



UNIVERSITATEA NAȚIONALĂ DE ȘTIINȚĂ ȘI
TEHNOLOGIE POLITEHNICA BUCUREȘTI

Facultatea de Inginerie Mecanică și Mecatronică
Departamentul de Mecatronică și Mecanică de Precizie

REZUMAT
TEZĂ DE DOCTORAT

Cercetări privind tehnologia de realizare a unei neuroproteze de antebraț cu comanda preluată din sistemul nervos periferic al pacientului cu amputație

Research on the fabrication technology of a forearm neuroprosthesis with the command taken from the amputated peripheral nervous system of the patient

Autor:

Ing. David Cătălin Dragomir

Conducător de doctorat:

Prof. Dr. Ing. Octavian Donțu

BUCUREȘTI 2023

CUPRINS.....2

PREFATA.....6

CAPITOLUL 1. STADIUL ACTUAL PRIVIND PROTEZELE PENTRU MEMBRU SUPERIOR.....7

1.1.	Evoluția soluțiilor constructive și tehnologice de realizare ale protezelor de antebraț.....	7
1.2.	Tipuri de proteze de membru superior în funcție de locul amputației.....	7
1.3.	Neuroproteze.....	8
	1.3.1. Neuroproteze de antebraț.....	8
	1.3.2. Neurotehnologia.....	8
	1.3.3. Stadiul actual al cercetărilor teoretice privind neuroprotezele de membru superior.....	8
	1.3.4. Stadiul actual al cercetărilor experimentale privind neuroprotezele de membru superior.....	8
1.4.	Biointerfața neurală.....	9
	1.4.1. Probleme de biocompatibilitate ridicate în urma implantării modulului de achiziții de semnale de la pacient pentru comanda protezei.....	9
	1.4.2. Stadiul actual al cercetărilor teoretice privind neuroproteza de membru superior.....	9
	1.4.3. Stadiul actual al cercetărilor experimentale privind neuroproteza de membru superior.....	9
1.5.	Unele condiții privind biomaterialele și tehnologiile de procesare utilizate, impuse de biocompatibilitatea pentru uz uman și etica medicală.....	9
1.6.	Tipuri de sisteme de interfațare nervoasă pentru realizarea modulului de comanda al neuroprotezelor.....	10
1.7.	Legislația națională și internațională privind protezarea pacienților umani...10	
1.8.	Soluții constructive pentru protezele de membru superior și problema biocompatibilitatii.....	10
	1.8.1 Stadiul actual al protezelor de membru superior.....	10
	1.8.2 Abordarea multidisciplinară la realizarea unei proteze pentru uz uman.....	11
	1.8.3 Unele probleme de biocompatibilitate privind sistemul implantabil pentru comanda protezei.....	11
	1.8.4 Unele probleme de interdisciplinaritate ingineriască și rezolvările date.....	11

CAPITOLUL 2. PROTEZA DE MEMBRU SUPERIOR CU ACTIONARE PRIN FIR TENSIONAT ȘI REVENIRE CU ELEMENT ELASTIC12

2.1.	Structura mecatronică a neuroprotezei de membru superior.....	12
	2.1.1. Unele probleme privind concepția, proiectarea și construcția protezelor inteligente.....	12

- 2.1.2. Structura mecanică a sistemului mecatronic și calculul forțelor de prehensiune dezvoltate de acesta la apucarea unui obiect.....12
- 2.1.3. Sistemul de acționare electrică și blocul mecatronic de comandă și control al brațului robotic.....12
- 2.1.4. Implementarea epidermei artificiale și a senzorilor de presiune pentru feedback-ul senzitiv al sistemului mecatronic de comandă.....13
- 2.1.5. Testări și rezultate ale experimentelor realizate pentru testarea sistemului de feedback senzitiv al protezei de antebraț.....13

CAPITOLUL 3. PROTEZA DE MEMBRU SUPERIOR CU ACȚIONARE PRIN FIR TENSIONAT14

- 3.1. Unele probleme privind concepția, proiectarea și construcția protezelor de membru superior cu acționare prin fir tensionat.....14
- 3.2. Proiectarea protezei de membru superior cu acționare prin fir tensionat prin metode de modelare asistată pe calculator folosind suita software Solidworks.....14
- 3.3. Analiza dinamică a comportamentului protezei de membru superior cu acționare prin fir tensionat în condiții de stres mecanic prin metoda elementului finit.....14
- 3.4. Testarea și optimizarea protezei de membru superior cu acționare prin fir tensionat, concepută și realizată.....15
 - 3.4.1. Adaptabilitatea pacientului uman și reconversia nervoasă în urma protezării membrului amputat.....15
 - 3.4.2. Unele probleme privind tipurile de proteze *Open-Source* realizate prin tehnologii aditive.....15
 - 3.4.3. Metodologia de proiectare asistată de calculator pentru realizarea modelului funcțional al protezei de antebraț16
 - 3.4.4. Rezultatele simulărilor asistate pe calculator și optimizarea modelului 3D pentru proteza de antebraț.....16
 - 3.4.5. Tehnologia de procesare a prototipului funcțional pentru proteza de antebraț.....17
- 3.5. Rezultate privind testarea prototipului funcțional realizat.....17

CAPITOLUL 4. PROTEZA DE MEMBRU SUPERIOR CU ACȚIONARE PRIN TIJE RIGIDE.....19

- 4.1. Avantajele metodei de acționare prin tije rigide și îmbunătățirea fiabilității...19
- 4.2. Analiza metodelor de prehensiune de bază și definirea gradelor de libertate necesare pentru funcționarea protezei de antebraț.....19
- 4.3. Implementarea mecanismului modular în sistemul mecatronic al protezei...21
- 4.4. Memoriu de calcul al forțelor de acționare pentru degetele protezei de antebraț.....21
- 4.5. Realizarea modelului 3D al protezei cu ajutorul proiectării asistate pe calculator (CAD).....22

- 4.6. Rezultate obținute și interpretarea acestora pentru varianta de acționare cu tije rigide22

CAPITOLUL 5. METODE DE INTEGRARE A TEHNOLOGIILOR PENTRU REALIZAREA NEUROPROTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR CU FEEDBACK SENZITIV.....23

- 5.1. Feedback-ul senzitiv și rolul sau în generarea comenzilor de control al neuroprotezelor.....23
- 5.2. Elementele componente ale sistemului neuroprotezei de antebraț.....23
- 5.2.1. Bratul robotic.....23
- 5.2.1.1. Sistemul mecanic al protezei de membru superior.....23
- 5.2.1.2. Sistemul de acționare electrică al brațului robotic.....23
- 5.2.1.3. Blocul de comanda și control al sistemului mecatronic.....23
- 5.2.2. Interfața neuronală.....24
- 5.2.2.1. Electrozii pentru interfațare nervoasă între pacient și proteza realizată.....24
- 5.2.2.2. Sistemul electronic atasat modulului de interfațare nervoasă.....25
- 5.3. Unele probleme privind biocompatibilitatea materialelor de încapsulare a sistemelor mecatronice.....25
- 5.3.1. Hidrogel cu utilizare medicinală, metacrilol de gelatina GelMa pentru încapsularea sistemelor mecatronice.....25
- 5.3.2. Silicon cu utilizare medicinală, elastomer Silastic RTV 9161 pentru încapsularea sistemelor mecatronice25
- 5.3.3. Bio-imprimanta BioX, CellInk și procesul de bio-printare pentru realizarea incintei de încapsulare a sistemelor mecatronice.....26
- 5.3.4. Unele probleme privind necesitatea încapsulării modulului mecatronic cu metacrilol de gelatina GelMa.....26
- 5.3.5. Încapsularea modulului mecatronic cu elastomer Silastic RTV 9161 pentru utilizare medicinală.....26
- 5.3.6. Rezultatele comparative ale încapsulării modulului mecatronic cu metacrilol de gelatina, GelMa și elastomer, Silastic RTV 9161.....26
- 5.4. Unele probleme care au apărut la realizarea neuroprotezei de antebraț.....27
- 5.4.1. Necesitatea optimizării sistemului mecatronic al protezei.....28
- 5.4.2. Sistemul de acționare electrică, comanda și controlul funcționării protezei.....28
- 5.4.3. Algoritmul de funcționare pentru prinderea unui obiect cu forma cilindrică.....28
- 5.4.4. Problema aderenței scăzute al suprafeței falangelor.....28
- 5.4.5. Pregătirea testării prehensiunii unui obiect cilindric.....29
- 5.4.6. Realizare senzori de presiune din Velostat.....29
- 5.4.7. Avantaje ale neuroprotezei de antebraț proiectate și realizate.....29

CAPITOLUL 6. CONCLUZII PRIVIND PROTEZA REALIZATA, UTILIZAREA ACESTEIA LA PACIENTI UMANI ȘI PERSPECTIVE DE DEZVOLTARE ÎN VIITOR.....30

6.1 Concluzii privind fiabilitatea protezei și sistemului de comanda al acesteia și unele probleme privind utilizarea sa la pacienți umani.....30

6.2 Stadiul actual al bugetelor atribuite fabricației de proteze la nivel global.....30

6.3 Perspective de dezvoltare în viitor pentru protezele de membru superior.....30

CAPITOLUL 7. BIBLIOGRAFIE.....31

PREFAȚĂ

Teza tratează un subiect de o importanță deosebită și care aduce un progres extraordinar în ultimii ani în domeniul științelor interdisciplinare: tehnologiile de realizare a unei neuroproteze de antebraț și soluții de interfațare între corpul uman și calculator. Teza aduce contribuții la dezvoltarea cercetărilor în ceea ce privește metodele de acționare a părților mobile ale unei proteze realizate prin tehnologii de prototipare rapidă, a tehnicilor de proiectare folosind suita software CAD și a caracteristicilor materialelor biocompatibile folosite pentru încapsularea componentelor sistemului mecatronic ce au fost implantate într-un corp viu.

