



# PROIECT DE DIPLOMĂ

**Proteză de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică**

Student: Ioan COMAN

Conducător Științific: Sl. Dr. Ing. Doina BUCUR

As. Drd. Ing. Ana-Maria DRĂGULINESCU

Bucureşti

Iulie 2018



## CUPRINS

<b>LISTA DE FIGURI.....</b>	<b>4</b>
<b>LISTA DE TABELE .....</b>	<b>6</b>
<b>INTRODUCERE.....</b>	<b>7</b>
<b>CAPITOLUL I: STUDII ȘI CERCETĂRI CU CARACTER MEDICAL.....</b>	<b>8</b>
1.1 ANATOMIA FUNCȚIONALĂ A MÂINII UMANE .....	8
1.1.1 Scheletul mânii.....	8
1.1.2 Articulațiile mânii .....	9
1.1.3 Sistemul muscular al antebrațului și al mânii .....	10
1.2 BIOMECHANICA MÂINII UMANE .....	13
1.2.1 Mișcări la nivelul mânii .....	13
1.2.2 Gama unghiulară de mișcare .....	15
1.2.3 Performanțele mânii umane .....	16
1.2.4 Caracteristici antropometrice .....	17
1.2.5 Analiza activităților funcționale ale mânii umane.....	18
1.3 AMPUTAȚII LA NIVELUL MÂINII .....	19
1.3.1 Clasificare.....	19
1.3.2 Considerente privind protezarea mânii .....	20
1.4 SUBSTITUIREA TEHNICĂ A MÂINII UMANE .....	21
1.4.1 Istorico.....	21
1.4.2 Clasificare proteze de mâna .....	23
1.5 FUNCȚIONALITATEA PROTEZEI DE MÂNĂ MIOELECTRICE .....	26
1.5.1 Electromiografia .....	26
1.5.2 Senzorii EMG .....	26
1.5.3 Noțiuni generale privind mioprotezarea și funcționalitatea întregului sistem .....	27
<b>CAPITOLUL II: STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR ÎN DOMENIUL PROTEZĂRII MÂINII UMANE .....</b>	<b>28</b>
2.1 DOCUMENTARE DIN BREVETE .....	28
2.1.1 Brevet nr. US4623354A - Mână artificială controlată mioelectric.....	28
2.1.2 Brevet nr. US3418662A - Mâna protetică cu sistem de control îmbunătățit, activată prin semnale electromiografice .....	29
2.2 SOLUȚII COMERCIALIZATE .....	30
2.2.1 Firma producătoare Ottobock .....	30
2.2.2 Firma producătoare Touch Bionics .....	31



<b>CAPITOL III: PROIECTAREA SOLUȚIEI PROPUSE .....</b>	<b>32</b>
3.1 ARHITECTURA SISTEMULUI PROPUIS .....	32
3.2 MODELUL 3D AL PROTEZEI DE MÂNĂ .....	32
3.3 COMPOANELE SISTEMULUI PROPUIS .....	36
<b>CAPITOLUL IV: IMPLEMENTAREA SOLUȚIEI PROPUSE .....</b>	<b>37</b>
4.1 DESCRIEREA COMPOANEELOR ELECTRONICE ȘI INTEGRAREA LOR ÎN SISTEMUL DE PROTEZARE .....	37
4.1.1 Senzori EMG.....	37
4.1.2 Shield-uri „e-Health Sensor Platform V2.0”.....	38
4.1.3 Plăcuțe de dezvoltare „Arduino Uno” .....	41
4.1.4 Servomotoare „SG90” .....	42
4.2 PREZENTAREA SOFTWARE-URILOR FOLOSITE .....	44
4.2.1 Arduino IDE .....	44
4.2.2 MATLAB .....	45
4.3 DESCRIEREA ALGORITMULUI.....	46
4.4 EXPERIMENTE REALIZATE .....	50
4.4.1 Experiment 1 - Relaxare .....	50
4.4.2 Experiment 2 - Prehensiune .....	52
4.5 IMPLEMENTAREA DECIZIILOR ÎN URMA EXPERIMENTELOR REALIZATE.....	54
4.6 TESTAREA PROTEZEI DE MÂNĂ DE TIP ANTROPOMORFIC CU COMANDĂ MIOELECTRICĂ IMPLEMENTATĂ ÎN ACEST PROIECT .....	55
<b>CONCLUZII ȘI DIRECȚII DE CERCETARE VIITOARE .....</b>	<b>58</b>
<b>ANEXA 1 CODUL MATLAB PENTRU PREZENTAREA ABORDĂRILOR DE CALCUL A VECTORILOR DE POZIȚIE AI SERVOMOTOARELOR.....</b>	<b>59</b>
<b>ANEXA 2. PROGRAMUL MATLAB PENTRU ACHIZIȚIA REPREZENTAREA ȘI ANALIZA SEMNALELOR EMG .....</b>	<b>69</b>
<b>ANEXA 3. SKETCH-UL ARDUINO CE FOLOSEȘTE LIBRĂRIA E-HEALTH PENTRU CITIREA SEMNALELOR EMG .....</b>	<b>72</b>
<b>ANEXA 4. SKETCH-UL ARDUINO PENTRU RECEPȚIA COMENZII ȘI IMPLEMENTAREA FUNCȚIILOR SERVOMOTOARELOR .....</b>	<b>73</b>
<b>ANEXA 6. VERSIUNEA ÎMBUNĂTĂȚITĂ A ALGORITMULUI DE DECIZIE .....</b>	<b>80</b>
<b>REFERINȚE.....</b>	<b>81</b>



## LISTA DE FIGURI

<b>Figura 1. 1.</b> Scheletul mânii. Sursa: [11].....	8
<b>Figura 1. 2.</b> Articulațiile CM și MF. ....	9
<b>Figura 1. 3.</b> Articulațiile interfalangiene. Sursa: [13].....	9
<b>Figura 1. 4.</b> Mușchii feței anterioare a antebrațului. Sursa: [3].....	10
<b>Figura 1. 5.</b> Mușchii posteriori ai antebrațului. Sursa: [3] .....	11
<b>Figura 1. 6.</b> Mușchii mânii drepte – fața palmară – vedere superficială. Sursa: [3].....	12
<b>Figura 1. 7.</b> Mușchii mânii – fața palmară – vedere profundă. Sursa: [3].....	13
<b>Figura 1. 8.</b> Mișcări ale gâtului mânii. Sursa: [14].....	13
<b>Figura 1. 9.</b> Mișcări ale degetelor. Sursa: [8] .....	14
<b>Figura 1. 10.</b> Biomecanica pollicelui. Sursa: [8] .....	14
<b>Figura 1. 11.</b> Coordonarea mișcărilor în prehensiune (conceptul lui Lansmehr). Sursa: [8] .....	15
<b>Figura 1. 12.</b> Gama unghiulară de mișcare la nivelul mânii. Sursa: [8].....	15
<b>Figura 1. 13.</b> Gama unghiulară de mișcare la nivelul degetelor. Sursa: [8] .....	16
<b>Figura 1. 14.</b> Activități prehensive. Sursa: [8] .....	18
<b>Figura 1. 15.</b> Amputație minora (degetele II, III, IV și V). Sursa: [23] .....	19
<b>Figura 1. 16.</b> Amputație majoră – mână. Sursa: [24] .....	20
<b>Figura 1. 17.</b> Proteză definitivă. Sursa: [25].....	21
<b>Figura 1. 18.</b> Prima mână de fier. Sursa: [26] .....	21
<b>Figura 1. 19.</b> Proteză Hook. Sursa: [27] .....	22
<b>Figura 1. 20.</b> Proteză mioelectrică acoperită cu substanță spongiosă. Sursa: [28] .....	23
<b>Figura 1. 21.</b> Proteză pasivă (cosmetică). Sursa: [29] .....	24
<b>Figura 1. 22.</b> Proteză mecanică. Sursa: [30] .....	24
<b>Figura 1. 23.</b> Proteză de mână electrică. Sursa: [31] .....	25
<b>Figura 1. 24.</b> Proteză de mână mioelectrică. Sursa: [32] .....	25
<b>Figura 1. 25.</b> Schema de bază a electromiografiei. Sursa: [33] .....	26
<b>Figura 1. 26.</b> Cele două tipuri de electrozi: de suprafață și intramusculari. Sursa: [34] .....	27
<b>Figura 1. 27.</b> Schema de bază a protezei de mână mioelectrice. Sursa: [35] .....	27
<b>Figura 2. 1.</b> Diferite vederi ale protezei mioelectrice din prezenta inventie. Sursa: [36].....	28
<b>Figura 2. 2.</b> Vedere în secțiune parțială a protezei de mână mioelectrice. Sursa: [37] .....	29
<b>Figura 2. 3.</b> Proteza de mână mioelectrică „bebionic”. Sursa: [25] .....	30
<b>Figura 2. 4.</b> Proteza de mână mioelectrică „i-limb ultra revolution”. Sursa: [38] .....	31
<b>Figura 3. 1.</b> Schema bloc a protezei de mână cu comandă mioelectrică din proiect.....	32
<b>Figura 3. 2.</b> Modelul 3D al protezei de mână – vedere posterioară.....	33
<b>Figura 3. 3.</b> Modelul 3D al protezei de mână – vedere anteroară. ....	33
<b>Figura 3. 4.</b> Modelul 3D al protezei de mână – vedere posterioară – plan înclinat.....	34
<b>Figura 3. 5.</b> Modelul 3D al protezei de mână – vedere anteroară – plan înclinat.....	34
<b>Figura 3. 6.</b> Imprimantă 3D „Ultimaker S5” și filamente de printare PLA. Sursa: [41] .....	35
<b>Figura 3. 7.</b> Vedere din spate și din față a protezei de mână. ....	35
<b>Figura 3. 8.</b> Vedere din stânga și din dreapta a protezei de mână. ....	35
<b>Figura 3. 9.</b> Vedere de jos și de sus a protezei de mână. ....	36



**Figura 3. 10.** Vedere izometrică a protezei de mâna..... 36

**Figura 4. 1.** Poziționarea electrozilor M și E..... 37

**Figura 4. 2.** Poziționarea electrodului GND..... 38

**Figura 4. 3.** Modurile de funcționare ale shield-ului „e-Health V2.0”. Sursa: [42] ..... 39

**Figura 4. 4.** Conectarea shield-ului „e-Health V2.0” cu „Arduino Uno”. Sursa: [42] ..... 39

**Figura 4. 5.** Clasificarea sloturilor shield-ului „e-Health V2.0”. Sursa: [42] ..... 40

**Figura 4. 6.** Conectarea senzorilor EMG la shield-ul „e-Health V2.0”..... 40

**Figura 4. 7.** Componentele plăcuței de dezvoltare „Arduino Uno”. Sursa: [43]..... 41

**Figura 4. 8.** Servomotor „SG90”. Sursa: [44] ..... 42

**Figura 4. 9.** Funcționalitate servomotor „SG90”. Sursa: [44] ..... 42

**Figura 4. 10.** Proteza de mâna cu comandă mioelectrică – vedere anterioară și posterioară. .... 43

**Figura 4. 11.** Arduino IDE. .... 44

**Figura 4. 12.** MATLAB Software. Sursa: [45]..... 45

**Figura 4. 13.** Schema bloc a algoritmului. .... 46

**Figura 4. 14.** Funcțiile mâinii dorite în acest proiect..... 47

**Figura 4. 15.** Abordarea I în asignarea valorilor pozițiilor servomotoarelor..... 49

**Figura 4. 16.** Abordarea II în asignarea valorilor pozițiilor servomotoarelor. .... 49

**Figura 4. 17.** Monitorizarea 1 a mâinii relaxate. .... 50

**Figura 4. 18.** Monitorizarea 2 a mâinii relaxate. .... 51

**Figura 4. 19.** Monitorizarea 3 a mâinii relaxate. .... 51

**Figura 4. 20.** Monitorizarea 1 a prehensiunii. .... 52

**Figura 4. 21.** Monitorizarea 2 a prehensiunii. .... 52

**Figura 4. 22.** Monitorizarea 3 a prehensiunii. .... 53

**Figura 4. 23.** Proteză de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică - relaxare. .... 55

**Figura 4. 24.** Proteză de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică - prehensiune. .... 56

**Figura 4. 25.** Proteză de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică - flexie a celor patru degete, mai exact: a indexului, a mijlociului, a inelarului și a degetului mic (funcție asociată cu simbolul chemării unei persoane)..... 57



## LISTA DE TEBELE

<b>Tabel 1. 1. Performanțele mâinii umane. Sursa: [8] .....</b>	<b>16</b>
<b>Tabel 1. 2. Forța de strângere în raport cu tipul de prehensiune. Sursa: [8].</b>	<b>17</b>
<b>Tabel 1. 3. Tabelul Winter. Sursa: [8] .....</b>	<b>17</b>
<b>Tabel 1. 4. Rapoartele lungimilor interarticulare ale oaselor degetelor între centrele articulațiilor. Sursa: [8] .....</b>	<b>17</b>
<b>Tabel 4. 1. Conectarea electrozilor EMG la shield-ul „e-Health V2.0”.....</b>	<b>41</b>
<b>Tabel 4. 2. Maparea pinilor servomotoarelor.....</b>	<b>43</b>
<b>Tabel 4. 3. Pozițiile inițiale și finale ale servomotoarelor.....</b>	<b>50</b>
<b>Tabel 4. 4. Valorile medii înregistrate.....</b>	<b>53</b>



## INTRODUCERE

De-a lungul anilor, oamenii care au lucrat în industrie, dar și cei care au fost pe „front”, în război, au suferit accidentări la nivelul membrelor, acest fapt cauzându-le celor mai mulți dintre ei amputații. De asemenea, și cei care au prezentat motive medicale specifice acestui tip de intervenție (ex. cangrene) au fost în număr mare, toți aceștia având nevoie de un înlocuitor în urma amputării. Soluția acestei probleme a fost aceea de a inventa proteze care să imite cel mai mult segmentul lipsă și care să fie apropiate de mișcările naturale ale aceluia.

