3 | BSF | PortA,0 |
| 00C4 | 1505 | | BSF | PortA,2 |
| 00C5 | 0823 | | MOVF | 0x23,W |
| 00C6 | 00A0 | | MOVWF | 0x20 |
| 00C7 | 0000 | L00C7 | NOP | |
| 00C8 | 0BA0 | | DECFSZ | 0x20 |
| 00C9 | 28C7 | | GOTO | L00C7 |
| 00CA | 1005 | | BCF | PortA,0 |
| 00CB | 1105 | | BCF | PortA,2 |
| 00CC | 0823 | | MOVF | 0x23,W |
| 00CD | 00A0 | | MOVWF | 0x20 |
| 00CE | 0000 | L00CE | NOP | |
| 00CF | 0BA0 | | DECFSZ | 0x20 |
| 00D0 | 28CE | | GOTO | L00CE |
| 00D1 | 1283 | L00D1 | BCF | Status,5 |
| 00D2 | 1303 | | BCF | Status,6 |
| 00D3 | 1D06 | | BTFSS | PortB,2 |
| 00D4 | 28D8 | | GOTO | L00D8 |
| 00D5 | 1C86 | | BTFSS | PortB,1 |
| 00D6 | 1806 | | BTFSC | PortB,0 |
| 00D7 | 28C3 | | GOTO | L00C3 |
| 00D8 | 1D86 | L00D8 | BTFSS | PortB,3 |
| 00D9 | 2915 | | GOTO | L0115 |
| 00DA | 3064 | | MOVLW | 0x64 |
| 00DB | 00A0 | | MOVWF | 0x20 |
| 00DC | 0000 | L00DC | NOP | |
| 00DD | 0BA0 | | DECFSZ | 0x20 |
| 00DE | 28DC | | GOTO | L00DC |
| 00DF | 1585 | | BSF | PortA,3 |
| 00E0 | 28ED | | GOTO | L00ED |
| 00E1 | 1505 | L00E1 | BSF | PortA,2 |
| 00E2 | 0823 | | MOVF | 0x23,W |
| 00E3 | 00A0 | | MOVWF | 0x20 |

```

00E4 0000 L00E4    NOP
00E5 0BA0          DECFSZ 0x20
00E6 28E4          GOTO  L00E4
00E7 1105          BCF   PortA,2
00E8 0823          MOVF  0x23,W
00E9 00A0          MOVWF 0x20
00EA 0000 L00EA      NOP
00EB 0BA0          DECFSZ 0x20
00EC 28EA          GOTO  L00EA
00ED 1986 L00ED      BTFSC PortB,3
00EE 1886          BTFSC PortB,1
00EF 28F2          GOTO  L00F2
00F0 1C06          BTFSS PortB,0
00F1 28E1          GOTO  L00E1
00F2 1806 L00F2      BTFSC PortB,0
00F3 1D86          BTFSS PortB,3
00F4 28F9          GOTO  L00F9
00F5 1283          BCF   Status,5
00F6 1303          BCF   Status,6
00F7 1085          BCF   PortA,1
00F8 290E          GOTO  L010E
00F9 1283 L00F9      BCF   Status,5
00FA 1303          BCF   Status,6
00FB 1886          BTFSC PortB,1
00FC 1D86          BTFSS PortB,3
00FD 290E          GOTO  L010E
00FE 1485          BSF   PortA,1
00FF 290E          GOTO  L010E
0100 1405 L0100      BSF   PortA,0
0101 1505          BSF   PortA,2
0102 0823          MOVF  0x23,W
0103 00A0          MOVWF 0x20
0104 0000 L0104      NOP
0105 0BA0          DECFSZ 0x20
0106 2904          GOTO  L0104
0107 1005          BCF   PortA,0
0108 1105          BCF   PortA,2
0109 0823          MOVF  0x23,W
010A 00A0          MOVWF 0x20
010B 0000 L010B      NOP
010C 0BA0          DECFSZ 0x20
010D 290B          GOTO  L010B
010E 1283 L010E      BCF   Status,5
010F 1303          BCF   Status,6
0110 1D86          BTFSS PortB,3
0111 2915          GOTO  L0115
0112 1C86          BTFSS PortB,1
0113 1806          BTFSC PortB,0
0114 2900          GOTO  L0100
0115 1005 L0115      BCF   PortA,0
0116 1085          BCF   PortA,1

```

```
0117 1105      BCF  PortA,2
0118 1185      BCF  PortA,3
0119 281F      GOTO L001F
011A 0183 L011A  CLRF  Status
011B 00A1      MOVWF 0x21
011C 3004 L011C  MOVLW 0x04
011D 00A2      MOVWF 0x22
011E 30FA L011E  MOVLW 0xFA
011F 00A0      MOVWF 0x20
0120 0000 L0120  NOP
0121 0BA0      DECFSZ 0x20
0122 2920      GOTO L0120
0123 0064      CLRWDT
0124 0BA2      DECFSZ 0x22
0125 291E      GOTO L011E
0126 0BA1      DECFSZ 0x21
0127 291C      GOTO L011C
0128 0008      RETURN
0129 0183      CLRF  Status
012A 00A1      MOVWF 0x21
012B 3004 L012B  MOVLW 0x04
012C 00A2      MOVWF 0x22
012D 30FA L012D  MOVLW 0xFA
012E 211A      CALL L011A
012F 0064      CLRWDT
0130 0BA2      DECFSZ 0x22
0131 292D      GOTO L012D
0132 0BA1      DECFSZ 0x21
0133 292B      GOTO L012B
0134 0008      RETURN
0135 0183      CLRF  Status
0136 0822      MOVF 0x22,W
0137 00A1      MOVWF 0x21
0138 2940      GOTO L0140
0139 03A1 L0139  DECF 0x21
013A 30FD      MOVLW 0xFD
013B 00A0      MOVWF 0x20
013C 0000 L013C  NOP
013D 0BA0      DECFSZ 0x20
013E 293C      GOTO L013C
013F 0064      CLRWDT
0140 3001 L0140  MOVLW 0x01
0141 0221      SUBWF 0x21,W
0142 1803      BTFSC Status,0
0143 2939      GOTO L0139
0144 0821      MOVF 0x21,W
0145 00A0      MOVWF 0x20
0146 0000 L0146  NOP
0147 0BA0      DECFSZ 0x20
0148 2946      GOTO L0146
0149 0008      RETURN
```

| | | | |
|------|------|-------|----------------|
| 014A | 3004 | L014A | MOVLW 0x04 |
| 014B | 0183 | | CLRF Status |
| 014C | 00A1 | | MOVWF 0x21 |
| 014D | 30FA | L014D | MOVLW 0xFA |
| 014E | 00A0 | | MOVWF 0x20 |
| 014F | 0000 | L014F | NOP |
| 0150 | 0BA0 | | DECFSZ 0x20 |
| 0151 | 294F | | GOTO L014F |
| 0152 | 0064 | | CLRWDT |
| 0153 | 0BA1 | | DECFSZ 0x21 |
| 0154 | 294D | | GOTO L014D |
| 0155 | 30FF | | MOVLW 0xFF |
| 0156 | 07A1 | | ADDWF 0x21 |
| 0157 | 1C03 | | BTFSS Status,0 |
| 0158 | 03A2 | | DECFSZ 0x22 |
| 0159 | 0822 | | MOVF 0x22,W |
| 015A | 0421 | | IORWF 0x21,W |
| 015B | 1903 | | BTFSC Status,2 |
| 015C | 0008 | | RETURN |
| 015D | 294A | | GOTO L014A |
| 015E | 0183 | | CLRF Status |
| 015F | 00A1 | | MOVWF 0x21 |
| 0160 | 3004 | L0160 | MOVLW 0x04 |
| 0161 | 00A2 | | MOVWF 0x22 |
| 0162 | 30FA | L0162 | MOVLW 0xFA |
| 0163 | 00A0 | | MOVWF 0x20 |
| 0164 | 0000 | L0164 | NOP |
| 0165 | 0BA0 | | DECFSZ 0x20 |
| 0166 | 2964 | | GOTO L0164 |
| 0167 | 0BA2 | | DECFSZ 0x22 |
| 0168 | 2962 | | GOTO L0162 |
| 0169 | 0BA1 | | DECFSZ 0x21 |
| 016A | 2960 | | GOTO L0160 |
| 016B | 0008 | | RETURN |
| 016C | 018B | L016C | CLRF IntCon |
| 016D | 3080 | | MOVLW 0x80 |
| 016E | 1683 | | BSF Status,5 |
| 016F | 1303 | | BCF Status,6 |
| 0170 | 0081 | | MOVWF Tmr0 |
| 0171 | 0185 | | CLRF PortA |
| 0172 | 300F | | MOVLW 0x0F |
| 0173 | 0086 | | MOVWF PortB |
| 0174 | 178B | | BSF IntCon,7 |
| 0175 | 1283 | | BCF Status,5 |
| 0176 | 0008 | | RETURN |
| 0177 | 0183 | | CLRF Status |
| 0178 | 1006 | | BCF PortB,0 |
| 0179 | 1186 | | BCF PortB,3 |
| 017A | 1106 | | BCF PortB,2 |
| 017B | 1086 | | BCF PortB,1 |
| 017C | 0008 | | RETURN |

Programul care la o primă vedere pare a fi complicat, poate fi scris și în limbaje mai dezvoltate (C, Basic, etc.), această operație necesitând utilizarea suplimentară a unui compilator.

3.4. Sistemul senzorial

Pentru a realiza proteze inteligente, avem nevoie de sisteme senzoriale și sisteme de acționare care să integreze și să reproducă cât mai fidel sistemele anatomice. Ca atare, senzorii reprezintă parte a interfeței dintre lumea fizică și lumea dispozitivelor electronice, precum calculatoarele, cealaltă parte a interfeței este reprezentată de către actuatoare, care convertesc semnalele electrice în fenomene fizice[106].

Disponibilitatea microprocesoarelor ieftine, are un impact enorm asupra designului de produse computaționale localizate. În ultimii ani, versiuni ale acestor produse care utilizează microprocesoare pentru controlul funcționalității devin larg răspândite. Astfel de capabilități oferă un avantaj de performanță necostisitor. Toate aceste microprocesoare necesită tensiune electrică de intrare pentru a primi instrucțiuni și informații. Deci, alături de disponibilitatea microprocesoarelor necostisitoare a crescut oportunitatea de utilizare a senzorilor într-o gamă largă de aplicații. Datorită faptului că la ieșirea senzorului avem semnal electric, senzori tind a fi caracterizați în același fel ca și dispozitivele electrice [107].

Senzorul convertește un semnal sau un stimul într-un semnal de ieșire electric. Senzorii activi necesită o sursă externă de excitație (detectoare termale rezistive RTD, senzori de forță), în timp ce senzorii pasivi nu necesită (termocuple, fotodiode).

În Tabel 3.5 sunt prezentate câteva exemple de senzori, mărimea fizică pe care o măsoară și tipul de semnal emis.

Tabel 3.5 - Exemplu semnal-senzor-semnal ieșire

| Proprietate | Senzor | Semnal de ieșire active/pasiv |
|-----------------------|--|-------------------------------|
| Temperatură | Termocupla | Pasiv/tensiune |
| | Siliciu | Activ/tensiune-curent |
| | RTD | Activ/rezistență |
| | Termistor | Activ/rezistență |
| Forță/presiune | Dispozitiv tensiometric | Activ/rezistență |
| | Piezoelectric | Pasiv/tensiune |
| Accelerație | Accelerometru | Activ/capacitate |
| Poziție | LVDT (traductor de distanță liniar variabil) | Activ/ tensiune |
| Intensitate luminoasă | Fotodiodă | Pasiv/curent |

O modalitate logică de clasificare a senzorilor este aceea referitoare la proprietatea fizică pe care senzorul este desemnat să o măsoare. Astfel, avem senzori de temperatură, senzori de forță, senzori de presiune, senzori de mișcare, etc. Totuși, senzori care măsoară proprietăți diferite pot avea același tip de semnal electric de ieșire. De exemplu, un detector termal rezistiv (RTD) este o rezistență variabilă, ca și la un senzor tensiometric rezistiv. Ambele sunt amplasate în circuite punte și deci circuitele condiționante sunt asemănătoare. Domeniul întreg de valori de ieșire la majoritatea senzorilor (activi sau pasivi) este unul mic, de modificări

minore de tensiune, curent sau rezistență, având nevoie de o condiționare corespunzătoare înainte de a se putea opera modificări analogice sau digitale semnalului. Datorită acestui fapt, s-a dezvoltat o întreagă gamă de circuite, generic denumite circuite de condiționare a semnalului. Amplificarea, translatarea de nivel, izolarea galvanică, transformarea de impedanță, liniarizarea și filtrarea sunt funcții fundamentale de condiționare care pot fi aplicate semnalului.

Indiferent de forma pe care o ia condiționarea, circuitul și performanța va fi guvernată de caracterul electric al sensorului și ieșirea sa. O caracterizare acurată a sensorului, referitor la parametri potriviți aplicației, de exemplu sensibilitate, praguri de tensiune sau curent, liniaritate, impedanță, putere, ofset, dispersie, constante de timp, parametrii maximi de funcționare și/sau alte considerente pot face diferența dintre între un substandard și o aplicație reușită a dispozitivului, în special acolo se cere precizie și rezoluție mare sau măsurători de nivel mic.

Outputul (semnalul la ieșire) celor mai mulți senzori este neliniar referitor la stimul, el trebuind liniarizat pentru a realiza măsurători corecte. Tehnici analogice pot fi utilizate pentru această funcție. Totuși, introducerea recentă de convertoare analog digitale (ADC) de înaltă performanță, permite efectuarea liniarizării într-un mod mult mai eficient și precis prin intermediul unui software, eliminând nevoia calibrării manuale (utilizând potențiometre multiple și uneori chiar interactive).

Tehnicile digitale au devenit tot mai răspândite în procesarea output-urilor senzorilor în achiziția de date, controlul proceselor și măsurare. În general, microcontrolere pe 8-biți au suficientă viteză și putere de procesare pentru majoritatea aplicațiilor. Incluzând conversia A/D și programabilitatea microcontrolerului pe sensor, se poate implementa un senzor inteligent, cu autocalibrare caracteristici de liniarizare [108].

În Figura 3.19 se prezintă modalitate de conectare a mai multor senzori inteligenți într-o matrice sau rețea de senzori.

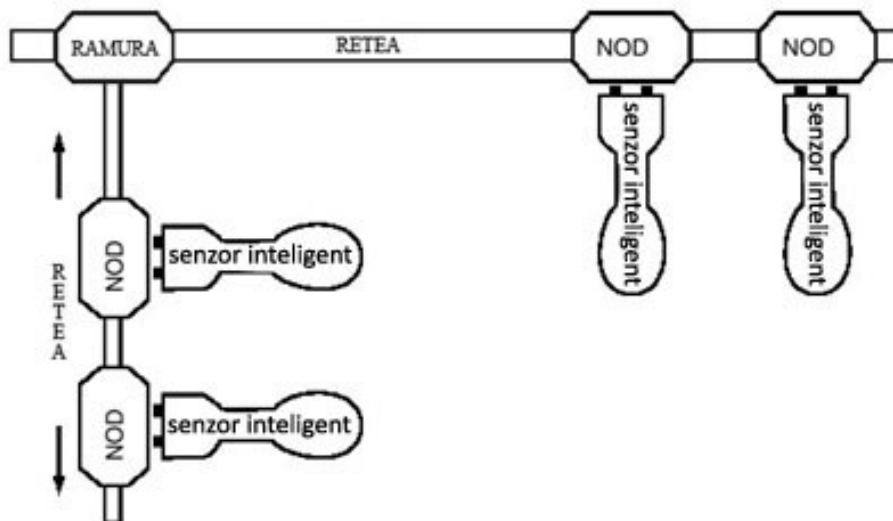


Figura 3.19 - Interfațarea senzorilor inteligenți în rețea

Elementele principale ale unui senzor inteligent sunt prezentate în Figura 3.20. Acesta este construit cu mai multe circuite integrate, multiplexoare de înaltă performanță, convertoare analog -digitale și digital-analogice, memorie Flash și

microcontroller, precum și circuitul suport și câteva configurații standard de port serial. Acestea sunt primele circuite integrate care sunt într-adevăr sisteme senzoriale inteligente pentru achiziție de date (circuite de conversie a datelor de înaltă performanță, microcontroller, memorie Flash) pe un singur chip (Figura 3.21).

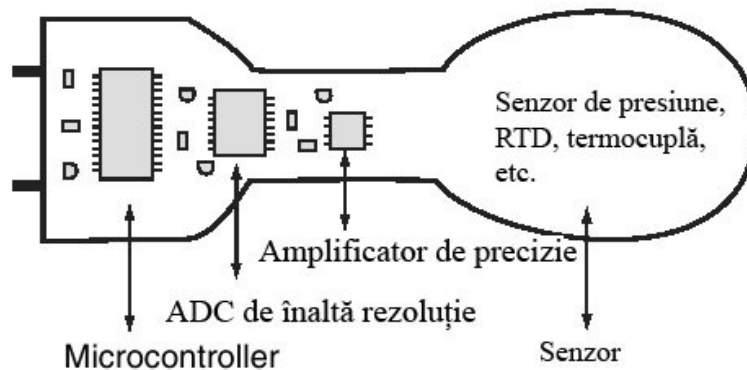


Figura 3.20 - Elementele de bază într-un senzor inteligent

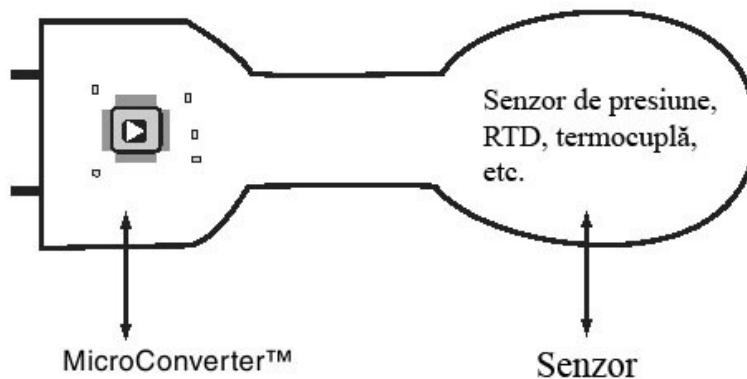


Figura 3.21 - Senzor inteligent de generația II-a

Senzorii, sunt cel mai des utilizați la măsurări cantitative, spre deosebire de detecții calitative sau de prezență. Astfel, este evident că cerințele măsurătorii vor determina selecția și aplicația senzorialului [109].

Pentru a putea determina cantitativ cerințele măsurătorii, mai întâi trebuie considerat ceea ce se măsoară. Există senzori pentru a măsura aproape orice lucru imaginabil și inimaginabil. În al doilea rând trebuie avut în vedere mediul în care va funcționa senzorul. Contribuția cea mai mare în apariția erorilor la măsurarea diferitelor mărimi este datorată efectului mediului asupra sistemului de măsură. Senzorul, precum și întregul sistem de măsurare, răspunde mediului ambiant, nu numai mărimilor măsurate.

În cazuri extreme se poate întâmpla ca răspunsul factorilor externi să poate fi mai mare decât cel pentru care se dorește măsurarea. Evaluarea factorilor externi și estimarea efectelor acestuia asupra sistemelor de măsurare este o parte foarte

importantă în procesele de alegere și aplicație. Factorii externi nu sunt reprezentați numai de temperatură, presiune și vibrații ci și de tipul de montare a senzorului, efectul electromagnetic sau electrostatic precum și de rata de schimbarea diferiților parametri ai mediului înconjurător. De exemplu, un senzor poate fi puțin afectat de temperaturi extreme, dar poate produce erori foarte mari la o schimbare brusca de temperatură (sensibilitate termică tranzitorie). În al treilea rând trebuie avute în vedere cerințele de incertitudine ale măsurătorii. De obicei se încearcă să se obțină o valoare minimă posibilă pentru incertitudine, ceea ce nu este fezabil din punct de vedere economic. Din acest punct de vedere, pentru a alege cel mai bun senzor pentru o aplicație se pot pune anumite întrebări:

Cum vor fi folosite rezultatele măsurătorilor?

Contează variația de incertitudine 1-1.5 % pe termen lung?

Semnalul achiziționat de la senzorii de mare fidelitate este acoperit de zgomotele din procesele de condiționare și înregistrare a semnalului?

Pe de altă parte, multe sisteme moderne de achiziție a datelor permit o precizie mult mai mare decât senzorul care face măsurarea. Astfel, cu un sistem de achiziție performant (de precizie mare), nu se pot obține rezultate bune cu un senzor de precizie mică. De asemenea este important ca întreg sistemul de măsură să fie calibrat, pentru ca rezultatele să fie cât mai precise, senzorul trebuind să fie compatibil și integrat în sistemul de măsurare aflat în mediul studiat [110].

Caracteristicile de performanță ale senzorilor

- Funcția de transfer arată relația funcțională între semnalul de intrare și semnalul electric de ieșire. De obicei această legătură este reprezentată printr-un grafic între mărimea de intrare și cea de ieșire, detaliile acestui grafic constituind o descriere detaliată asupra caracteristicilor senzorului. Pentru senzori de calitate, care sunt individuali calibrați, acest grafic poate să se suprapună peste curba de calibrare.
- Sensibilitatea este definită ca o relație între semnalul fizic de intrare și semnalul electric de ieșire, fiind în general, raportul dintre o modificare mică în semnalul electric raportat la o schimbare mică în semnalul fizic. Ca atare, sensibilitatea poate fi exprimată ca derivata funcției de transfer, în funcție de semnalul fizic. Unitățile de măsură folosite sunt V/K, mV/kPa, etc.
- Domeniul semnalelor fizice de intrare care pot fi convertite în semnale electrice de către senzori se numește domeniul dinamic. Semnalele din afara acestui domeniu pot cauza erori inacceptabile. Domeniul dinamic este specificat de obicei de către producători ca fiind domeniul în care caracteristicile de performanță descrise în cartea tehnică se comportă ca atare. Unitățile de măsură sunt K, Pa, N, etc.
- Incertitudinea este definită ca eroarea maxim posibilă între semnalul de ieșire curent și cel ideal. Uneori se definește ca un procent a întregii scări de ieșire sau a citirii. De exemplu un termometru poate avea o acuratețe sub 5% din întreg domeniul de ieșire. Acuratețea este considerată de către metrologi ca fiind o mărime calitativă, în timp ce incertitudinea este cantitativă.
- Unii senzori nu revin la aceeași valoare de ieșire, când stimulul de intrare este ciclic. Lățimea erorii presupuse raportat la cantitatea măsurată reprezintă un histerezis. El se definește ca un fenomen cu caracter ireversibil care constă în faptul că succesiunea stărilor unei substanțe,

determinate de variația unui parametru, diferă de succesiunea stărilor determinate de variația în sens contrar a aceluiași parametru.