În primul rând aș dori să-mi exprim gratitudinea pentru conducătorul de doctorat – Prof. Dr. Ing. Octavian Donțu de la Universitatea Națională de Știință și Tehnologie POLITEHNICA din București, Facultatea de Inginerie Mecanică și Mecatronica, Departamentul de Mecatronică și Mecanică de Precizie, care m-a îndrumat pe parcursul studiilor doctorale cu o atenție deosebită atât din punct de vedere științific și moral, oferindu-mi oportunitatea să particip la proiecte de cercetare științifică multidisciplinară precum cel intitulat „Neuroproteză de Antebraț Echipată cu Piele Artificială și Feedback Senzorial” – ARMIN cod EEA-RO-NO-2018-0390 ca membru în echipa în care domnia sa este director și a contribuit considerabil la formarea abilităților mele de cercetător și în elaborarea tezei de doctorat.

De asemenea țin să aduc o mare recunoștință colegilor mei din cadrul Institutului de Microtehnologie București, din cadrul laboratorului L2 – Microsisteme Biomedicale și de Mediu condus de doamna Dr. Carmen Moldovan din a cărei echipă fac și eu parte și tuturor membrilor acestui institut pentru ajutorul acordat în vederea realizării cercetărilor experimentale și alături de care am reușit să public ca și autor/coautor mai multe lucrări științifice și să particip la conferințe științifice internaționale cu rezultatele cercetării.

Pe perioada de cercetare științifică, stagiul doctoral a fost susținut financiar parțial prin Fondul Social European din Programul operațional sectorial Capital 2014-2020, de proiectul cu titlul "Instruirea doctoranzilor și a cercetătorilor postdoctorali pentru a dobândi abilități de cercetare aplicată - SMART ", Contract nr. 13530 / 16.06.2022 - Cod SMIS: 153734, prin care am beneficiat de instruire în vederea obținerii abilităților de cercetare aplicativa prin participarea activă în cadrul atelierelor tematice.

Tot pe aceasta cale vreau să mulțumesc, nu în ultimul rând, familiei mele care m-a susținut și m-a încurajat în decursul studiilor de cercetare doctorala din toate punctele de vedere.

CAPITOLUL 1. STADIUL ACTUAL PRIVIND PROTEZELE PENTRU MEMBRU SUPERIOR

1.1. Evoluția soluțiilor constructive și tehnologice de realizare ale protezelor de antebraț

O proteză a membrului superior este un dispozitiv medical ce este utilizat pentru a înlocui parțial sau în întregime un segment absent sau incomplet, având rol funcțional și estetic.

Primul izvor istoric care atesta existența unei astfel de proteze datează încă din jurul anilor 950 – 710 î.e.n., ce a fost descoperit în anul 2000 în apropierea localității Luxor în stare foarte bună. Proteza înlocuiește degetul mare al membrului inferior din corpul mumificat al lui Tabakentenmut, fiica unei preotese a acelor timpuri [1].

În Evul Mediu avansarea în protetică a tins către alte unelte decât cârligul pentru mână și piciorul cui. Acum puteau fi montate mai multe extensii, lărgind astfel capacitățile funcționale ale protezei.

1.2. Tipuri de proteze de membru superior în funcție de locul amputației

În funcție de locul amputației, proteza care va înlocui cât mai fidel membrul natural se clasifică în:

- Proteze parțiale de mână; atunci când amputația a afectat toată zona palmei fără articulația sa și substituie funcția de prehensiune;
- Proteze de dezarticulație de mână; atunci când amputația a afectat zona palmei cât și articulația sa și substituie funcția de prehensiune;
- Proteze de antebraț (transradiale); atunci când amputația a afectat zona palmei cât și articulația sa și substituie funcția de supinație și pronăție cât și prehensiunea;
- Proteze de dezarticulație de cot; atunci când amputația a afectat zona de la cot până la palma și substituie funcția de flexie a cotului, de supinație și pronăție cât și prehensiunea;
- Proteze de braț (transumerale); atunci când amputația a afectat zona ce începe de deasupra cotului, continuându-se până la palma și substituie următoarele funcții: rotația brațului, flexia cotului, supinația și pronăția palmei și prehensiunea.
- Protezele de umăr; atunci când amputația include toată zona de la umăr inclusiv până la palmă substituind funcțiile de mișcare a umărului, rotația brațului, flexia cotului, supinația, pronăția și prehensiunea palmei.

1.3. Neuroproteze

1.3.1. Neuroproteze de antebraț

Neurotehnologia face posibilă preluarea unui semnal direct din sistemul nervos precum: mișcare, atingere sau reamintire. Interpretarea semnalului se face de către un calculator proiectat special pentru această funcție, pe care să îl transforma ulterior în acțiune asupra mediului înconjurător.

Prin neuroproteze se înțelege ansamblul format din:

- Sistemul mecanic al protezei;
- Implantul de interfațare între sistemul nervos/muscular și proteza;
- Electronica și partea de comandă și control.

Pentru a se face posibilă transmiterea unui simț fantomă (simularea simțului real ce vine dintr-o zonă a membrului amputat) către sistemul nervos al pacientului, există diverse metode:

- Interfațarea protezei cu sistemul nervos al pacientului din zona amputată;
- Interfațarea protezei cu creierul pacientului;

1.3.2. Neurotehnologia

În momentul actual, lansarea unor modele accesibile publicului larg din punct de vedere financiar este încă în stadiul incipient, prețurile pentru achiziționarea unei astfel de proteze fiind foarte ridicate. Se poate observa o evoluție însă cercetările vor continua până când sistemul va fi stabil, iar prețul de fabricație va scădea. Cercetări din domeniu au arătat că cea mai frecventă leziune din rândul amputațiilor, este cea de antebraț.

1.3.3. Stadiul actual al cercetărilor teoretice privind neuroprotezele de membru superior

În momentul actual cercetările teoretice sunt bazate pe studiul comportamentului rețelelor neurale și a automatelor celulare cu scop în soluționarea problemei biocompatibilității și regenerării țesuturilor adiacente biointerfeței. Pentru a face posibilă integrarea acestui corp străin în interiorul corpului uman, este necesar ca materialul din care este executat implantul să fie unul biocompatibil, ceea ce face ca organismul să recunoască imediat implantul ca și parte a corpului, integrând în acest fel modulul de interfațare și excluzând posibilitățile respingerii acestuia ca corp străin de către organism.

1.3.4. Stadiul actual al cercetărilor experimentale privind neuroprotezele de membru superior

Programul DARPA „Revolutionising Prosthetics” presupune dezvoltarea unei neuroproteze care să fie acționată prin comanda generată cu ajutorul semnalului extras direct din sistemul nervos. Ca motto, cei din cadrul proiectului și-au ales: „near natural upper limb”,

deci este vorba despre o proteză de membru superior. Acest program are ca principali pacienți soldații care au pierdut un membru superior printr-un accident în zonele de război dar nu numai.

1.4. Biointerfața neurală

1.4.1. Probleme de biocompatibilitate ridicate în urma implantării modulului de achiziții de semnale pentru comanda protezei

O biointerfață, după cum sugerează și numele, este un dispozitiv prin care se realizează o legătură între corpul uman și proteză, cu scopul de a augmenta realizarea comenzii și controlului acesteia, făcând astfel ca integrarea dispozitivului în viața pacientului să fie cât mai facilă și naturală.

1.4.2. Stadiul actual al cercetărilor teoretice privind neuroproteza de membru superior

În momentul actual cercetările teoretice sunt bazate pe simulări în mediul digital al comportamentelor celulelor din zona implantului. Se definesc automate celulare care au reacții apropiate țesuturilor umane la stimuli precum corp străin și se observa evoluția sistemului în timp și reacția celulelor adiacente implantului.

1.4.3. Stadiul actual al cercetărilor experimentale privind neuroproteza de membru superior

După ce s-a dovedit pe cale teoretică posibilitatea realizării cu succes a unui asemenea sistem integrat de interfațare, s-a continuat cu testarea pe un aparat în vivo, la rozătoare. Când rezultatele au fost promițătoare și în graficul stabilizării reacției de respingere a unui corp străin s-a observat o caracteristică de stabilitate, experimentările au continuat pe primat. În momentul actual comisiile de etica au aprobat implantarea acestor dispozitive și la oameni.

1.5. Unele condiții privind biomaterialele și tehnologiile de procesare utilizate, impuse de biocompatibilitatea pentru uz uman și etica medicală

Calitatea bună a dispozitivelor neuronale implantate este asociată cu dimensiunile lor mici, biocompatibilitatea, moliciunea fizică dar vulnerabilitatea acestora provin din cauza nepotrivirii mecanice și fizice cu țesutul biologic [2].

Interfețele wireless implantabile sunt studiate pe scară largă datorită avantajului mare al eliminării firelor care reduce puternic riscul de infecție și zgomotul electronic indus [3, 4, 5,6] dar cu câteva dezavantaje în ceea ce privește consumul de energie electrică, comunicarea scurtă a datelor datorită atenuării și funcționalității limitate.

1.6. Tipuri de module de interfațare nervoasă pentru realizarea modului de comandă al neuroprotezelor

Există interfețe care preiau semnale direct din zona amputată, prin implantare pe partea sănătoasă a nervului. Se plasează electrozii pe nervi, iar semnalele ce descriu instrucțiunile mișcării sunt impulsuri electrice ce pot fi captate, măsurate și interpretate.

Cei de la Microprobes realizează deja biointerfețe ce sunt plasate în sistemul nervos periferic și le comercializează online, având diverse modele ce sunt folosite în funcție de diversele tipuri de aplicații.

1.7. Legislația națională și internațională privind protezarea pacienților umani

La nivel global legile diferă în funcție de țară însă în 2017 a fost inițiat curentul de „Neurorights” creat pentru a fi aplicat al nivel european când a fost înființată fundația drepturilor neuronale (*Neurorights Foundation*). Aceasta dorește să stimuleze reglementarea drepturilor intelectuale cât mai exact și specific. Primul obiectiv al Fundației NeuroRights este protejarea drepturilor tuturor oamenilor de potențialul abuz de neurotehnologie.

Cele cinci „Neurorights”: [7]

- Confidențialitate mentală: Orice date neuronale obținute în urma măsurării activității neuronale trebuie păstrate privat.