Datorită adaptării structurale și funcționale la complexitatea activităților umane, unul dintre segmentele complicate de membru ale organismului uman este mâna. Aceasta este capabilă să efectueze manipulări motorii fine, dar și de forță deopotrivă, un handicap major putând fi determinat de traumatismele severe suferite la acest nivel.

Scopul proiectului de diplomă cu titlul „Proteză de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică”, este acela de a oferi pacientului funcția de bază (prehensiune) și funcția de flexie a celor patru degete, mai exact: a indexului, a mijlociului, a inelarului și a degetului mic (această funcție este asociată cu simbolul chemării unei persoane), în urma amputării măinii, prin achiziția de semnale ale mușchilor de la nivelul antebrațului și folosirea acestora pentru acționarea protezei de mâna de tip antropomorfic. Cele două funcții au fost alese, astfel încât mâna artificială să îmbine o mișcare importantă din partea activității fizice cu o mișcare esențială de vorbire prin semne, mai exact chemarea unei persoane.

Pentru realizarea proiectului s-a studiat anatomia funcțională a măinii, biomecanica acesteia și partea hardware și software necesară implementării. Conținutul lucrării este alcătuit din patru capitole, primele două fiind atribuite părții teoretice, iar ultimele două părții practice.

Capitolul I cuprinde în prima jumătate informații generale de anatomicie și de biomecanică a măinii umane, ce implică mișcările întâlnite la nivelul acesteia. A doua jumătate face referire la amputațiile membrului superior și la substituirea tehnică a segmentului amputat.

Capitolul II prezintă soluții brevetate cu invenții, ce au ca scop găsirea unor alternative pentru ceea ce este existent pe piață, urmărind totodată îmbunătățirea acestora prin asigurarea unei bune funcționări, confort deosebit și menținerea stării de sănătate la nivelul măinii. Soluțiile comercializate sunt o opțiune bună în remedierea afecțiunilor în raport cu prețul, deoarece prezintă o mulțime de avantaje.

Capitolul III face referire la proiectarea soluției propuse prin prezentarea arhitecturii sistemului, a modelului 3D al protezei de mâna și a componentelor necesare implementării măinii artificiale.

Capitolul IV înfățișează implementarea soluției propuse cu ajutorul a șase etape. Prima etapă descrie componentele electronice și integrarea acestora în sistemul de protezare. A doua și a treia etapă prezintă software-urile folosite și algoritmul implement pentru ca cele cinci servomotoare ale degetelor să funcționeze. A patra și a cincea etapă se bazează pe partea experimentală și pe deciziile implementate în urma monitorizării semnalelor, ultima etapă prezentând proteza de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică în trei situații diferite, mai exact: relaxare, prehensiune și flexie a celor patru degete (index, mijlociu, inelar și degetul mic).

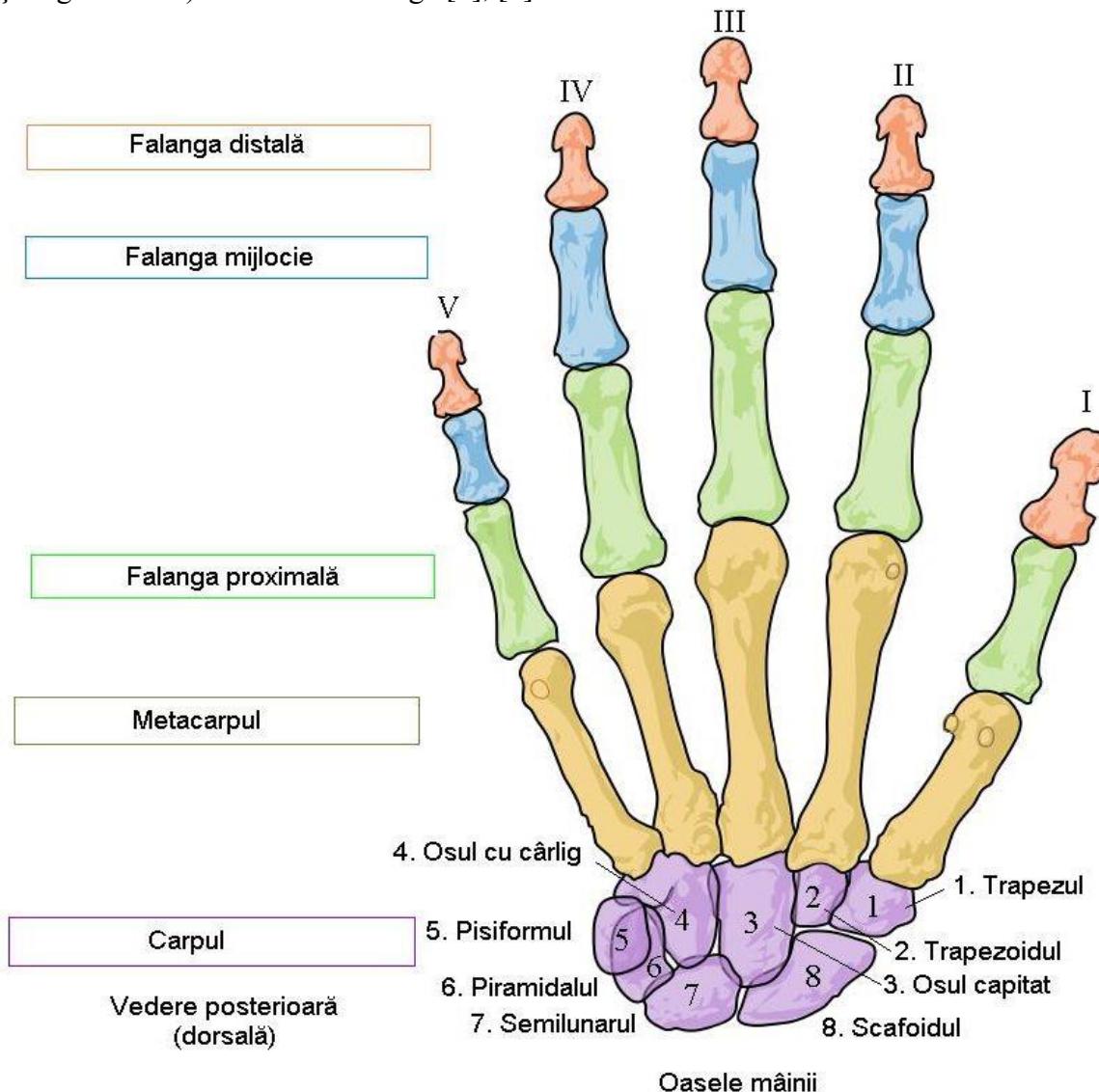
## CAPITOLUL I: STUDII ȘI CERCETĂRI CU CARACTER MEDICAL

### 1.1 ANATOMIA FUNCȚIONALĂ A MÂINII UMANE

Anatomia funcțională urmărește relațiile de cauzalitate și dependență dintre forma, poziția și funcția diferitelor elemente anatomicice. Astfel, atunci când ne referim la mâna studiem: scheletul, articulațiile și sistemul muscular al acesteia.

#### 1.1.1 Scheletul mâinii

Scheletul mâinii este compus din 27 de oase, și anume: 8 oase carpiene (trapezul, trapezoidul, osul capitat, osul cu cârlig, pisiformul, piramidalul, semilunarul, scafoidele) ce sunt legate între ele prin intermediul unor ligamente, 5 metacarpiene și 14 falange. De menționat că degetul mare (policele) prezintă doar două falange, celelalte patru (indexul, mijlociu, inelarul și degetul mic) au câte trei falange [1], [2].



**Figura 1. 1. Scheletul mâinii. Sursa: [11]**

### 1.1.2 Articulațiile mâinii

Organele de legătură între oase sunt articulațiile, acestea fiind sediul mișcărilor. După gradul de mobilitate, articulațiile se împart în sinartroze și diartroze.

Sinartrozele sunt articulații fixe, imobile ce nu posedă cavitatea articulară.

Diarthrozele sunt articulații care cuprind un grad variabil de mobilitate și se împart în amfiartroze (articulații semimobile) și artrodi (articulații mobile).

Amfiartrozele au suprafețe articulare plane sau ușor concave, iar artrodiile sunt articulații sinoviale, cu o mare mobilitate. Așadar, la nivelul unei articulații mobile, mișcarile depind de forma suprafețelor articulare [1].

#### Tipuri de articulații:

Din punct de vedere anatomic, mâna începe cu al doilea rând de oase carpiene, care se articulează cu capetele metacarpiei (articulația carpometacarpiană), însă este de reținut că aceasta este legată de antebraț prin articulația radio-cubito-carpiană. Articulațiile carpiene sunt și ele de două feluri: articulațiile intercarpiene (între oasele carpiene laterale) și articulația mediocarpiană (a celor două rânduri carpiene).

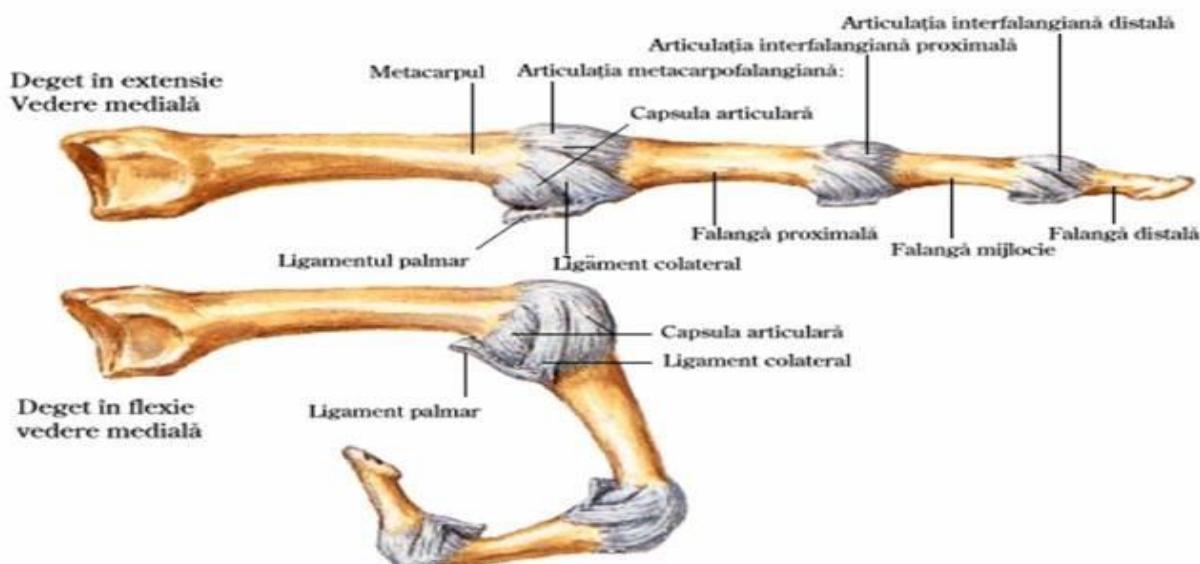
Totodată există și patru artrodi pentru metacarpienele II- V și o articulație selară între trapez și primul metacarpian. Ultimele patru metacarpiene formează trei artrodi, deoarece se articulează între ele prin bazele lor (articulația intermetacarpiană) [2], [4].

La capătul distal al metacarpiei se articulează cavitațile glenoide ale primelor falangi (articulațiile metacarpo-falangiene), iar articulațiile interfalangiene proximale (prima și a doua falangă) și articulațiile interfalangiene distale (între a doua și a treia falangă) sunt trohlearthroze. Policele are propria articulație carpo-metacarpiană (articulația trapezo-metacarpiană) și numai o articulație interfalangiană (condiliană).