- Cele mai uzuale metode de măsurare compară funcția de transfer obținută cu o dreaptă trasată prin mijlocul celor două linii paralele care delimitează întreaga funcție de transfer în domeniul dinamic al dispozitivului specificat. Pot fi utilizate și alte linii de referință.
- Toți senzorii produc perturbații pe semnalul de ieșire. În unele cazuri, perturbațiile sensorului sunt mai atenuate față de elementul următor din circuitul electronic sau mai mici decât fluctuația din semnalul fizic, caz în care ele se pot neglija. Există multe alte cazuri în care perturbațiile sensorului limitează performanța sistemului bazat pe senzor.
- Zgomotul este de obicei distribuit de-a lungul spectrului de frecvență. Multe surse uzuale de perturbații produc zgomot alb, adică densitatea spectrală a zgomotului este aceeași la toate frecvențele.
- Rezoluția unui senzor este definită ca fluctuația minimă a semnalului detectabil. Deoarece fluctuațiile sunt fenomene temporare, există relații între scara timpului pentru fluctuații și amplitudinea minimă detectabilă. De aceea definirea rezoluției trebuie să includă informații referitoare la natura măsurărilor desfășurate. Mulți senzori sunt limitați de perturbații cu distribuție spectrală de tip zgomot alb. În aceste cazuri rezoluția poate fi specificată în unități de semnal fizic/bază (Hz), astfel rezoluția reală pentru o măsurătoare poate fi obținută prin multiplicarea acestei cantități cu rădăcina pătrată a lățimii de unde măsurate. Cartea tehnică a sensorului specifică în general rezoluția în unități de semnal/bază (Hz) sau semnalul minim detectabil pentru o măsurătoare specifică. Dacă este specificată forma distribuției zgomotului este posibilă generalizarea rezultatelor pentru orice măsurătoare.

Toți senzorii au timpi de răspuns finiți pentru o modificare instantanee a semnalului fizic. În plus, mulți senzori au un timp de descompunere, reprezentând timpul după o schimbare treaptă a semnalului fizic de ieșire la valoarea inițială. Invers acestor timpi corespund frecvențele înalte și joase de tăiere. Lățimea de bandă al unui senzor este domeniul dintre cele două frecvențe. Partea electronică aferentă sensorului fizic joacă un rol important în întregul dispozitiv, putând limita performanțele, costul și domeniul de aplicabilitate.

Cercetătorii lucrează la matrice de senzori de presiune care ar putea da obiectelor și sistemelor senzoriale anorganice echivalentul unui simț al pielii: sensibilitate la presiune (Figura 3.22).

Aceste matrice sunt realizate din material organic sau plastic și tranzistori amplasați pe o suprafață flexibilă. Astfel se pot realiza matrice dense pe suprafețe mari, cu costuri relativ mici [111].

Pielea senzor funcționează chiar și înfășurată pe un diametru de 4mm. Acest prototip este o folie de 8 centimetri pătrați conținând o matrice de 32 x 32 senzori organici, o densitate de 16 senzori pe centimetru pătrat. Oamenii au circa 1500 de senzori pe centimetru pătrat în vârful degetelor.

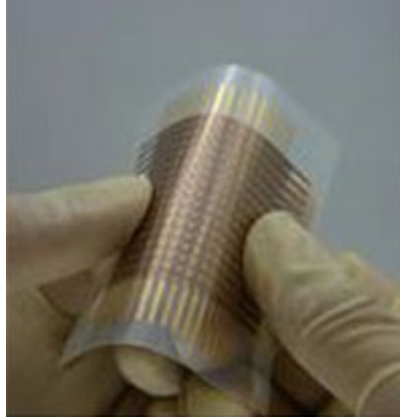


Figura 3.22 - Matrice senzorială de presiune

Stratul de senzori de presiune din cauciuc al prototipului conține particule de grafit conductoare de electricitate care modifică rezistența electrică a stratului când este aplicată o presiune.

Tranzistoarele organice sunt mult mai mari și mai lente decât tranzistoarele de silicon folosite de majoritatea componentelor electronice, dar sunt mai ieftine, putând fi realizate prin imprimare.

Acest tip de piele senzorială ar putea fi pusă în fabricație și utilizată în robotică și protetică într-un termen de câțiva ani. Principalul impediment este însă în acest moment tehnologia de fabricație a tranzistoarelor organice.

Sistemele protetice nu conțin mecanismele necesare pentru o buclă fiziologică de feedback senzorial. Sistemele mioelectrice controlează mișcarea articulațiilor prin interceptarea semnalelor eferente. Semnalele excitatoare sau mioelectrice rezultă din activitate motrică voluntară. În timp ce o acțiune potențială se propagă de-a lungul mușchiului, acesta este excitat și au loc modificări tensiune asociate cu activitatea sistemului nervos care sunt interceptate de senzori de pe suprafața mușchiului. În timp ce aceste semnale sunt citite, un microprocesor calculează puterea semnalului și controlează proporțional articulația. Acest tip de control este utilizat la sistemele protetice pentru membrul superior, cu preponderență la controlul mâinii și cotului.

Există câteva prototipuri care preiau informații privitoare la modificările din mediu care ar putea influența proteza și le transmit corpului prin metode stimulative. Controlul motric provine de la sisteme ce interpretează stimulii, amputatul modificând puterea contracției musculare spre a obține efectul dorit.

Un semnal mioelectric, de asemenea denumit și potențial de acționare motrică, este un impuls electric care produce contracții a fibrelor musculare din corp. Termenul este cel mai des utilizat referitor la mușchii scheletali care controlează mișcările voluntare. Semnalele mioelectrice au o frecvență ce variază de la câțiva Hz la circa 300Hz și tensiuni de la $10\mu\text{V}$ la 1mV .

Semnalele mioelectrice sunt detectate prin amplasarea de electrozi sub piele. Doi electrozi sunt poziționați astfel încât între ei să existe o diferență de potențial. Al treilea electrod este poziționat într-o zonă neutră, iar semnalul acestuia este utilizat la anularea perturbațiilor. Tensiunea rezultată este procesată cu un dispozitiv numit amplificator diferențial, rezultând o tensiune mai mare și un curent

suficient încât să fie utilizat la controlul dispozitivelor electromecanice sau electronice.

Acest semnal poate fi de asemenea utilizat spre a facilita funcționarea unui computer folosind mișcări musculare voluntare de amplitudine redusă, precum clipitul. Un astfel de exemplu este dispozitivul prototip utilizat la citirea mușchilor din jurul gurii spre a le convertii în text.

Una din componentele cheie ale brațului mioelectric este electrodul atașat pe suprafața pielii spre a înregistra semnalul EMG (Figura 3.23). Odată înregistrat, semnalul este amplificat apoi procesat de un controller care comută motoarele din mână, încheietură sau cot spre a efectua mișcare sau funcții.



Figura 3.23 - Senzori mioelectrici

Nu oricine poate purta un braț mioelectric. Utilizatorul trebuie să producă un semnal EMG puternic astfel încât acesta să poată fi înregistrat și amplificat. De asemenea utilizatorul trebuie să poată separa contracțiile musculare. Separarea mușchilor înseamnă contracția unui mușchi și relaxarea mușchiului antagonist. Dacă ambii mușchi ar fi contractați în același timp controllerul ar primi semnale să acționeze și să oprească motorul în același timp.

Noi electrozi de suprafață care au selectivitate ridicată și microprocesoare inteligente pot discrimina între variate semnale caracteristice într-o manieră proporțională. Aceste dispozitive permit o operare ușoară cu rezultate satisfăcătoare. Totuși complexitatea de utilizare, fiabilitatea de control, cosmetica și nivelul de independență oferit sunt factori care influențează modul în care potențialii utilizatori vor accepta noile proteze.

Există și alternative de implanturi, prin implantarea de electrozi, prin înfășurarea în jurul unui nerv sau mușchi, citind informația transmisă prin radiofrecvență sau alte tehnologii (Figura 3.24).

Tehnica de filtrarea spațială utilizată până în prezent se bazează pe însumarea semnalelor detectate de electrozi punctiformi plasați într-o grilă regulată. Noile tehnici de filtrare utilizând electrozi circulari concentrici tind să dea un răspuns mai selectiv. Detecția semnalului se bazează pe însumarea semnalelor monopolare detectate de diferiți electrozi, în plus sistemul concentric are o funcție de transfer care este neperiodică și invariantă pentru rotație.



Figura 3.24 - Electrode circular

Analiza semnalelor experimentale a confirmat o selectivitate spațială mărită a electrozilor circulari față de sistemele clasice. Cel mai simplu sistem concentric compus dintr-un inel și un electrod punctiform are randament superior față de o matrice constituită din 9 electrozi.

Avantajele sistemelor concentrice cuprind procedura simplă de localizare, datorită insensibilității sistemului față de orientarea fibrei, selectivitate spațială ridicată, complexitate redusă a circuitului electronic aferent.

4. Analiza experimentală a protezei de membru superior

Analiza experimentală a protezei a avut în vedere două aspecte: analiza cinematică și studiul vibrațiilor din articulațiile protezei realizate prin comparație cu membrul superior uman[112][113].

Analiza cinematică a protezei s-a bazat pe evaluarea posibilităților de mișcare ale protezei prin comparație cu cele ale membrului superior uman. Studiul vibrațiilor din articulațiile protezei au fost realizate pentru a determina dacă acestea pot dăuna utilizatorului.

4.1. Analiza cinematică experimentală

Analiza cinematică a mișcării se referă la descrierea cantitativă a mișcării segmentelor corpului fără a ține cont de forțele ce generează această mișcare.

Acest studiu al analizei mișcării a fost realizat din necesitatea de a cuantifica mișcările elementare ale protezei pentru a-i conferi o mișcare lină și naturală precum cea a membrului superior uman. O altă idee care a stat la baza analizei experimentale a fost aceea că o analiză cinematică și cinetică reprezintă cea mai bună soluție pentru a obține informațiile necesare pentru îmbunătățirea protezei realizate [114],[115], [116].

Obiectivul general al analizei cinematice experimentale este de a demonstra cum măsurătorile cinematice, în special metodele de procesare 2D și 3D ale parametrilor cinematici, sunt utilizate în problemele de biomecanică a membrilor umane[117][118].

Obiectivele analizei cinematice a membrului superior/protezei sunt:

- Evaluarea avantajelor și dezavantajelor metodelor disponibile de măsurare cinematică a mișcărilor din articulații;
- Aprofundarea tehnicilor utilizate în analiza membrului superior cu ajutorul imaginilor video digitale;
- Înțelegerea teoriei și a considerațiilor practice implicate în filtrarea informațiilor cinematice;
- Cunoașterea modelelor tipice de mișcare ale articulațiilor în timpul unor activități uzuale;
- Precizarea erorilor și limitărilor analizei bidimensionale și tridimensionale.

Astfel, bazat pe analizele cinematice experimentale s-a studiat:

- cum este descrisă poziția corpurilor (segmentelor anatomice, respectiv elementelor componente ale protezei);
- cum se determină numărul gradelor de libertate necesare pentru a descrie mișcarea unui punct sau a unui corp în spațiu în cazul unor mișcări uzuale;
- cum se calculează și se măsoară variația în funcție de timp a deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor;

- cum se realizează și se prezintă rezultatele unei analize cinematice;
- cum se realizează măsurarea directă a poziției, vitezei și accelerației utilizând diferite sisteme de achiziție și procesare a datelor.

O atenție deosebită în analiza mișcării este acordată bilanțului articular. În sens strict, bilanțul articular reprezintă măsurarea amplitudinilor de mișcare în articulații, după toate direcțiile de mișcare. În sens mai larg, odată cu executarea acestor măsurători se fac și alte aprecieri asupra articulației investigate (mișcări anormale, temperatură crescută, creștere de volum, etc.), la care se va adăuga examenul radiologic [119].

Pentru măsurarea amplitudinilor de mișcare (unghiul maxim al unei rotații), există mai multe posibilități:

- evaluarea directă, subiectivă, "din ochi";
- măsurarea unghiului de mișcare cu un goniometru;
- măsurarea distanței dintre două puncte marcate pe cele două segmente care determină unghiul de mișcare.

4.1.1. Înregistrarea datelor cinematice

Cea mai uzuală metodă de colectare a datelor cinematice folosește o imagine sau un sistem de achiziție pentru a înregistra mișcarea unor markeri atașați unui obiect în mișcare. Coordonatele markerilor sunt mai apoi procesate pentru obținerea variabilelor cinematice ce descriu mișcarea segmentelor sau mișcarea articulației. Cele mai uzuale sisteme bazate pe achiziții de imagini folosesc camere video, camere video digitale sau dispozitive CCD cum ar fi sistemele APAS, Elite, Simi. Acestea înregistrează mișcarea utilizând un ambient luminos sau lumina reflectată de markerii lipiți pe corp. În laboratoare, camerele au o lumină proprie, iar markerii au o bandă reflectantă ce amplifică luminozitatea markerilor în comparație cu pielea, hainele sau fondul încăperii. Alte sisteme video folosesc lumini infraroșii sau camere infraroșii pentru a identifica localizarea markerilor. Unele sisteme folosesc lumini infraroșii reflectate, cum ar fi Vicon, în timp ce alte sisteme folosesc diode cu lumini intermitente infraroșii, cum ar fi IRED's.

Pentru a studia mișcarea plană, este suficientă plasarea unei singure camere cu axa optică perpendiculară pe planul mișcării. Multe laboratoare utilizează camere multiple pentru înregistrările tridimensionale, acestea fiind poziționate de-o parte și de alta a corpului. În realitate, pentru o înregistrare tridimensională sunt necesare numai două camere. Deoarece unii markeri nu pot fi observați din cauza unei părți a corpului sau a unei rotații aflate în afara câmpului de acoperire a camerelor, se utilizează sistemul multicamere care garantează depistarea tuturor markerilor cu cel puțin două camere amplasate peste tot de-a lungul mișcării.

Astfel, sistemul multicamere este mult mai avantajos chiar și pentru studiul mișcării planare (bidimensionale). În completarea sistemului multicamere, orientarea și amplasarea fiecărei camere nu este critică din punct de vedere al calibrării.

Unul din avantajele sistemului imagistic modern este acela că majoritatea sistemelor sunt digitale și astfel permit calcularea și afișarea coordonatelor markerilor de-a lungul întregii mișcări. Sistemele video permit vizualizarea în timp real a subiecților, iar înregistrările pot fi revăzute imediat pentru a verifica veridicitatea imaginilor achiziționate.

4.1.2. Selectarea datelor bidimensionale

După înregistrarea datelor experimentale trebuie să descriem cum este localizat un punct în spațiu cu ajutorul sistemului cartezian de coordonate și cum înregistrează sistemul imagistic localizarea markerilor reflectorizanți.

Astfel, există o serie de întrebări logice în studiul biomecanic al mișcării umane și anume:

- Unde vor fi amplasați pe subiect markerii reflectorizanți?
- Câți markeri trebuie utilizați?
- Avem nevoie de alți markeri neamplasați pe subiect, dar aflați în raza de acțiune a camerei?

Răspunsul la aceste întrebări depinde de natura mișcării și de obiectivul cercetării.

Punctul de start este construirea unui model de importanță anatomică, model implicat în mișcare. Pentru o mișcare plană, acest punct poate fi reprezentat de o figură fixă. De exemplu, modelul pentru o persoană ce aleargă poate include segmente ale corpului cum ar fi laba piciorului și coapsa fiecărui picior; brațul și antebrațul fiecărei mâini, cât și un segment al corpului.

Odată construit modelul corespunzător, cercetarea poate fi concentrată asupra secțiunii și plasamentului markerilor. Pentru fiecare segment căruia îi va fi modelată mișcarea trebuie determinate cel puțin două puncte. De multe ori markerii sunt plasați pentru a se stabili centrele de rotație la capetele segmentelor sau peste distanța proximală și distală a punctelor anatomice.

Numărul total de markeri necesari depinde și de natura bidimensională a mișcării articulațiilor între segmentele adiacente. Articulația cu punct fix are un singur grad de libertate - rotația în jurul punctului fix. Umărul este modelat ca fiind o articulație cu punct fix pentru analiza plană, chiar dacă construcția articulației scapulo-humerale permite trei rotații diferite. Pentru articulațiile cu puncte fixe, markerul de capăt pentru un segment adiacent poate fi plasat direct peste punctul care reprezintă punctul fix al articulației. Există articulații mult mai complexe cum ar fi articulația genunchiului ce permite mișcări de flexie-extensie și câteva mișcări de translație de-a lungul platoului tibial. Acest lucru demonstrează că genunchiul are două grade de libertate, unul pentru rotație și celălalt pentru translație. În astfel de situații este imposibil de poziționat un marker care întotdeauna va reprezenta poziția de mișcare a punctului fix (articulație cilindrică), iar separarea markerilor de capăt trebuie să se folosească pentru segmentele adiacente.

4.1.3. Parametrii cinematici

Sistemul cartezian de coordonate permite cuantificarea poziției unui punct sau a unui corp rigid fie în planul tridimensional, fie în cel bidimensional. Variabilele cinematice cunoscute din Mecanica teoretică sunt: **deplasarea**, **viteza** și **acelerația**, toate descriind felul în care poziția unui punct se schimbă în funcție de timp.

Aceste trei variabile cinematice se pot folosi pentru a înțelege mișcarea caracteristică a deplasării, pentru a compara mișcarea a două persoane (sau a unui

membru uman și a unei proteze) sau pentru a arăta cum o mișcare poate fi afectată de anumite intervenții.

În anumite situații accelerația poate fi măsurată direct cu dispozitiv convenabil numit **accelerometru**. Calculele integrale sunt mai apoi folosite pentru a afla viteza și deplasarea datelor.

Măsurătorile poziției unghiulare pot fi împărțite în două clase. Prima clasă implică poziția unghiulară sau orientarea unui singur corp. Acestea poartă denumirea de **segmente** sau **unghiuri absolute** deoarece folosesc referințele unui parametru absolut sau Newtonian. A doua clasă implică unghiul dintre două segmente, de obicei adiacente ale unui corp. Acestea se numesc **unghiuri relative, cardinale** sau **unghiurile articulațiilor**, deoarece măsoară poziția unghiulară de la un segment relativ la altul.

4.1.4. Sisteme de analiză a mișcării

O aplicație importantă a datelor cinematice este folosirea acestora ca valori de intrare pentru analiza dinamică inversă folosită pentru estimarea momentelor și forțelor ce acționează în articulațiile unui sistem de corpuri rigide. Astfel, analiza cinematică, poate fi un studiu în sine, sau un pas intermediar ce contribuie la realizarea analizei dinamice. Astfel, mărimile cinematice reprezintă obiectivele principale ale cercetării sau sunt numai un prim pas al unei serii de analize necesare a fi corect determinate[120].

Analiza mișcării reprezintă o tehnică de laborator complexă, în care sunt utilizate sisteme hardware și software moderne care încorporează informațiile de la un număr de intrări și care urmărește să furnizeze cât mai multe informații despre parametrii mișcării, inclusiv pentru analiza dinamică a mișcării [121][122].

Analiza mișcării constituie un instrument util clinicianului pentru evaluarea forțelor care rezultă datorită unei dizabilități de mișcare, care este modul de compensare a dizabilității, respectiv pentru evaluarea atât a cauzelor, cât și a efectelor. În cadrul tezei, analiza mișcării constituie metoda prin care se poate face corelația și corecția controlului protezei, evaluarea forțelor care rezultă datorită deficiențelor motorii și determinarea unei soluții de compensare a acestor deficiențe.

Datele rezultate din analiza unui ciclu de mișcări sau a unei succesiuni de cicluri pot fi folosite pentru analiza șablonului de mișcare. Prin evaluarea mișcării se pune în evidență și se cuantifică deficitul articular, muscular sau de coordonare și se pot stabili strategii eficiente de compensare a deficiențelor existente.

Cele mai noi metode utilizate pentru analiza cinematică a mișcării folosesc aparatură optoelectronică, cu fixarea unor markeri în infraroșu la nivelul corpului și înregistrarea mișcării segmentelor corpului prin înregistrarea tridimensională a traiectoriilor markerilor. Unele metode folosesc markeri ultrasonici, iar altele se bazează pe înregistrări video.

Realizarea mișcării pare aparent simplă, dar necesită deprinderea unor aptitudini și exerciții locomotorii de lungă durată pentru a dobândi o integrare spațială și temporară armonioasă a mai multor segmente motrice.

Pentru a avansa în înțelegerea mecanismului de control care realizează mișcarea este necesară utilizarea de modele umane și artificiale. Această strategie cere utilizarea unor tehnici de înregistrare de ultimă oră și analize neuroștiințifice la nivel de element-sistem pentru a investiga mișcarea (Figura 4.1).

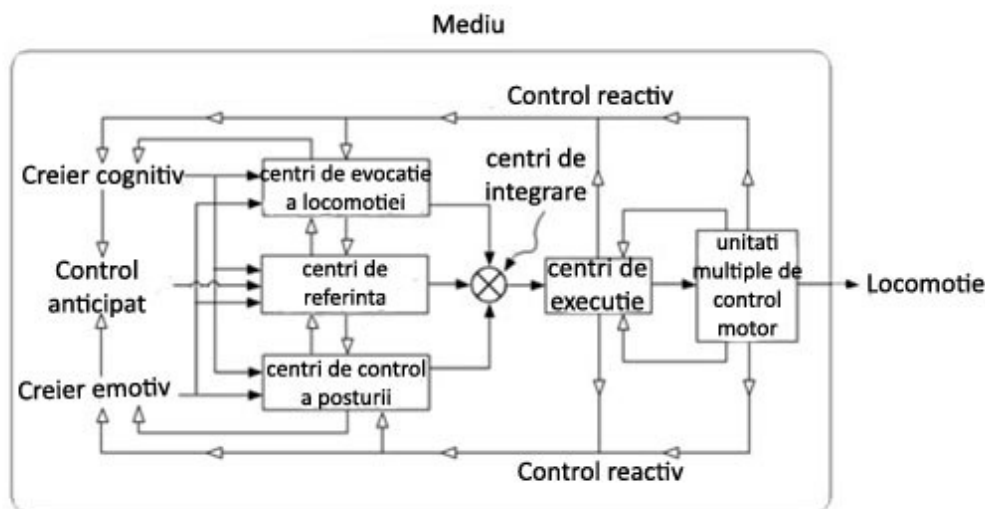


Figura 4.1 - Schema de control a mișcării

Studiul posturii și mișcării s-a considerat ca fiind fundamental în înțelegerea relațiilor comportamentale de la element la analiza nivelurilor comportamentale [123].