- Identitate personală: Trebuie dezvoltate granițe pentru a interzice tehnologiei să perturbe sentimentul de sine.

- Voință liberă: Indivizii ar trebui să aibă un control final asupra propriei decizii, fără o manipulare necunoscută din neurotehnologiile externe.

- Acces echitabil la mărirea mentală: Ar trebui stabilite linii directoare atât la nivel internațional, cât și la nivel național care reglementează utilizarea neurotehnologiilor de augmentare mentală.

- Protecție împotriva prejudecăților: Măsurile de combatere a prejudecății ar trebui să fie normă pentru algoritmi din neurotehnologie.

1.8. Soluții constructive pentru protezele de membru superior și problema biocompatibilității

1.8.1. Stadiul actual al protezelor de membru superior

Cercetări anterioare au fost făcute în lucrarea de disertație, unde au fost tratate metodele CAD/CAM de prototipare rapidă folosite la fabricarea unei proteze personalizate de cornete nazale. Pacientul avea lipsa o lamelă superioară de cornete nazale din partea dreaptă. S-au

achiziționate date prin imagistica medicală ce conțin date de înaltă fidelitate, ce au fost folosite pentru a reproduce modelul “în oglindă” pentru proteza. Același procedeu se va aplica și în această lucrare pentru a realiza modelul manșonului de fixare a protezei pe antebrațul amputat și a protezei.

1.8.2. Abordarea multidisciplinară la realizarea unei proteze pentru uz uman

Abordarea acestei teze implică studiul dintr-o perspectivă multidisciplinară a soluțiilor aplicate pentru rezolvarea temei propuse. În cadrul acestei cercetări este nevoie de îmbinarea ingineriei, pentru găsirea unei soluții tehnice, cu domeniul medical ce contribuie prin definirea mecanismelor naturale ce se interpun cu cele mecanice, cât și al chimiei și biologiei care face posibilă studierea problemei biocompatibilității celor două medii contopite: cel natural (medical) cu cel artificial (tehnic).

1.8.3. Unele probleme de biocompatibilitate privind sistemul implantabil pentru comanda protezei

Comanda protezei se dorește să fie generată prin procesarea informațiilor preluate de la nervul uman prin intermediul unei biointerfete neurale aplicate pe sistemul nervos periferic din zona amputată. Aici intervine studiul biocompatibilității dintre cele două medii, acesta fiind locul în care cele două medii (cel natural și cel artificial) se întâlnesc

1.8.4. Unele probleme de interdisciplinaritate și rezolvările date

Noi aplicații interdisciplinare pot fi o nouă formă de artă, o nouă formă de învățare, o nouă formă de tehnologie, o nouă formă de gândire și abordare a problemelor viitoare și de aceea e nevoie ca acestea să fie integrate în acțiunile educative prin corelarea conținuturilor conceptuale, metodologice și practice ale domeniilor fuzionate.

Din această perspectivă, A. Becleanu Iancu spunea: *“Interdisciplinaritatea este un proces de cooperare, unificarea și codificarea unitară a disciplinelor științifice contemporane, caracteristice actualei etape de dezvoltare a cunoașterii științifice, în care fiecare disciplină își păstrează autonomia gnoseologică, specializarea și independența relativă și în același timp se integrează în sistemul global de cunoștințe”*[8].

CAPITOLUL 2. PROTEZA DE MEMBRU SUPERIOR CU ACȚIONARE PRIN FIR TENSIOANT ȘI REVENIRE CU ELEMENT ELASTIC

2.1. Structura mecatronica a neuroprotezei de membru superior

2.1.1. Unele probleme privind concepția, proiectarea și construcția protezelor inteligente

În ziua de azi se poate găsi o mare varietate de proteze pentru mână și antebraț ca și produse comerciale, cu diferite viteze de acționare, forte și grade de libertate, sisteme ce reproduc parțial funcționalitățile mâinii umane. Câteva dintre cele mai bune dispozitive ce se regăsesc în ziua de azi pe piață sunt: Mio-proteze pentru antebraț și degete: *i-Limb Ultra* și *i-Limb Digits* de la Touch Bionics [9]; Exo-proteze (clasice sau cu fire) de la Otto Bock HealthCare GmbH [10];

2.1.2. Structura mecanică a sistemului mecatronic și calculul forțelor de prehensiune dezvoltate de acesta la apucarea unui obiect

Din perspectiva cinematică, structura mecanică a protezei este compusă dintr-o configurație de elemente rigide, conectate prin cuple de rotație și translație [11,12]. În acest model [13], cuplele de rotație (J_i) sunt reprezentate de cilindrii (axa de rotație este axa cilindrului, de exemplu J_5 realizează mișcarea de supinație sau pronație); segmentele situate între cilindrii sunt conectori rigizi, câțiva fiind echipați cu senzori tactili (T_i). Acest model a fost folosit în calculul cinematic pentru structura mecatronica descrisa de acest document.

Toate componentele mecanice ale structurii au fost printate 3D cu o imprimanta 3D MakerBot Teplicator [14] și materialul de printare: Acrilonitril Butadien Stiren (ABS), un material biodegradabil ce poate fi folosit pentru printare de înaltă rezoluție.

2.1.3. Sistemul de acționare electrică și blocul mecatronic de comandă și control al brațului robotic

Cea mai răspândită metodă pentru controlul mișcărilor unei proteze este controlul cinematic. Cu toate că poate fi complicat de rezolvat setul de ecuații implementate în modelul matematic, soluția poate rezulta și din implementarea fizica. Indiferent de modelul unei proteze, fie acesta analogic sau digital (numeric), este o reducere a modelului actual implementat. Diverse stadii de fabricație sunt prezentate în figura următoare:

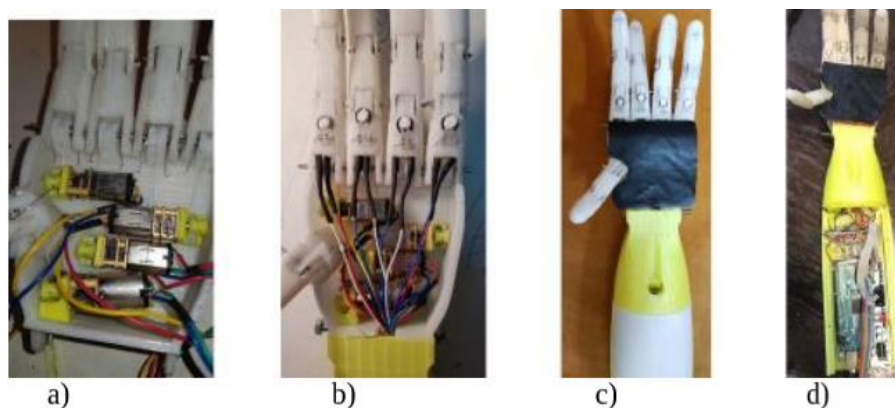


Fig. 1 – Structura mecanică a protezei: a) motoarele în interiorul palmei pentru flexie degetelor; b) senzorii de presiune montați pe degete; c) palma acoperită cu Velostat; d) placa Arduino este integrată în interiorul antebrațului protezei

În timp ce elementele de control mecanic sunt constituite în interiorul mâinii, sub palmă, circuitele electronice ale blocului de comandă și control sunt integrate în spațiul liber al protezei din antebraț. Implementările folosesc o placă Arduino pentru comanda a 5 micromotoare de curent continuu cu perii care acționează elementele mobile ale mâinii artificiale. Extensia este practic eliberarea progresivă a flexiei fiecărui deget.

2.1.4. Implementarea epidermei artificiale și a senzorilor de presiune pentru feedback-ul senzitiv al sistemului mecatronic de comandă

Palma structurii mecanice a fost acoperită cu Velostat, care are funcția de piele artificială. Velostatul, o folie polimerică impregnată cu carbon, este un material sensibil la presiune. Rezistența lui se reduce prin aplicarea presiunii sau prin flexia materialului. Rezistența electrică a Velostatului variază depinzând de presiunile mecanice aplicate lui. Acest material a fost folosit în experimente anterioare de către alți cercetători pentru a testa aplicația lui ca piele artificială [15].

2.1.5. Testări și rezultate ale experimentelor realizate pentru testarea sistemului de feedback senzitiv al protezei de antebraț

Acest capitol prezintă structura mecatronică a protezei ce poate fi folosită pentru pacienți cu amputație de antebraț (electronica este inclusă în zona antebrațului artificial). Mana artificială are 5 degete cu câte 3 falange fiecare, exceptând degetul mare care are 2 falange. Fiecare motor este controlat de un motor cu curent continuu ce mișcă degetul în poziția de flexie. Extensia degetelor este realizată când comanda de mișcare este retrasă.

CAPITOLUL 3. PROTEZA DE MEMBRU SUPERIOR CU ACTIONARE PRIN FIR TENSIONAT

3.1. Unele probleme privind concepția, proiectarea și construcția protezelor de membru superior cu acționare prin fir tensionat și revenire cu element elastic

În etapele de cercetare prezentate în tezăa urmează proiectarea asistată pe calculator a unei noi structuri mecanice ce se dorește să îndeplinească toate punctele menționate ca direcții viitoare în capitolul anterior, materializându-se într-un nou prototip funcțional. Acest prototip nou va fi realizat prin același procedeu tehnologic și anume FDM (Field Deposit Material) adică printare 3D cu filament din PLA.

3.2. Proiectarea protezei de membru superior cu acționare prin fir tensionat și revenire cu element elastic prin metode de modelare asistată pe calculator folosind suita software Solidworks

Ca metodă de acționare, acest nou prototip folosește același principiu de funcționare și anume realizarea flexiei prin pretensionarea unui fir ce se înfășoară de axul motorului până ce tensiunea din fir este mai mare decât forța dezvoltată de arc în acel moment, realizând astfel mișcarea de flexie. Când motorul se rotește în sens invers, tensiunea din fir începe să scadă, iar când aceasta a scăzut destul de mult ca forța arcului să fie mai mare decât ea, se realizează progresiv extensia.