**Figura 1. 2. Articulațiile CM și MF.**

Sursa: [12]



**Figura 1. 3. Articulațiile interfalangiene.** Sursa: [13]

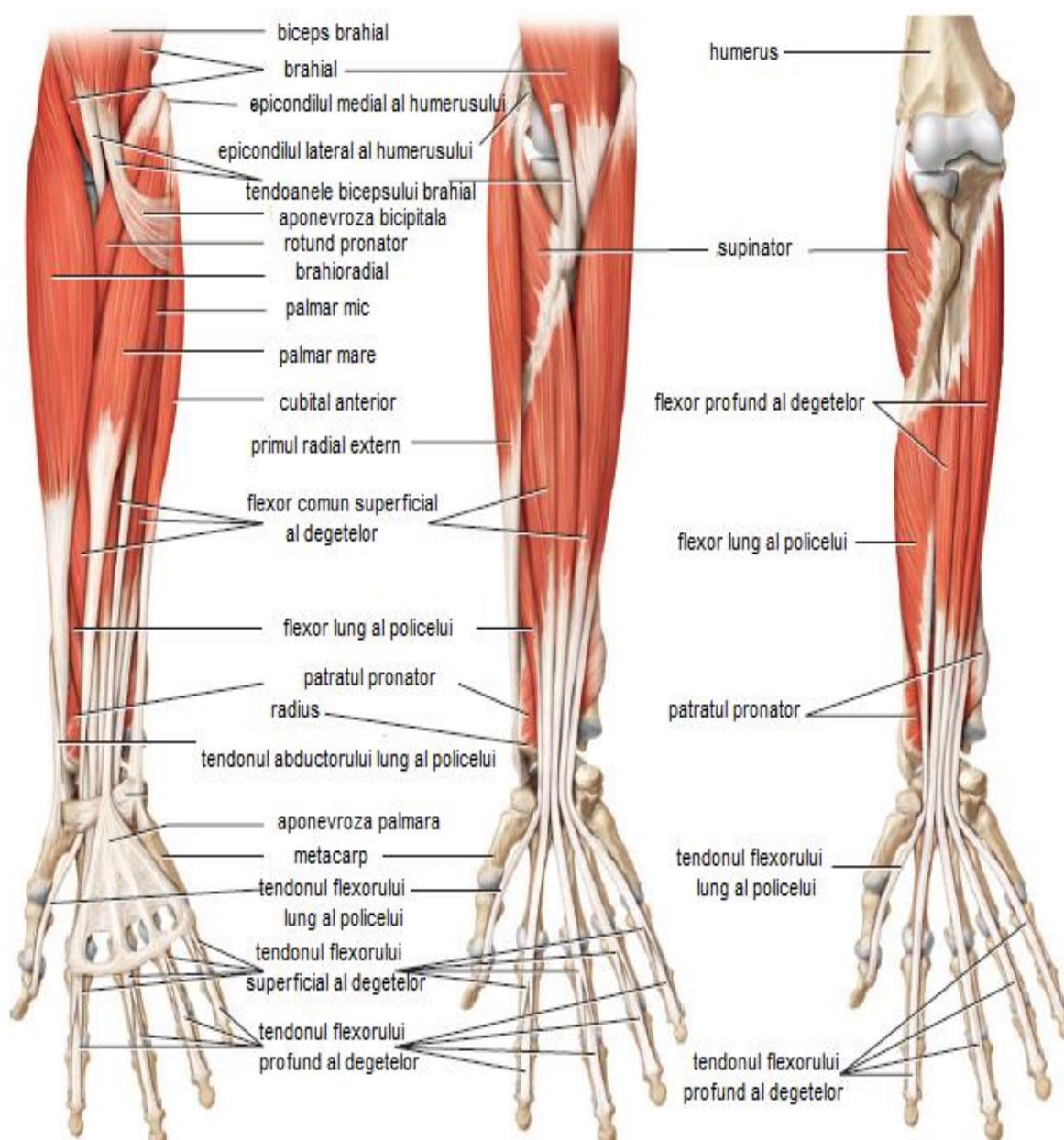
Mijlocul de unire este reprezentat de către un manșon capsular, ligamente dispuse lateral și ligamente interosoase, toate acestea întărind articulațiile mâinii [5].

### 1.1.3 Sistemul muscular al antebrățului și al mâinii

Mâna deține un aparat muscular complex, mobilitatea și flexibilitatea acesteia fiind asigurată de către mușchii extrinseci și cei intrinseci.

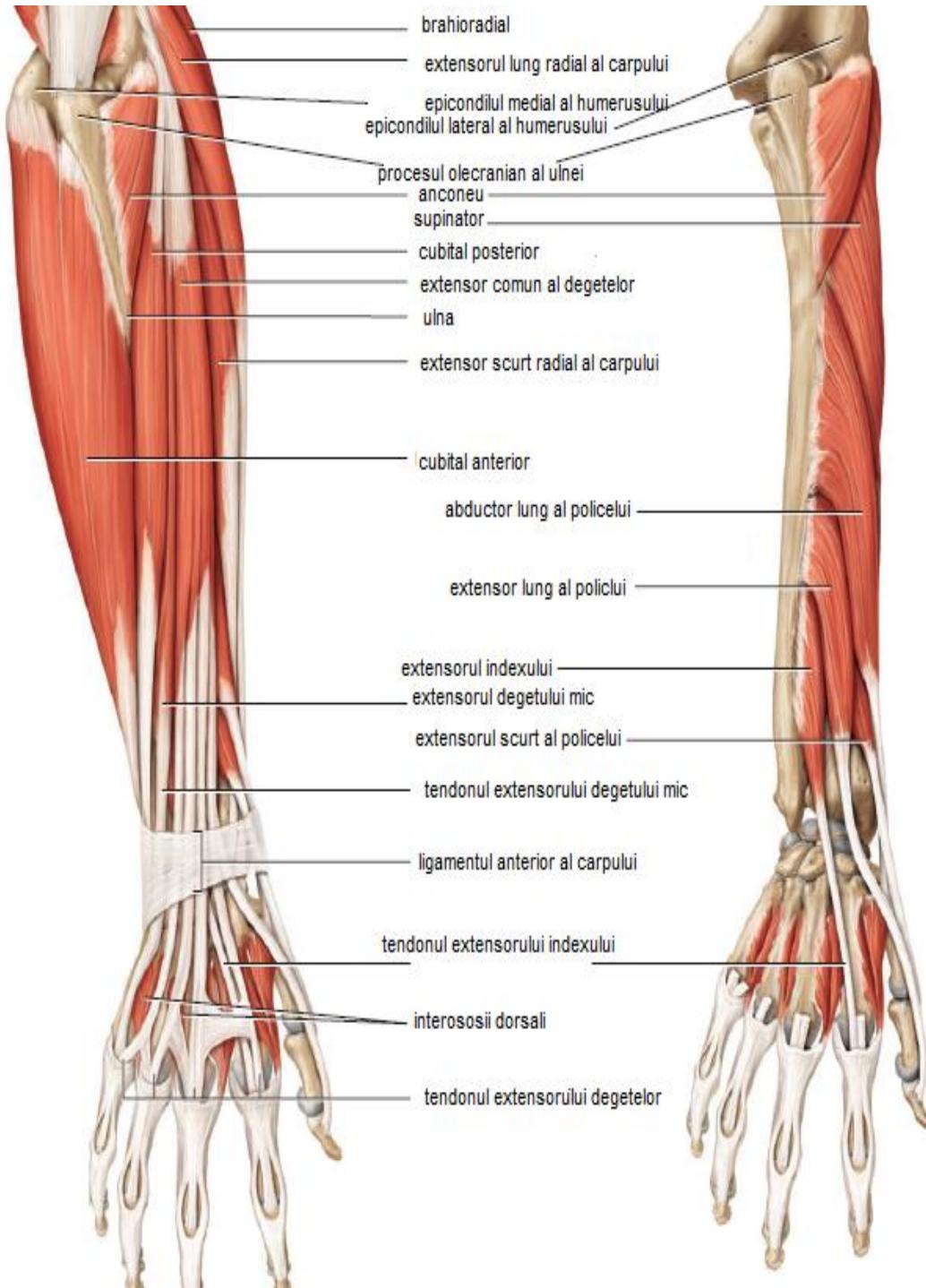
Mușchii extrinseci sunt situați în antebrăț și transmit mișcările mâinilor și degetelor prin intermediul tendoanelor lungi care ajung fie în palmă (tendoanele mușchilor flexori), fie în regiunea dorsală a mâinii (tendoanele mușchilor extensori).

Atât mușchii flexori, cât și cei extensori sunt de două tipuri: ai mâinii și ai degetelor. Mușchii flexori ai mâinii sunt reprezentați de: mușchiul radial al carpului, mușchiul palmar lung și mușchiul flexor ulnar al carpului. Din mușchii flexori ai degetelor fac parte: mușchii flexori superficiali și mușchii flexori profunzi.



**Figura 1. 4.** Mușchii feței anterioare a antebrățului. Sursa: [3]

Mușchii extensori ai mâinii sunt reprezentați de: mușchiul lung extensor radial al carpului, mușchiul scurt extensor și mușchiul extensoulnar. La nivelul mușchilor extensori ai degetelor sunt descriși: mușchiul extensor lung al policelui, muschiul extensor al degetului mic și mușchiul extensor al indexului (arătătorului) [2], [3], [5].

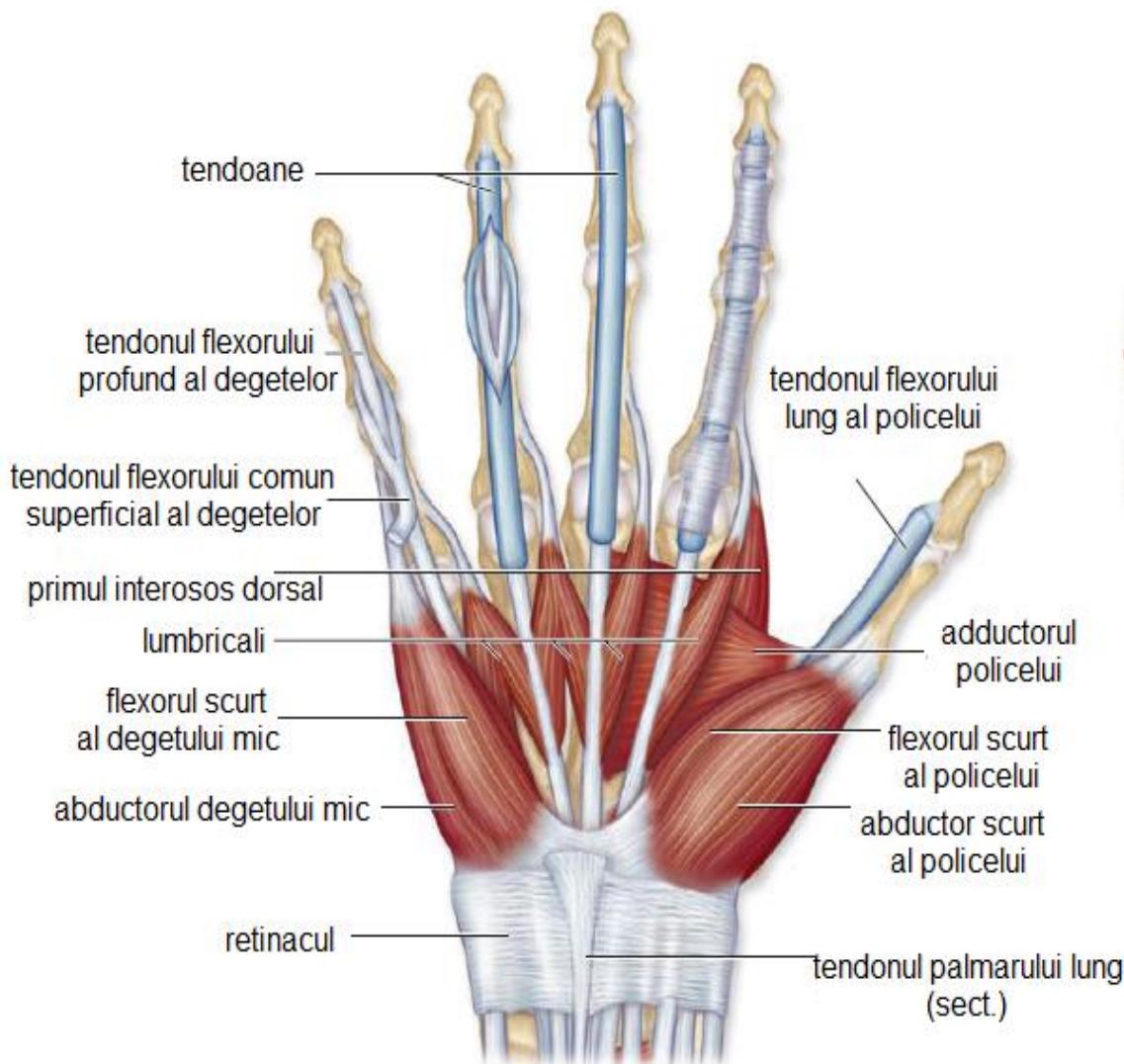


**Figura 1. 5.** Mușchii posterioiri ai antebrățului. Sursa: [3]

Mușchii intrinseci sunt situați la nivelul mâinii, aceștia transmitând mișcări precise degetelor. Cei 19 mușchi ai palmei sunt grupați în trei regiuni: regiunea laterală, regiunea medială (ulnară) și regiunea mijlocie.

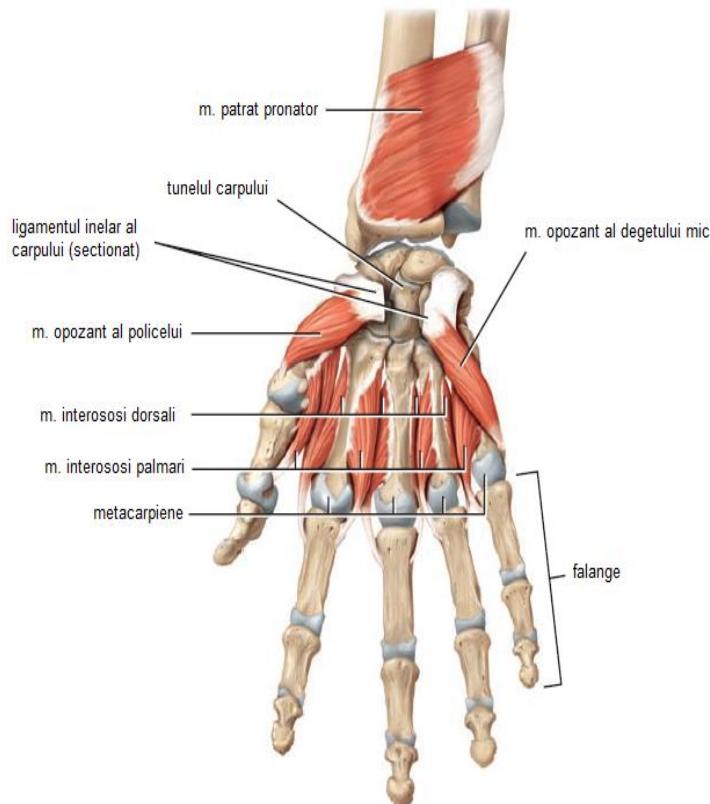
Regiunea laterală (radială) este numită și eminența tenară. Aceasta cuprinde cei patru mușchi ce deservesc degetului mare: mușchiul scurt abductor al policelui, mușchiul opozant al policelui, mușchiul scurt flexor al policelui și mușchiul adductor al policelui.

Regiunea medială (ulnară), numită și eminența hipotenară, este alcătuită din patru mușchi ce acționează degetul mic (auricular): mușchiul palmar scurt, mușchiul flexor scurt al degetului mic, mușchiul abductor al degetului mic și mușchiul opozant al degetului mic.