4.2. Analiza cinematică a mersului cu celula Zebris

4.2.1. Prezentarea sistemului de măsurare

Unitatea de măsurare pentru analiza mișcării permite investigarea simplă și rapidă a tuturor parametrilor importanți ce descriu echilibrul sau mișcarea subiectului investigat. Sistemul de măsurare este bazat pe înregistrarea timpului de propagare a unui puls ultrasonic.

Semnalele din cele două părți ale corpului (dreapta și stânga) sunt măsurate simultan. Intervalele de timp ce sunt supuse analizei sunt selectate în mod interactiv, iar raportul înregistrării este generat automat.

Principiul de funcționare este cel al triangulației, fiecare dintre senzorii atașați având câte trei microfoane, care recepționează semnalul ultrasonic emis de difuzoarele de pe unitatea MA-HS (Figura 4.2). În Figura 4.3 este prezentată schema principiului de funcționare a celulei de analiză a mișcării Zebris CMS-HS.



Figura 4.2 - Sistemul ZEBRIS de analiză a mișcării : unitatea de bază CMS-HS

Sistemul de măsurare are mai multe module de achiziție a datelor în funcție de scopul măsurării,

- analiza coloanei vertebrale (determinarea mobilității coloanei cervicale și lombare);
- analiza posturii;
- analiza mersului;
- analiza funcțiilor mâinii și brațului (analiza disfuncționalităților motoare);
- analiza echilibrului;
- analiza distribuției presiunii plantare (prin utilizarea suplimentară a unei platforme).

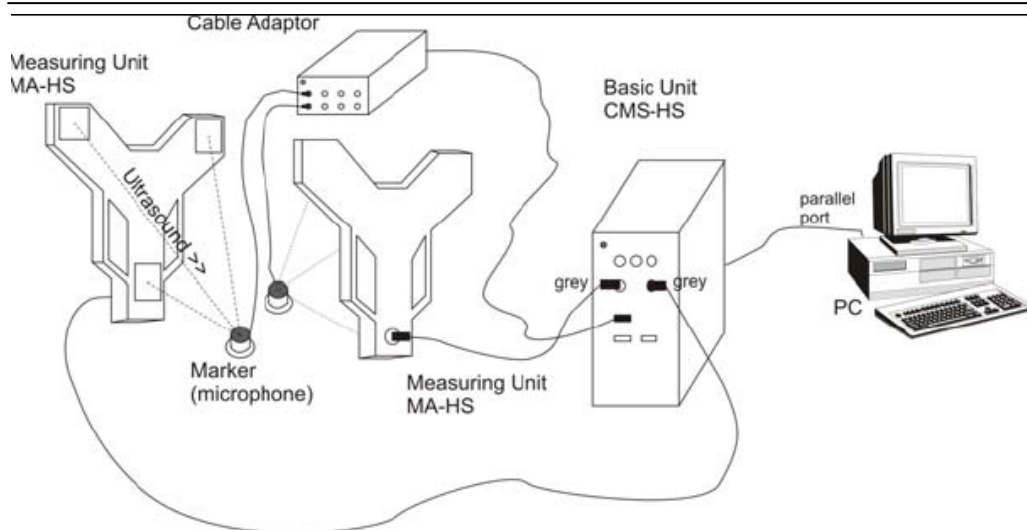


Figura 4.3 - Schema principiului de funcționare

Subiectului investigat i se marchează punctele de referință pe membru, puncte ale căror coordonate pe tot parcursul citirii sunt determinate în funcție de coordonatele receptorilor (markerele).

Unitatea CMS-HS are rolul de determina coordonatele senzorilor atașați membrilor, într-un spațiu 3D. Pe baza acestor coordonate, software-ul care rulează pe un PC, în funcție de configurația aleasă, determină coordonatele punctelor de referință și relațiile între diferite structuri osoase (deplasări unghiulare, viteze unghiulare, accelerații unghiulare) ca funcții de timp.

Datele sunt transmise de la sistemul Zebris către un PC prin intermediul portului paralel, această interfață asigurând lățimea de bandă necesară transferului de date.

Datorită unei concepții noi, pot fi întrebuințate simultan 16 markere (sau chiar 24 markere în anumite situații, corelat cu numărul canalelor analogice), cu o înaltă rată de eșantionare, pentru a realiza citirea și înregistrarea datelor în timp real.

Avantajul major al acestui sistem, constă în concepția sa modulară, care permite prin intermediul perifericelor și al software-urilor (WinGait și WinData) realizarea de configurații multiple pentru variate aplicații biomecanice.

Programul de achiziție a datelor, WinGait funcționează pe toate platformele Windows existente.

Înainte de începerea înregistrării este necesară o calibrare care se realizează cu ajutorul unui pointer. Calibrarea constă în definirea punctelor anatomice de interes pentru sesiunea de măsurare.

După începerea înregistrării programul WinGait realizează automat modelul biomecanic al subiectului investigat (Figura 4.4).

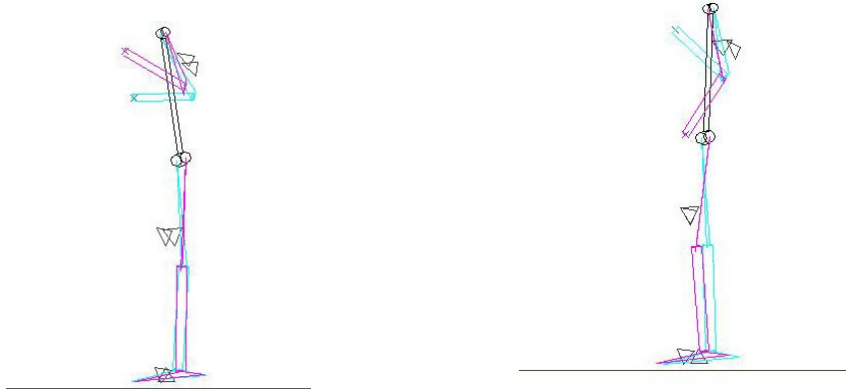


Figura 4.4 – Modelul biomecanic "Stick figure" din timpul mișcării

Opțional, pot fi utilizați electrozi EMG pentru determinarea răspunsului muscular în timpul mișcărilor, caz în care dispozitivul de înregistrare se poate atașa direct la unitatea de bază prin intermediul unui canal analogic.

4.2.2. Rezultatele analizei cu sistemul Zebris

Se prezintă în continuare rezultatele înregistrărilor realizate într-una din sesiunile investigate. Analizele au fost realizate de asemenea în Laboratorul de Analiză a mișcării din Universitatea Politehnica Timișoara.

Etapele măsurărilor realizate sunt următoarele:

- Persoana supusă investigării în apropierea unității de măsurare (sau între două sisteme de măsurare);
- Seturile markerilor ultrasonici sunt atașate membrului subiectului investigat (protezei) în vecinătatea punctelor anatomice de interes (articulația umărului, articulația cotului, articulația încheieturii mâinii)
- Cu ajutorul pointerului se realizează calibrarea (definirea punctelor anatomice de interes în raport cu markerii);
- Persoana supusă investigării se deplasează (execută mișcărilor prestabilite);
- Programul WinGait creează modelul biomecanic al analizei cinematice;
- Semnalele tuturor senzorilor sunt înregistrate simultan;
- Programul WinGait creează și afișează raportul analizei mișcării;
- Parametrii de interes ai analizei sunt interpretați atât din punct de vedere biomecanic, cât și clinic.

În Figura 4.5 este prezentată o secvență din raportul analizei. Mișcărilor supuse analizei, atât pentru membrul superior uman, cât și pentru proteză sunt: rotația brațului, adducția brațului și flexia articulației cotului. Aceste mișcări sunt selectate pe imaginea obținută din raportul analizei.

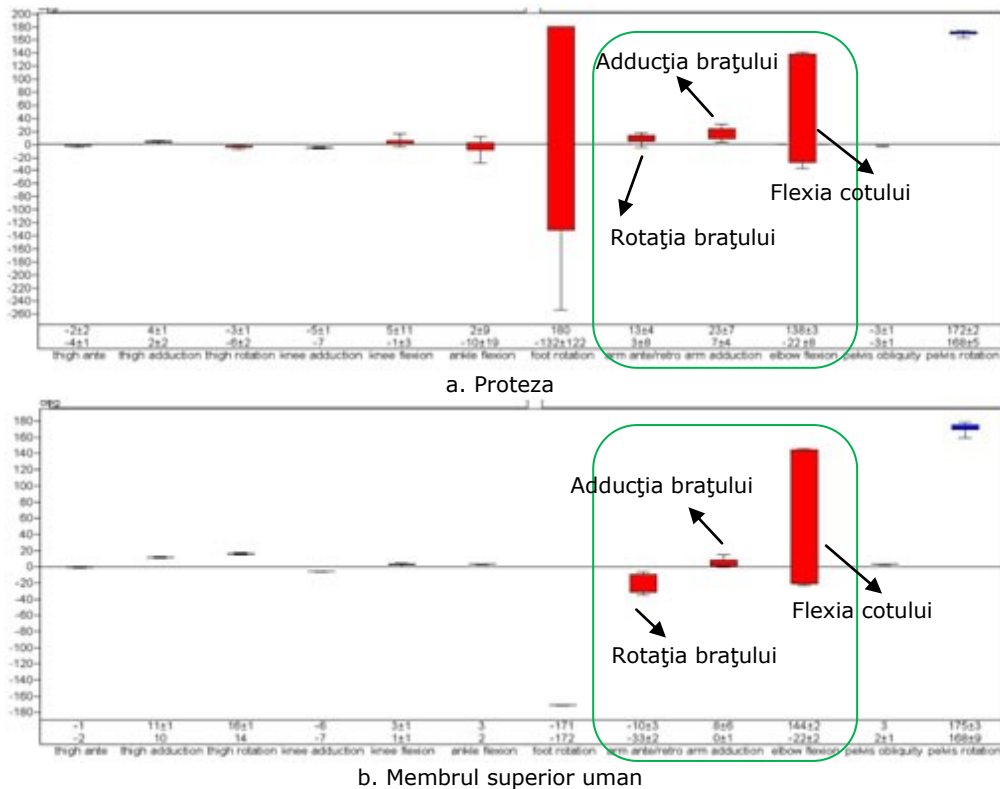


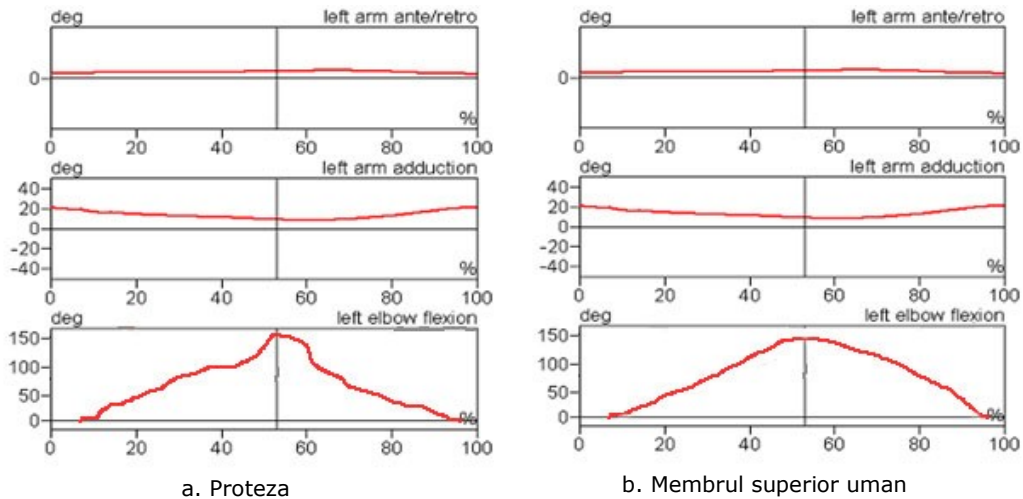
Figura 4.5 – Domeniile unghiulare ale articulațiilor măsurate cu sistemul Zebris a)proteza b)membrul superior uman

Se observă că unghiurile din articulațiile protezei comparativ cu cele din articulațiile membrului superior uman stâng variază diferit. Domeniile unghiulare pentru articulația cotului sunt între $-22^\circ \div +144^\circ$ pentru membrul superior uman, și $-22^\circ \div +138^\circ$ pentru proteză.

În analiza mișcărilor, ideea de bază este cea a simetriei mișcării pentru membrele umane (superior sau inferior). Având în vedere că scopul analizei cinematice a constat în compararea posibilităților de mișcare ale protezei cu mișcările membrului uman, interpretarea rezultatelor măsurării se realizează prin compararea celor două înregistrări, considerând membrul superior uman ca referință. Astfel, în Figura 4.6 sunt prezentate variațiile unghiurilor din cele două articulații analizate: articulația umărului și articulația cotului, pe baza seturilor de valori înregistrate.

Din figură se observă că modul de variație a unghiurilor din articulații este aproximativ același (proteza față de membrul uman). Se observă, de asemenea, că mișcarea de rotație a brațului este limitată, atât pentru membrul uman, cât și pentru proteză. Această limitare rezultă de fapt din tipul mișcării efectuate în timpul înregistrării. Exercițiul a fost stabilit ținând seama de posibilitățile de mișcare ale protezei. În ceea ce privește mișcarea de adducție a brațului, nu există diferențe semnificative în înregistrările realizate pentru proteză, comparativ cu cele realizate pentru membrul uman (aceeași formă a curbei de variație a unghiului din articulație, același domeniu al valorilor unghiurilor). Mișcarea din articulația cotului este o

mişcare amplă, ceea ce demonstrează funcționalitatea protezei. Curba corespunzătoare variației unghiului din articulația cotului membrului uman este mai netedă, datorită modului natural de acționare.



**Figura 4.6 - Variațiile unghiurilor din articulații:
a)proteza b)membrul superior uman**

Sistemul de analiză a mersului Zebris oferă rezultate bune pentru mersul uman, indiferent de patologia subiectului investigat, dar oferă doar informații generale în cazul în care se dorește investigarea mișcării membrului superior, datorită influenței cablurilor care conectează markerii și necesității de procesare a datelor înregistrate.

Studiile realizate cu acest sistem oferă informații utile pentru analiza mișcărilor din articulațiile membrului superior uman/protezei. Având în vedere limitările sistemului, o analiză cinematică îmbunătățită poate fi realizată prin utilizarea unui sistem bazat pe achiziții video, la care markerii nu sunt conectați prin cabluri (Sistemul APAS).

4.3. Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS

4.3.1. Prezentarea sistemului de măsurare

Sistemul de analiză Ariel APAS din dotarea Laboratorului de Analiză a mișcării din Universitatea Politehnică Timișoara (Figura 4.7) este cel mai avansat sistem de măsurare asistat de calculator care poate măsura, analiza și prezenta performanțele mișcării. Sistemul asigură un mijloc de cuantificare a mișcării folosind informații vizuale, EMG și de la platforme de forță.

Sistemul poate fi folosit în analize biomecanice, capturi de mișcare, analizarea sportivilor și pentru diagnostic [124][125][126][127].

4.3. – Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS 107

Sistemul modelează corpul uman (în general al subiectului investigat) ca un sistem mecanic compus din segmente în mișcare asupra căruia sunt aplicate forțe musculare, gravitaționale și de reacție. Este non invaziv și nu necesită cabluri sau senzori, iar folosirea markerilor este opțională.

APAS este un sistem 3D de analiză a mișcării bazat pe captură video ce poate înregistra semnale de la mai multe camera video simultan, iar analiza biomecanică este realizată automat.



Figura 4.7 - Sistemul de analiză Ariel APAS

Echipamentul se compune dintr-o serie de elemente individuale furnizate sub formă de accesorii:

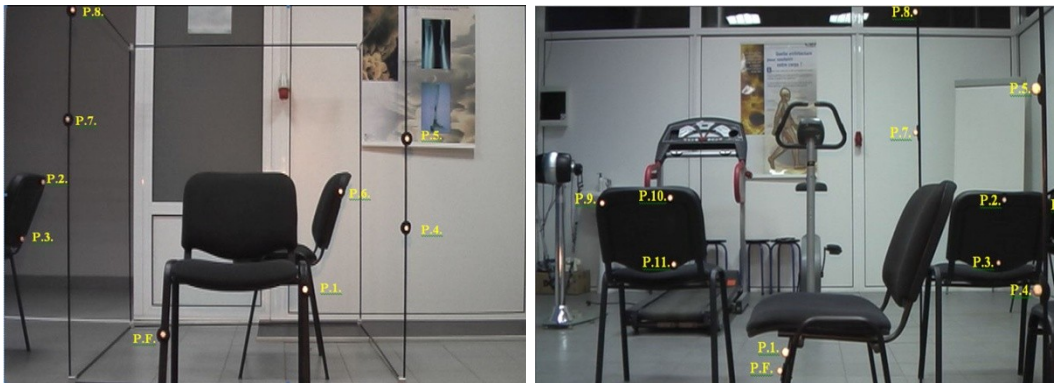
- 2 camere Panasonic PV-GS320;
- 2 trepiezi Manfrotto 055XDB;
- cadru cubic pentru calibrare;
- 16 markeri;
- PC Dell Vostro 200;
- Software-ul APAS.

Etapele principale ale analizei cinematice a mișcării au fost:

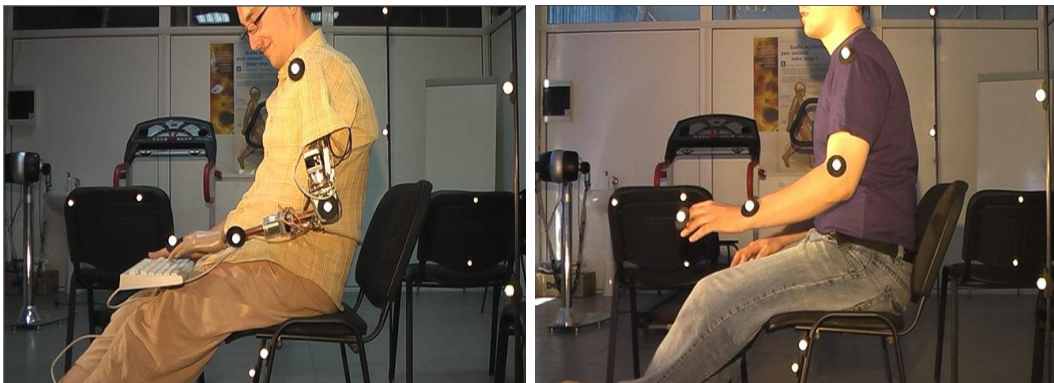
- Instalarea sistemului de achiziție (hardware și software);
- Instalarea camerelor video și determinarea câmpului vizual al acestora;
- Amplasarea cadrului de calibrare, a markerilor și determinarea poziției punctelor de control;
- Pregătirea subiectului pentru analiză – fixarea markerilor și efectuarea exercițiilor;
- Înregistrarea secvențelor de mișcare;
- Salvarea datelor înregistrărilor, **prelucrarea și interpretarea rezultatelor.**

4.3.2. Rezultatele analizei cu sistemul APAS

Pentru analiza cinematică realizată, cele două camere au fost amplasate perpendicular pe planele sagital și frontal în vederea efectuării înregistrărilor în spațiul 3D. S-au utilizat 12 markeri pentru evaluarea diferitelor configurații și limitarea efectelor de distorsionare optică a lentilelor de la camerele foto (Figura 4.8) cu rol de puncte de control (calibrare).



Amplasarea punctelor de control



Markeri atașați pentru analiza mișcărilor protezei

Markeri atașați pentru analiza mișcărilor mâinii umane

Figura 4.8 - Situl analizei și punctele de control

Coordonatele punctelor de control sunt prezentate în

4.3. – Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS 109

Tabel 4.1. Aceste coordonate au fost înregistrate cu ajutorul camerelor video, în sistemele de referință atașate acestora.

Tabel 4.1 - Coordonatele punctelor de control

| Punctul măsură | de | Coord x camera1 [cm] | Coord y camera 1 [cm] | Coord z camera 1 [cm] |
|-------------------|----|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| | | Coord x camera 2 [cm] | Coord y camera 2 [cm] | Coord z camera 2 [cm] |
| P.1. | | 52 | 12 | 2 |
| | | 2 | 12 | 52 |
| P.2. | | -78 | 46 | 96 |
| | | 96 | 46 | -78 |
| P.3. | | -88 | 22 | 96 |
| | | 96 | 22 | -88 |
| P.4. | | 97 | 29 | 52 |
| | | 52 | 29 | 97 |
| P.5. | | 97 | 62 | 52 |
| | | 52 | 62 | 97 |
| P.6. | | 70 | 43 | 70 |
| | | 70 | 43 | 70 |
| P.7. | | -52 | 69 | 52 |
| | | 52 | 69 | -52 |
| P.8. | | -52 | 109 | 52 |
| | | 52 | 109 | -52 |
| P.9. | | -73 | 45 | -79 |
| | | -79 | 45 | -73 |
| P.10 | | -70 | 47 | -48 |
| | | -48 | 47 | -70 |
| P.11. | | -80 | 23 | -48 |
| | | -48 | 23 | -80 |

Pentru măsurare s-au pus pe braț/proteză 4 markere cu distanța între ele:

- R1R2 = 17 cm
- R2R3=26 cm
- R3R4=30 cm

Figura 4.9 prezintă două imagini realizate din seturi suprapuse din timpul măsurătorilor, imagini care încearcă să demonstreze mișcarea 3D a protezei. Exercițiile efectuate au fost mișcări uzuale simple dar relevante precum prinderea, ținerea sau mutarea unor obiecte (ex: pahar, furculiță, etc.).