3.3. Analiza dinamica a comportamentului protezei de membru superior cu acționare prin fir tensionat în condiții de stres mecanic prin metoda elementului finit

Oricât de mult s-ar dori, un prototip nu va fi niciodată un model funcțional perfect, iar în funcție de rigurozitatea așteptărilor fabricantului, poate fi mai mult loc pentru optimizarea prototipului sau mai puțin. Pentru a testa funcționalitatea dispozitivului protetic în regimul de lucru, s-au dezvoltat simulări asistate de calculator prin intermediul pachetului software Solidworks. Se dorește compararea ulterioară a rezultatelor obținute în mediul digital cu determinări asemănătoare realizate pe modelul real.

Se pot observa stresurile mecanice ce apar în structura studiată și se poate concluziona că la o prehensiune cu forța de 6N nu exista probleme de rezistență structurală dar se pot observa totuși zonele cu cea mai mare șansă să cedeze la aplicarea unor forte mai mari.

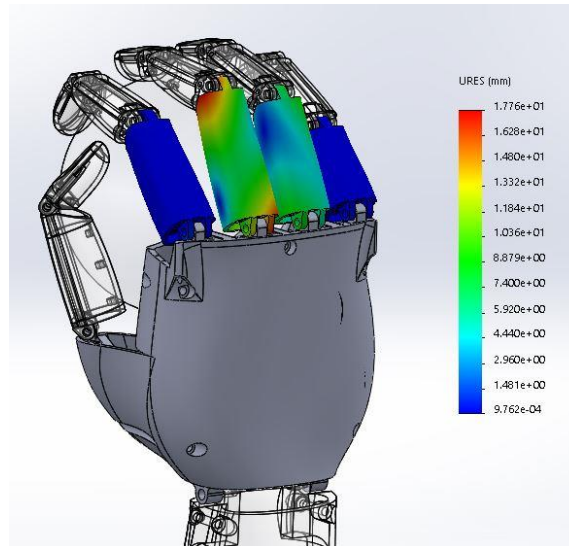


Fig. 2 – Simularea dinamică a structurii mecanice în timpul apucării unui obiect (PLA)

Albastru indică cele mai mici alungiri în structura studiată; **Verde** indica alungiri medii în structura studiată; **Galben** indica părțile componente slabe ca rezistență mecanică, zone ce necesită îmbunătățiri în versiunile viitoare de prototip. **Roșu** indică o problemă mare în structură, indicând deseori prima piesă ce va ceda.

3.4. Testarea și optimizarea protezei de membru superior cu acționare prin fir tensionat și revenire cu element elastic, concepută și realizată

3.4.1. Adaptabilitatea corpului uman și reconversia nervoasă în urma protezării membrului amputat

Au fost rulate simulări ale unor acțiuni de prehensiune din care au rezultat zone de rezistență scăzută în funcționare, ce au fost îmbunătățite rezultând un nou model 3D optimizat. Aceasta structură a fost fabricată utilizând tehnologii aditive de prototipare rapidă și anume extrudare termoplastică sau modelare cu filament topit. A urmat etapa de testare funcțională, practică.

3.4.2. Unele probleme privind tipurile de proteze „Open-Source” realizate prin metode aditive

Datorită faptului că tehnologiile de fabricație prin metode aditive de tipul extrudare termoplastică, adică atât utilajul (imprimanta 3D) cât și filamentul, sunt accesibile la costuri, au apărut mai multe modele de proteze de membru superior oferite gratuit către publicul larg de către diferite grupuri, prima fiind cea de la OpenBionics, companie fondată cu ajutorul acțiunilor de „crowdfunding”, ce este o tehnică de finanțare a proiectelor folosind resurse

online desprinsă din „crowdsourcing” [16]. Pentru a putea compara toate modelele emergente open – source s-a înființat platforma E-Nable [17].

3.4.3. Metodologia de proiectare asistată pe calculator pentru realizarea modelului funcțional al protezei de antebraț

Pentru a proiecta o mana artificială care să corespundă din punct de vedere estetic cât și funcțional, trebuie considerate anumite constrângeri pe care proiectantul trebuie să le definească la începutul drumului realizării acestui produs [18]. Aceste constrângeri pot fi legate de dimensiunea, de funcțiile pe care acest sistem trebuie să le îndeplinească, despre metodele de acționare electrică alese, despre forma și aspectul produsului final dar nu în ultimul rând definirea gradelor de libertate a sistemului mecatronic de realizat.

3.4.4. Rezultatele simulărilor asistate pe calculator și optimizarea modelului 3D pentru proteza de antebraț

Au urmat o serie de simulări cu ajutorul programului Solidworks Simulation prin care se dorește depistarea zonelor de rezistență slabă în timpul funcționării. Scenariul folosit este următorul: mana robotică prinde o sferă. S-a ales acest obiect pentru ca forța generată de prinderea sa se descompune în mai multe direcții, solicitând în mai multe moduri întregul ansamblu.

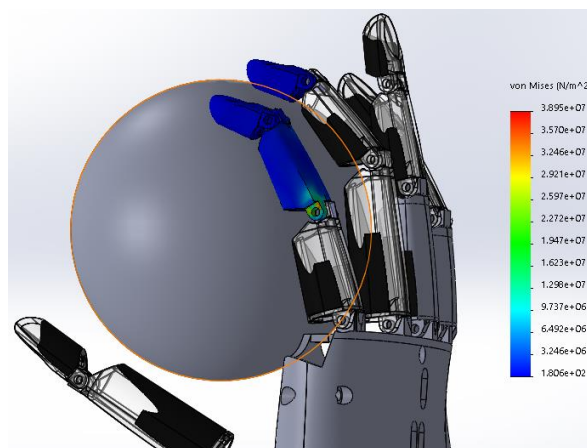


Fig 3 – Rezultatele simulării (de la albastru la roșu sunt simbolizate creșterile valorilor de stres măsurate în N/m^2)

Se observa o zona de stres mărită și o deformare în zona prinderilor dintre cele două falange, aceasta zonă trebuie îmbunătățită prin aplicarea unui surplus de material ce mărește rezistența prinderilor. Prinderile sau fost ranforsate și s-a rulat din nou simularea.

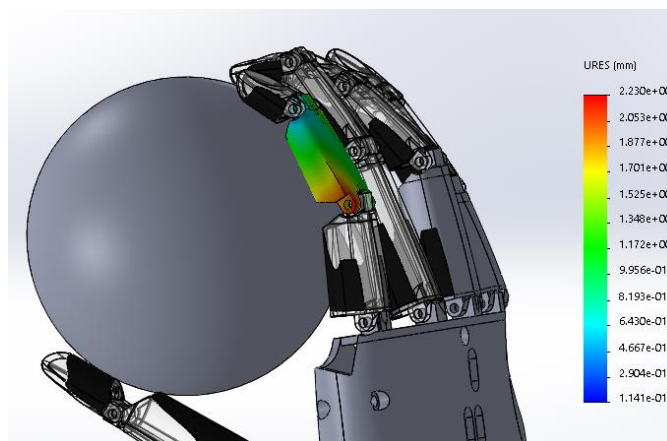


Fig. 4 – Simulare după aplicarea modificărilor (de la albastru la roșu sunt simbolizate creșterile valorilor de deformare măsurate în milimetri)

Se observa ca după ranforsarea zonei, culoarea roșiatică ce indica zona de stres mărită nu mai este concentrată într-un punct și mai exact prinderea dintre cele doua falange, ci noul design îmbunătățit dispersează stresul din zona prinderilor pe falanga, conferind o rezistență mărită fata de modelul anterior.

3.4.5. Tehnologia de realizare a prototipului funcțional pentru proteza de antebraț

Având în vedere ca noul model indica rezistența mărită față de cel anterior, se începe fabricarea acestuia prin imprimare 3D. S-a folosit o imprimanta 3D Ultimaker 2+ cu filament de PLA, s-au printat toate piesele cu viteze medii de printare, în medie 60 mm/s, diametrul duzei de printare este de 0.4mm, înălțimea stratului este de 0.2mm. Piesele sunt printare și se începe asamblarea lor. Toate funcțiile vizate au fost capitalizate într-un algoritm general ce este încărcat în Arduino Mega 2560. Algoritmul este capabil să acceseze funcțiile automat, făcând ca sistemul să aibă mișcări mai naturale pe aceasta cale. Ca și stare inițială, sistemul se află în repaos complet, urmând ca la începutul funcționării să se aleagă un algoritm ce definește tipul mișcării de prehensiune dorit, introducându-se de la tastatură o valoare, lucru posibil prin legarea sistemului cu un calculator prin portul serial al Arduino.

3.5. Rezultate privind testarea prototipului funcțional realizat

Trebuie luat în considerare faptul că toleranțele procesului de fabricație prin metode aditive sunt ușor influențate de factori externi precum umiditatea și temperatura mediului ambiant dar și parametrii procesului de printare 3D trebuie memorați și folosiți întocmai de fiecare dată. Mici variațiuni ale acestor parametri duc la modificări mari ale structurii

produsului final sau la apariția rebuturilor. Recomandarea este să se facă teste de toleranță înaintea proiectării ansamblului, iar aceste toleranțe să fie incluse în design de la început.

Ca și direcții viitoare de optimizare a modelului funcțional se dorește îmbunătățirea cuplajelor dintre falange pentru a reduce coeficientul de frecare și pentru a crește rezistența prinderilor astfel încât ansamblul să fie mai robust și să poată manipula mase mai mari conferind o mai bună durată de viață și pentru a lărgi domeniul obiectelor ce pot fi apucate.

O altă direcție de urmat este folosirea unor motoare calitativ superioare celor actuale, care vor crește coeficientul de performanță al întregului sistem și vor face posibilă adaptarea unui algoritm optimizat prin viteza și precizia mișcărilor, obținând astfel o proteză mai performantă în ansamblu.

Realizarea unui mecanism solid de transmisie a mișcării de la motor la degete și renunțarea la firul tensionat pentru a crește rezistența sistemului lucru care va lărgi domeniul de aplicabilitate.