**Figura 1. 6. Mușchii mâinii drepte – față palmară – vedere superficială. Sursa: [3]**

Regiunea mijlocie cuprinde mușchii interosoși și lumbricali. Mușchii lumbricali sunt în număr de patru anexați tendoanelor flexorilor. Mușchii interosoși completează spațiile dintre metacarpiene, aceștia fiind de două feluri: palmari și dorsali. Cei interosoși palmari sunt în număr de trei, aceștia ocupând ultimele trei spații interosoase față de mușchii interosoși dorsali, care ocupă tot spațiul interosus [3], [4], [6].



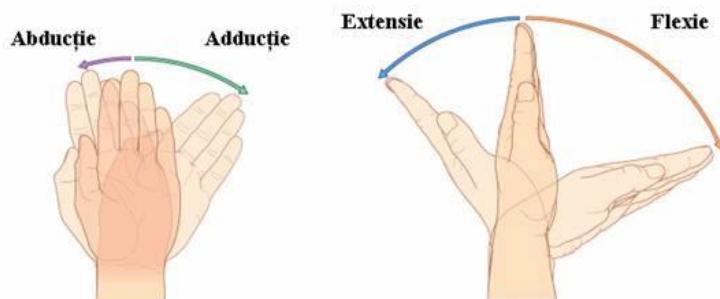
**Figura 1. 7.** Mușchii mâinii – fața palmară – vedere profundă. Sursa: [3]

## 1.2 BIOMECHANICA MÂINII UMANE

Biomecanica studiază mișările ființelor vii, în raport cu caracteristicile lor mecanice, precum și cu modul în care iau naștere forțele musculare, analizându-le din punct de vedere mecanic și al modalității prin care intră în relație cu forțele exteroare care acționează asupra corpului. Abordarea biomecanicii mâinii, necesită studiul mecanicii aplicate în cadrul sistemului biologic.

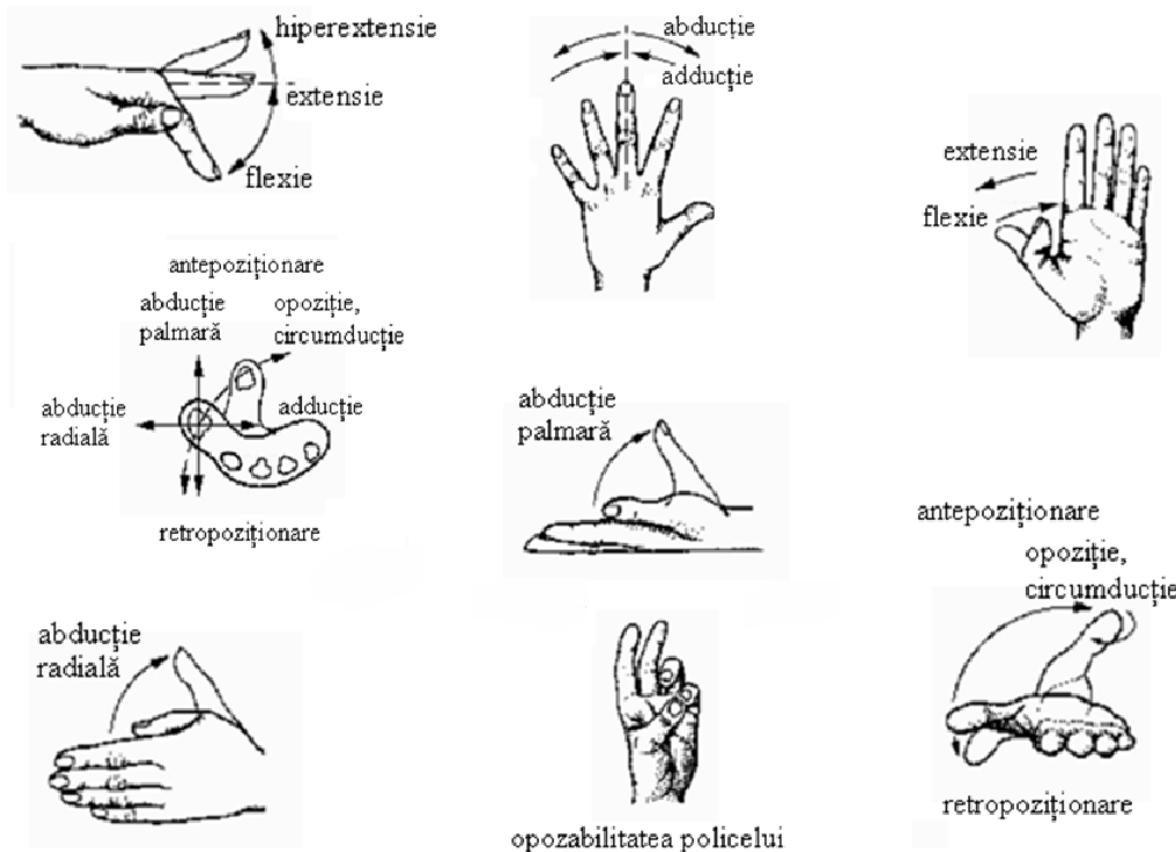
### 1.2.1 Mișcări la nivelul mâinii

Efectuarea mai multor mișcări ale gâtului mâinii, precum cele de flexie-extensie, abducție-adducție și de circumducție de mică amplitudine, este datorată complexului osteo-articular (componentă pasivă) și al sistemului muscular caracteristic (componentă activă). Articulațiile radio-carpiene și medio-carpiene având rolul cel mai important, deoarece sunt articulații condiliene cu două grade de libertate.

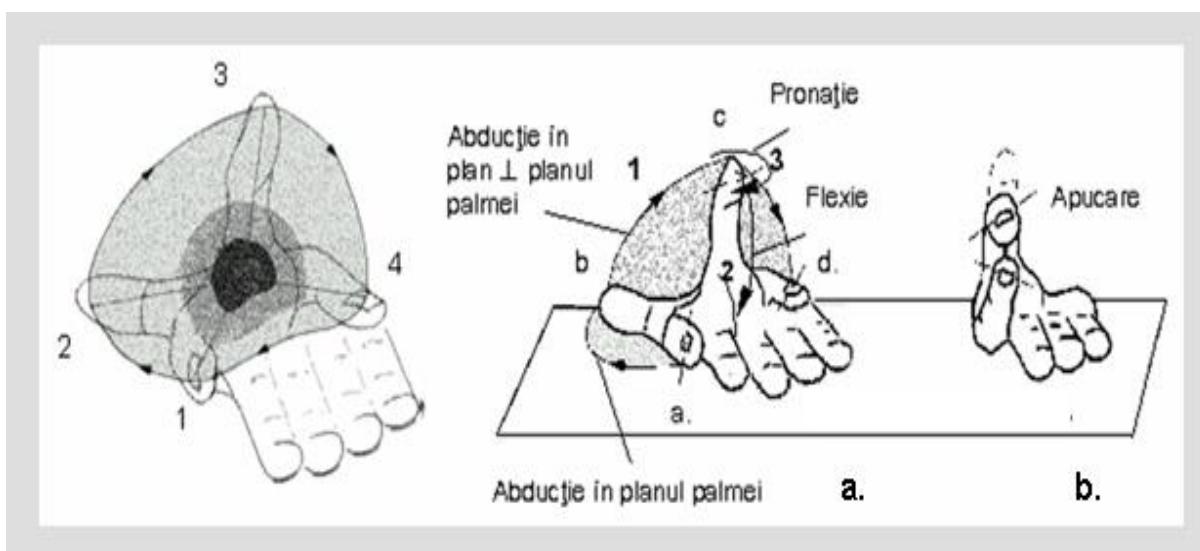


**Figura 1. 8.** Mișcări ale gâtului mâinii. Sursa: [14]

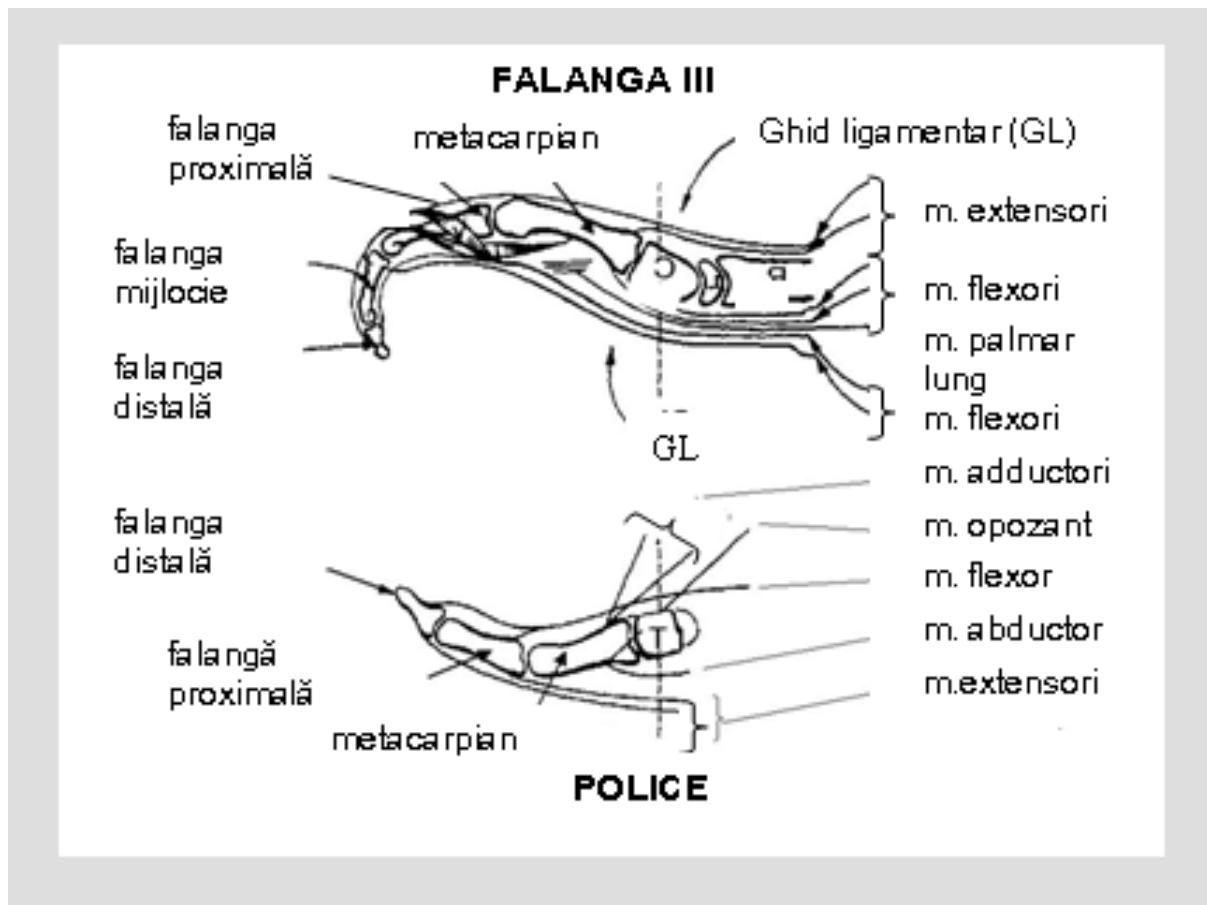
La nivelul degetelor II, III, IV, V, mişcările sunt doar de: flexie-extensie, de înclinare laterală și de circumducție, pe când la nivelul policelui, mişcările sunt de: flexie, extensie, abducție, adducție, opozitie (policele privește cu fața lui palmară, fața palmară a degetelor 2-



**Figura 1. 9.** Mișcări ale degetelor. Sursa: [8]



**Figura 1. 10.** Biomecanica policelui. Sursa: [8]

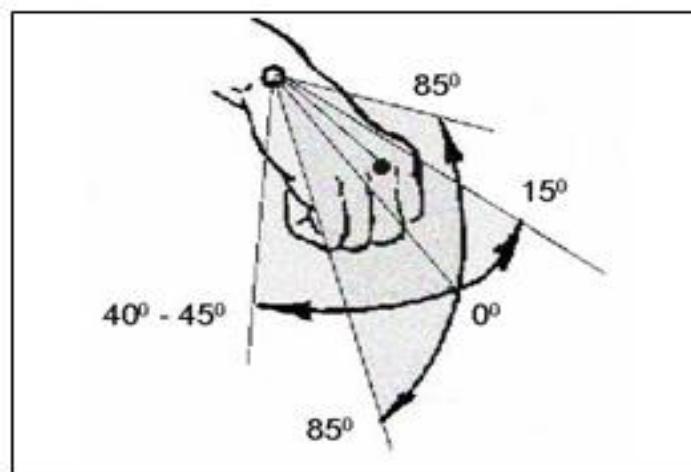


**Figura 1. 11.** Coordonarea mișcărilor în prehensiune (conceptul lui Lanshmehr). Sursa: [8]

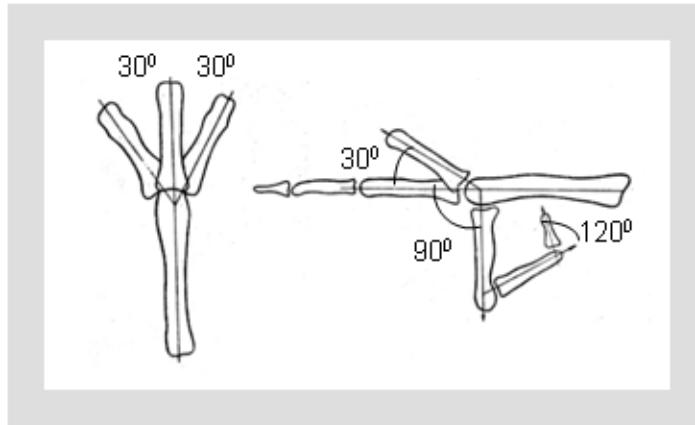
5) și de circumducție. Policele se suprapune peste celelalte 4 degete putând transforma mâna într-o adevarată pensă care permite prehensiunea [7], [9].