4.3. – Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS 111

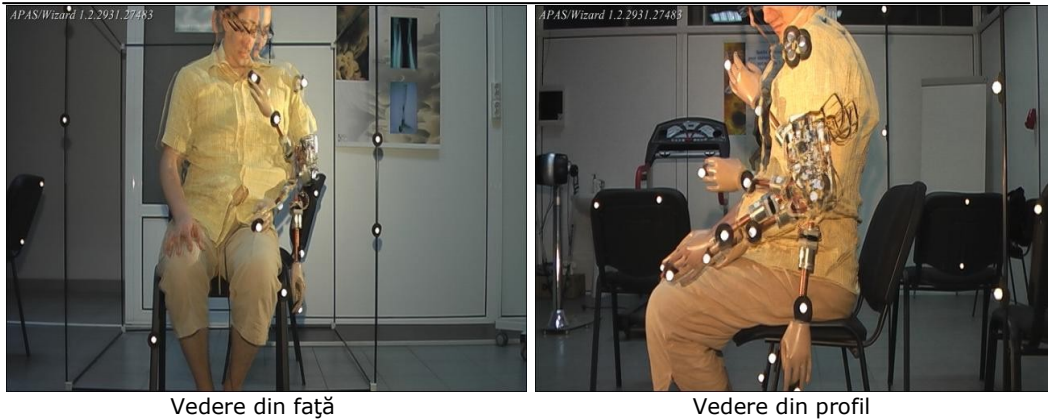


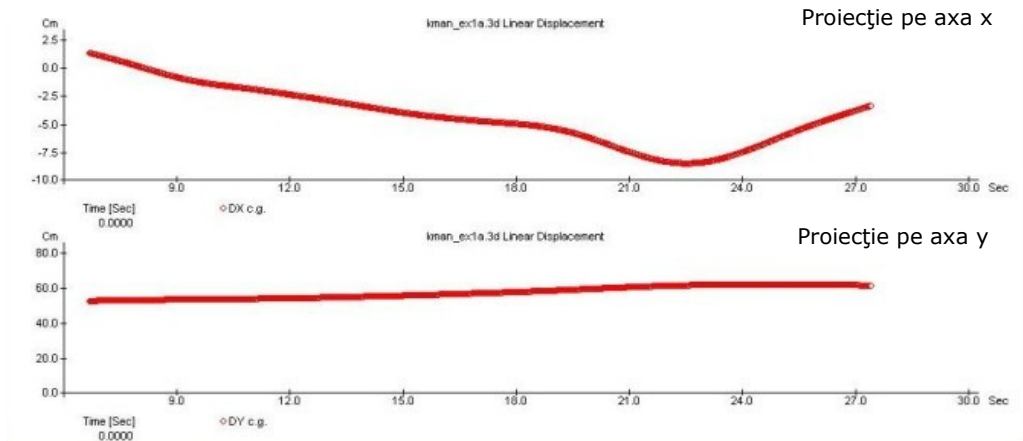
Figura 4.9 - Imagini stroboscopice din timpul analizei

În acest paragraf sunt prezentate rezultatele analizei cinematice din 11 puncte de vedere/interes diferite. În toate cazurile studiate, timpul necesar efectuării mișcărilor de către proteză a fost puțin mai lung, mușchii artificiali (motoare pas cu pas) fiind mai lenți decât mușchii umani. Traiectoriile și exercițiile au fost aceleași în ambele cazuri; comparația este efectuată între proteză în partea de sus a figurilor și membrul uman în partea de jos.

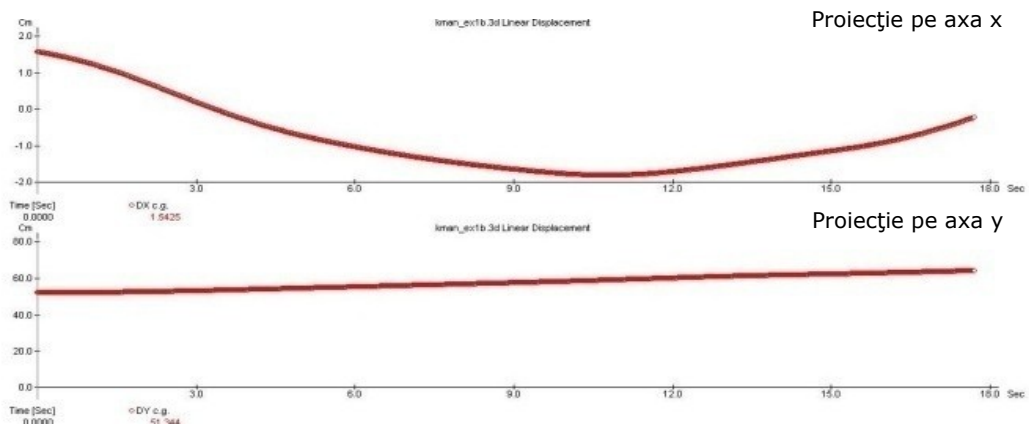
Analiza cinematică a mișcării brațului utilizează noțiunile generale din cinematică. Pentru descrierea mișcărilor, **segmentele** sunt considerate ca fiind corpuri rigide. **Articulațiile** conectează două sau mai multe segmente adiacente. **Poziția** descrie situarea unui segment sau a unei articulații în spațiu (măsurată în centimetri). **Deplasarea** descrie poziția relativă, în raport cu o poziție de start. Sistemul de referință utilizat este sistemul coordonatelor carteziene. Deoarece **unghiurile din articulații** depind de unghiurile segmentelor, acestea nu se modifică cu orientarea corpului. **Unghiul unui segment** este unghiul pe care îl face segmentul cu direcția orizontală. Acest unghi se modifică în funcție de modificarea orientării corpului. Vitezele și accelerațiile pot fi liniare sau unghiulare, după cum se studiază o articulație sau un segment.

Centru de greutate al unui sistem bio-mecanic are o importanță majoră în problemele statice și dinamice; de aceea s-a studiat cu predilecție deplasările, vitezele și accelerațiile centrului de greutate ale protezei.

Figura 4.10 descrie deplasarea liniară a centrului de greutate (c.g.) a protezei și membrului superior studiat. Centrul de greutate reprezintă un factor important deoarece acesta afectează deplasarea în ansamblu a protezei datorită modelului constructiv care are o articulație pasivă în umăr cu două/trei grade de libertate. Precum se vede în ambele cazuri, forma curbelor este similară, iar centrul de greutate are aproape aceeași lege de mișcare. Diferențele apar datorită controlului vag în umărul protezei.



a. Proteza

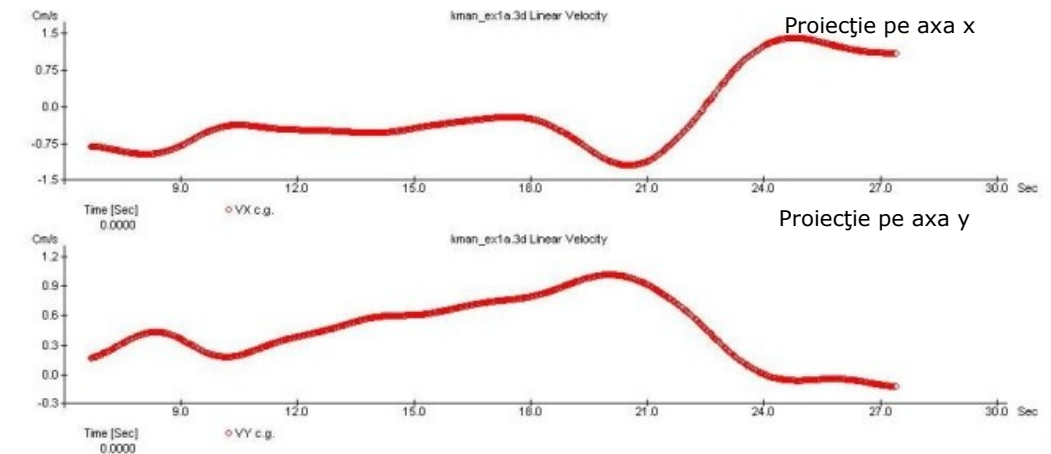


b. Membrul superior uman

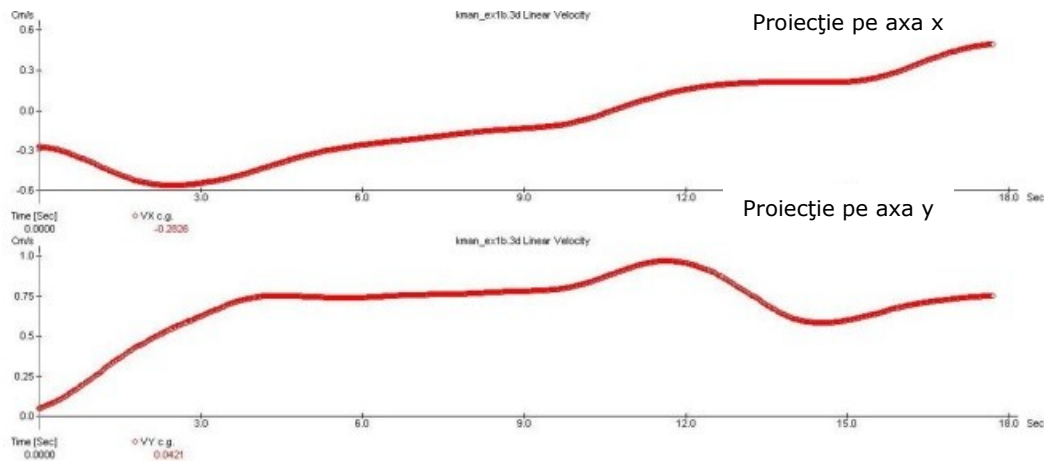
Figura 4.10 - Deplasarea liniară a centrului de greutate: a) proteza b) membrul superior uman

Figura 4.11 prezintă viteza centrului de greutate în cazul unui exercițiu de flexie a cotului. Axa x este abscisa iar axa y este ordonata. Datorită efectelor gravitaționale, se poate observa o creștere mai lentă a deplasării la începutul curbei. Diferențele pe axa y se datorează articulației pasive din umăr, care nu contribuie la etapa de ridicarea a exercițiului. De asemenea, se mai poate observa faptul că scăderea vitezei la proteză pe o axă este compensată pe cealaltă axă.

4.3. – Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS 113



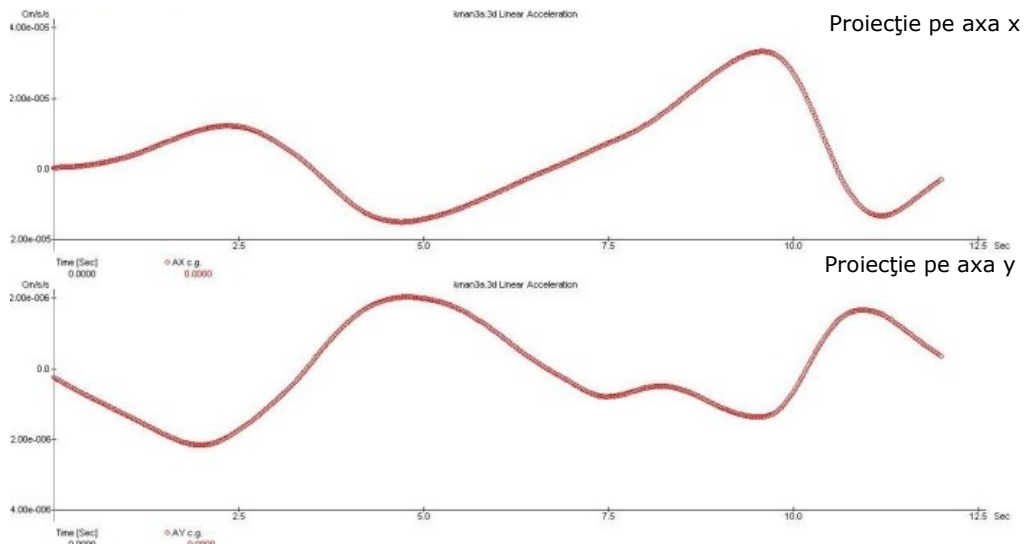
a. Proteza



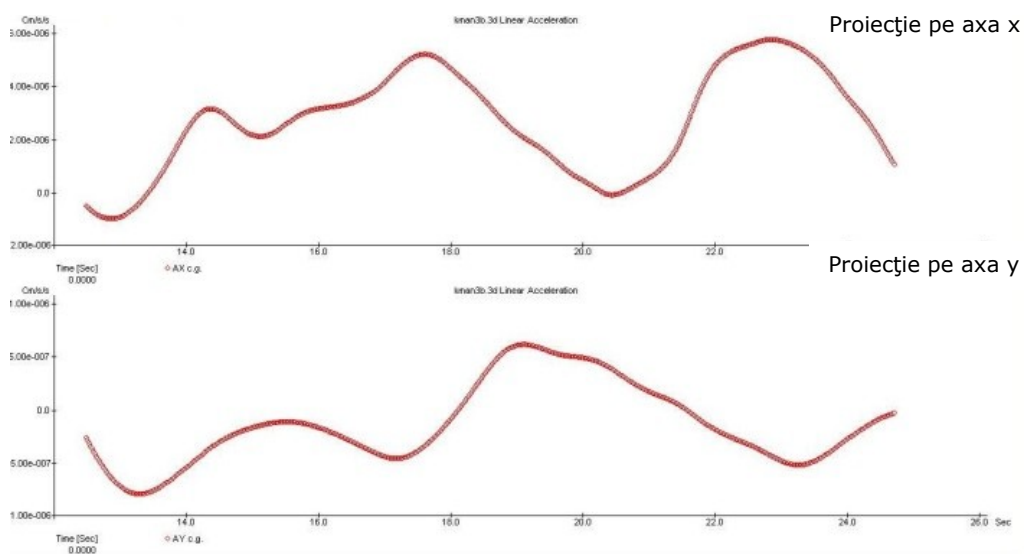
b. Membrul superior uman

Figura 4.11 - Viteza centrului de greutate a) proteza; b) membrul superior uman

Figura 4.12 descrie accelerația centrului de greutate în planul xy; iregularitățile și amplitudinile diferite percepute pentru membrul superior se datorează răspunsului muscular la efectuarea mișcării.



a. Proteza



b. Membrul superior uman

Figura 4.12 - Accelerația centrului de greutate a) proteza; b) membrul superior uman

În general, o analiză cinematică a membrului superior uman sau a unei proteze trebuie să țină seamă de deplasările, vitezele și accelerațiile tuturor segmentelor și articulațiilor de interes major. Astfel, în cadrul studiului efectuat, au fost măsurate și analizate toți parametrii cinematici ale mâinii, încheieturii mâinii, cotului și umărului.

Figura 4.13 prezintă poziția punctelor de interes ale mâinii. Mâna este deplasată de către încheietură, iar în majoritatea cazurilor curbele care descriu

4.3. – Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS 115

poziția mâinii sunt similare cu cele ale încheieturii prezentate în Figura 4.14. Diferențele apar din mișcările diferite ale articulației mâinii/protezei (pronație / supinație, flexie / extensie).

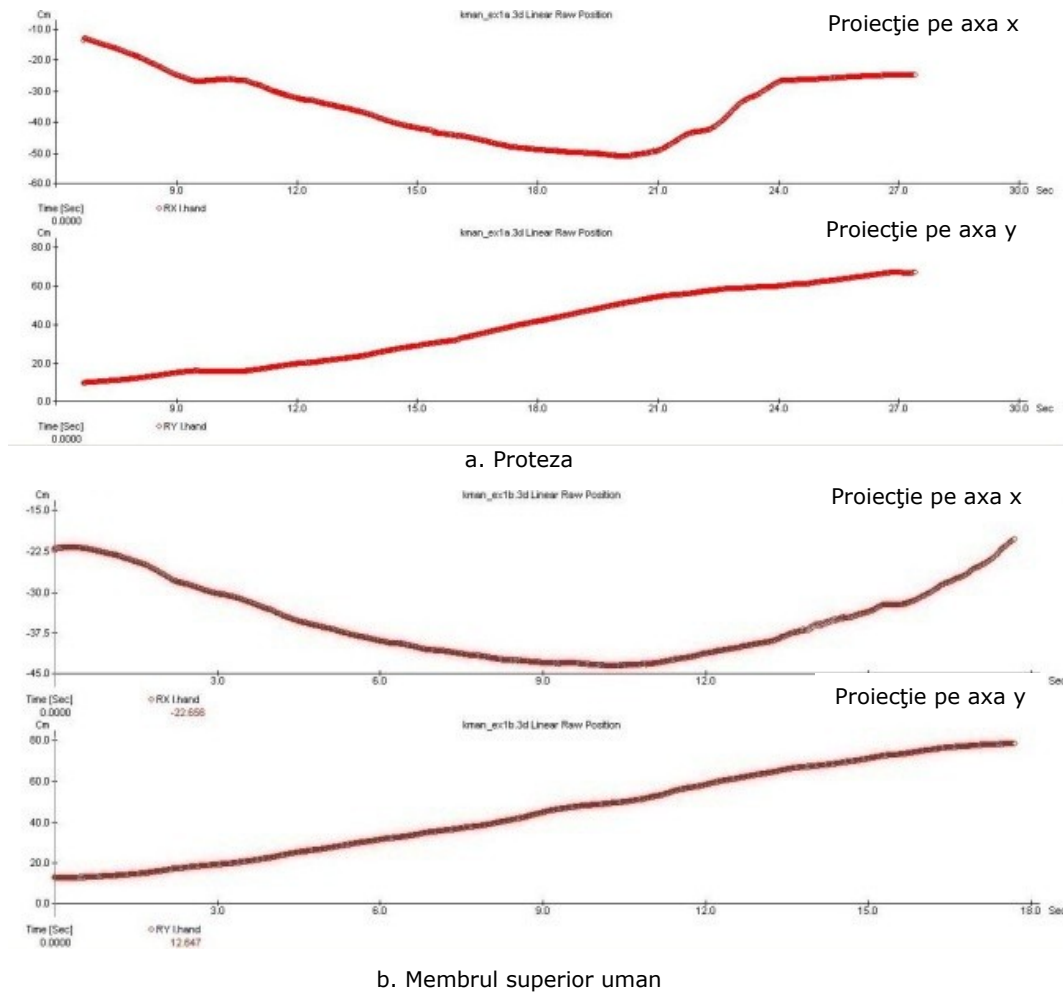
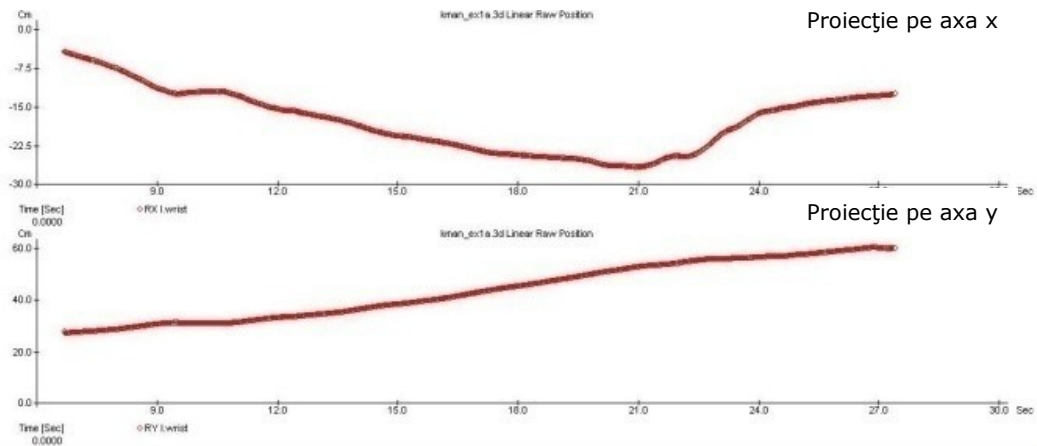
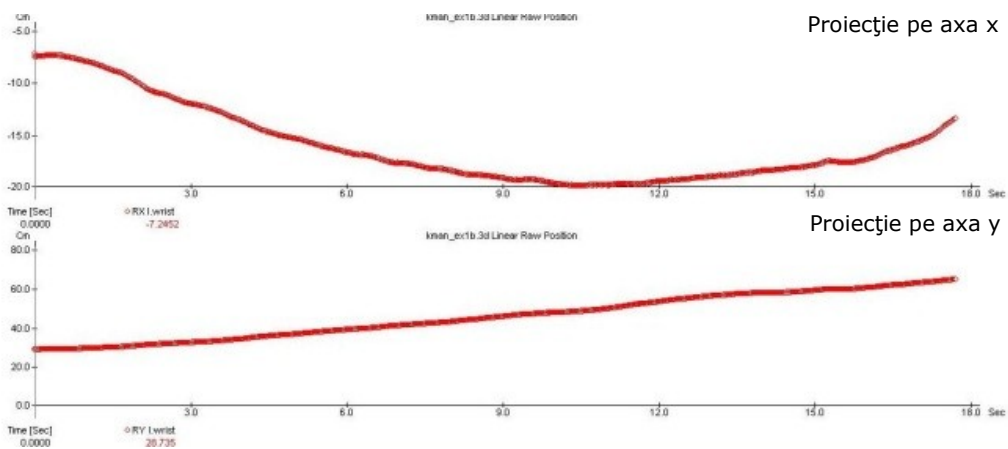


Figura 4.13 – Poziția mâinii a) proteza; b) membrul superior uman

Figura 4.14 descrie pozițiile încheieturii mâinii în plan, relative la originea sistemului de referință. Similar mâinii, încheietura este deplasată de cot prin segmentul de antebraț. Diferențe apar datorită flexiei / extensiei din articulația cotului. Curbele membrului artificial și natural sunt similare; iregularitățile care apar în curba protezei se datorează lipsei de finețe în controlul rotației stepper-ului sub diferite sarcini. În creierul uman această sarcină este efectuată automat prin compensări ale momentelor necesare ori de câte ori este nevoie.



a. Proteza



b. Membrul superior uman

Figura 4.14 - Poziția încheieturii mâinii a) proteza; b) membrul superior uman

4.3. – Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS 117

Figura 4.15 prezintă mișcările articulației cotului. Cu toate că în ambele cazuri variațiile ar trebui să fie minime, există câteva discrepanțe. La proteză variația de datorează translatații centrului de greutate, în timp ce în cazul brațului variațiile apar de la diferitele grupuri de mușchi care contribuie la flexia și rotația parțială a cotului / umărului în timpul exercițiului.