Se dorește implementarea a încă un grad de libertate al degetului mare, mărin­d astfel spațiul robot al degetului mare și totodată crescând posibilitatea apucărilor a mai multe tipuri de obiecte.

CAPITOLUL 4. PROTEZA DE MEMBRU SUPERIOR CU ACTIONARE PRIN TIJE RIGIDE

4.1. Avantajele metodei de acționare prin tije rigide și îmbunătățirea fiabilității

Sistemul mecatronic pe care l-am conceput, realizat și testat și care constituie o proteza de membru superior, continua cercetarea anterioară printr-o nouă abordare ce are ca direcție îndeplinirea aceluiași set de funcții pe care sistemul va trebui să le îndeplinească însă realizate într-un alt mod, optim. Prin construirea mecanismului din mai multe tije rigide se simplifică cu mult procedura de dezasamblare în caz de defecțiune a sistemului. Tijele au fost dimensionate corespunzător spațiului robot pe care degetul trebuie să-l realizeze astfel degetele pot fi controlate mai bine ca și traiectorie a mișcării la apucare. Noul tip de mecanism conferă și o rezistență mecanică superioară față de sistemul anterior proiectat. Partea de noutate este simplificarea sistemului prin folosirea unui nou mecanism mai simplu de realizat dar mai eficient în controlarea progresivă a mișcărilor. Se dorește abordarea noului concept deoarece se poate crește fiabilitatea sistemului fără a crește costurile de fabricație.

4.2. Analiza metodelor de prehensiune de baza și definirea gradelor de libertate necesare pentru funcționarea protezei de antebraț

O mână umană reală are 27 de grade de libertate.

În continuare se calculează gradele de libertate necesare sistemului mecatronic astfel încât să poată realiza cele 6 prinderi explicate mai sus.

- Mișcarea de apucare cilindrică se realizează prin flexia celor 4 degete opuse degetului mare și a degetului mare și deci sunt considerate câte 3 grade de libertate pentru fiecare deget plus 2 grade de libertate ale degetului mare care se afla în opoziție față de celelalte 4, înseamnă :

$$3 \text{ (gr. lib.)} \times 4 \text{ (degete)} + 2 \text{ (deg. mare)} = 14 \text{ (gr. lib.)}$$

- Mișcarea de apucare cu 2 degete se realizează prin flexia degetului arătător și a celui mare deci 3 grade de libertate ale degetului arătător și 2 grade de libertate ale degetului mare, înseamnă:

$$3 \text{ (gr. lib. Deget arătător)} + 2 \text{ (gr. lib. Deget mare)} = 5 \text{ (gr. lib.)}$$

- Mișcarea de apucare cu 4 degete se realizează prin flexia parțială a celor 4 degete opuse degetului mare deci câte 3 grade de libertate pentru fiecare deget, ceea ce înseamnă:

$$3 \text{ (gr. lib.)} \times 4 \text{ (degete)} = 12 \text{ (gr. lib.)}$$

- Mișcarea de apucare cu 3 degete se realizează prin flexia degetelor arătător și mijlociu și a celui mare, deci înseamnă:

$$3 (\text{gr. lib.}) \times 2 (\text{degete}) + 2 (\text{gr. lib. Deget mare}) = 8 (\text{gr. lib.})$$

- Mișcarea de apucare sferică se realizează prin flexia tuturor degetelor ca și în cazul mișcării de apucare cilindrice și deci înseamnă:

$$3 (\text{gr. lib.}) \times 4 (\text{degete}) + 2 (\text{deg. mare}) = 14 (\text{gr. lib.})$$

- Mișcarea de apucare laterala (card) 2 degete se realizează prin flexia totala a degetelor arătător și mijlociu urmata de flexia degetului mare pana ce obiectul este apucat și deci înseamnă:

$$3 (\text{gr. lib.}) \times 2 (\text{degete}) + 2 (\text{gr. lib. Deget mare}) = 8 (\text{gr. libertate})$$

Cercetări privind tipurile de mecanisme folosite ca procedee de acționare a părților mobile ale unei proteze sunt deja realizate [19] însă ele sunt completate cu noi modele în fiecare zi însă ținând cont de soluțiile constructive folosite în principal în protezele deja lansate către publicul larg, acestea se clasifică în felul următor:

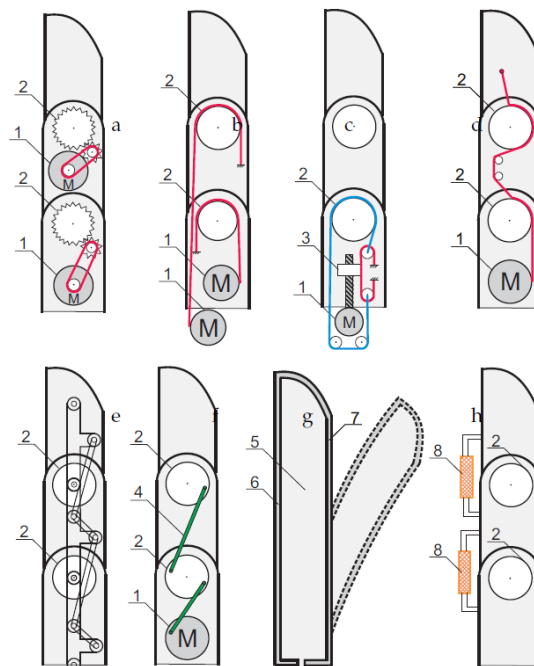


Fig. 5 – Tipuri de mecanisme pentru acționarea degetelor unei proteze

- (a) Transmisie directă cu roți dințate, (b) Mecanism complet acționat cu tendon, (c) Mecanism invers acționat cu tendon, (d) Mecanism sub acționat cu tendon, (e) Sistem atelaj rigid, (f) Articulații sub acționate cu tije, (g) Acționare pneumatică, (h) Mușchi pneumatici / hidraulici (h)

În acest sistem studiat se dorește implementarea unui mecanism de acționare prin tije deoarece îndeplinește condițiile gradelor de libertate impuse sistemului astfel încât acesta să poată realiza cele 6 prinderi de baza, menționate la punctul anterior.

4.3. Implementarea mecanismului modular în sistemul mecatronic al protezei

Pentru o mai buna depanare ulterioara în caz de defecțiune, am conceput asamblarea modulară a componentelor sistemului. O abordare modulară nu doar ca face mai ușoară depanarea sau înlocuirea unor piese defectate însă permite și îmbunătățirea sistemului lăsând loc pentru instalarea sistemelor auxiliare. Pentru a menține aspectul anatomic al unei mâini reale se vor proiecta și dimensiona corespunzător mecanisme diferite specifice fiecărui deget.

Acest mecanism a fost redimensionat corespunzător pentru fiecare deget, astfel încât să se respecte caracteristica miscării și ca mecanismul fabricat să poată funcționa.

4.4. Memoriu de calcul al forțelor de acționare pentru degetele protezei de antebraț

Sistemul are la baza trei mecanisme cu tije care sunt acționate succesiv. Prima tijă o va acționa pe a doua cu ajutorul unei tije secundare prin transferul forțelor care vin de la motorul liniar. A doua tija, al rândul ei, o va acționa pe a treia printr-o alta tija secundară care are rolul de a transfera forțele de acționare venite de la motor. Pentru a se putea determina forțele de acționare care trebuie dezvoltate de motor ca ansamblul să fie pus în mișcare se observă repartitia forțelor în mecanismul degetului și se calculează valori ale momentelor de frecare în cuplele ce unesc elementele constructive ale mecanismelor degetelor robot. În figura 6 se figurează forțele din mecanismul studiat:

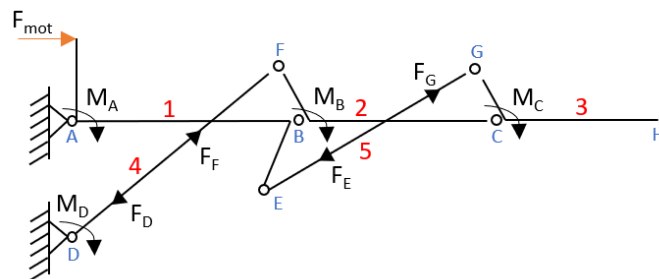


Fig. 6 – Repartiția forțelor în mecanism la aplicarea unei forțe de acționare de la motor

Având toate datele necesare calculului forței minime ce trebuie dezvoltată de motor, aceasta poate fi calculată astfel:

$$F_{\text{mot}} * [A] > F_e * [AB]$$

$$F_{\text{mot}} * 9[\text{mm}] > 14,4[\text{N}] * 27[\text{mm}]$$

$$F_{\text{mot}} > (14,4 * 0,027) / 0,009$$

$$F_{\text{mot}} > 43\text{N}$$

Pentru ca prehensiunea să poată fi efectuată corespunzător și ca obiectul să nu cada din proteza, motorul liniar va trebui să fie capabil să dezvolte o forță de minim 43 de N. S-au studiat mai multe motoare, iar un model ce vine cu mai multe opțiuni pentru raportul de transmitere și care satisface cerințele sistemului studiat este „PQ12-R Micro Linear Servo” produs de firma Actuonix cu raportul de transmitere 100:1, capabil să dezvolte forța de 50N.

4.5. Realizarea modelului 3D al protezei cu ajutorul proiectării asistate pe calculator (CAD)

Servomotorul liniar ales are dimensiuni reduse și poate fi ușor integrat într-un design modular. Pe lângă faptul că e necesar ca acesta să poată să dezvolte o forță de minim 43 N, este nevoie ca acesta să fie și de dimensiuni relativ reduse așa încât atunci când sunt grupate 4 motoare pentru degetele opuse degetului mare, gabaritul sistemului să nu depășească dimensiunile unei mâini reale. Se începe procesul de construire a modelului 3D plecând de la mecanismul degetului la care se integrează și o prindere pentru motor având totodată în vedere aspectul de modularitate pentru o depanare ușoară sau poate chiar pentru îmbunătățiri ulterioare.