### 1.2.2 Gama unghiulară de mișcare

Mișcarile de la nivelul mâinii și al degetelor, se desfășoară la anumite unghiuri ilustrate în figurile de mai jos.



**Figura 1. 12.** Gama unghiulară de mișcare la nivelul mâinii. Sursa: [8]



**Figura 1. 13.** Gama unghiulară de mișcare la nivelul degetelor. Sursa: [8]

### 1.2.3 Performanțele mâinii umane

Performanțele mâinii umane sunt ilustrate în tabelul de mai jos:

*Tabel 1. 1. Performanțele mâinii umane. Sursa: [8]*

Grade de libertate	22
Tipuri de prinderi/apucări	Prindere de forță și prindere de precizie
Forță de lovire cu degetele	1-4 N
Forță în prinderea de putere	> 500 N (20-25 ani) > 300 N (70-75 ani)
Forță între două degete	> 100 N
Frecvența maximă de lovire cu degetele	4,5 loviri/sec
Gama de flexie	100° în funcție de articulație
Durata maximă a apucării	Variază cu energia
Număr de senzori	~ 17.000
Capacități proprioceptive	- de poziție - de mișcare - de forță
Capacități exteroceptive	- presiune - forță - acceleratie - temperatură - durere
Control proporțional și dexteritate	Abilitate de a regla forță și viteza corespunzător tipului de prehensiune
Stabilitate	Apucarea este stabilă la tendința de alunecare sau la sarcină externă
Număr de flexii posibile	Limitat doar de oboseala musculară
Volumul total	50 cm <sup>3</sup>
Mobilitatea încheieturii mâinii	2+1 grade de libertate
Greutate	~ 400 g



Forța de strângere diferă de tipul de prehensiune după cum urmează:

*Tabel 1. 2. Forța de strângere în raport cu tipul de prehensiune. Sursa: [8]*

Tipul de prehensiune	Bărbați	Femei
Prehensiune de putere	525 N ( $\pm 100$ N)	320 N ( $\pm 65$ N)
Prehensiune la vârf	80 N ( $\pm 20$ N)	53 N ( $\pm 11$ N)
Prehensiune laterală	116 N ( $\pm 10$ N)	78 N ( $\pm 11$ N)
Prehensiune palmară	113 N ( $\pm 10$ N)	79 N ( $\pm 15$ N)

#### 1.2.4 Caracteristici antropometrice

Datele antropometrice pentru membrul superior sunt redate în tabelul Winter:

*Tabel 1. 3. Tabelul Winter. Sursa: [8]*

Segment	Definiție	Greutatea segmentului/Greutatea totală a corpului	Centrul de masă/Lungimea segmentului		Raza de giroare/Lungimea segmentului		
			proximal	distal	centrul de greutate	proximal	distal
Mână	Încheietura măinii/Articulația II a degetului mijlociu	0.006	0.506	0.494	0.297	0.567	0.577
Antebraț	Cot/Stiloidul ulnar	0.016	0.430	0.570	0.303	0.526	0.647
Braț	Articulație gleno-humerală/Cot	0.028	0.436	0.564	0.322	0.542	0.645
Antebraț + mână	Cot/Stiloidul ulnar	0.022	0.682	0.318	0.468	0.827	0.565
Membrul superior	Articulație gleno-humerală/Stiloidul ulnar	0.050	0.530	0.470	0.368	0.645	0.596

La acestea se adaugă rapoartele lungimilor interarticulare ale oaselor degetelor între centrele articulațiilor:

*Tabel 1. 4. Rapoartele lungimilor interarticulare ale oaselor degetelor între centrele articulațiilor. Sursa: [8]*

Deget	Index (degetul II)	Mijlociu (degetul III)	Inelar (degetul IV)	Mic (degetul V)
Falanga distală/Falanga mijlocie	0.811	0.735	0.734	0.928
Falanga mijlocie/Falanga proximală	0.551	0.559	0.605	0.544
Falanga proximală/metacarpian	0.612	0.675	0.722	0.540

### 1.2.5 Analiza activităților funcționale ale mâinii umane

Analiza activităților funcționale ale mâinii umane se clasifică în:

- activități neprehensive
- activități prehensive

Activitățile neprehensive solicită funcțiile senzoriale ale mâinii și constau în:

- capacitatea de apreciere a formei și volumului obiectelor (stereognozia);
- capacitatea de apreciere a greutății obiectelor (bareognozia);
- capacitatea de apreciere a preciziei mișcărilor (kinestezia).

Activitățile prehensive includ posibilitățile de care dispune mâna umană de a prinde obiecte:

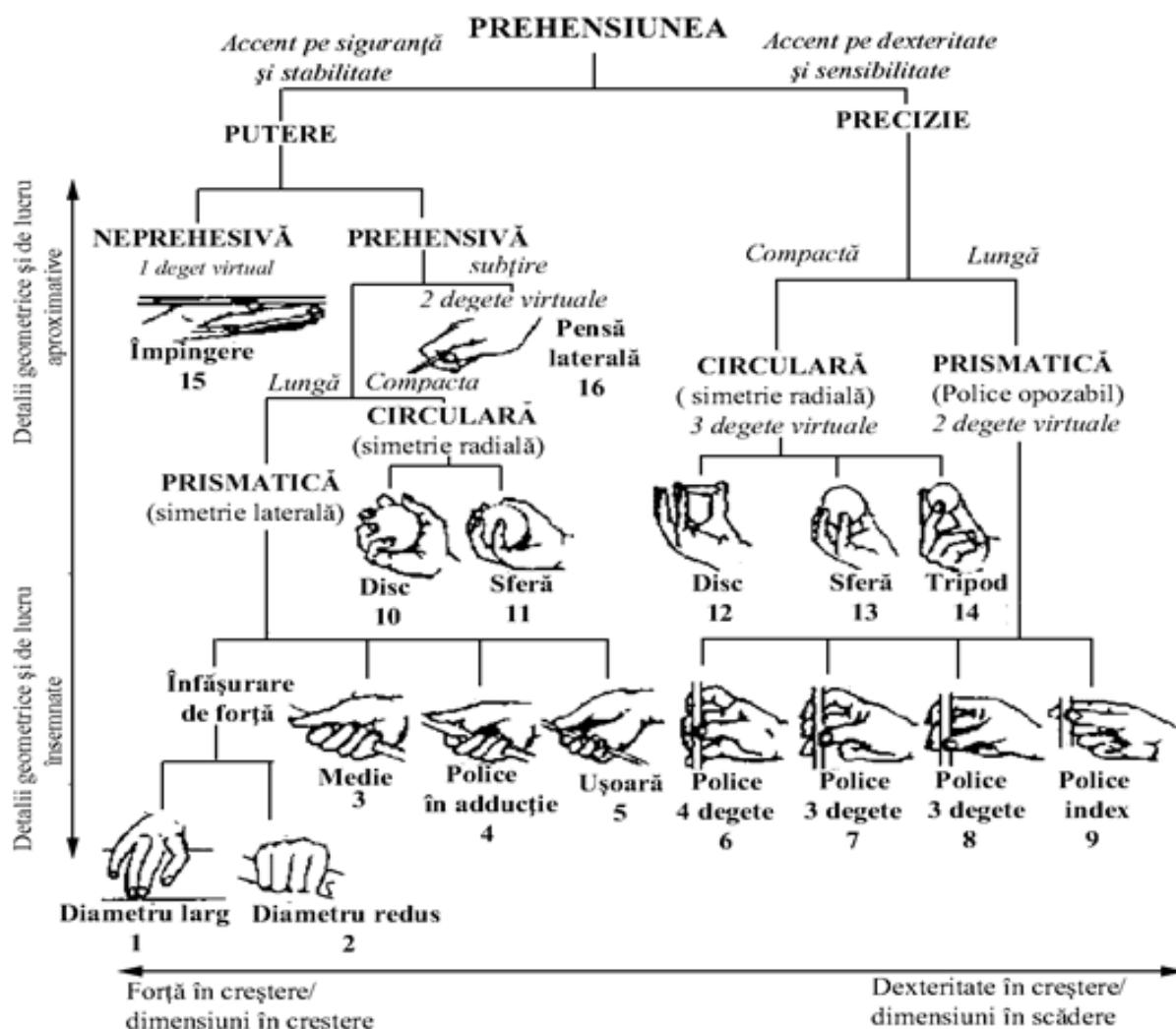


Figura 1. 14. Activități prehensive. Sursa: [8]

Astfel, tipurile de prehensiune sunt:

- ✓ prehensiunea între două dintre cele patru degete;
- ✓ prehensiunea între cele patru degete, împreună sau izolat și podul palmei;
- ✓ prehensiunea (cea mai completă) între „coloana policelui” și restul degetelor și a palmei.

Prinderea obiectelor se realizează pe de o parte în funcție de forma, dimensiunile, volumul și greutatea obiectelor, iar pe de altă parte, de forță și precizia impuse de mișcarea ce urmează a fi executată [8], [10].

### 1.3 AMPUTAȚII LA NIVELUL MÂINII

Amputația se referă la ablația unui membru sau unui segment de membru, de obicei, a unui braț, mâna sau picior. Amputarea poate surveni în urma unui traumatism (amputare traumatică) sau a unei intervenții chirurgicale. Amputarea în chirurgia vasculară se practică rareori, la nivelul brațelor; în schimb, chirurgii vasculari amputează frecvent degete de la mâini sau picioare.

Cauzele amputării pot include următoarele situații:

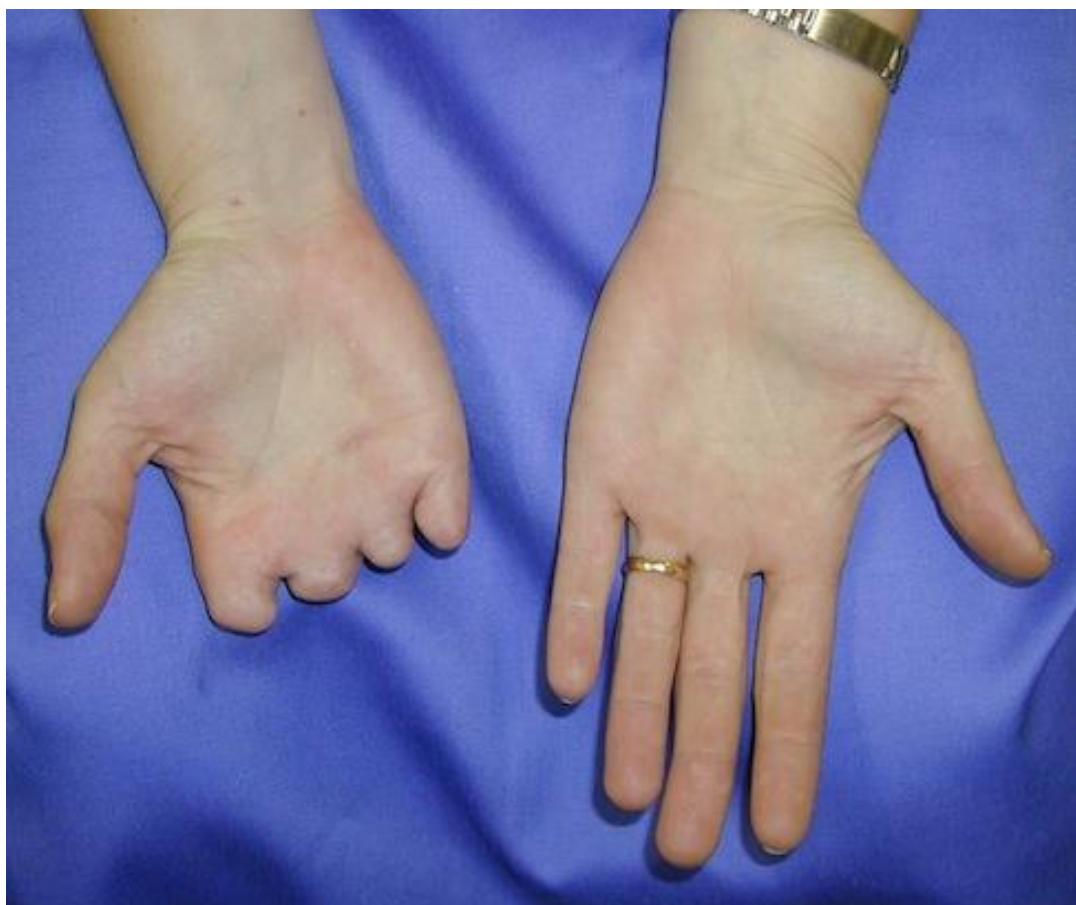
- boli - cum ar fi afecțiuni ale vaselor de sânge (boala vasculară periferică), diabet zaharat, probleme de coagulare (cheaguri de sânge) sau osteomielită.
- traumatisme - 75% dintre amputările extremităților superioare sunt rezultatul unor traumatisme.
- chirurgie - pentru eliminarea tumorilor de oase și mușchi.

#### 1.3.1 Clasificare

Amputările se împart în:

- amputații minore (secundare)
- amputații majore (primare).

Amputările minore presupun ablația unei părți dintr-un membru, cum ar fi unul sau mai multe degete, sau chiar o parte din acestea.



**Figura 1. 15.** Amputație minora (degetele II, III, IV și V). Sursa: [23]

Amputările majore presupun ablația întregului membru. Ciotul rămas în urma amputației este vulnerabil la infecții, temperatură scazută etc. Din această cauză trebuie îngrijit cu atenție pe tot parcursul vieții [15], [16].