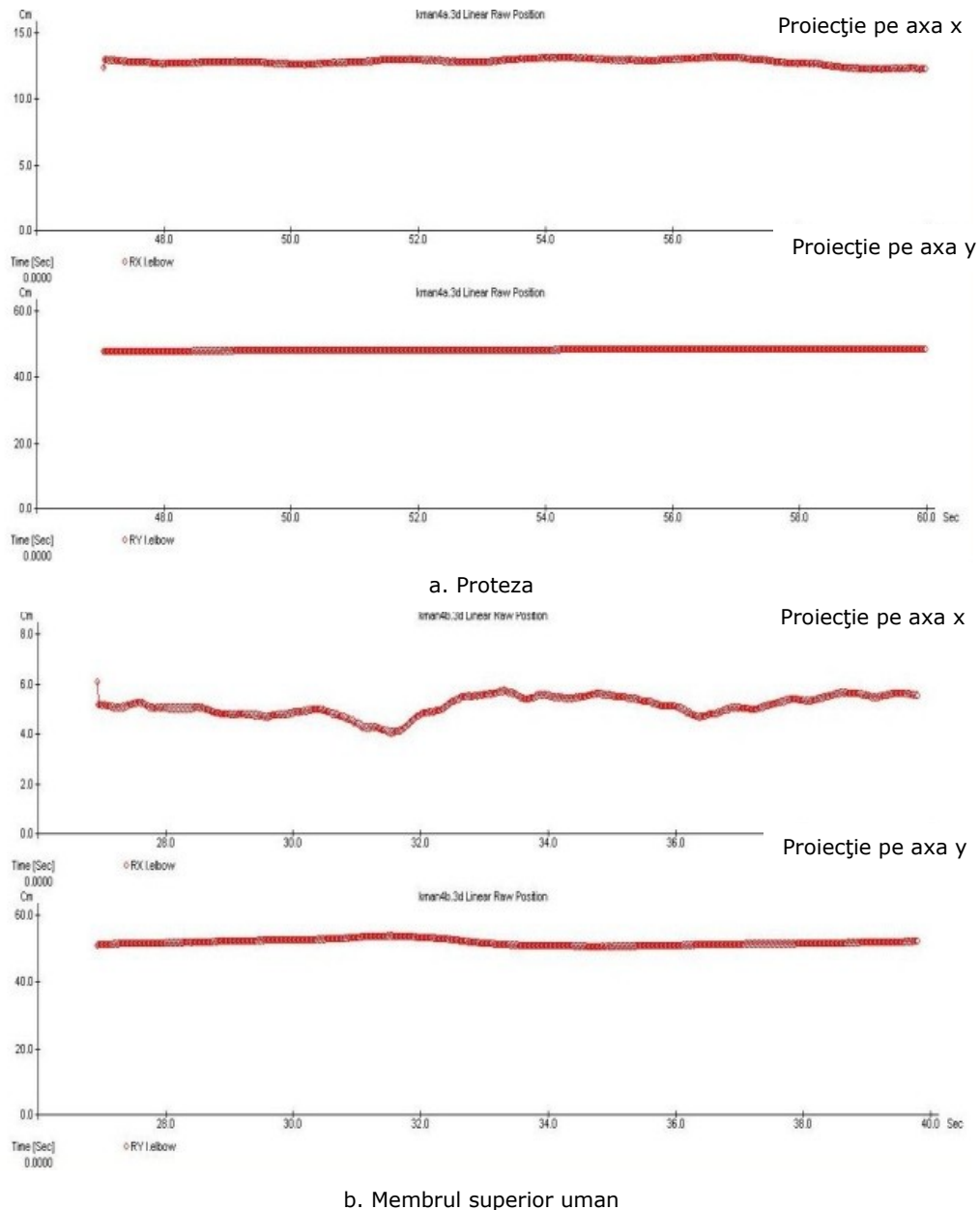
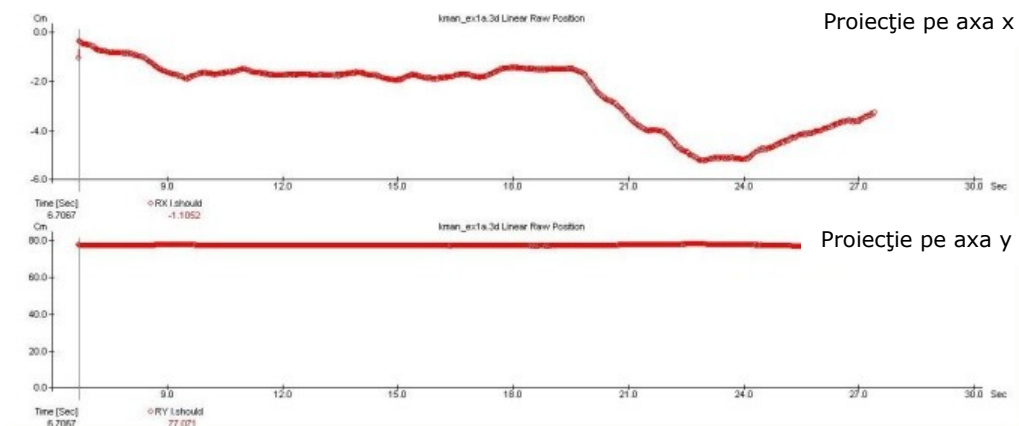
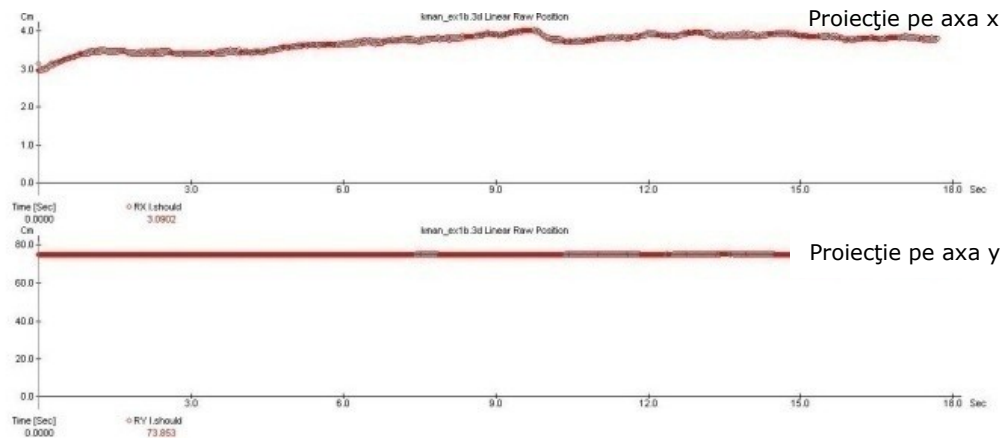


Figura 4.15 - Poziția cotului a) proteza; b) membrul superior uman

Figura 4.16 descrie poziția relativă a umărului în timpul exercițiului. Pentru proteză, înregistrările de pe axa y sunt aproape constante datorită articulației sferice care este atașată hamului, care la rândul lui este strâns legat de corp; singurul factor contribuativ pentru axa x este centrul de greutate, astfel în esență nu există alte deplasări în afară de cele ale torsului. De cealaltă parte, membrul superior uman este atașat centurii scapulare care are o articulație și un mecanism de amortizare destul de sofisticat care poate fi observat de-a lungul axei x. Proiecția pe axa y în ambele cazuri este similară și constantă deoarece nu au avut loc exerciții de ridicare a brațului.



a. Proteza

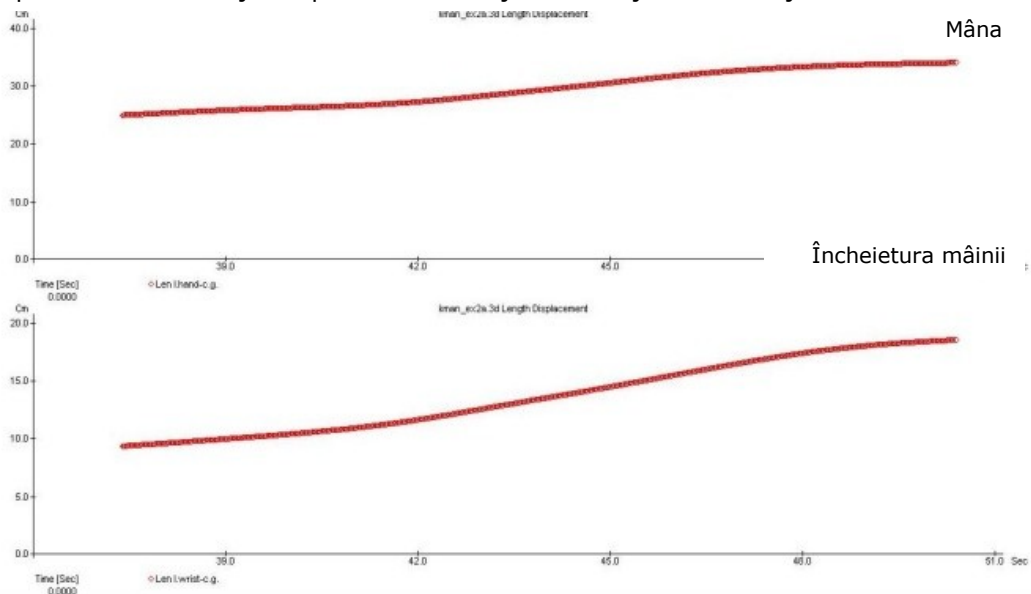


b. Membrul superior uman

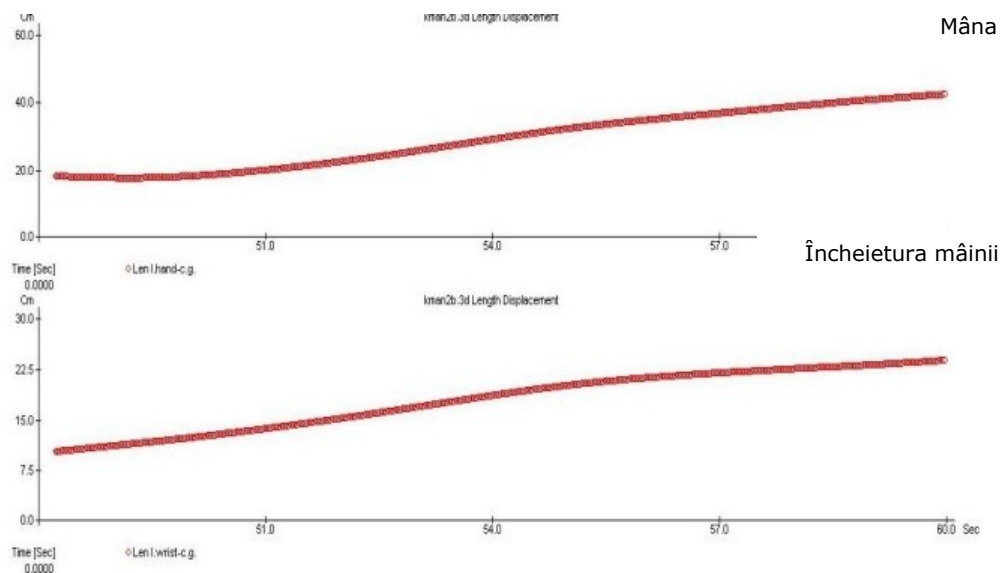
Figura 4.16 – Poziția umărului a) proteza; b) membrul superior uman

4.3. – Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS 119

Figura 4.17 prezintă deplasarea relativă a mâinii (în partea superioară) și a încheieturii mâinii (în partea inferioară) relative la centrul de greutate al protezei sau al membrului uman. Curbele sunt similare, iar diferențele apar în principal din imprecizia efectuării și temporizării secvențelor de mișcare din lanțul cinematic.



a. Proteza



b. Membrul superior uman

Figura 4.17 – Deplasarea mâinii și a încheieturii mâinii față de central de greutate a) proteza; b) membrul superior uman

Figura 4.18 descrie deplasarea cotului (în partea superioară a graficului) și articulația umărului (în partea inferioară a graficului) relative la centrul de greutate al membrului. Ca și în cazul precedent diferențele se datorează lanțului cinematic și complexității articulației umane.

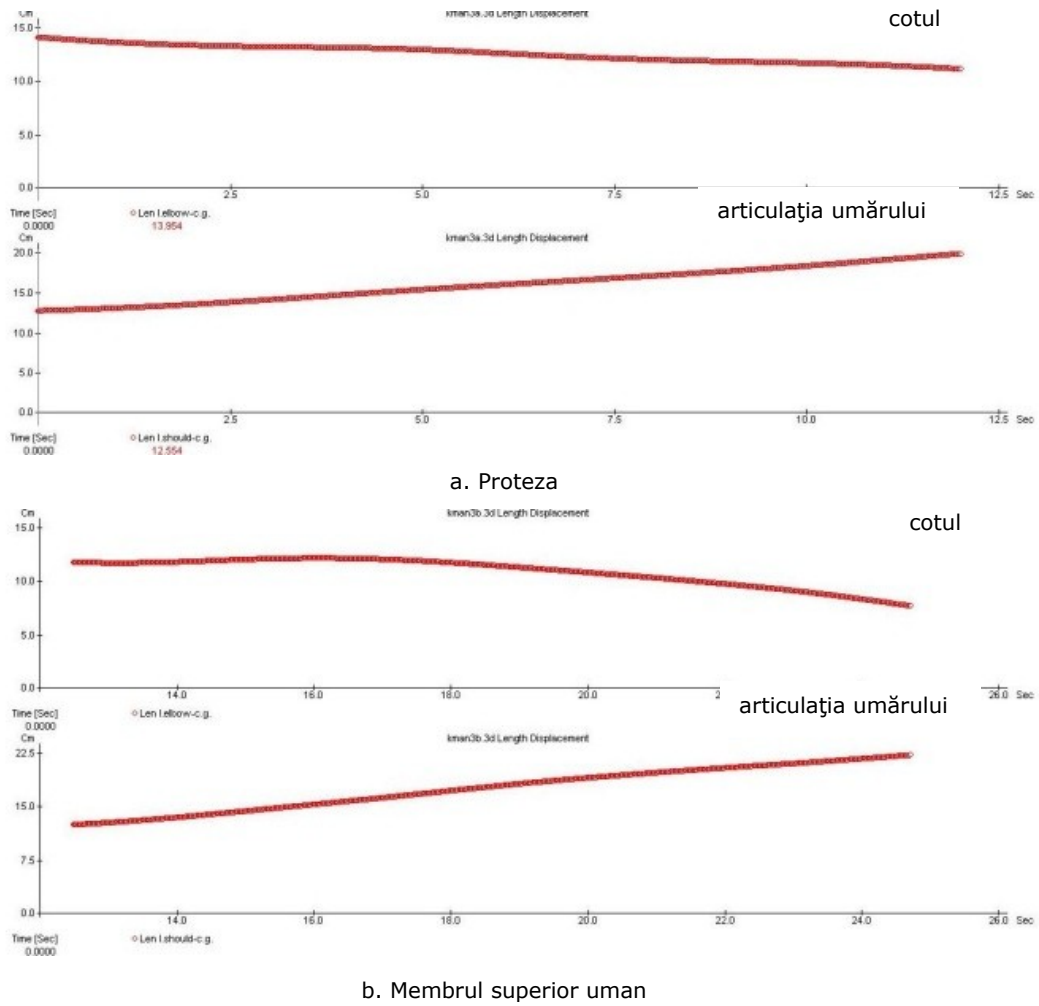
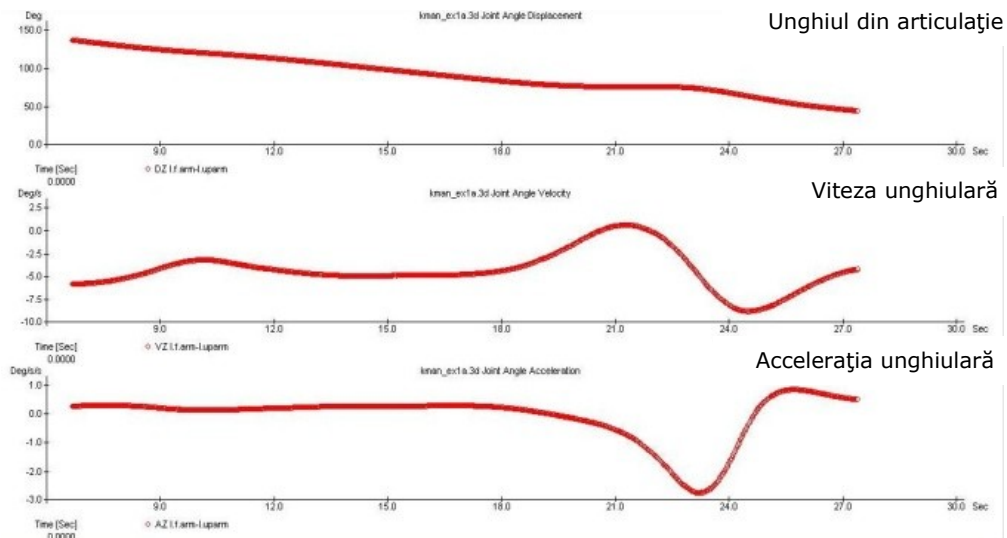


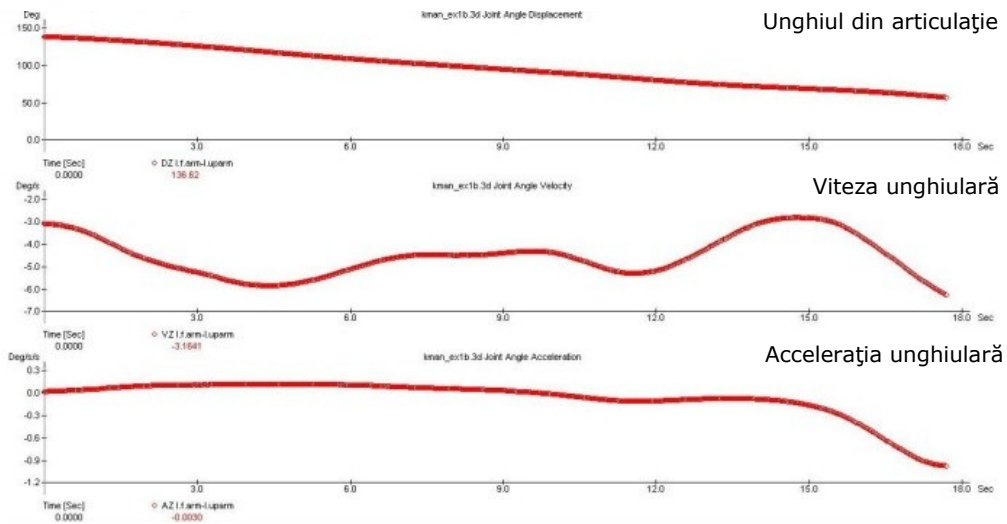
Figura 4.18 – Deplasarea cotului și umărului față de central de greutate a) proteza; b) membrul superior uman

4.3. – Analiza cinematică experimentală a membrului superior și a protezei cu sistemul APAS 121

Figura 4.19 prezintă variația parametrilor cinematici pentru articulația cotului. Pentru deplasarea unghiulară curbele sunt similare în ambele cazuri. Chiar dacă există doar o vagă asemănare între curbele de viteză unghiulară și accelerație unghiulară, aceasta se poate explica prin sursa de acționare complet diferită din cele două cazuri.



a. Proteza



b. Membrul superior uman

Figura 4.19 – Deplasarea, viteza și accelerația unghiulară pentru articulația cotului a) proteza; b) membrul superior uman

4.4. Studiul vibrațiilor din articulațiile protezei

4.4.1. Influența vibrațiilor asupra corpului uman

Vibrațiile umane se definesc ca efectul vibrațiilor mecanice în mediul corpului uman. Pe parcursul activităților zilnice corpul uman este expus la diferite surse de vibrații. Precum un sunet poate fi plăcut, iritant sau dăunător așa și vibrațiile umane pot fi plăcute, iritante sau dăunătoare. Astfel, având în vedere efectul vibrațiilor asupra corpului uman, este deosebit de important ca acestea să fie măsurate, cunoscute și utilizate în scop benefic (antrenament sportiv, reabilitare/recuperare, relaxare și fitness, tratamentul unor boli precum osteoporoza, etc.) sau eliminate (diminuate).

Corpul uman este considerat ca un ansamblu eterogen de organe, de țesuturi de susținere și de structuri osoase care transmit diferitele variații ale forțelor exterioare care acționează asupra lor în cursul expunerii organismului la vibrații mecanice. Se apreciază că țesuturile și organele corpului uman se comportă ca niște filtre care atenuează sau amplifică vibrațiile mecanice în funcție de caracteristicile acestora. Vibrațiile cu frecvențe între 20 - 40 Hz, dar uneori chiar până la 300 Hz transmise prin sistemul mână - braț pot produce leziuni osoase și articulare la nivelul mâinii, articulației pumnului și articulației cotului [128].

Așa cum se cunoaște, orice obiect (sau organ al corpului uman) are frecvența sa proprie, frecvența de rezonanță. Atunci când obiectul este vibrat la această frecvență, din exterior, amplitudinea vibrațiilor crește puternic și, în funcție de timpul de expunere, poate conduce la stres cronic și chiar la afecțiuni importante. Deoarece organele corpului uman au frecvențe de rezonanță diferite, acestea nu vibrează ca o singură masă, ceea ce poate conduce la amplificarea sau atenuarea vibrațiilor de intrare, în anumite părți ale corpului.

Vibrațiile cu frecvențe între 4 și 8 Hz au o influență importantă asupra corpului pe direcția verticală, în timp ce pe axele transversale, zona sensibilă este în domeniul 1 - 2 Hz. Vibrațiile cu frecvențe cuprinse între 2,5 și 5 Hz generează rezonanțe puternice în vertebre, la nivelul gâtului și al zonei lombare și pot atinge amplificări de până la 240%; vibrațiile între 4 și 6 Hz conduc la rezonanțe ale trunchiului, cu amplificări de până la 200%, în timp ce vibrațiile de 20 până la 30 Hz provoacă rezonanțe în zona cap - gât - umeri, cu amplificări de până la 350% [129].

Vibrațiile sunt prezente în majoritatea mediilor de lucru unde se folosesc echipamente mecanice. Din punct de vedere al modului în care sunt transmise vibrațiile corpului uman, acestea pot fi împărțite în:

- Vibrații transmise întregului corp;
- Vibrații transmise sistemului mână-braț.

Indiferent de modul în care sunt transmise corpului uman, există normative europene (ISO 5349, Directiva UE 44\2003) și hotărâre de guvern (HG 1876 din 22 decembrie 2005 privind cerințele minime de securitate și sănătate referitoare la expunerea lucrătorilor la riscurile generate de vibrații) care stabilesc cerințele

minime pentru protecția lucrătorilor împotriva riscurilor pentru sănătatea și securitatea lor care apar sau pot să apară datorită expunerii la vibrații mecanice.

Au fost efectuate numeroase cercetări și studii pentru a evalua efectele supraexpunerii corpului uman la vibrații. Rezultatele au fost utilizate la stabilirea standardelor internaționale care permit evaluarea expunerii umane la vibrații [130],[131], [132].

În ceea ce privește protezele, datorită elementelor de antrenare, motoare sincrone și reductoare, apar vibrații în sistem care pot duce la o proastă funcționare a ansamblului și chiar la un disconfort al utilizatorului. Din acest punct de vedere, se impune un studiu al vibrațiilor (axiale), studiu care capătă o pondere din ce în ce mai mare, datorită unor tendințe prezente tot mai pregnant: realizarea de ansambluri cu performanțe superioare, cu viteze de lucru cât mai mari și stabilitate dinamică ridicată, realizarea unor ansambluri cât mai ușoare și mai sigure [133],[134].

4.4.2. Măsurarea vibrațiilor din articulațiile protezei

Chiar dacă nivelul vibrațiilor induse de proteză corpului putătorului nu este comparabil cu cazul expunerii la vibrații produse de unelte de lucru, studiul acestor vibrații prezintă interes datorită efectului lor pe termen lung (se presupune că o proteză de membru superior este purtată pe parcursul întregii zile).