4.6. Rezultatele obținute și interpretarea acestora pentru varianta de acționare cu tije rigide

Este indicat ca înainte de a se finaliza partea de simulare, și proiectare să se verifice că se ating cerințele necesare, încercând să se depisteze eventualele probleme încă din acest stadiu. Excluderea unor erori de proiectare sau de realizare ale produsului vizat încă din această etapă este crucială și duce la scurtarea timpului total de realizare a prototipului funcțional având în vedere că repararea unei erori când produsul este deja proiectat sau realizat este mult mai greu de aplicat.

CAPITOLUL 5. METODE DE INTEGRARE A TEHNOLOGIILOR PENTRU REALIZAREA NEUROPROTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR CU FEEDBACK SENZITIV

5.1. Feedback-ul senzitiv și rolul sau în generarea comenzilor de control al neuroprotezelor

Pentru a satisface nevoile persoanelor cu dezabilități, tehnologiile de ultima generație pun la dispoziție soluții care reușesc să aducă funcționalități nu doar la fel de bune, însă conferă posibilitatea augmentării peste limitele naturale. Fie ca este vorba de membrele superioare sau alte părți ale corpului omenesc, cu ajutorul integrării tehnologiilor miniaturizate într-un sistem complex, testat și optimizat, omul poate să depășească unele bariere fizice.

5.2. Elementele componente ale sistemului neuroprotezei de antebraț

Sistemul studiat este o neuroproteză de membru superior, mai exact una pentru persoanele cu amputație de antebraț. Sistemul este compus din doua subsisteme: brațul robotic și interfața neuronală care la rândul lor sunt divizate în mai multe componente. [20]

5.2.1. Bratul robotic este la rândul lui compus din mai multe componente precum: sistemul mecanic ce va realiza mișcarea, elementele de acționare electrică (motoare liniare), electronica de prelucrare a datelor, sistemul de alimentare (acumulatori). Acesta are scopul de a realiza mișcările uzual folosite în viața de zi cu zi.

5.2.1.1. Sistemul mecanic al protezei de membru superior

Sistemul mecanic este format din mecanismul cu tije rigide, carcasa care acoperă acest mecanism și are rolul de a-l proteja de factori externi, mecanismul cu fir tensionat și revenire cu element elastic al degetului mare.

5.2.1.2. Sistemul de acționare electrică al bratului robotic

Ca și acționare electrică s-au folosit două tipuri de motoare. Pentru toate degetele, mai puțin degetul mare se folosesc micro servomotoare liniare Actuonix PQ-12R cu alimentare la 6V și raport de transmisie a reductorului de 63:1 ce este capabil să dezvolte un cuplu maxim de 45 de N. Acest cuplu este suficient pentru a conferi sistemului capabilități asemănătoare unei mâini reale. [21]

5.2.1.3. Blocul de comandă și control al sistemului mecatronic

Comanda și controlul protezei sunt generate cu ajutorul unei plăci de dezvoltare Arduino și un driver pentru motoarele cu perii de la Pololu, DRV8838. Arduino este o placă de comandă potrivită în această aplicație, nefiind necesare foarte multe ieșiri pentru comandă

sistemului. Cele 4 servomotoare liniare sunt comandate utilizând direct semnale digitale de la placa Arduino, având integrate sisteme de poziționare interne.

5.2.2. Interfata neuronală

Interfata neuronală este compusă din mai multe componente precum: electrodul, suportul de montare pe nerv, electronica atașată ce face legătura cu proteza. A fost nevoie de alegerea unui substrat flexibil și a unor materiale prietenoase cu mediul în vivo, astfel a fost folosit un substrat din poliimida și trasee de Cr/Au pentru a satisface nevoia de biocompatibilitate. Această componentă are scopul de a prelua informația nervoasă din sistemul nervos periferic, necesară generării comenzii pentru controlul protezei.

5.2.2.1. Electrozii de interfatare nervoasă între pacient și proteza realizată

Subsistemul implantabil este format din implantul neuronal și electronica atașată intern. Implantul neuronal este format din electrodul cu contactele metalice, traseele metalice și substratul flexibil. [22] De asemenea pentru a putea colecta ambele alternanțe ale impulsului sistemul de electrozi a fost prevăzut cu un electrod de referință care să fie poziționat într-o zonă a corpului cu potențial zero din punct de vedere electric. [23]

Fluxul tehnologic de fabricație a electrozilor cuprinde următorii pași:

Pasul 1. Pregătirea substratului: Substratul este o folie de polimidă (Kapton) cu grosimea de 0,2 mm.

- Se dimensionează baza de polimidă în straturi cu dimensiunile 100 mm x 100 mm, se așază pe un suport de sticlă și se fixează marginile acesteia cu banda adezivă. Se aplică o curățare uscată cu plasmă O₂ folosind echipamentul RIE (Reactive Ion Etcher). Parametrii procesului sunt: Putere = 100W; Presiune = 20Pa; Debitul de oxigen = 40 cm³ / min (sccm); Timp = 40 secunde; [24]

Pasul 2. Depunerea metalului

Stratul de aur a fost obținut prin tehnica de depunere prin pulverizare (sputtering). [25]

- Expunere fotorezist 2500 rpm HPR;
- Tratament termic 90 grade C, 1 min;
- Fotolitografie M1 (Au);
- Depunere Cr / Au 20/200 nm;
- Proces de desprindere și debitare.

5.2.2.2. Sistemul electronic atasat modulului de interfatare nervoasă

Pentru ca semnalul care se preia de la nerv să poată fi interpretat și utilizat în generarea comenzii protezei, acesta trebuie procesat într-un modul electronic atasat la loc, subcutanat și pe urma transmis. Această unitate are rolul de a filtra semnalul nervos și de a-l transmite mai departe către sistemul principal de procesare (Arduino). Acesta este practic un modul bluetooth care face posibilă transmiterea prin țesuturi a datelor, fără să existe fire care merg de la electrozi la modulul subcutanat și pe urma să treacă prin piele pentru a transmite semnalul către sistemul central de procesare a semnalului (Arduino). Este indicată transmiterea fără fir a datelor pentru ca orice fir care ar ieși prin piele crează un loc propice dezvoltării infecțiilor și agenților patogeni.

5.3. Unele probleme privind biocompatibilitatea materialelor de încapsulare a sistemelor mecatronice

Se dorește acoperirea componentelor implantului cu un material biocompatibil astfel încât aceste componente străine să poată fi implantate fără a exista reacția de respingere a corpurilor străine. Acest lucru se realizează prin „camuflarea” părților componente inferfetei neuronale prin acoperirea lor cu materiale biocompatibile. S-au ales două materiale biocompatibile: hidrogelul GelMa [26] și elastomerul Silastic RTV 9161 [27].

5.3.1. Hidrogel cu utilizare medicală, metacrilatul de gelatină GelMa pentru încapsularea sistemelor mecatronice

Pentru a putea introduce un corp străin în corpul uman ca și implant și pentru ca acesta să-l accepte și să nu-l respingă prin reacții specifice, aceste componente trebuie acoperite cu un material special, care să imite d.p.d.v. chimic celulele vii specifice zonei. Aceste materiale aflate într-un proces continuu de perfecționare, sunt din ce în ce mai numeroase și în urma unor cercetări efectuate pe diverse materiale achiziționate de la CellInk [28], Suedia, s-a ales materialul Gelma care este un hidrogel cu conținut ridicat de colagen de bovine și compus care îi imită pe cei naturali pentru a asigura biocompatibilitatea.

5.3.2. Silicon cu utilizare medicală, elastomer Silastic RTV 9161 pentru încapsularea sistemelor mecatronice

Elastomerul propus RTV 9161 care este un cauciuc siliconic este un material potrivit pentru accesorii medicale de calitate. Acesta este un material bicomponent care începe să se întărească atunci când este amestecat cu Dow Corning Catalyst 9162 într-un raport minim de

20:1 (elastomer : catalizator). Concentrațiile catalizatorului depind de aplicație și de elasticitatea finală necesară. Acesta are proprietăți dielectrice excelente, este foarte rezistent la umiditate și oxidare, foarte bun pentru protejarea dispozitivului electronic de la funcționarea defectuoasă.

5.3.3. Bio-imprimanta BioX, CellInk și procesul de bio-printare pentru realizarea incintei de încapsulare a sistemelor mecatronice

Pentru a putea fabrica structuri în spațiul tridimensional folosind acest material este nevoie ca procesul să poată controla în mod precis și stabil parametri precum: presiunea de extrudare, temperatura din camera de printare, viteza de printare cât și consistența structurii finale. Înainte de a preciza constrângerile date de material, se prezintă procesul de printare folosind bioimprimanta BioX de la CellInk.[29]

5.3.4. Unele probleme privind necesitatea încapsulării modulului mecatronic cu metacrilolul tina, GelMa

Se dorește acoperirea electrodului cu GelMa [30], iar pentru aceasta se va realiza o formă paralelipipedică, goală pe interior, cu grosimea peretelui de 1mm. Când procesul de printare ajunge în stadiul când începe să realizeze capacul structurii, acesta se oprește, se introduce electrodul și se continuă printarea pentru realizarea încapsulării.

5.3.5. Încapsularea modulului mecatronic cu elastomer Silastic RTV 9161 pentru utilizare medicală

Un alt dispozitiv de același tip a fost încapsulat cu silicon Silastic RTV 9161 [31], care are zero conținut de apă și, prin urmare, nu ar trebui să existe nici o problemă de conductivitate apărută la rezultatul final, dar testele de conductivitate au fost făcute înainte și după încapsulare doar pentru a observa că nici o modificare sau modificări minore se observă la valoarea rezistenței. Pentru a încapsula modulul mecatronic cu silicon a fost fabricată o matriță adecvat dimensionată pentru a putea încorpora tot subansamblul.