**Figura 1. 16.** Amputație majoră – mâna. Sursa: [24]

### 1.3.2 Considerente privind protezarea mâinii

Pierderea mâinii înseamnă o invaliditate permanentă cu impact asupra imaginii de sine a unui pacient, cu implicații la nivelul autoîngrijirii și a mobilității. Reabilitarea începe imediat după intervenția chirurgicală, mai exact în timpul fazei acute de tratament. Când starea pacientului incepe să se îmbunătățească, va fi dezvoltat un program mai amplu de recuperare, program ce va cuprinde și protezarea.

Protezarea mâinii ca și element de mobilitate trece prin cinci etape după momentul chirurgical, fiecare etapă fiind marcată de tipul său de proteză: postoperatorie, inițială, preparatorie, definitivă și specială. Din nefericire majoritatea pacienților vor beneficia doar de proteză preparatorie și de cea definitivă, în mare parte datorită costului ridicat de realizare a fiecarei protezei și a necesității prezenței personalului calificat.

Necesară din primele 24 de ore după operația de amputație, este proteza postoperatorie. Uzul său este în cazul pacienților de vârstă Tânără, însă teoretic poate fi adaptată oricărui pacient. Proteză inițială este utilizată după scoaterea firelor până la patru săptămâni după amputație și este adaptată la procesul de atrofie rapidă a bontului de amputație. Proteza preparatorie este utilizată în primele luni din procesul de reabilitare a pacientului, fiind o etapă de tranziție spre proteză definitivă. După maturarea bontului de amputație este aleasă proteza definitivă, aceasta urmând după proteza preparatorie. Modelul este ales în funcție de dezideratul pacientului, de experiența acumulată utilizând proteză preparatorie și de cost [17], [18].



**Figura 1. 17.** Proteză definitivă. Sursa: [25]

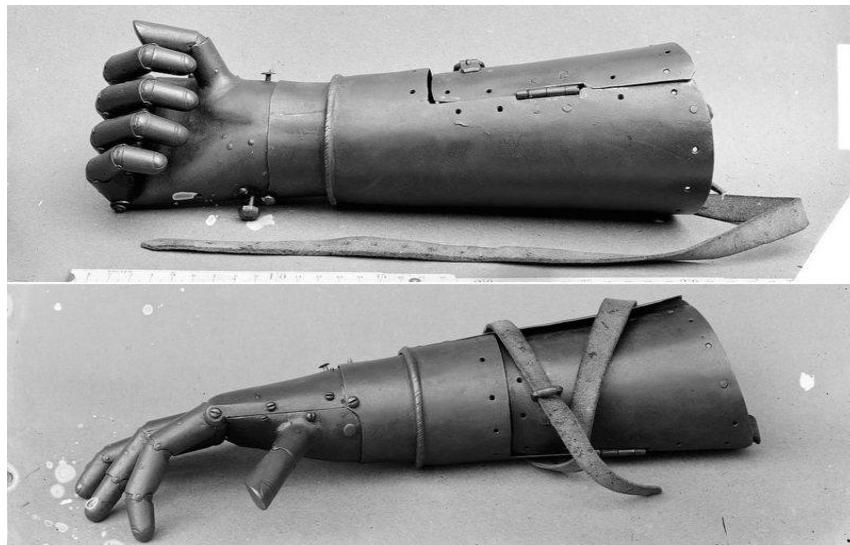
#### 1.4 SUBSTITUIREA TEHNICĂ A MÂINII UMANE

Încă de la primele tentative istorice de protezare, scopul absolut a fost înlocuirea membrului pierdut cu unul cât mai apropiat de cel amputat.

##### 1.4.1 Istorici

La nivel mondial, istoria începe cu întâmplarea relatată de Herodot, în care, în anul 484 î.Hr., un soldat persan a evadat din captivitate secționându-și un picior și înlocuindu-l cu unul din lemn, devenind astfel prima amputație și protezare consemnată.

La nivelul membrelor superioare, primele date înregistrate datează de 3.000 de ani. Prima proteză a fost găsită într-o mumie egipteană, fiind atașată la antebraț de un dispozitiv adaptat la acesta. Ulterior, au fost construite mai multe mâini rezistente folosite pentru a transporta obiecte grele, ca și în cazul Generalului roman Marcus Serghei, în al doilea război punic (218-202 î.Hr.), acesta purtând prima mâină de fier înregistrată.



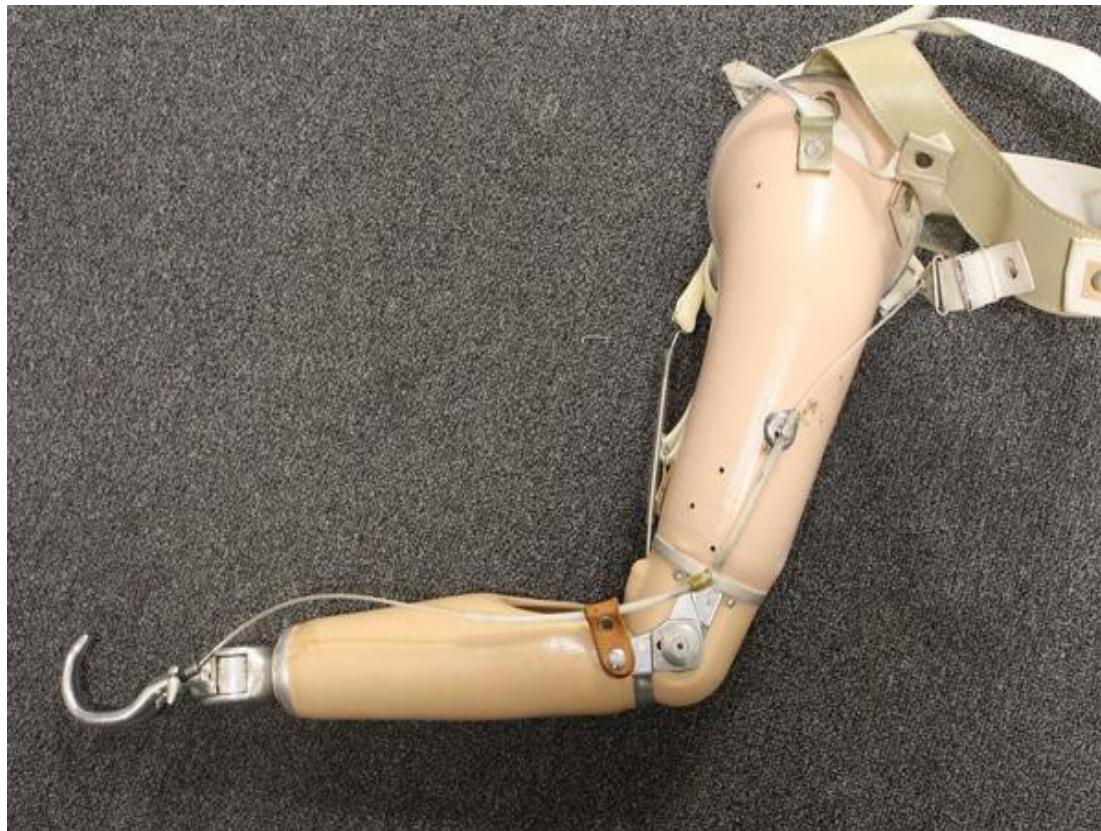
**Figura 1. 18.** Prima mâină de fier. Sursa: [26]

Odată cu trecerea anilor, medicul militar francez Ambroise Paré, a dezvoltat primul braț artificial mobil la cot numit „Le petit Loraine”. Începând cu secolul al XIX-lea, în fabricarea de proteze au început să fie utilizati polimerii naturali și lemnul. De asemenea, au apărut noi

mecanisme pentru elementele de transmitere a forței. Printre cele mai importante inovații în proiectarea de proteze a membrelor superioare, este cea propusă de Peter Beil, după care a apărut mâna cu un deget mobil.

În secolul XX, medicul francez Gripouleau, a realizat diferite accesorii care pot fi folosite ca o unitate de capăt, cum ar fi inele, cârlige și instrumente metalice diferite cu capacitatea de a realiza forță de muncă sau precizia de prindere.

În anul 1912 în SUA, Dorrance a dezvoltat proteza Hook, proteză care era activată prin mișcări a centurii de umăr și care putea fi închisă cu ajutorul unei curele din cauciuc. Cinci ani mai târziu, tot în SUA, Fischer din Germania a fondat „Asociația americană a producătorilor de proteze”, care a produs o revoluție în materialele utilizate în vederea realizării protezelor, utilizând pe scară



**Figura 1. 19.** Proteză Hook. Sursa: [27]

După primul război mondial, în 1918, a crescut considerabil numărul de amputații și totodată cu el numărul de proteze. Această soluție rezolva rapid și eficient problema, deoarece aceste mâini erau interschimbabile în funcție de ocupațiile diferite ale pacientului.

În anul 1946, au fost create primele sisteme de propulsie asistată, care au dat naștere protezelor pneumatice și electrice.

Originea protezei mioelectrice este în Germania și se datorează lui Sauerbruch, care a reușit să conecteze mușchii flexori ai antebrațului cu mecanismul unei mâini artificiale din fildeș. Totuși protezele cu comandă mioelectrică au început să apară în Rusia, în anul 1960. Aceste proteze funcționează cu potențiale mici extrase în timpul contracției maselor musculare ale bontului, acestea fiind conduse, amplificate și ulterior determinând mișcarea protezelor. La început, acest tip de proteză a fost folosită în cazul amputărilor antebrațului, realizând o forță de prindere de două kilograme. În 1962, protezele au fost acoperite cu o substanță spongiosă, realizându-se astfel un aspect sănătos al protezei.



**Figura 1. 20.** Proteză mioelectrică acoperită cu substanță spongioasă. Sursa: [28]

În România, din punct de vedere al surselor consemnate, istoricul amputației și implicit al protezării de antebraț și mâna, își are debutul în urmă cu aproximativ un secol [16], [19].

#### 1.4.2 Clasificare proteze de mâñă

Protezele de mâna se clasifică în:

- pasive
- active

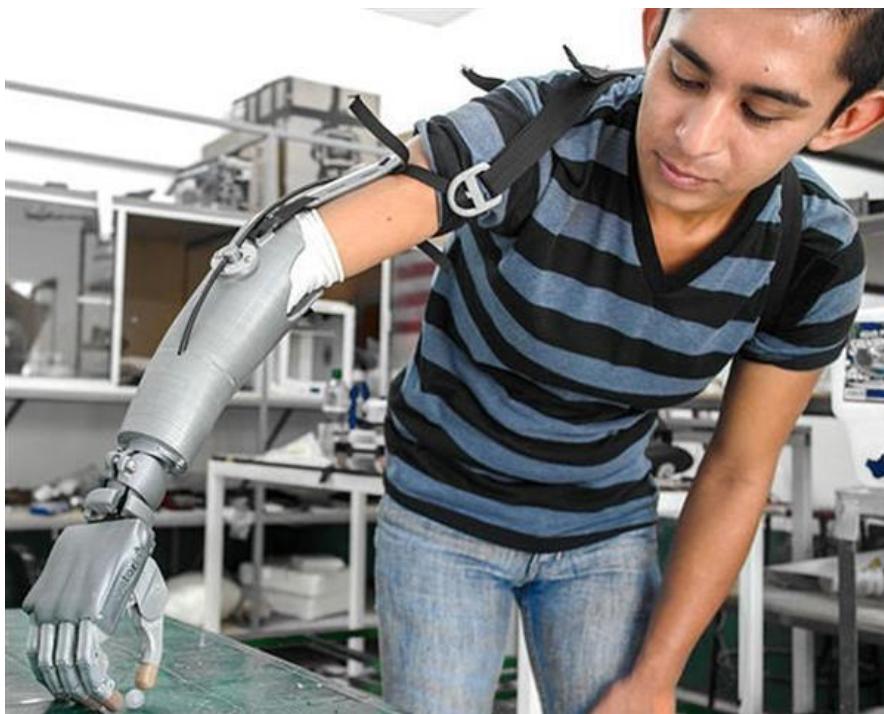
Protezele pasive sunt acelea care acoperă doar aspectul estetic, cum ar fi protezele cosmetice. Pentru realizarea protezelor cosmetice pot fi utilizate trei materiale: PVC rigid sau flexibil, latex sau silicon. Acestea nu necesită întreținere, deoarece au mai puține piese în mișcare decât celelalte proteze.



**Figura 1. 21.** Proteză pasivă (cosmetică). Sursa: [29]

Protezele active sunt aceleia care ajută pacienții să nu își piardă anumite funcții ale mâinii. Printre cele mai cunoscute se numără cele mecanice, electrice, pneumatice și mioelectrice.

Protezele mecanice, sau mâinile mecanice cum mai sunt numite, au funcția de deschidere sau închidere voluntară prin intermediul unui ham care este fixat în jurul umerilor și pieptului, brațul fiind controlat de către utilizator. Închiderea sau deschiderea se face prin intermediul unui arc, datorită unei forțe de strângere ce acționează asupra lui. Dezavantajul acestui tip de proteză constă în faptul că, este proiectată pentru un domeniu limitat de prinderi a obiectelor, în general obiecte mici.



**Figura 1. 22.** Proteză mecanică. Sursa: [30]

Protezele electrice, folosesc în mare parte motoare electrice în terminalul dispozitivului, în încheietura mâinii sau a cotului și o baterie reîncărcabilă. Acestea sunt controlate prin diverse moduri, cele mai utilizate fiind prin servo-control sau control printr-un comutator buton. Protezele electrice sunt mai scumpe și prezintă câteva dezavantaje evidente, cum ar fi grija de a nu se expune la un mediu umed și greutatea protezei.