Măsurarea vibrațiilor s-a realizat cu echipamentele din dotarea Catedrei de Mecanică și vibrații din Universitatea Politehnică Timișoara [135][136][137].

Utilizând sistemul de analiză BRUEL & KJAER format din Pulse 12 cu 5 canale și un accelerometru triaxial de tip 4506 B s-au efectuat o serie de înregistrări asupra protezei. O atenție deosebită a fost acordată articulației cotului, aceasta având un sistem de acționare propriu (articulația umărului este o articulație pasivă, proteza putându-se mișca sub acțiunea propriei greutate)[138].

Înregistrările s-au realizat atât pentru articulația cotului (accelerometrul a fost fixat la nivelul articulației cotului), cât și pentru articulația umărului (accelerometrul a fost fixat la nivelul articulației umărului). Mișcările efectuate de proteză în timpul înregistrărilor au fost flexia/extensia în articulația cotului și pronția/supinația antebrățului. Pentru fiecare poziție a accelerometrului și pentru fiecare tip de mișcare a protezei au fost realizate câte 10 înregistrări.

Acceleerațiile înregistrate au fost integrate de două ori pentru a determina vitezele și deplasările. De asemenea, pentru semnalele înregistrate au fost calculate transformatele Fourier pentru a observa gama de frecvențe care apar în timpul utilizării.

Între cele 10 înregistrări realizate pentru fiecare poziție a accelerometrului și fiecare tip de mișcare nu există diferențe semnificative. Astfel, se prezintă în continuare un exemplu de analiză a vibrațiilor la nivelul articulației cotului în timpul mișcării de flexie, aceasta fiind una din mișcările uzuale ale protezei. Imaginile de mai jos redau doar proiecțiile parametrilor cinematici pe direcția orizontală deoarece această direcție este axială pe articulația umărului din centura scapulară.

În Figura 4.20 este prezentat semnalul înregistrat de accelerometru pentru articulația cotului, pentru mișcarea de flexie. Din figură se observă că valoarea accelerației înregistrate nu depășește valoarea de 1m/s^2 , ceea ce este semnificativ sub nivelul impus de reglementările în vigoare pentru protecția în cazul expunerii la vibrații (5m/s^2) pentru un interval de timp de 8 ore.

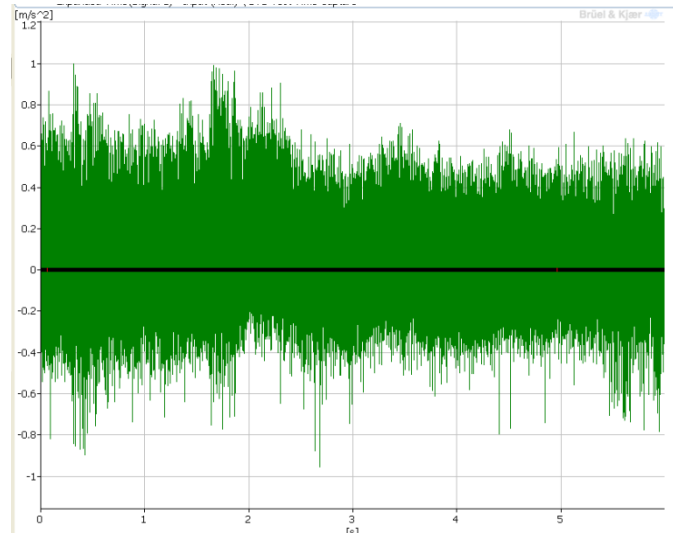


Figura 4.20 - Accelerația cotului pe orizontală

Prin integrare, în softul dedicat PULSE, se determină viteza (Figura 4.21), respectiv deplasarea (Figura 4.22).

În Figura 4.21 s-a reprezentat viteza cotului în timpul mișcării de flexie din articulația cotului protezei. Se observă din figură că valoarea maximă a vitezei este de aproximativ 10m/s.

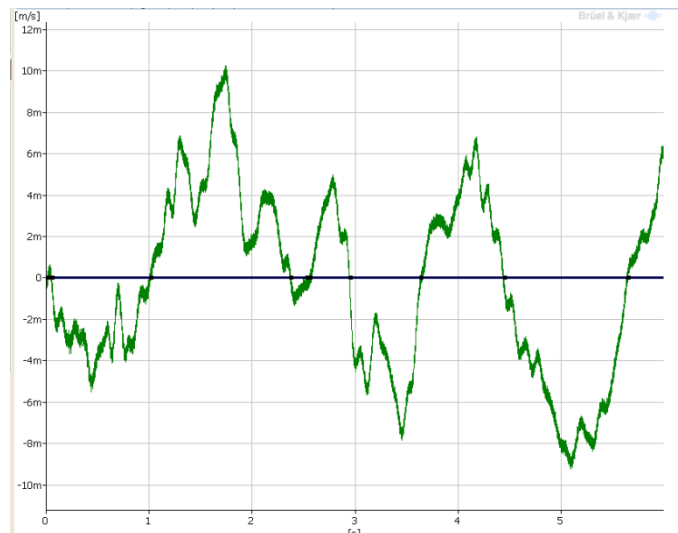


Figura 4.21 - Viteza cotului pe orizontală

În Figura 4.22 este reprezentată deplasarea cotului față de corp în intervalul de timp considerat. Se observă din figură că articulația cotului execută și o mișcare față de corpul omului, care nu a fost luată în considerare în modelul mecanic. Aceste deplasări sunt mici, de ordinul milimetrelor, care se pot explica prin utilizarea unui

motor pas cu pas care influențează forțele, respectiv momentele de inerție ale protezei.

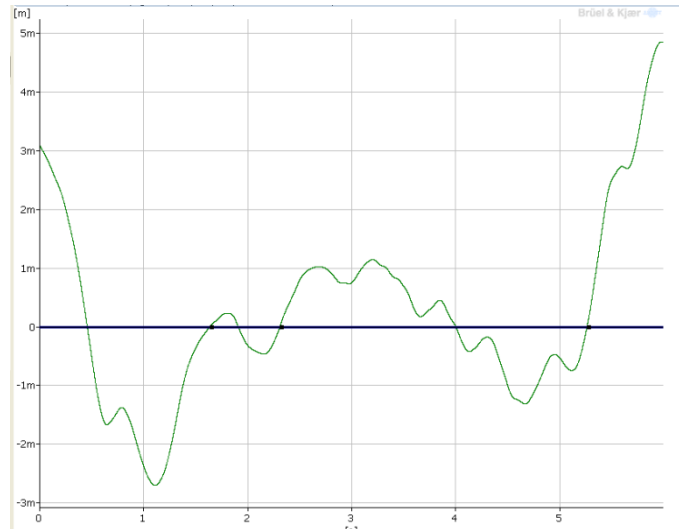


Figura 4.22 - Deplasarea cotului pe orizontală

În Figura 4.23 este reprezentată transformata Fourier a semnalului accelerației pe toate cele 3 axe la nivelul umărului.

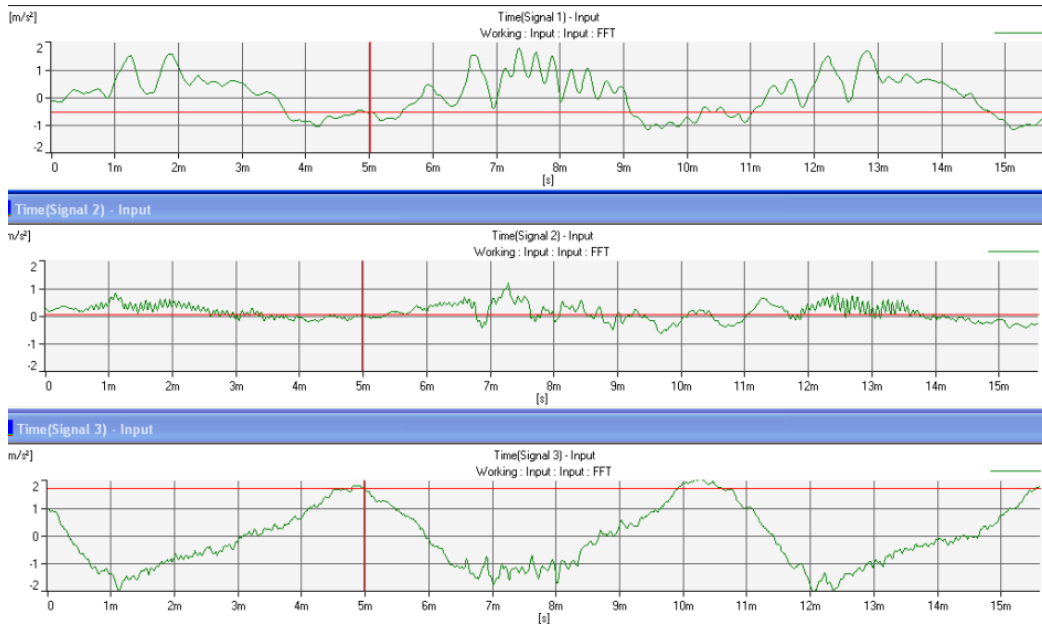


Figura 4.23 - Accelerațiile care apar la nivelul umărului, pe cele trei direcții

5. Concluzii, contribuții personale și perspective

După cum este precizat prin titlul său, lucrarea de față și-a propus să realizeze un sistem inteligent de protezare a membrului superior uman, oprindu-se cu prisosință asupra modelului și modului de analiză a mișcării acesteia.

Teza este structurată pe cinci capitole, precedate de o introducere, dintre care patru de consistență și prezentul capitol conclusiv. În cele ce urmează vor fi prezentate, pe de o parte obiectivele propuse pentru fiecare capitol, iar pe de altă parte realizările, concluziile conturate și direcțiile ulterioare de cercetare.

Introducerea, care precedă capitolele de consistență ale tezei, justifică alegerea temei de cercetare pentru studiile doctorale și prezintă, în același timp, structura lucrării. Parcurgând această structură capitol cu capitol, introducerea reliefează un scurt rezumat al acestora, punând accent pe obiectivele conturate la începutul elaborării fiecăruia dintre ele. Ultima parte a tezei, cea de concluzii, reia fiecare capitol, scoțând în evidență contribuțiile originale ale autorului.

5.1. Concluzii

Concluzia marcantă a acestui capitol constă în faptul că, pentru a obține un model de proteză viabil, trebuie să se studieze modelul natural și, în faza de design, să se țină cont de câteva criterii importante, precum: aspectul, confortul, controlul, silențiozitatea și consumul redus de energie.

Amputații de membru superior care încearcă să obțină un echilibru între necesarul de funcționare, confortul, aspectul și prețul protezei prezintă o provocare pentru realizatorii de proteze care încearcă să satisfacă toate aceste cerințe. Faptul că amputații de membru superior reprezintă o fracțiune mică din totalul pieței protetice descurajează avansul cercetării din mai multe motive. În afară de motivul evident economic, există de asemenea dificultatea de a-i educa pe cei care trebuie să ia decizii și specialiștii în proteze în legătură cu beneficiile aduse de noile tehnologii.

Cu toate acestea, studiile au arătat că între 30 și 50% dintre pacienții protezați nu își poartă cu regularitate protezele, principalii factori care determină această situație fiind: greutatea mare a protezei: deși protezele comerciale au aproximativ aceeași masă ca și mâna umană, ele par pacientului cu mult mai grele, deoarece masa este transmisă printr-un suport metalic prins de bontul pacientului; funcționalitatea scăzută: față de mâna umană, care poate să realizeze o varietate mare de mișcări, protezele comerciale sunt capabile să execute un set mai mult sau mai puțin restrâns de mișcări (dependent de model), de cele mai multe ori datorită lipsei de grade de libertate a degetelor (fapt care determină și o mișcare ca de robot).

Oricât de performante ar fi însă protezele, acestea nu suplinesc și factorul psihologic al amputatului care conștientizează că mișcărilor sunt diferite față de cele ale membrului inițial.

Pe baza rezultatelor obținute prin simulările în MathCad și MatLab se poate concluziona că modelul matematic obținut este unul corect, similar modelului grafic

derivat, putând fi utilizat pentru designul și comanda unei proteze pentru mâna umană.

Modelarea și proiectarea oricărei proteze de membru superior se bazează pe analiza necesităților/posibilităților de mișcare ce decurg din anatomia funcțională a membrului uman. Astfel, a fost necesar să se studieze modelul membrului uman și apoi să se elaboreze și studieze modelul protezei.

Prin determinarea parametrilor cinematici ai modelului simplificat al protezei se poate preconiza comportamentul acesteia, respectiv pot fi estimate posibilitățile acesteia de mișcare. Acești parametri pot fi ulterior utilizați în calculul dinamic pentru determinarea forțelor și a momentelor care acționează asupra protezei sau în cuplele cinematice ale acesteia.

Prin reprezentarea spațiului de lucru și a proiecțiilor acestuia pe diferite plane, se pot observa, modifica și optimiza legile de mișcare, respectiv traiectoria diferitelor cuple cinematice controlate de microcontrolerele protezei.

Poziția centrului de greutate al membrului uman/protezei, în repaus și în mișcare, este de o importanță considerabilă în analiza teoretică și experimentală a mișcărilor.

Poziția centrului de greutate al membrului uman/protezei se modifică pentru diferite posturi ale acestuia, respectiv se modifică în timpul diferitelor mișcări. De aceea trebuie să se precizeze întotdeauna în ce postură a fost determinată.

Modelul simplificat al protezei de membru superior prezentat în acest capitol și studiul cinematicii acestuia oferă informații utile pentru proiectarea protezei, pentru dimensionarea componentelor acesteia, pentru alegerea motoarelor de acționare și stabilirea algoritmilor de comandă.

Dezvoltarea recentă a protezelor de membru superior controlate prin microprocesoare a lărgit spectrul de opțiuni pentru tratamente și criteriile de includere a populației amputate, necesitând studii ulterioare ale efectelor lor asupra funcționalității. În prezent, sunt disponibile opțiuni de control pentru indivizi care în trecut nu puteau purta proteze. Cu toate că cel mai important aspect al utilizării microprocesoarelor în protezele de membru superior este algoritmul îmbunătățit de filtrare a semnalelor EMG, pentru mulți acest lucru trece neobservat.

Viitoare teste în domeniul proteticii membrului superior vor urma niște criterii frecvent utilizate în tehnologia calculatoarelor, precum ușurința de utilizare. Sistemul de evaluare al „listei de evaluare al experienței inițiale” este în revizie spre a fi folosit în studiul protezelor cu microprocesoare. Cercetările din trecut au arătat că utilizarea greoaie este unul din motivele primare pentru care utilizatorii renunță la tehnologie.

Principiile protetice fundamentale nu sunt niciodată depășite, doar metoda de realizare este îmbunătățită. Conceptele care puteau fi impracticabile în momentul descoperirii lor devin posibile datorită dezvoltării științei materialelor și tehnologiei.

Până de curând, designul și funcționalitatea protezelor se baza doar pe componente mecanice. Problema care apare este aceea a nevoii de a compensa limitările articulațiilor mecanice cu restul corpului. Acest lucru limitează simetria mișcării biomecanice și mărește energia utilizată de către amputat.

Astfel, au fost luate măsuri spre a îmbunătăți modul în care o proteză funcționează și interacționează cu utilizatorul acesteia. Combinând sistemele mecanice cu sistemele electrice controlate de computere s-au putut realiza proteze funcționale.

Pornind de la studiul anatomiei funcționale a membrului superior, precum și de stadiul actual al dezvoltării protezelor la nivel mondial, a fost concepută,

proiectată și apoi realizată la nivel de prototip o proteză inteligentă pentru membrul superior.

Proteza realizată este funcțională și are un cost redus. Componentele mecanice din structura protezei constau în articulațiile de umăr, cot, încheietură, barele, flanșele și celelalte elemente de legătură. Sistemul de acționare a protezei constă din motoarele pas cu pas și reductoarele aferente. Sistemul senzorial al protezei constă din elementele de control al protezei, microîntreruptoare.

Pentru demonstrarea funcționalității protezei, aceasta a fost supusă unor determinări experimentale de analiză a mișcării cu un sistem bazat pe achiziții video, precum și de măsurarea a vibrațiilor care apar în timpul utilizării. Analiza cinematică experimentală a protezei s-a bazat pe studiul comparativ al unor mișcări uzuale realizate de membrul uman sănătos și de un membru protezat. Studiul experimental realizat în cadrul cercetărilor întreprinse este tratat detaliat în capitolul 4.

Prototipul realizat poate fi îmbunătățit atât din punct de vedere al funcționalității cât și din punct de vedere al cosmeticii.

Obiectivul principal al analizelor experimentale a constat în demonstrarea funcționalității prototipului de proteză care a fost realizată în urma studiilor teoretice. Analiza experimentală a posibilităților de mișcare ale protezei s-a bazat pe comparația dintre parametrii cinematici ai protezei și ai membrului superior uman, în timpul executării acelorași mișcări. Mișcările analizate au fost cele caracteristice articulațiilor cotului și umărului.

De asemenea, analiza cinematică experimentală realizată este utilă în evidențierea diferențelor dintre mișcările protezei și cele ale brațului uman. Rezultatele obținute au fost filtrate și procesate pentru a corecta și îmbunătăți mișcarea nenaturală a protezei. Fiecare schemă de mișcare are soluții diferite în funcție de forțele care apar, respectiv în funcție de orientarea și poziționarea protezei. Determinarea orientării și poziției în timp real fără utilizarea unor echipamente externe prezintă noi obstacole care trebuie depășite.

Procesul de transferare a informațiilor din citiri în controlerul protezei nu este încă complet funcțional datorită dificultăților matematice și mecanice de implementare pentru toate tipurile și posibilitățile de mișcare; dar ideea din spatele acestui studiu de comparație între proteză și brațul uman poate fi aplicată diverselor proteze inteligente acționate prin microcontrolere pentru a facilita integrarea în societate a utilizatorului, prin diminuarea atenției atrase prin mișcări grosiere și neîndemânatică ale membrului artificial. Se remarcă tendința generală de creștere a dexterității protezelor, dar și necesitatea de a crea proteze cât mai simple și practice, în condițiile în care să fie capabile să imite cât mai mult funcționarea și aspectul brațului uman.

Membrul artificial ar putea fi antrenat, folosind algoritmi de învățare și bucle de feedback bazate pe studii de acest tip, astfel încât să se asemene cu membrul superior uman din punct de vedere al vitezelor și accelerațiilor. Această metodă depinde foarte mult de acuratețea informațiilor colectate, puterea de procesare și complexitatea protezei.

Primele studii de analiză cinematică au fost realizate cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS, pentru proteză și membrul superior uman. Având în vedere inconvenientele legate de conexiunile markerilor prin cabluri s-a procedat la o nouă analiză cinematică cu sistemul APAS bazat pe înregistrări video.

Având în vedere sistemul de acționare al protezei și importanța verificării nivelului de vibrații induse corpului uman s-a considerat utilă și s-a realizat o analiză a vibrațiilor din articulațiile protezei. Măsurările realizate pentru cele două articulații

(cea a cotului și a umărului) au arătat că nivelul vibrațiilor nu constituie un factor de risc pentru purtătorul protezei.

Concluziv, se poate spune că scopul stabilit la începutul activității de elaborare a acestei teze a fost pe deplin îndeplinit, mai precis modelarea și realizarea unui model de proteză pentru membrul superior.

5.2. Contribuții personale/originalale

Contribuțiile originale cele mai importante ale autorului constau în conceperea, proiectarea și realizarea unui prototip de proteză inteligentă, cu un cost redus, pentru membrul superior uman. Trebuie subliniat că, pe piața românească, datorită costurilor foarte ridicate, se comercializează în special proteze simple, cu funcționare limitată. Pe plan mondial există realizări importante ale unor proteze inteligente, dar al căror cost este foarte ridicat. Meritul deosebit al autorului constă în realizarea unei proteze cu grad ridicat de funcționalitate și cu un cost redus.

De asemenea, o altă contribuție semnificativă constă în studiile posibilităților de mișcare ale protezei prin comparație cu membrul uman sănătos, bazate pe analizele cinematice experimentale realizate cu două sisteme diferite. Rezultatele acestor studii experimentale validează prototipul realizat de autor.

Trebuie subliniat de asemenea că această teză este rezultatul cercetărilor multidisciplinare: anatomie funcțională, mecanică aplicată, vibrații, biomecanică, mecatronică, tehnologii mecanice, protetică, modelare, achiziții și prelucrări de date experimentale, senzori, electronică și programare.

Conținutul acestei teze este deosebit de complex, fiind rezultatul unor studii teoretice (modelare, calcul cinematic, analiză numerică) și experimentale (analize cinematice bazate pe diferite principii și măsurarea vibrațiilor) de înalt nivel, finalizate cu realizarea practică a unui prototip original de proteză.

Autorul aduce contribuții originale în fiecare capitol al tezei. În continuare se prezintă contribuțiile originale ale autorului sistematizat, pe fiecare capitol al tezei.

Capitolul 1, „Stadiul actual al protezelor de membru superior”, prezintă pe scurt ceea ce se petrece actualmente, la nivel mondial, în domeniu. Autorul aduce în cadrul acestui capitol următoarele contribuții originale:

— o sinteză a justificării utilizării protezelor prin cunoașterea intervenției chirurgicale de amputație și durata de adaptare a pacientului la amputație și noua proteză.

— o sinteză originală, bazată pe o bibliografie extinsă, a opțiunilor protetice existente pentru membrul superior. Astfel, acestea pot să fie fără proteză, cu restaurare cosmetică, cu proteze autoactive, cu proteze acționate electric, cu proteze hibride, cu proteze specifice domeniului de activitate sau cu proteze mioelectrice;

— o clasificare originală, pe baza bibliografiei parcurse, cu numeroase exemplificări, a modelelor de proteze care imită mișcările membrului superior. Astfel, acestea pot fi în principal: proteze de dezarticulație de mână, cot sau umăr. Toate modelele prezentate au avantaje și dezavantaje, impunându-se concluzia că o metodă de acționare bazată pe principii simple va reduce din greutatea protezei și va ușura procesul de control;

— o sinteză bibliografică originală a tendințelor actuale în realizarea protezelor de membru superior.

Capitolul 2, intitulat „Modelarea cinematică a protezei de membru superior”, prezintă în detaliu modul în care a fost realizat studiul cinematic al membrului

uman, deosebit de necesar pentru proiectarea unei proteze care să imite cât mai mult posibil modelul natural. În acest capitol, autorul aduce următoarele contribuții:

— o sinteză bibliografică a modelării cinematice directe a sistemelor robotice complexe folosind convenția Denavit-Hartenberg. S-a recurs la utilizarea acestei convenții pentru modelarea cinematică a mâinii umane deoarece conduce la rezultate bune în cadrul lanțurilor cinematice deschise.