5.3.6. Rezultatele comparative ale încapsulării modulului mecatronic cu metacrilolul de gelatina, GelMa și elastomer, Silastic RTV 9161

După ce dispozitivul electronic a fost încapsulat, este înmuiat într-o soluție ionică de reticulare furnizată de CellInk, pentru a crește și mai mult stabilitatea electronică și mecanică. Măsurătorile de conductivitate au fost efectuate prin conectarea pinilor VIN și GND ale

dispozitivului cu sonde corespunzătoare de la dispozitivul de măsurare a conductivității, care este un multimetru de înaltă precizie Uni-T UT139A. [32]

Valorile rezistenței obținute după măsurarea prin VIN și pinii de masă ai dispozitivului arată o diferență mică față de cea care nu este încapsulată, rezultând că hidrogelul nu este foarte conductiv și dacă dispozitivul funcționează cu curent scăzut, funcționalitatea nu este perturbată. Se efectuează teste suplimentare pentru stabilitate.

5.4. Unele probleme care au apărut la realizarea neuroprotezei de antebraț

Înainte de a se implanta pe pacient, a fost nevoie ca acest sistem să fie testat pe animale și anume porcușori datorita asemănării sistemului lor nervos periferic cu cel al oamenilor și mai ales a similitudinii diametrelor fasciculelor nervoase de al nivelul membrelor. Aceste teste au fost aprobate de către ANSVA și s-au demarat procedurile de implantare cu ajutorul domnului Prof. IOAN Lascăr de la Spitalul de urgenta Floreasca din București și punerea lor în aplicare pentru testarea funcționalității. [33] Având în vedere ca s-a reușit realizarea achiziției de semnale neuronale prin intermediul interfeței neuronale, atenția se concentrează pe implantare la om. [34]

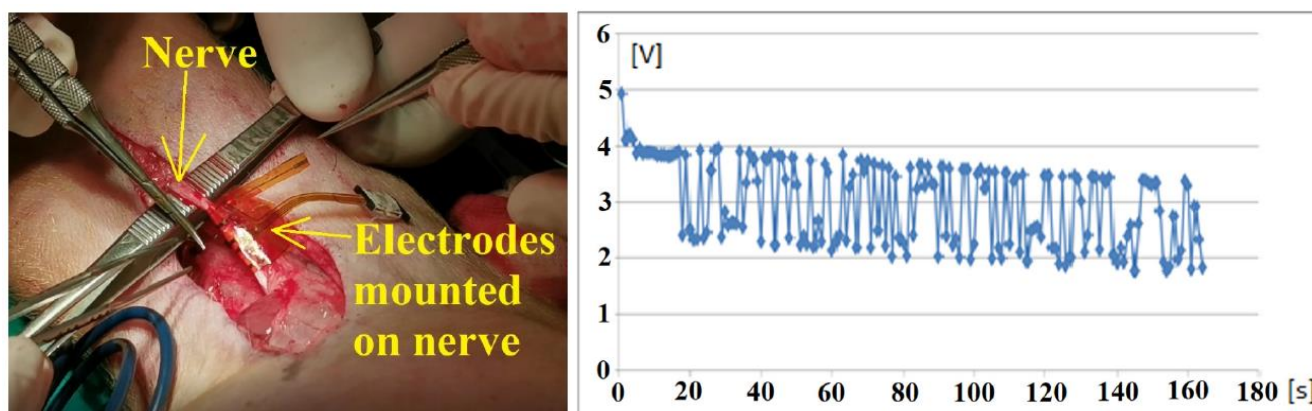


Fig. 7 – Electrocul montat pe nerv și semnalul obținut după stimulare nervoasă [35]

Pentru ca s-a tratat problema biocompatibilității și ca sistemul poate funcționa prin comanda preluată de la sistemul nervos al utilizatorului, se prezintă în detaliu ansamblul protezei de la fluxul de informații până la mișcarea de prehensiune.

Impulsul neuronal este captat la nivelul ramurei nervoase de către electrocul de aur de pe folia de Kapton și este transmis și prelucrat de blocul electronic atașat implantului. [36]

După ce impulsul neuronal a fost captat, filtrat și prelucrat, fiind transformat în informație electronică, aceasta poate fi transmisă mai departe către sistemul periferic al protezei. Se începe construirea prototipului funcțional al protezei. Pentru fabricarea sistemului este folosită imprimanta Anycubic 4Max Pro 2. [37] Primele piese printate 3D sunt piesele mecanismelor degetelor. Acestea sunt fabricate pe rând, deoarece existând diferențe dimensionale relativ mici este ușor să fie încurcate și montate greșit, putând rezulta un mecanism cu funcționare defectuoasă.

5.4.1. Necesitatea optimizării sistemului mecatronic al protezei

S-a continuat testarea sistemului pentru joc în articulații și optimizarea frecării în cuplele întregului mecanism al degetelor. S-a ales un cuplu de strângere a șuruburilor și piulițelor optim pentru fiecare zonă astfel încât să existe cât mai puțin joc lateral dar totodată funcționarea sistemului la apucare să se poată face cu cât mai puțină ușurință.

5.4.2. Sistemul de acționare electrică, comanda și controlul funcționării protezei

Pentru cele 4 degete opuse degetului mare s-au folosit servomotoare liniare de la firma Actuonix [38] cu ajutorul cărora sunt acționate mecanismele cu tije rigide, iar pentru degetul cel mare, din considerente gabaritice s-a folosit un micromotor cu perii și codor de poziție de la firma Pololu [39] pentru acționarea sistemului cu fir tensionat și revenire cu elemente elastice. Servomotoarele liniare se pot comanda direct de la plăcuța de comandă (Arduino Nano) folosind doar un pin digital, însă motorul cu perii este comandat de un driver de motoare cu perii (DRV 8838) prin interpretarea semnalelor venite de la encoder prin care se numără pașii.

5.4.3. Algoritm de funcționare pentru prinderea unui obiect cu forma cilindrică

Pentru ca sistemul să funcționeze și să poată apuca un obiect cu forma cilindrică, a fost necesară o pregătire inițială a sistemului. Aceasta pregătire a fost obligatorie deoarece se dorește compensarea micilor variațiuni dimensionale cauzate de procesul de fabricație sau impuse de proiectare, așa încât degetele să aibă o mișcare relativ asemănătoare.

5.4.4. Problema aderenței scăzute la suprafața falangelor

Având în vedere că materialul din care a fost fabricat prototipul funcțional este PLA și tot din același material sunt fabricate și falangele distale și pentru că acesta este un tip de material destul de lucios, fără o rugozitate care să permită o aderență bună la apucarea

obiectelor, a fost necesară găsirea unei soluții prin care să se crească rugozitatea sau frecarea dintre suprafața falangei și obiectul apucat. Pentru aceasta s-a găsit soluția aplicării unui strat de silicon prin pensulare pe suprafețele interioare ale falangelor sau palmei, zone care pot intra în contact cu obiectul apucat.

5.4.5. Pregătirea testării prehensiunii unui obiect cilindric

Pentru a putea programa mișcarea de prehensiune a unui obiect cilindric în cazul de față o sticlă de plastic, acesta a fost măsurată, iar dimensiunile acesteia au fost corelate cu valori digitale pentru comanda motoarelor de flexie și extensie așa încât să se atingă sticla cu o anumită presiune de apucare. S-au testat diverse valori ale pozițiilor de atingere ale obiectului astfel încât să se exercite diverse valori de presiune ale falangelor asupra obiectului cilindric.

5.4.6. Realizare senzori de presiune din Velostat

Pentru a putea automatiza găsirea valorilor pentru comanda poziției motoarelor la atingerea unui obiect, este nevoie de un feedback de la un senzor plasat în zonele de contact prin care să se realizeze reglarea în buclă. Flexia degetelor începe și se dorește apucarea unui obiect oarecare. Această flexie avansează până când senzorii încep să înregistreze o schimbare a valorii de rezistență la lucru ce indică contactul cu obiectul și astfel se poate automatiza închiderea degetelor până ce obiectul este apucat.

Au fost realizați 5 senzori de presiune cu Velostat și s-a testat funcționalitatea acestora. S-au montat primele variante de senzor de presiune pe ansamblul neuroprotezei, în zonele de contact. Teste ulterioare sunt necesare pentru a adapta algoritmul de funcționare ce va integra și feedbackul senzorilor de presiune în generarea comenzii mișcărilor degetelor.

5.4.7. Avantaje ale neuroprotezei de antebraț proiectate și realizate

Printre principalele avantaje este acela că, comanda protezei se face cu ajutorul unui semnal preluat din sistemul nervos periferic al pacientului. Comanda este mult mai naturală făcându-se în acest mod, iar după un timp de utilizare, pentru pacient controlul protezei este aproape natural, ca și când ar fi mâna lui reală.

CAPITOLUL 6. CONCLUZII PRIVIND PROTEZA REALIZATA, UTILIZAREA ACESTEIA LA PACIENTI UMANI ȘI PERSPECTIVE DE DEZVOLTARE ÎN VIITOR

6.1. Concluzii privind fiabilitatea protezei și sistemului de comanda al acesteia și unele probleme privind utilizarea sa la pacienți umani

După ce i se montează proteza pacientului, acesta are un timp în care creierul se va adapta la noul sistem integrat în viața sa care vine să-i ușureze acțiunile cotidiene. Aceasta perioadă poate dura între 1 și 3 luni, timp în care utilizatorul se obișnuiește cu sistemul și creierul acestuia se adaptează la interacțiunea între comanda dată de sistemul nervos al pacientului și răspunsul în mișcare propriu zis a protezei.

6.2. Stadiul actual al bugetelor atribuite fabricației de proteze la nivel global

Amputațiile membrelor este o problema medicala ce se întâlnește la nivel global, cu o creștere alarmantă în ultimii ani. Organizația Mondială a Sănătății cât și Societatea Internațională pentru Proteze și Orteze au declarat, acum un deceniu, faptul ca “50 de milioane de oameni (0.5% - 0.8% din populația lumii) și-au pierdut un membru, 30 de milioane localizate în Africa, Asia și America Latina” [40]. *Advanced Amputee Solutions* [41] au făcut o previziune asupra faptului ca numărul persoanelor cu amputații de membru din SUA o să atingă 3,600,000 până în 2050.

6.3. Perspective de dezvoltare în viitor pentru protezele de membru superior

Cercetări ulterioare sunt necesare pentru a optimiza sistemul și pentru a-l programa să poată executa cele 6 prinderi de baza.