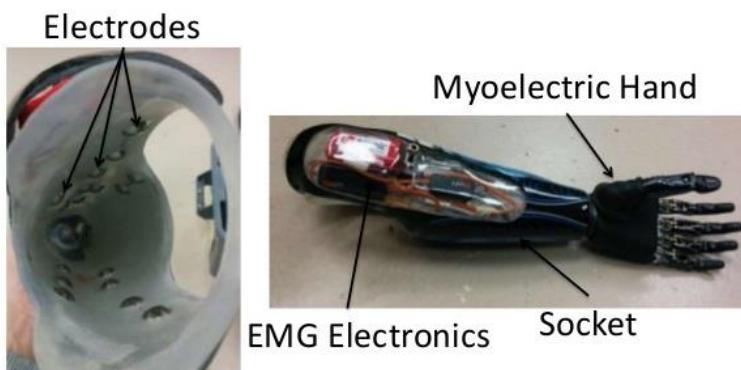


**Figura 1. 23.** Proteză de mână electrică. Sursa: [31]

La protezele pneumatice energia este transmisă cu pierderi minime, printr-un sistem de conducte. La aceste tipuri de proteze, pot apărea probleme la circulația aerului și la administrarea supapelor. Fiecare supapă este comandată în funcție de tipul de amputare. De asemenea, fiecare supapă de schimbare de configurație pe proteză trebuie să fie asistată și aprobată de fizioterapeut, terapeutul ocupațional și medic, după care trebuie restabilit și personalizat modul de utilizare al protezei.

Protezele mioelectrice, sunt proteze electrice controlate prin surse mioelectrice externe, acestea fiind în ziua de azi, tipul de membru artificial cu cel mai înalt grad de reabilitare. Acestea au cel mai bun aspect estetic, o rezistență mare, aderență, viteză și pot fi găsite în multe combinații posibile.

Controlul mioelectric este cel mai de întâlnit, acesta bazându-se pe conceptul că, ori de câte ori un mușchi se contractă, generează un semnal electric mic prin interacțiunea chimică ce are loc în organism. Acest semnal este foarte mic, mai exact între 5 și  $20\mu\text{V}$ , fiind aproape de un milion de ori mai mic decât energia electrică necesară pentru a alimenta un bec. Utilizarea senzorilor numiți electrozi care intră în contact cu suprafața pielii, permite înregistrarea semnalului electromiografic (EMG). Odată înregistrat, acest semnal este amplificat, filtrat și clasificat prin intermediul circuitului și software-ului special al placii de bază ce se află în interiorul protezei. Ulterior acest semnal este transmis către servomotoarele mâinii artificiale [19]-[21].



**Figura 1. 24.** Proteză de mână mioelectrică. Sursa: [32]

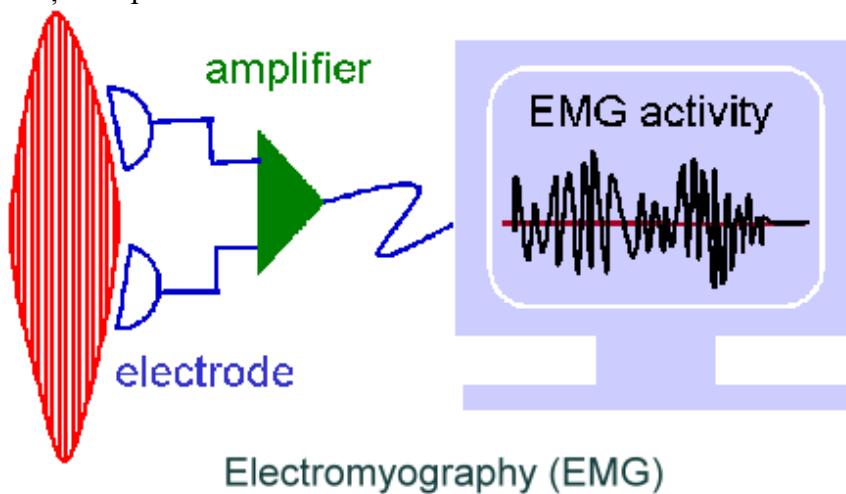
## 1.5 FUNCȚIONALITATEA PROTEZEI DE MÂNĂ MIOELECTRICE

La baza funcționalității protezei de mână mioelectrice stă cercetarea electrofiziologică a sistemului nervos periferic, sistem ce este alcătuit din nervi și mușchi. În mod corect această investigație poartă numele de electroneuromiografie, dar se folosește frecvent prescurtarea de electromiografie sau EMG. Amplificarea și prelucrarea semnalelor mioelectrice achiziționate cu senzorii electromiografici de la mușchii bontului prin intermediul unui sistem electronic dedicat, permite punerea în funcțiune a protezei de mână, cu ajutorul servomotoarelor atașate în interiorul protezei.

### 1.5.1 Electromiografie

Electromiografia (EMG), este un procedeu medical de înregistrare a semnalelor electrice emise de către mușchii scheletici. Acest procedeu este realizat utilizând un electromiograf, iar înregistrarea poartă numele de electromiografie. Reprezentarea grafică a potențialului electric emis de celulele musculare, se face în baza semnalelor EMG achiziționate prin intermediul senzorilor EMG, acestea fiind utilizate și în controlul mioprotezelor.

Important pentru măsurarea semnalelor EMG este sistemul ales, deoarece pot fi măsurați clar mușchii superficiali, semnalul de la cei profunzi devenind mai dificil de recepționat datorită suprapunerii deasupra lor a mușchilor superficiali. Totodată, un factor important este și acela că, grosimea stratului adipos ce se interpune între mușchi și senzorul EMG, diminuează direct proporțional intensitatea semnalului. Electrozi, numiți și mioelectrozi, pot fi de suprafață (aplicați pe piele) sau intramusculari (implanțați chirurgical la nivelul mușchiului). Cel mai des utilizați sunt mioelectrozi de suprafață, datorită comodității și non-invazivității în aplicare.



**Figura 1. 25.** Schema de bază a electromiografiei. Sursa: [33]

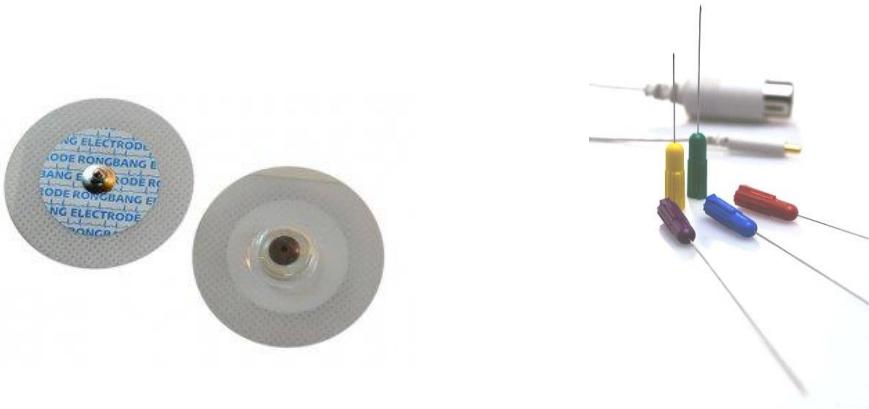
### 1.5.2 Senzorii EMG

Există mai multe tipuri de mioelectrozi ce pot fi utilizați în comanda mioprotezei de mână. O primă clasificare îi împarte în electrozi de suprafață și electrozi intramusculari.

Electrozi de suprafață au avantajul de a fi non-invazivi, și pot fi pasivi și activi. Cei pasivi utilizează un gel electrolit în preluarea semnalului, neavând amplificare. În cazul celor activi, se realizează un contact direct cu pielea și amplifică semnalul preluat de la nivelul pielii.

Electrozi intramusculari măsoară potențialele musculare în profunzime și sunt la rândul lor de două tipuri: tip ac de seringă și tip sărmă (bipolar, două fire metalice implantate în masa mușchiului).

Indiferent de tipul lor, mioelectrozii sunt realizăți din materiale conductive electric, precum oțelul inoxidabil sau metalele prețioase (aur, argint). Factorii în funcție de care variază valorile semnalului EMG, sunt tipul de contracție, mărimea mușchiului și diferențele de tehnică și metodologie. Poziționarea acestora pe mușchi se face în felul urmator: primul se amplasează pe mijlocul mușchiului, al doilea pe suprafața terminării aceluiași mușchi și cel de-al treilea (de referință) se poziționează în regiunea cotului [19], [22].

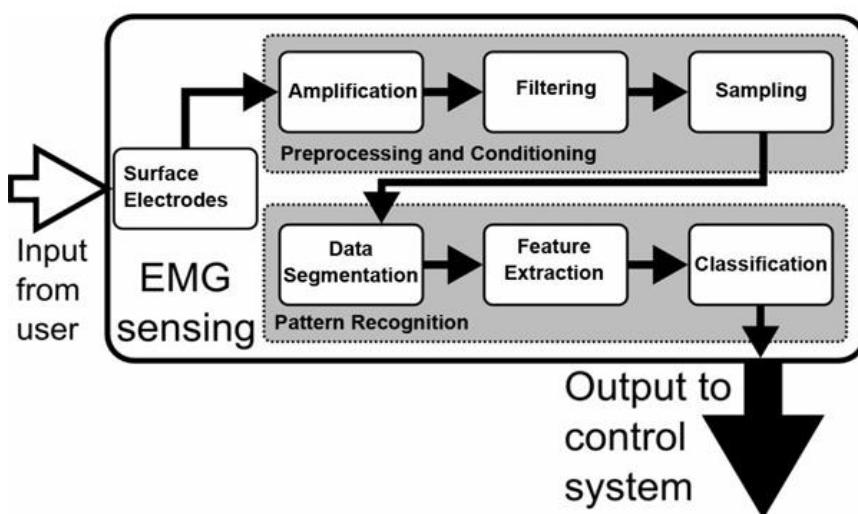


**Figura 1. 26.** Cele două tipuri de electrozi: de suprafață și intramusculari. Sursa: [34]

### 1.5.3 Noțiuni generale privind mioprotezarea și funcționalitatea întregului sistem

Modul de acțiune al mioprotezelor (proteze mioelectrice) este fundamentat în colectarea și măsurarea semnalelor mioelectrice de la nivelul bontului de amputație.

În urma intervenției de amputație, la nivelul bontului rămân mușchi care, nefiind inserați distal tendinos, nu pot determina mișcare utilă. Totuși, ei sunt inervați motor și se contractă, acțiune ce rămâne în mod normal fără efect, dar care generează activitate electrică. Această activitate electrică este captată de către senzori EMG (electrozii EMG) și ulterior amplificată, deoarece după cum s-a menționat și în § 1.4.2, semnalul este foarte slab. Această operație este realizată de către plăcuța de bază a protezei și tot aceasta datorită software-ului implementat este capabilă să filtreze semnalul amplificat și ulterior să îl clasifice în funcție de mișările efectuate de către subiect. La finalul acestor operații, placuța de bază acționează servomotoarele protezei, care la rândul lor mișcă degetele artificiale ale acesteia. Bateria necesară întregului sistem este de obicei de 7.4V cu capacitatea de 2200mAh [22], [25].



**Figura 1. 27.** Schema de bază a protezei de mână mioelectrice. Sursa: [35]

## CAPITOLUL II: STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR ÎN DOMENIUL PROTEZĂRII MÂINII UMANE

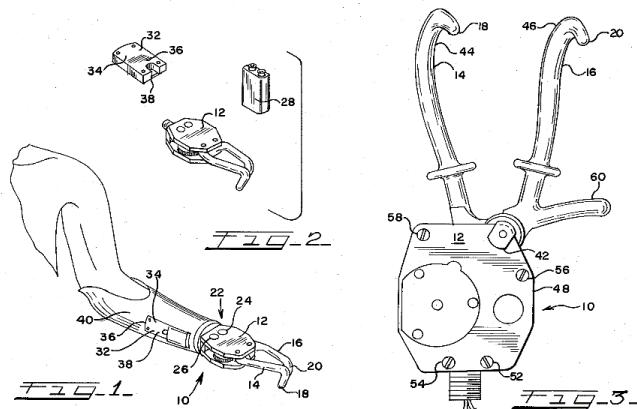
### 2.1 DOCUMENTARE DIN BREVETE

Brevetul de invenție este un document oficial prin care se atestă protecția temporară a unei invenții pe teritoriul statului în care a fost acordat. Sursa de informare asupra conținutului invenției o reprezintă descrierea tehnică a obiectului invenției care este publicată de un organ oficial specializat.

#### 2.1.1 Brevet nr. US4623354A - Mână artificială controlată mioelectric

Mâna artificială controlată mioelectric prevăzută în această invenție, utilizează tranzistori cu efect de câmp pentru a realiza o economie semnificativă de energie electrică și include un element pivot care are o pereche de degete care se extinde distal de acesta. În literatura tehnică de specialitate, tranzistoarele cu efect de câmp sunt noteate prescurtat prin inițialele TEC sau FET (din engleză – Field Effect Transistor). Pentru a fi despărțite separat sau convergente împreună la capetele lor distal, degetele sunt montate pivotant. Perechea de motoare electrice este utilizată pentru a efectua separarea selectivă a degetelor. Un motor electric cu cuplu de turație înaltă care are un tren de acționare este conectat la unul dintre degete și este construit și dispus, astfel încât să permită o separare rapidă a degetelor. Pentru a permite o forță de strângere mare între degete, al doilea motor este construit și aranjat special. Bateria este utilizată pentru alimentarea electrică a motoarelor. Efectul tranzistorului cu efect de câmp acționează motoarele electrice atunci când sunt furnizate impulsuri mioelectrice cu o lățime de bandă specificată. TEC reduc puterea electrică necesară pentru a acționa mâna controlată mioelectric. Astfel, degetele pot fi separate sau convertite selectiv. Prin utilizarea tranzistorilor cu efect de câmp, poate fi implementat un efect unic de amortizare în mecanismul de control al degetelor artificiale. Acest lucru permite ca degetele să fie deschise într-o anumită măsură și să nu se coboare până la o poziție complet deschisă, permitând astfel utilizarea mai precisă a degetelor.