— un model cinematic al membrului superior uman, complet original, realizat de către autor pe baza convenției Denavit-Hartenberg într-un stagiu LEONARDO la Universite d'Artois – FSA, Franța. Modelul respectă aproape în întregime structura membrului uman, fiind format din braț, antebraț și mână. Sistemul general de referință, față de care se exprimă mișcarea întregului ansamblu, este plasat pe claviculă, având în vedere anatomia funcțională a membrului uman. Astfel modelul complet al membrului superior are 23 de grade de libertate (9 grade de libertate pentru braț, antebraț și articulația mâinii, 2 grade de libertate pentru degetul I – police și câte 3 grade de libertate pentru celelalte degete). Dacă se consideră sistemul format din braț, antebraț și unul din degetele membrului superior ca element final, modelul are 12 grade de libertate. Pe baza modelului membrului superior, obținut prin utilizarea convenției Denavit-Hartenberg, s-au determinat parametrii geometrici pentru fiecare element (segment anatomic) și matricele de transfer care au condus la obținerea ecuațiilor cinematice. De asemenea, s-au determinat poziția și orientarea într-un spațiu 3D pentru fiecare deget al modelului de membru superior studiat.

— realizarea unei modelări originale a spațiului de lucru activ al membrului superior în MATLAB, prin transcrierea în limbajul specific acestuia a ecuațiilor cinematice obținute pentru modelul de membru superior studiat. Autorul a folosit acest model pentru a studia diferite mișcări ale membrului superior, acțiuni care fac parte din funcțiile acestuia. În acest sens, a fost necesară specificarea dimensiunilor membrului uman (măsurate pe o mână de adult) și a constrângerilor de mișcare (concretizate prin intervalele variabilelor unghiulare pentru fiecare articulație). În urma simulării modelului, autorul a obținut curbele de mișcare pentru situațiile considerate, similare celor ale brațului uman precum și spațiul de lucru aferent. Modelarea spațiului de lucru activ al membrului superior este importantă pentru analiza posibilităților de mișcare ale protezei, pentru îmbunătățirea funcționalității acesteia. Un alt aspect de originalitate constă în modul în care autorul tezei a reprezentat spațiile de lucru active, deosebit de sugestiv pentru mișcările membrului uman.

— realizarea unei modelări cinematice originale a protezei de membru superior prin determinarea matematică a parametrilor cinematici. Modelul studiat este format din braț și antebraț. Având în vedere posibilitățile de fixare a protezei pe corpul pacientului, articulația umărului este materializată printr-o cuplă sferică (trei grade de libertate), pasivă, iar articulația cotului printr-o cuplă cilindrică (un grad de libertate). Pe baza modelului protezei au fost determinați parametrii cinematici ai brațului și antebrațului, luând în considerare mișcarea compusă a acestuia, precum și parametrii cinematici ai protezei ca ansamblu. Autorul tezei a acordat o atenție deosebită poziției centrului de greutate al protezei, mișcarea brațului realizându-se sub acțiunea greutății proprii. Pentru o mai bună înțelegere a mișcărilor protezei, autorul realizează și prezintă reprezentările grafice ale variațiilor în timp ale acestor parametri, imagini fiind captate din mediul matematic grafic MathCad, astfel încât se poate certifica fără dubiu că mișcarea modelului și curbele de mișcare sunt corecte.

Capitolul 3, „Realizarea protezei de membru superior”, prezintă detalii privind realizarea protezei. Acest capitol atestă cunoștințele autorului în domenii ca:

proiectare – utilizarea unor programe CAD, tehnologii de execuție a elementelor componente ale protezei, sisteme de acționare, programarea microcontrolerelor. Contribuțiile originale ale autorului în cadrul acestui capitol sunt:

- *un studiu bibliografic privind principiile constructive adaptate proiectării unei proteze;*
- *conceperea, proiectarea și realizarea unei structuri mecanice originale pentru proteză, pe baza proiectului efectuat pe parcursul unui stagiu SOCRATES/ERASMUS în laboratoarele IUT Bethune, Franța.*
- *conceperea, proiectarea și realizarea sistemului de acționare al protezei, pe baza unor concepte deprinse în cadrul Intensive Course in Biomedical Engineering, University of Applied Sciences Wilhelmshaven.*
- *analiza numerică a articulației cotului pentru verificarea tensiunilor care apar la solicitarea de forfecare.*
- *un studiu bibliografic privind acționarea cu motoare pas cu pas, considerată cea mai bună soluție pentru modelul studiat, deoarece asigură un cuplu ridicat la viteze reduse. Totodată, este argumentată alegerea tipului de motor pas cu pas, ales pentru acționare.*
- *realizarea unui studiu bibliografic amănunțit asupra sistemelor de control aplicabile protezelor.*
- *realizarea interfeței dintre motoarele pas cu pas și dispozitivul digital de comandă prin intermediul unui microcontroler PIC16F88 și realizarea unui studiu de documentare privind programarea și conectarea ieșirilor și intrărilor;*
- *realizarea unei aplicații de guvernare a funcționării protezei folosind limbajul de asamblare;*
- *realizarea unui studiu bibliografic privind sistemele senzoriale dedicate protezelor.*

Capitolul 4, „Analiza experimentală a protezei de membru superior”, prezintă detalii privind analizele efectuate comparativ asupra protezei și membrului superior uman, pe baza unor concepte deprinse în cadrul Programului COST 537, Orthopedic Group WG3, Core Laboratories for the Improvement of Medical Devices in Clinical Practice from the Failure of the Explanted Prostheses Analysis (FEPA)". Ideea originală care a stat la baza analizelor cinematice a constat în compararea posibilităților de mișcare ale protezei cu cele ale membrului uman, pe baza unor determinări experimentale, în vederea îmbunătățirii funcționalității protezei. Contribuțiile originale ale autorului la acest capitol sunt:

- *un studiu bibliografic privind principiile și sistemele de analiză cinematică experimentală folosite în studiile de biomecanică a aparatului locomotor.*
- *o analiză cinematică experimentală utilizând tehnologie cu ultrasunete (sistem de analiză Zebris). Mișcările supuse analizei, atât pentru membrul superior uman, cât și pentru proteză au fost: rotația brațului, adducția brațului și flexia articulației cotului. Având în vedere că scopul analizei cinematice a constat în compararea posibilităților de mișcare ale protezei cu mișcările membrului uman, interpretarea rezultatelor măsurării s-a realizat prin compararea celor două înregistrări, considerând membrul superior uman ca referință.*
- *o analiză cinematică experimentală comparativă între mișcările membrului superior și proteza realizată utilizând un sistem de captură video (APAS). Originalitatea analizei constă inclusiv în proiectarea experimentului (stabilirea spațiului de lucru, alegerea punctelor de control, stabilirea mișcărilor supuse analizei). Analiza cinematică experimentală a luat în considerare toți parametrii cinematici ai mâinii, încheieturii mâinii, cotului și umărului, dar și ai centrului de greutate al protezei.*

- realizarea unui studiu bibliografic asupra modului în care sunt transmise vibrațiile corpului uman și efectului acestora asupra corpului uman.
- realizarea unei analize pentru determinarea nivelului vibrațiilor care apar în articulațiile protezei. Mișcările efectuate de proteză în timpul înregistrărilor au fost flexia/extensia în articulația cotului și pronația/supinația antebrățului.

5.3. Perspective

Studiile realizate în cadrul tezei pot fi continuate atât din punct de vedere al modelării membrului superior, cât mai ales din punct de vedere al asigurării unei funcționalități cât mai bune a protezei.

Modelul realizat este funcțional, dar are limitări impuse de lipsa unui feedback senzorial adecvat care să asigure o monitorizare eficientă a sistemului. Astfel, se conturează continuarea cercetărilor către realizarea un model mecanic mai fiabil, care să includă suplimentar senzori, prin citirea cărora aplicația de guvernare să poată controla mai bine mișcarea.

O altă direcție de cercetare este implementarea rezultatelor obținute din studiul cinematic în optimizarea traiectoriei protezei și reducerea sacadării mișcărilor realizate de acesta.

De asemenea, o altă direcție de cercetare, ce-i drept, mai îndepărtată, se conturează prin studiul și realizarea interfeței dintre corpul uman și proteză.

Realizarea unei proteze *ideale*, din punct de vedere al funcționalității, esteticii și costurilor necesită studierea experimentală și teoretică în continuare a tuturor problemelor legate de protezare.

Bibliografie

1. American Academy of Orthotists and Prosthetists. [Interactiv] [Citat: 15 12 2007.] <http://oandp.org>.
2. Department of Veterans Affairs. [Interactiv] [Citat: 13 06 2006.] <http://www1.va.gov/resdev/news/features/prosthetics.cfm>.
3. Wilson A., Bennet jr. *Primer On Limb Prosthetics*. s.l. : Charles C Thomas Pub Ltd, 1998.
4. Glennon TP, Smith BS. *Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation Basics*. Philadelphia : JB Lippincott, 1995.
5. Spires MC, Miner L. *Upper extremity amputation and prosthetic rehabilitation Physical Medicine and Rehabilitation: The Complete Approach*. 2000.
6. *Immediate, early and late postsurgical management of upper-limb amputation*. MALONE J, FLEMMING L, ROBERSON J, et al. 41, 1984, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 2133.
7. Tan, C. Jackson. *Practical Manual of Physical Medicine and Rehabilitation: Diagnostics, Therapeutics, and Basic Problems*. s.l. : C.V. Mosby, 1988. 978-0815187080.
8. Leonard JA Jr, Meier RH III. *Upper and lower extremity prosthetics. Rehabilitation Medicine: Principles and Practice*. 1998.
9. *The Disabled Living Foundation*. [Interactiv] [Citat: 13 12 2005.] <http://www.dlf.org.uk>.
10. Bella J.M., Bella J., Edd P.T., Fapta M. *Amputations and Prosthetics: A Case Study Approach*. s.l. : BJM Enterprises, 2001. 978-0-8036-0839-9.
11. Leow M.E.L., Pho R.W.H., Perpeira B.P. Esthetic prosthesis in minor and major upper limb amputations. *Hand clinics*. 2001, Vol. 17, 3, pg. 489-497.
12. Thea Iberall, Gaurav Beattie, George Bekey. On the Development of EMG Control for a Prosthetic Hand. *Citeseer*. [Interactiv] [Citat: 13 05 2006.] <http://citeseer.ist.psu.edu/469349.htm>.
13. D. Beattie, T. I. Gaurav, S. Sukhatme, George A. Bekey. EMG Control for a Robot Hand Used as a Prosthesis. *CiteSeer*. [Interactiv] 04 12 2005. <http://citeseer.ist.psu.edu/5089.html>.
14. *Influence of joint angle on the calibration and performance of EMG amplitude estimators*. Clancy, E.A. and Hogan, N. 5, 1998, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 45, pg. 664-668.
15. *The theoretical development of a multichannel time-series myoprocessor for simultaneous limb function detection and muscle force estimation*. Triolo, R.J. and Moskowitz, G.D. 10, 1989, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 36, pg. 1004-1017.
16. *EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses*. Zardoshti-Kermani, M., et al. 4, 1995, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 3, pg. 324-333.
17. *Supervisory system of myoelectric prostheses*. Fantuzzi, C. Bonivento. Trieste Italy : s.n., 1998, *Proc.IEEE Int. Conf. Contr. Applicat*, pg. 61-65.

18. —. Fantuzzi, C. Bonivento and C. Trieste Italy : s.n., 1998. Proc.IEEE Int. Conf. Contr. Applicat. pg. pp. 61–65.
19. *Otto Boch*. [Interactiv] [Citat: 10 08 2007.] <http://www.ottobock.com>.
20. *Motion Control Utah Arm*. [Interactiv] [Citat: 14 01 2007.] <http://www.utaharm.com/>.
21. *Liberating Technologies Inc*. [Interactiv] [Citat: 15 01 2007.] <http://www.liberatingtech.com>.
22. Lake, Chris. Microprocessors in Upper Limb Prosthetics. *American Academy of Orthotists and Prosthetics Certificate Course in Upper Limb Prosthetics*. 2004.
23. Hortensius P, Onyshko SA. Microcomputer-based prosthetic limb controller: design and implementation. *Ann Biomed Eng*. 1987, 15, pg. 51-65.
24. *Overview of microprocessors in upper limb prosthetics*. Lake C, Miguelez JM. Glasgow Scotland : s.n., 2001. ISPO 2001World Congress,.
25. ***. Cercetarea, proiectarea și realizarea unui sistem inteligent de protezare pentru membrul superior. *Grant CNCSIS nr.2739/19.05.2006 tema nr9 cod 93*. 2006.
26. Hamill J., Knutzen K.M. *Biomedical Basis of Human Movement*. s.l. : Williams & Wilkins, 1995. 0-683-03863-X.
27. Drăgulescu D., Toth-Tașcău M. *Elemente de inginerie mecanică. Introducere în cinematica roboților. Introducere în dinamica roboților*. Timișoara : Litografia UPT, 1993.
28. M., Toth-Tașcău. *Cinematica și dinamica roboților inteligenți*. Timișoara : Editura Politehnica, 2001.
29. *A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropometric segments*. H., Hatze. 1980, *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, pg. 833-843.
30. Winter, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movements, 2nd ed*. Waterloo Canada : University of Waterloo Press, 1992.
31. *Towards a model for force predictions in the human shoulder*. Karlsson D, Peterson B. 25, 1992, *Journal of Biomechanics*, pg. 189-199.
32. *Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism*. Helm, Frans C.T. van der. 1994, *J Biomechanics*, Vol. 27, pg. 527-550.
33. *Muscle models: what is gained and what is lost by varying model complexity*. Winters J M, Stark L. 1987, *Biological Cybernetics*, pg. 403 - 420 .
34. *Human upper limb kinematical model in a 3D workspace*. Drăgulescu D., Couturier C., Menyhardt K. Valenciennes : s.n., 2006. Ninth Szmposium On 3D Analzsis Of Human Movement.
35. *The Modeling Process of a Human Hand Prosthesis* . Drăgulescu D., Ungureanu L. Timișoara : s.n., 2007. 4th International Symposium on Applied Computational Intelligence and Informatics. pg. 263–268.
36. J.J., Craig. *Introduction to Robotics - Mechanics and Control*. s.l. : Pearson, 2005. 0-13-123629-6.
37. *The Biomedical Engineering Handbook. Biomedical engineering fundamentals*. [ed.] Bronzino J.D. s.l. : CRC Press, 2006. 0-8493-2121-2.
38. ***. Sistem automat de prehensiune pentru asistarea persoanelor cu handicap sau access în zone periculoase. *Contract nr. 27688/14.03.2005 Cod CNCSIS 655*. 2005.
39. I.A., Kapandji. *Physiologie Articulaire*. s.l. : Maloine, 1999. 978-2224010522.
40. Gross J., Fetto J., Rosen E. *Musculoskeletal examination*. s.l. : Blackwell, 2002.
41. *Modeling the constraints of human hand motion*. Lin J., Wu Z., Huang T.S. Maryland : s.n., 2001. Proceedings of 5th Annual Federated Laboratory Symposium.

42. A., Freivalds. *Biomechanics of the Upper Limbs*. 2005. 9780748409273.
43. *Human upper and lower limbs modeling using Denavit-Hartenberg's convention*. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., COUTURIER C. Krusevac : s.n., 2001. Proceedings Situation and Perspective of Research and development in Chemical and Mechanical Industry.
44. *Kinematic Synthesis of Linkages*. Hartenberg R.S., Denavit J. s.l. : McGraw-Hill Inc.,US , 1964. 978-0070269101.
45. Khalil W., Dombre E.,. *Modeling, Identification and Control of Robots*. 2004 : Kogan Page Science. 978-1903996669.
46. *Geometry Parameters for Musculoskeletal Modelling of the Shoulder System*. Helm van der F.C.T., Veeger H.E.J. , Pronk G.M. , L.V.H. van der Woude,R.H. Rozendal. 2, 1992, J. Biomechanics, Vol. 25, pg. 129-144.
47. PANJABI, M. și WHITE III, A. *Biomechanics in the musculoskeletal system*. New York : Churchill Livingstone, 2001.
48. *A Technique for Kinematic Modeling of Anatomical Joints*. SOMMER H.J., MILLER N.R. 4, 1980, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 102, pg. 311-317.
49. ***. Stagiul LEONARDO Laboratoarele FSA Bethune, Franța. 2005.
50. H., Gray. *Gray's anatomy, the anatomical basis of clinical practice*. s.l. : Elsevier Churchill Livingstone, 2005. 0 443 07168 3.
51. Doina, Drăgulescu. *Modelarea în biomecanică*. s.l. : Editura Didactică și Pedagogică, 2005. 973-30-1725-6.
52. MathWorks. *Matlab the language of technical computing - Programming*. 2005.
53. Mathworks. *Matlab the language of technical computing -Mathematics*. 2005.
54. —. *Matlab the language of technical computing - Using MATLAB Graphics*. 2005.
55. Dunn M.S., Constantinides A., Moghe P.V. *Numerical methods in biomedical engineering*. s.l. : Elsevier, 2006. 978-0-12-186031-8.
56. Drăgulescu D., Toth-Tascău M., **Menyhardt K.**, Stoia I. Simulating 3D active workspace of an Anthropomorphic Shaped End Effector. *Machinebuilding and Electrical Engennring*. 2006, Vol. 4-5, pg. 28-30.
57. Drăgulescu D., Perdereau V., Drouin M., Ungureanu L., **Menyhardt K.** 3D active workspace of human hand anatomical model. *Biomed Eng Online*. 2007, Vol. 6.
58. *A quantitative method to measure maximal workspace of the trapeziometacarpal joint*. Kuo.L.C. et all. 22, 2004, Journal of Orthopaedics, pg. 600-606.
59. *Kinematical Analysis of an Upper Limb Prosthesis*. **Menyhardt K.**, Nagy R., Luca Gh. Trnava : DAAAM, 2008. Intelligent Manufacturing & Automation - 19th DAAAM International Symposium.
60. Beer F.P., Johnston E.R. *Vector Mechanics for Engineers*. s.l. : McGraw-Hill, 1984.
61. Voinea R., Voiculescu D., Simion F.P. *Introducere în mecanica solidului cu aplicații în inginerie*. București : Editura Academiei , 1989.
62. ***. Stagiul Socrates la Laboratoarele IUT Bethune, Franța. 2006.
63. *Finite element method analysis of a prosthetic arm's elastic deformation in case of elbow flexion under load*. Dreucean M., **Menyhardt K.** Timisoara : Editura Politehnica, 2005. Xith International Conference onVibration Engineering. Vol. 50, pg. 29-32. 1224-6077.
64. ***. Sistem automat de prehensiune pentru asistarea persoanelor cu handicap sau acces în zone periculoase. *Contract nr 2738/19.05.2006 Cod CNCSIS 655*.
65. —. Dezvoltarea unor tehnici medicale neconvenționale pentru optimizarea cultivării de țesuturi vii obținute prin bioinginerie tisulară. *Contract nr. 313/2004 1.10.2004-15.10.2006*.

66. —. Cercetarea, proiectarea și realizarea unui sistem inteligent de protezare pentru membrul superior. *Grant TD CNCSIS nr.GR76/22.06.2007 tema 5 cod 93*. 2007.
67. G., Savii. *Bazele proiectării asistate de calculator. CAD*. Timișoara : Editura Mirton, 1997.
68. all., Pons J.L. et. The Manus Hand Dextrous Robotics Upper Limb Prosthesis Mechanical and Manipulation aspects. *Automomous Robots*. 2004, Vol. 16, pg. 143-163.
69. V., Papilian. *Anatomia omului vol.I Aparatul locomotor*. București : Editura ALL, 1998.
70. Abrahams P.H., Hutchings R.T., Marks S.C. *McMinns Colour Atlas of Human Anatomy*. London : Mosby, 1998.
71. *About a dynamical model of human hand*. Drăgulescu D., Ungureanu L., **Menyhardt K.**, Stanciu A. s.l. : Perm Scientific Centre of the Urals Branch of the Russian Academz of Science, 2007, Russian Journal of Biomechanics, Vol. 11. 1812-5123.
72. *3D active workspace of the human hand shaped end effector*. Drăgulescu D., Ungureanu L., **Menyhardt K.**, Stanciu A. [ed.] Schilling K. Wuerzburg : IASTED, 2007. 13th Iasted International Conference. pg. 76-81. 978-0-88986-685-0.
73. ***. Sistem automat de prehensiune pentru asistarea persoanelor cu handicap sau access în zone periculoase. *Contract nr. GR76/23.05.2007 Tema 14 Cod CNCSIS 655*. 2007.
74. —. Metode inovative de bioortopedie pentru reconstrucția articulară. *Contract CEEX*. 2006.
75. Nicolae, Faur. *Elemente finite. Fundamente*. Timișoara : Editura Politehnica, 2002.
76. Faur N., Dumitru I. *Metode numerice în rezistența materialelor*. Timișoara : Litografia UPT, 1997.
77. ***. Extinderea și dezvoltarea capacității laboratorului de încercări CIDUCOS. *Contract CEEX 28/07.09.2005*. 2005-2007.
78. —. Platforma de implantologie, protezare inteligentă și recuperare biomecanică. *Contract 5/19.09.2006*. 2006.
79. J.T., Barter. *Estimation of the mass of bodz segments*. Ohio : Wright-Patterson Air Force Base, 1957. WADC-TR-57-260.
80. *Actuating a human hand prosthesis: model study*. Ungureanu L., Stanciu A., **Menyhardt K.** București : WSEAS, 2006. WSEAS Conference on Dynamical System and Controls. pg. 72-77.
81. *A hydraulic solution for actuating a human hand prosthesis*. Ungureanu L., Stanciu A., **Menyhardt K.** 1, January 2007, WSEAS Transactions on Systems, Vol. 6, pg. 40-46. 1109-2777.
82. *3 Wheel mobile test structure*. **Menyhardt K.**, Dreucean M., Popa A. Timișoara : Intergraf Reșița, 2004. International Conference on Robotics ROBOTICA 2004. 973-97258-3-X.
83. Hollerbach J., Hunter I, Ballantyne J. A comparative analysis of actuators technologies for robotics. *The robotics review*. 1992, Vol. 2, pg. 299-342.
84. Chandler R.F., Clauser C.E., McConville J.T., Reznolds H.M., Zoung J.W. *Investigation of inertial properties of the human bodz*. Ohio : Aerospace Medical Research Laboratories Wright-Patterson Air Force Base, 1975. AMRL-TR-74-137.
85. *A method to determine the angular momentum of a human bodz about three orthogonal axes passing through its center of gravity*. J., Dapena. Journal of Biomechanics, Vol. 11, pg. 251-256.