Sistemul de stimulare nervoasă poate fi folosit pentru a conferi simțuri și pacienților care au o zonă paralizată de exemplu, prin legarea modulului de interfațare nervoasă într-o zonă unde nervii sunt sănătoși și încă mai transmit semnal. [42]

Posibilitățile de dezvoltare sunt nenumărate, acest sistem putând fi folosit pentru a reabilita o zonă amputată sau a uneia unde sistemul nervos este afectat. O dată ce materialele sistemului implantabil conferă biocompatibilitatea necesară pentru ca corpul să nu-l respingă, considerându-l corp străin, este depășită una dintre cele mai complexe probleme ridicate la acest tip de sisteme, dar la fel de complicată ca interpretarea semnalelor nervoase înregistrate de la nerv.

CAPITOLUL 7. BIBLIOGRAFIE

-
- [1] (<https://www.go4it.ro/curiozitati/scurta-istorie-a-protezelor-drumul-lung-de-la-carligul-lui-captain-hook-la-penisul-bionic-16329164/>)
- [2] R. Das, F. Moradi, H. Heidari, “Biointegrated and Wirelessly Powered Implantable Brain Devices A Review, “*IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst*, vol. 14, no. 2, April 2020.
- [3] C.-K. Liang, J.-J.J. Chen, C.-L. Chung, C.-L. Cheng, C.-C. Wang, “An implantable bi-directional wireless transmission system for transcutaneous biological signal recording, “*Physiol. Meas.* Feb. 2005 -26(1):83-97, Doi: 10.1088/0967-3334/26/1/008.
- [4] M Rizk, C. A. Bossetti, T.A. Jochum, S. H. Callender, M.A.L. Nicolelis, D.A. Turner, P.D. Wolf, “A fully implantable 96-channel neural data acquisition system, “*J. Neural Eng.*, Mar. 2009, 6(2): 026002, DOI: 10.1088/1741-2560/6/2/026002.
- [5] A.M. Sodagar, G. E. Perlin, Y. Yao, K. Najafi, K.D. Wise, “An Implantable 64-Channel Wireless Microsystem for Single-Unit Neural Recording, “*IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 44, 2009, pp. 2591–2604.
- [6] H. Zhou, Q. Xu, J. He, H. Ren, H. Zhou, K. Zheng, “ A fully implanted programmable stimulator based on wireless communication for epidural spinal cord stimulation in rats, “*Journal of Neuroscience Methods*. vol. 204, March 2012, pp. 341–348.
- [7] <https://www.iberdrola.com/innovation/neurorights>
- [8] - Adela Becleanu Iancu - Spiritualitatea românească
- [9] The i-limb ultra-prosthetic hand is designed for those who want more from their prosthesis, Touch Bionics Inc. and Touch Bionics Limited, (2019).
- [10] H. G. Näder, Product development milestones, Research & development, (2019).
- [11] N. Roy, P. Newman, S. Srinivasa, Robotics: Science and Systems VIII, The MIT Press, (2013).
- [12] S. K. Saha, A Unified Approach to Space Robot Kinematics, IEEE Transactions On Robotics, 12.3, (1996), 401-405.
- [13] G. Massera, E. Tuci, S. Nolfi, Evolution of object manipulation skills in humanoid robots, Laboratory of Autonomous Robotics and Artificial Life, <http://laral.istc.cnr.it/res/manipulation/>
- [14] M. Perry, Method: a manufacturing workstation, Makerbot education starter kit, <http://www.makerbot.com/>
- [15]] O. G. Donțu, A. Barbilian, C. Florea, I. Lascar, L. Dobrescu, I. Sebe, R. Scarlet, C. Mihaila, C. Moldovan, M. Patanzica, D. Besnea, B. Grănescu, D. Dobrescu, V. Lazo, B.

- Firtat, A. Edu, Mechatronic finger structure with pressure-sensitive conductive layer, ROMJIST, 20.2, (2018), 139 – 150.
- [16] Scott C. 2018. Open bionics introduces the Hero Arm: First-ever medically approved 3D printed bionic arm available soon. [Internet]. 3D Print [accessed 2019 Oct. 6]. Available from: <https://3dprint.com/208598/open-bionics-hero-arm/>
- [17] 4-2016; Challenges and Opportunities in DFO-AT: A Study of e-NABLE. Jeremiah L. Parry-Hill; Rochester Institute of Technology; Daniel L. Ashbrook; Rochester Institute of Technology
- [18] H. G. Näder, Product development milestones, Research & development, (2019).
- [19] Mańkowski, T.; Tomczyński, J.; Walas, K.; Belter, D. PUT-Hand—Hybrid Industrial and Biomimetic Gripper for Elastic Object Manipulation. *Electronics* 2020, 9, 1147. <https://doi.org/10.3390/electronics9071147>
- [20] – Blystad L.-C., Ohlckers P., Marchetti L., Franti E., Dascalu M., Ionescu O., Dobrescu D., Dobrescu L., Niculae C., **Dragomir D.C.**, Honsvall B.L., Opris C.O., Imenes K., Ion M., Oproiu A.M., Pascalau A.-M., Moldovan C., Firtat B., Ristoiu V., Gheorghe R., Barbilian A., **Bidirectional neuroprosthesis system integration**, published in Proceedings of ESTC 2020, pp. 1-7, 15-18 September 2020, USN, Norway, DOI: 10.1109/ESTC48849.2020.9229697, <https://ieeexplore.ieee.org/document/9229697>
- [21] Kargov A, Pylatiuk C, Martin J, Schulz S, Döderlein L. A comparison of the grip force distribution in natural hands and in prosthetic hands. *Disabil Rehabil.* 2004 Jun 17;26(12):705-11. doi: 10.1080/09638280410001704278. PMID: 15204492.
- [22] C. Moldovan, A. Barbilian, G. Stergios, M. Driginei, E. Jovenet, I. Lascar, A. Berami, E. Driginei, L. Dobrescu, **O. Dontu**, D. Dobrescu, D. Besnea, B. Firtat, **D. Dragomir**, P.L. Milea, D. Muraru, T.P. Neagu, E.L. Stanciulescu, R. Scarlet, F. Sandru, M.C. Dumitrascu, C. Draghici, *Design and fabrication of tubes-guided structure with electrical stimulation module for neural regeneration and in-vivo testing*, Romanian Journal of Information Science and Technology, Volume 22, Number 2, 2019, 135–143 <https://www.romjist.ro/contents-76.html>
- [23] Kilgore KL, Hoyen HA, Bryden AM, Hart RL, Keith MW, Peckham PH. An implanted upper-extremity neuroprosthesis using myoelectric control. *J Hand Surg Am.* 2008 Apr;33(4):539-50. doi: 10.1016/j.jhsa.2008.01.007. PMID: 18406958; PMCID: PMC2743484.

- [24] – „A practical approach to reactive ion etching”, Fouad Karouta, Published 8 May 2014
Journal of Physics D: Applied Physics, Volume 47, Number 23 DOI 10.1088/0022-3727/47/23/233501
- [25] „Tehnologii și sisteme integrate de fabricație pentru mecatronica”, Octavian Dontu, Editura PRINTECH, 2009
- [26] Yue, K., Trujillo-de Santiago, G., Alvarez, M. M., Tamayol, A., Annabi, N., & Khademhosseini, A. (2015). Synthesis, properties, and biomedical applications of gelatin methacryloyl (GelMA) hydrogels. *Biomaterials*, 73, 254–271.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2015.08.045>
- [27] New prototype assembly methods for biosensor integrated circuits
Anthony H.D. Graham a,* , Chris R. Bowen b , Susan M. Surguy c , Jon Robbins c , John Taylor a
- [28] <https://www.cellink.com/>
- [29] - <https://www.selectscience.net/products/cellink-bio-x/?prodID=209722>
- [30]- <https://www.cellink.com/product/gelma-lyophilizate/?country=RO>
- [31] <https://www.dow.com/en-us/pdp.silastic-9161-rtv-silicone-rubber-base-catalyst.01266152z.html#overview>
- [32] <https://meters.uni-trend.com/product/ut139-series/>
- [33] Moldovan, C.A.; Ion, M.; Dragomir, D.C.; Dinulescu, S.; Mihailescu, C.; Franti, E.; Dascalu, M.; Dobrescu, L.; Dobrescu, D.; Gheorghe, M.-I.; et al. Remote Sensing System for Motor Nerve Impulse. *Sensors* 2022, 22, 2823.
<https://doi.org/10.3390/s22082823>
- [34] K. Imenes *et al.*, "Implantable Interface for an Arm Neuroprosthesis," *2021 23rd European Microelectronics and Packaging Conference & Exhibition (EMPC)*, 2021, pp. 1-8, doi: 10.23919/EMPC53418.2021.9585011.
- [35]
- [36] Moldovan, C.A.; Ion, M.; Dragomir, D.C.; Dinulescu, S.; Mihailescu, C.; Franti, E.; Dascalu, M.; Dobrescu, L.; Dobrescu, D.; Gheorghe, M.-I.; et al. Remote Sensing System for Motor Nerve Impulse. *Sensors* 2022, 22, 2823.
<https://doi.org/10.3390/s22082823>
- [37] <https://www.anycubic.com/products/4max-pro-2-0>
- [38] <https://www.actuonix.com/pq12-100-6-r>
- [39] <https://www.pololu.com/product/3065>

- [40] J. E. Kurichi, B. E. Bates, M. G. Stineman, Amputation, International Encyclopedia of Rehabilitation, (2010)
- [41] K. Ziegler-Graham, E.J. MacKenzie, P.L. Ephraim, T.G. Travison, R. Brookmeyer, Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 89.3, (2008), 422-429.
- [42] - Günter C, Delbeke J, Ortiz-Catalan M. Safety of long-term electrical peripheral nerve stimulation: review of the state of the art. J Neuroeng Rehabil. 2019 Jan 18;16(1):13. doi: 10.1186/s12984-018-0474-8. Erratum in: J Neuroeng Rehabil. 2020 Jun 15;17(1):77. PMID: 30658656; PMCID: PMC6339286.