86. *Scaling segmental moments of inertia for individual subjects*. Forwood M.R., Neal R.J., Wilson B.D. 18, 1985, Journal of Biomechanics, pg. 755-761.
87. *An actuator system for a novel biomechatronic prosthetic hand*. Carrozza M.C. Dario P., Lazzarini R., Massa B., Zecca M., Roccella S., Sacchetti R. Bremen : s.n., 2000. Proceedings of Actuator 2000. pg. 276-280.
88. Nanotec. *Nanotec*. [Interactiv] [Citat: 14 01 2007.] <http://en.nanotec.com/>.
89. J., Stenerson. *Fundamentals of Programmable Logic Controllers, Sensors, and Communication*. s.l. : Pearson, 2004. 0-13-061890-X.
90. Lake, Chris. *Microprocessors in Upper Limb Prosthetics*.
91. Realistic Prosthesis Ltd. [Interactiv] 15 12 2005. <http://www.realisticprosthetics.com/index.html>.
92. ***. Intensive Course in Biomedical Engineering. University of Applied Sciences Wilhelmshaven. *International Summer School*. 2005.
93. *Bioreactor for osteoarticular tissue bioengineering*. Sticlaru C., **Menyhardt K.**, Neagu A. Timișoara : s.n., 2005. Proceedings of the XIth International Conference On Vibration Engineering . 1224-6077.
94. *Bioreactor for cultivation of human mesenchymal stem cells on porous matrices*. **Menyhardt K.**, Ordodi V., Sticlaru C., Dreucean M., Neagu M., Neagu A. Montpelier : Springer, 2005. 0175-7571.
95. *Prognosis Methods To Evaluate The Evolution In Time Of The Biological Parameters At HVC Patients*. Drăgulescu A., **Menyhardt K.**, Albu A. Timișoara : IOS Press, 2006. European Federation for Medical Informatics. 1-58603-614.
96. *Medical predictions in Hepatitis Infection*. Albu A., Drăgulescu A., **Menyhardt K.** Timișoara : IOS Press, 2006. 1-58603-614-9.
97. D.E., Orin. Application of robotics to prosthetic Control. *Annals of biomedical engineering*. 1980, Vol. 8, pg. 305-307.
98. *IR Communication Module for a Mobile Robot*. Dreucean M., **Menyhardt K.**, Popa A. Timișoara : Intergraf Reșița, 2004. International Conference on Robotics ROBOTICA 2004. 973-97258-3-X.
99. *Prognosis and Diagnosis in Hepatitis C using Expert Systems and Statistical Analysis*. Drăgulescu A., Albu A., Gavriluță C., Filip Ș., **Menyhardt K.** Timișoara : s.n., 2006. SACI 2006 - Symposium on Applied Computational Intelligence. 963-7154-46-9.
100. *Statistical Analzses and Artificial Neural Networks for Prognoses in Hepatitis C*. Drăgulescu A., Albu A., Gavriluță C., Filip Ș., **Menyhardt K.** Budapest : Acta Polztechnica Hungarica, 2006, Journal of Applied Sciences at Budapest Tech. 1785-8860.
101. A., Muzumdar. *Powered Upper Limb Prostheses*. s.l. : Springer, 2004. 3-540-40406-6.
102. M., Predko. *Programming and customizing PICmicro microntrollers*. s.l. : McGraw-Hill, 2002. 0-07136172-3.
103. Barnett R., Otcull L., Cox S. *Embedded C programming and the Microchip PIC*. s.l. : Thomson, 2004. 1401837484.
104. *Titanium Implants Anodisation*. Dreucean M., Voicu A., Demian C., **Menyhardt K.** Iași : Romanian Societz for Biomaterials, 2006. 978-973-718-566-2.
105. D.J., Newman. *Linux Robotics*. s.l. : McGraw-Hill, 2006. 0-07-144484-X.
106. Teodorescu H.N., Jain L.C. *Intelligent systems and technologies in rehabilitation engineering*. s.l. : CRC Press LLC, 2001. 0-8493-0140-8.
107. J., Fraden. *Handbook of Modern Sensors - Physics, designs and applications*. s.l. : Springer, 2004. 0-387-00750-4.
108. Wilson J.S. *Sensor Technologz Handbook*. s.l. : Newnes, 2005. 0-7506-7729-5.

109. Chapin J.K., Moxon K.A. *Neural Protheses for Restoration of Sensory and Motor Function*. s.l. : CRC Press, 2001. 0-8493-2225-1.
110. The Biomedical Engineering Handbook. *Medical Devices ans Systems*. [ed.] Bronzino J.D. s.l. : CRC Press, 2006. 0-8493-2122-0.
111. K., Toko. *Biomimetic Sensor Technology*. Cambridge : University Press, 2000. 0-521-59342-5.
112. ***. Cercetarea, proiectarea și realizarea unui sistem inteligent de protezare pentru membrul superior. *Grant CNCSIS TD nr. 98GR/11.06.2008 tema 1 cod 93*. 2008.
113. —. Program COST 537 Orthopedic Group WG3. *Core Laboratories for the Improvement of Medical Devices in Clinical Practice from the Failure of the Explanted Protheses Analysis*. 2006-2008.
114. *Upper limb kinematics and dynamics: the development and validation of a measurement technique*. Murray I.A., Johnson G.R. Tennessee : s.n., 1998. Proceedings of Fifth International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement.
115. *Analysis of human activities described by image sequences*. Bremond B.F., Thonnat M. Daytona : s.n., 1997. Proceedings of the 20th International Florida artificial intelligence research Flairs'97.
116. *Biomechanics of the upper limb using robotic techniques*. Cheze L., Gutierrez C., San Marcelino R. Dimnet J. s.l. : Elsevier, 1996, Human Movement Science, Vol. 15, pg. 477-496.
117. W.J., Haefner. *Modeling biological systems*. s.l. : Springer, 2005. 978-0387-25012-3.
118. ***. Sistem de analiză obiectivă a handicapului locomotor. *Analiza mersului pe bază de modele teoretice și determinări experimentale. Contract nr 27688/14.03.2005 tema 15 cod CNCSIS 656*. 2005.
119. —. COST Training School FEPA, Porto, Portugalia. 2008.
120. —. Sistem de analiză obiectivă a handicapului locomotor. *Stabilirea și clasificarea tipurilor de deficiențe locomotorii. Definirea tipurilor de deficiențe în funcție de mărimile măsurate în timpul mișcării. Contract GR76/23.05.05.2007 Tema 15 Cod CNCSIS 656*. 2007.
121. *Estimation of the biomechanical properties of three bodz tzpes using a photogrammetric method*. R.K., Jensen. 1978, Journal of Biomechanics, pg. 349-358.
122. Plagenhoef S., Evans F.G., Abdelnour T. Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise & Sport*. 1983, Vol. 54, pg. 169-178.
123. ***. Sistem bazat pe cunoaștere pentru dezvoltarea unor tehnologii de instruire asistată. Conducerea roboților virtuali în Laboratorul de Imagistică Medicală al BCUM CMPICUSU. *Contract nr A1/GR181/19.05.2006 tema 37 cod CNCSIS 198*. 2006.
124. *Mobility study of an upper limb prothesis*. **Menyhardt K.**, Toth-Tascău M. Athens : s.n., 2008. 3rd IC-SCCE International Conference.
125. Dascălu R., Igna C., Toth-Tașcău M., Sabău M, Schuszler L., Șereș M., **Menyhardt K.** Kinematic variables to describe differences between normal dogs and dogs with osteochondritis dissecans of the humeral head. *Buletin USAMV-CN*. 2008, Vol. 65, 1-2.
126. *Engineering Aspects of the Osteoarticular Reconstruction with Stem Cells. Study on Animals*. Dreucean M., Toth-Tașcău M., Rusu L., Stoia D.I., **Menyhardt K.** București : WSEAS, 2008. Mathematics and computers in biology and chemistry. 978-960-6766-75-6.

-
127. ***. Sistem de analiză obiectivă a handicapului locomotor. *Proiectarea unor module originale de analiză a mișcării articulațiilor importante ale sistemului locomotor pe baza prelucrărilor de imagini. Contract nr. 2738/19.05.2006 tema 15 cod CNCSIS 656.* 2006.
128. Ursoniu C., Toader M. MODIFICĂRI OSTEOARTICULARE DATORITE ACȚIUNII VIBRAȚIILOR MECANICE TRANSMISE PRIN SISTEMUL MÂNĂ - BRAȚ. *BULETINUL ȘTIINȚIFIC AL UNIVERSITĂȚII "POLITEHNICA" DIN TIMIȘOARA.* Seria Mecanica, 2002, Vol. 47, 61.
129. D., BOBOC. APLICATII ALE VIBRATIILOR PASIVE IN SPORT SI RECUPERAREA NEUROMOTORIE. *Trvista Stiinta Sportului.* 2006.
130. CE. Principles for evaluation of vibration emission EN ISO 20643:2005. 2005.
131. European Committee for Standardization. Mechanical vibration — Declaration and verification of vibration emission values EN 12096:1997 . 1997.
132. ISO 8041:2005. Human response to vibration measuring instrumentation. 2005.
133. USACHPPM. *Hand Arm Vibration - Readiness thru Health.* berdeen Proving Ground, MD : U.S. Army Center for Health Promotion and Preventive Medicine. 410-436-3928.
134. Bosco C., Colli R., Intorini E., Cardinale M., Iacovelli M., Tihanyi J., von Duvillard SP, Viru A. *ADAPTIVE RESPONSES OF HUMAN SKELETAL MUSCLE TO VIBRATION EXPOSURE.* Roma,Italy : Societa Stampa Sportiva.
135. Bereteu L., Smicală I. *Vibrații mecanice.* Timișoara : Editura Mirton, 1998.
136. P., Bratu. *Vibrațiile sistemelor elastice.* București : Editura Tehnică, 2000.
137. L., Brîndeu. *Vibrații și vibropercuții.* Timișoara : Editura Politehnica, 2001.
138. Buzdugan Gh., Mihăilescu E., Radeș M. *Vibration measurement.* s.l. : Martinus Nijhoff, 1986.

Anexe

Anexa A1

Programul de calcul al matricei generale analitice:

```
clear all;
syms c1 s1 c T1 G1;
T1=[c1 0 s1 0; s1 0 -c1 0; 0 1 0 -c; 0 0 0 1];
G1=T1;
syms c2 s2 T2 G2;
T2=[c2 0 s2 0; s2 0 -c2 0; 0 1 0 0; 0 0 0 1];
G2=G1*T2;
syms c3 s3 T3 G3 h;
T3=[c3 0 s3 h*c3; s3 0 -c3 h*s3; 0 1 0 0; 0 0 0 1];
G3=G2*T3;
syms c4 s4 T4 G4;
T4=[c4 0 -s4 0; s4 0 c4 0; 0 -1 0 0; 0 0 0 1];
G4=G3*T4;
syms c5 s5 T5 G5;
T5=[c5 0 -s5 0; s5 0 c5 0; 0 -1 0 0; 0 0 0 1];
G5=G4*T5;
syms c6 s6 T6 G6 r;
T6=[1 0 0 r; 0 1 0 0; 0 0 1 0; 0 0 0 1];
G6=G5*T6;
syms c7 s7 T7 G7;
T7=[c7 0 s7 0; s7 0 -c7 0; 0 1 0 0; 0 0 0 1];
G7=G6*T7;
syms c8 s8 T8 G8;
T8=[1 0 0 0; 0 0 -1 0; 0 1 0 0; 0 0 0 1];
G8=G7*T8;
syms c9 s9 T9 G9 p;
T9=[c9 -s9 0 p*c9; s9 c9 0 p*s9; 0 0 1 0; 0 0 0 1];
G9=G8*T9;
syms c10 s10 T10 f1;
T10=[c10 -s10 0 f1*c10; s10 c10 0 f1*s10; 0 0 1 0; 0 0 0 1];
G10=G9*T10;
syms c11 s11 T11 f2;
T11=[c11 -s11 0 f2*c11; s11 c11 0 f2*s11; 0 0 1 0; 0 0 0 1];
G11=G10*T11;
syms c12 s12 T12 f3;
T12=[c12 -s12 0 f3*c12; s12 c12 0 f3*s12; 0 0 1 0; 0 0 0 1];
G12=G11*T12;

sstf(G12(1,1),'nx')
sstf(G12(2,1),'ny')
sstf(G12(3,1),'nz')
sstf(G12(1,2),'ox')
```

```
sstf(G12(2,2),'oy')  
sstf(G12(3,2),'oz')  
sstf(G12(1,3),'ax')  
sstf(G12(2,3),'ay')  
sstf(G12(3,3),'az')  
sstf(G12(1,4),'px')  
sstf(G12(2,4),'py')  
sstf(G12(3,4),'pz')
```

```
% sstf salveaza in fisier (ce anume, unde anume)  
function store_to_file(matrix1,file1)  
fid = fopen(file1, 'w');  
fprintf(fid,'%s\n', char(matrix1));  
fclose(fid);
```

Anexa A2

Valorile analitice ale parametrilor D-H:

c – cosinus, s - sinus

$$\mathbf{n}_x = c9_10_11_12\{[(c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3+s1c3)s5\}c7 + [(c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]s7\} - s9_10_11_12\{[(c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]c7 - [(c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5\}s7\}$$

$$\mathbf{n}_y = c9_10_11_12\{[(s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5\}c7 + [(s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4]s7\} - s9_10_11_12\{[(s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4]c7 - [(s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3-c1c3)s5\}s7\}$$

$$\mathbf{n}_z = c9_10_11_12\{(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5\}c7 + (s2c3s4+c2c4)s7\} - s9_10_11_12\{(s2c3s4+c2c4)c7 - [(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5]s7\}$$

$$\mathbf{o}_x = -c9_10_11_12\{[(c1c2c3-s1s3)s4-c1s2c4]c7 + [(c1c2s3-s1c3)s5 - ((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4)c5]s7\} - s9_10_11_12\{[(c1c2c3-s1s3)c4+c1s2s4]c5 - (c1c2s3-s1c3)s5\}c7 + [(c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]s7\}$$

$$\mathbf{o}_y = c9_10_11_12\{[(s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5\}s7 - [(s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4]c7\} - s9_10_11_12\{[(s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5 - (s1c2s3+c1c3)s5\}c7 + [(s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4]s7\}$$

$$\mathbf{o}_z = c9_10_11_12\{(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5\}s7 - (s2c3s4+c2c4)c7\} - s9_10_11_12\{(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5\}c7 + (s2c3s4+c2c4)s7\}$$

$$\mathbf{a}_x = (c1c2s3-s1c3)c5 + [(c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]s5$$

$$\mathbf{a}_y = (s1c2s3+c1c3)c5 + [(s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]s5$$

$$\mathbf{a}_z = (s2c3c4-c2s4)s5 + s2s3c5$$

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_x = & f3\{c9_10_11_12[(((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5)c7 + ((c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]s7) - s9_10_11_12[(((c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]c7 - (((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5)s7)]\} \\ & + f2\{c9_10_11[(((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5)c7 + ((c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]s7) - s9_10_11[(((c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]c7 - (((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5)s7)]\} \\ & + f1\{c9_10[(((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5)c7 + ((c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]s7) - s9_10[(((c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]c7 - (((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5)s7)]\} + p\{c9[(((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5)c7 + ((c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]s7) - s9[(((c1c2c3+s1s3)s4-c1s2c4]c7 - (((c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5)s7)]\} \\ & + r\{[(c1c2c3+s1s3)c4+c1s2s4]c5-(c1c2s3-s1c3)s5\} + h(c1c2c3+s1s3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{p}_y = & f3\{c9_10_11_12[(((s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5)c7 + ((s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4]s7) + s9_10_11_12[(-s1c2c3+c1s3)s4+s1s2c4]c7 + (((s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5)s7]\} \\ & + f2\{c9_10_11[(((s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5)c7 + ((s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4]s7) + s9_10_11[(-s1c2c3+c1s3)s4+s1s2c4]c7 + (((s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5)s7]\} \\ & + f1\{c9_10[(((s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5)c7 + ((s1c2c3-c1s3)s4-s1s2c4]s7) + s9_10[(-s1c2c3+c1s3)s4+s1s2c4]c7 + (((s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5)s7]\} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& +p\{c9[((s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4)c5-(s1c2s3+c1c3)s5]c7+((s1c2c3-c1s3)s4- \\
& s1s2c4)s7]+s9[(-s1c2c3+c1s3)s4+s1s2c4]c7+(((s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4)c5- \\
& (s1c2s3+c1c3)s5)s7]\}+r\{[(s1c2c3-c1s3)c4+s1s2s4]c5-(s1c2s3+c1c3)s5\} \\
& h(s1c2c3-c1s3) \\
\mathbf{p}_z = & f3\{c9_{10_{11}_{12}}[(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5]c7+(s2c3s4+c2c4)s7] \\
& -s9_{10_{11}_{12}}[(s2c3s4+c2c4)c7-((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)s7]\} \\
& +f2\{c9_{10_{11}}[(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5]c7+(s2c3s4+c2c4)s7] \\
& -s9_{10_{11}}[(s2c3s4+c2c4)c7-((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)s7]\} \\
& +f1\{c9_{10}[(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5]c7+(s2c3s4+c2c4)s7] \\
& -s9_{10}[(s2c3s4+c2c4)c7-((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)s7]\} \\
& +p\{c9[(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5]c7+(s2c3s4+c2c4)s7] \\
& -s9[(s2c3s4+c2c4)c7-((s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5)s7]\} \\
& +r[(s2c3c4-c2s4)c5-s2s3s5]+hs2c3-c
\end{aligned}$$

Anexa A3

Programul de calcul al spațiului de lucru:

```

%Workspace generator for arm 3-3-3-1-1
ver='Wspc ver 0.1';
%=====
fprintf('## %s ##,\n parameters were loaded from files',ver);
clear all ;
%citirea parametrilor
load_all_from_file;
%%override
%%=====
teta_min(1)=-150;
teta_max(1)=30;
teta_min(2)=-45;
teta_max(2)=45;
teta_min(3)=-135;
teta_max(3)=0;
teta_min(4)=-140;
teta_max(4)=0;
teta_min(5)=-90;
teta_max(5)=45;
%%=====
intr1='n';
intr1=input('\nDo you want to enter specific step for each joint (level) [y/(n)]?','s');
if intr1 == 'y'
    for q=1:nr_cuple
        fprintf('Number of steps for joint_%.0f: ',q)
        level=input('\n');
        if level==0 | (teta_max(q)-teta_min(q))==0
            pas(q)=teta_max(q)-teta_min(q)+1;
        else
            pas(q)=(teta_max(q)-teta_min(q))/level;
        end
    end
else
    %for auto allocating step
    level=input('Number of steps per joint level(>=2): ');
    for qq=1:nr_cuple
        pas(qq)=(teta_max(qq)-teta_min(qq))/level;
        if pas(qq)==0
            pas(qq)=1;
        end
    end
end
end

%for q=1:nr_cuple
% fprintf('Lvl_%.0f=%.0fdeg per step\n',q,pas(q));

```



```

%end
%-->>=====Operation
estimation=====
%<<--=====Operation
estimation=====

%-->>=====Matrix
calculus=====
%intr1='n';
%intr1=input('\nDo you want to proceed [(y)/n]?', 's');
%if intr1=='n'
%
%else

    fprintf('\nStarting matrix calculus...')
    qq=cputime;
    ink=1;
    i=1;%(level=1)
    %j1=0; %
    for j1=teta_min(1):pas(1):teta_max(1)
        T1=rotz(j1+90)*tra(lung(1),dist(1))*rotx(alfa(1));
        G1=T1;
        i=2;%(level=2)
        %j2=0;%
        for j2=teta_min(2):pas(2):teta_max(2)
            T2=rotz(j2-90+180)*tra(lung(2),dist(2))*rotx(alfa(2));
            G2=G1*T2;
            i=3;%(level=3)
            %j3=0;%
            for j3=teta_min(3):pas(3):teta_max(3)
                T3=rotz(j3+90)*tra(lung(3),dist(3))*rotx(alfa(3)+90);
                G3=G2*T3;
                i=4;%(level=4)
                %j4=0;%
                for j4=teta_min(4):pas(4):teta_max(4)
                    T4=rotz(j4)*tra(lung(4),dist(4))*rotx(alfa(4));
                    G4=G3*T4;
                    i=5;%(level=5)
                    %j5=0;%
                    for j5=teta_min(5):pas(5):teta_max(5)
                        T5=rotz(j5)*tra(lung(5),dist(5))*rotx(alfa(5));
                        G5=G4*T5;
                        i=6;%(level=6)
                        %j6=0;%
                        for j6=teta_min(6):pas(6):teta_max(6)
                            T6=rotz(0)*tra(lung(6),dist(6))*rotx(alfa(6));
                            G6=G5*T6;
                            i=7;%(level=7)
                            %j7=0;%
                            for j7=teta_min(7):pas(7):teta_max(7)

```

```

        T7=rotz(j7)*tra(lung(7),dist(7))*rotx(alfa(7));
        G7=G6*T7;
    %j8=0;%
    for j8=teta_min(8):pas(8):teta_max(8)
        T8=rotz(0)*tra(lung(8),dist(8))*rotx(alfa(8));
        G8=G7*T8;
    %j9=0;%
    for j9=teta_min(9):pas(9):teta_max(9)
        T9=rotz(j9)*tra(lung(9),dist(9))*rotx(alfa(9));
        G9=G8*T9;
    %j10=0;%
    for j10=teta_min(10):pas(10):teta_max(10)
        T10=rotz(j10)*tra(lung(10),dist(10))*rotx(alfa(10));
        G10=G9*T10;
    %j11=0;%
    for j11=teta_min(11):pas(11):teta_max(11)

T11=rotz(j11)*tra(lung(11),dist(11))*rotx(alfa(11));
        G11=G10*T11;
    %j12=0;%
    for j12=teta_min(12):pas(12):teta_max(12)

T12=rotz(j12)*tra(lung(12),dist(12))*rotx(alfa(12));
        G12=G11*T12;

        pozx(ink)=G12(1,4);
        pozy(ink)=G12(2,4);
        pozz(ink)=G12(3,4);
        ink=ink+1 ;
    end %level 12
    end;%level 11
    end %level 10
    end %level 9
    end%level 8
    end%level 7
    end %level 6
    end %level 5
    end %level 4
    end %level 3
    end%level 2
    end%level 1
    ink=ink-1;
    fprintf('done.')
    timp(1)=cputime-qqq;
    fprintf(' (All %.0f positions were calculated, in %.2f seconds)\n',ink,timp(1));
    fprintf('=====\n')
    Plot3AxisAtOrigin(pozx,pozy,pozz,'b:')
    figure;plot(pozz,pozx,'b:');
    s_p;

```