Figura 2.1.1 reprezintă o vedere frontală în perspectivă a mâinii artificiale controlate mioelectric, iar Figura 2.1.2 este asociată unei vederi a porțiunii ce cuprinde bateria și circuitul de comandă al mâinii mioelectrice din Figura 2.1.1, iar în Figura 2.1.3 observăm o vedere de jos a mâinii artificiale din Figura 2.1.1 [36].



**Figura 2. 1.** Diferite vederi ale protezei mioelectrice din prezenta invenție. Sursa: [36]

### 2.1.2 Brevet nr. US3418662A - Mâna protetică cu sistem de control îmbunătățit, activată prin semnale electromiografice

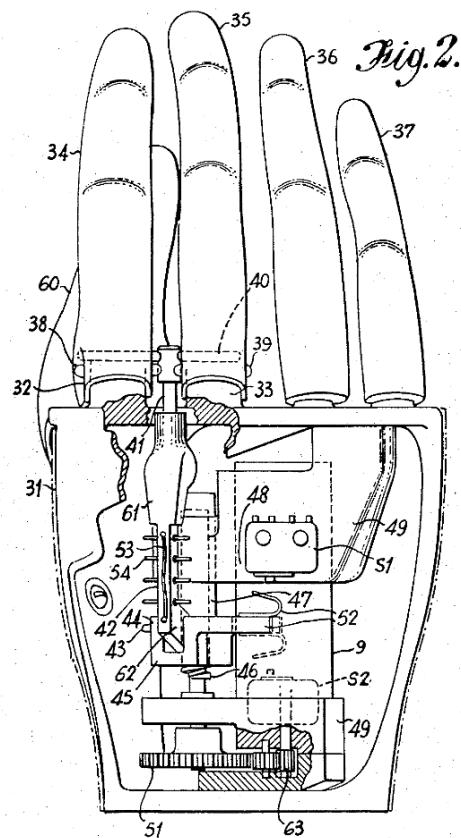
Această invenție prezintă două seturi de electrozi ce sunt atașate pe mușchii flexori și extensori. Semnalele EMG obținute cu ajutorul electrozilor sunt amplificate, filtrate și netezite, iar ulterior folosite pentru a genera un semnal de control care să determine funcționarea unui motor electric printr-un sistem cu buclă închisă. Bucile utilizează atât feedback-ul vitezei, cât și feedback-ul de forță pentru a modifica semnalul de comandă al motorului. Astfel, semnalul obținut de la un sistem de feedback cu buclă închisă este modificat cu un semnal de reacție de viteză sau de forță, în cazul în care mijloacele de antrenare devin inoperante atunci când semnalul de comandă este mai mic decât o valoare predeterminată.

Circuitele individuale de revenire, au caracteristici de intrare/ieșire ce servesc la eliminarea unor semnale aleatorii destul de mari în semnalele EMG care nu pot fi netezite fără introducerea unei constante temporale.

Folosirea circuitelor de prindere la care se aplică semnalul de revenire a forței și semnalul de comandă, facilitează calibrarea acestor semnale în ambele direcții, la amplitudini aproximativ egale.

Proteza de mână prezentată încorporează un cadru care susține cel puțin un element montat pentru a fi deplasabil față de cadrul ce interacționează cu obiectele. Mijlocul de antrenare este sub formă unui motor electric montat rigid pe cadru, mișcarea rotativă a motorului urmând a fi transformată în mișcare longitudinală a unei tije conectate, pentru a deplasa elementul și pentru a genera forță de reacție.

Figura 2.2 reprezintă o vedere în secțiune parțială mâini artificiale prezentate [37].



**Figura 2.2.** Vedere în secțiune parțială a protezei de mână mioelectrice. Sursa: [37]

## 2.2 SOLUȚII COMERCIALIZATE

În prezent există diferite tipuri de proteze care satisfac nevoile uzuale ale pacienților ce au suferit o amputație la nivelul mâinii. Acestea sunt comercializate de către diferite firme producătoare, cum ar fi cele la care se va face referire mai jos.

### 2.2.1 Firma producătoare Ottobock

În anul 1919, Otto Bock a înființat o companie în Berlin pentru a oferi victimelor războiului mondial proteze și dispozitive ortopedice. Dar cererea nu putea fi întâmpinată cu metode tradiționale de artizanat. Acesta este motivul pentru care Otto Bock a propus producerea de componente protetice în serie și livrarea lor directă către pacienți. Astfel, s-au pus bazele industriei protezelor. La scurt timp după înființarea sa, compania s-a mutat de la Berlin la Königsee din Turingia, din cauza situației politice incerte din epoca postbelică. În plus, a continuat să investească în materiale noi pentru a crește capacitatea lor de producție. Mai târziu, până la 600 de persoane au fost angajate în operațiunea în continuă creștere. În prezent, firma producătoare Otto Bock este printre primele companii la nivel mondial pe plan de protezare.

Una dintre cele mai bune proteze mioelectrice din portofoliul Otto Bock, este proteza de mâna „bebionic”.

Bebionic este cea mai realistă, funcțională și ușor de utilizat proteză din lume. Fiind confortabilă, precisă și intuitivă pentru pacienți, aceasta transformă viețile și abilitățile pacienților din întreaga lume, de la a îi ajuta să execute sarcini simple (cum ar fi îmbinarea șireturilor) până la execuția celor complexe (cum ar fi mutările diferitelor obiecte). Aceasta este disponibilă în două mărimi: small (mică) și medium (medie). Specificațiile tehnice se găsesc pe site-ul companiei [25].



**Figura 2. 3.** Proteza de mâna mioelectrică „bebionic”. Sursa: [25]

## 2.2.2 Firma producătoare Touch Bionics

Istoria Touch Bionics a inceput în 1963 cu un program de lucru realizat la Spitalul Prințesa Margareta Rose din Edinburgh, mai exact cu cercetari cuprinzătoare în dezvoltarea de soluții protetice pentru copiii afectați de thalidomide. În 1986, David Gow s-a alăturat centrului de bioinginerie al spitalului responsabil cu cercetarea și dezvoltarea protezelor. Doi ani mai târziu, munca a început cu seriozitate și au început să apară protezele electrice de mâna și de umăr. În 1993, Gow a dezvoltat un sistem de mâini parțiale, care a primit publicitate internațională, iar în 1998, a obținut un profil internațional prin montarea primului umăr alimentat electric din lume. În anul 2007, Touch Bionics a lansat mâna cu membre, această mâna protetică având degetele articulate, mai exact cinci degete care funcționează independent și care se deschid și se închid în jurul obiectelor într-un mod mai natural și anatomic. Anul următor, Touch Bionics a achiziționat compania americană Livingskin, companie ce dezvoltă proteze de mâna pentru oamenii ce au suferit diferite amputații la nivelul membrelor superioare. Anul 2013 a fost un adevărat succes pentru companie, deoarece a fost lansată proteza de mâna „i-LIMB ultra revolution”. Această mâna artificială prezenta un deget rotativ, 24 opțiuni de prindere și electrozi sensibili. Proteza permitea purtătorilor să configuri prin intermediul dispozitivelor mobile ce aveau aplicația „i-limb”.

Proteza de mâna „i-LIMB” este controlată cu ajutorul semnalelor mioelectrice, iar electrozii sunt plasați pe mușchi, în două locuri predeterminate. Mâna artificială „i-LIMB” are până la patru declanșatoare diferite. Aceste declanșatoare includ funcțiile:

- țineți deschis
- impuls dublu
- impuls triplu
- co-contractie

În cazul primei opțiuni, proteza utilizează semnalul coresponzător deschiderii pentru o anumită perioadă de timp. A doua opțiune utilizează simultan doar două semnale rapide în timp ce mâna este deschisă complet, în comparație cu cea de-a treia opțiune care utilizează simultan trei semnale rapide. Cea de-a patra opțiune permite dispozitivului să contracteze mușchii deschiși și cei apropiati în același timp. Specificațiile tehnice se găsesc pe site-ul companiei [38].

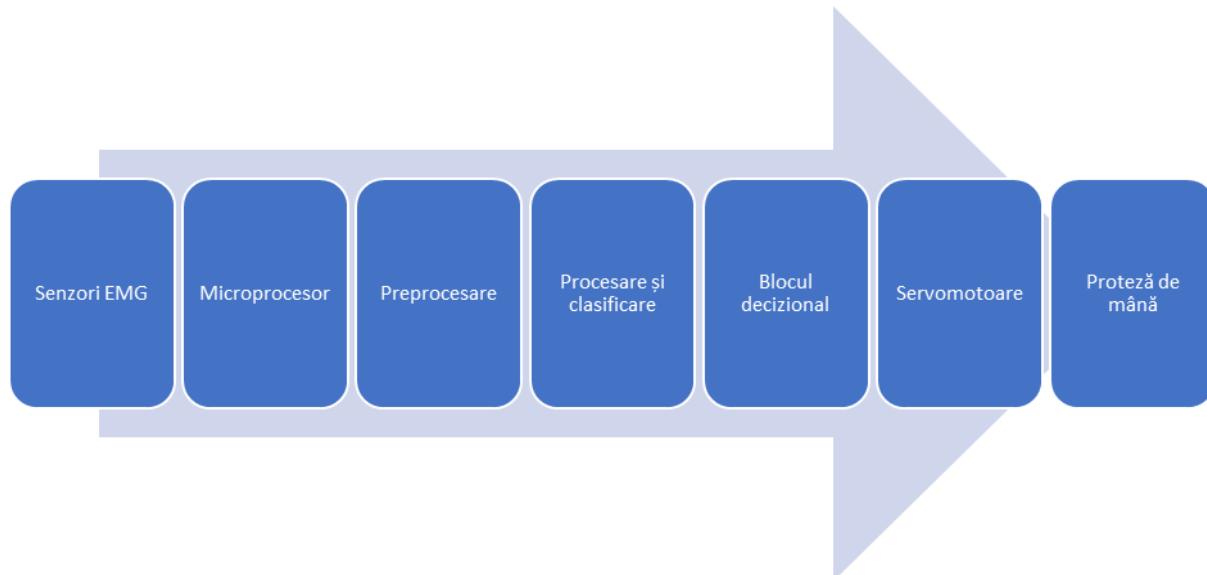


**Figura 2. 4.** Proteza de mâna mioelectrică „i-limb ultra revolution”. Sursa: [38]

## CAPITOL III: PROIECTAREA SOLUȚIEI PROPUSE

### 3.1 ARHTECTURA SISTEMULUI PROPUIS

La baza protezei de mâna cu comandă mioelectrică din acest proiect stă următoarea schemă bloc:



**Figura 3. 1.** Schema bloc a protezei de mâna cu comandă mioelectrică din proiect.

Senzorii EMG plasați pe mușchii antebrațului achiziționează semnalele acestora în timp real și le transmit microprocesorului. În primă fază, semnalul este preprocesat (amplificat și filtrat) și trimis către blocul de procesare și clasificare, urmat de blocul decizional. Tipurile de semnale sunt procesate și clasificate prin intermediul software-ului implementat, acesta știind astfel ce decizii să ia în vederea acțiunării servomotoarelor, care la rândul lor controlează proteza de mâna.

Pentru implementarea sistemului funcțional, s-a avut în vedere mai întai partea de suport, mai exact proteza de mâna fizică.

### 3.2 MODELUL 3D AL PROTEZEI DE MÂNA

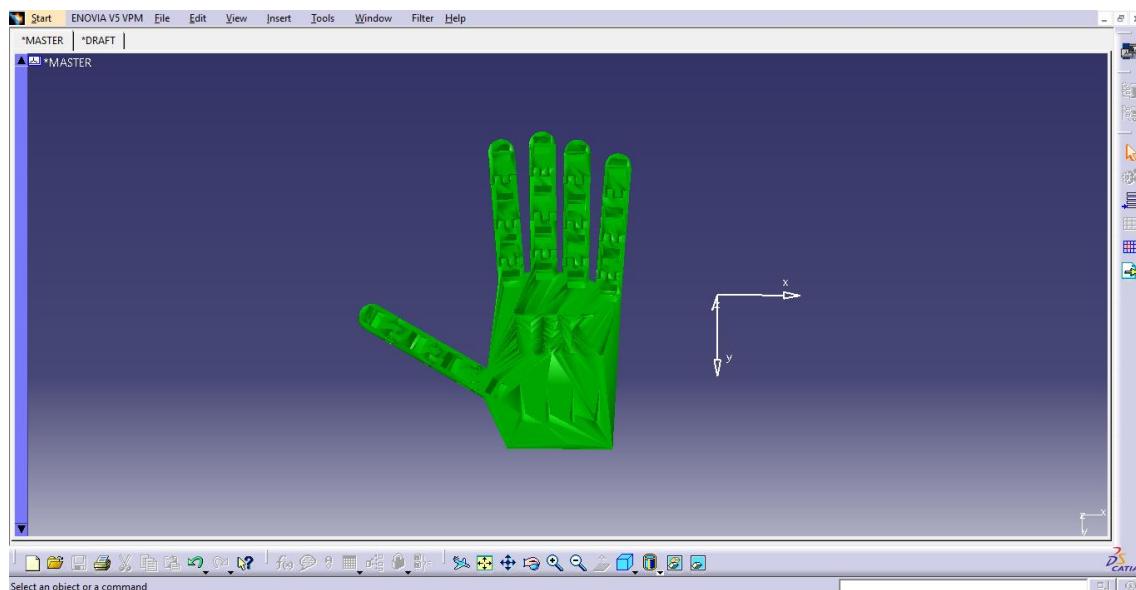
În grafica 3D, proiectarea și modelarea 3D sunt definite de procesul de dezvoltare a unei reprezentări matematice a oricărei suprafețe a unui obiect în trei dimensiuni, prin intermediul unui software specializat. Produsul finit se numește „model 3D”, iar acesta poate fi creat manual sau automat. Obiectul 3D proiectat poate fi afișat ca o imagine bidimensională printr-un proces numit rendering 3D sau folosit în simularea computerizată a fenomenelor fizice. De asemenea, modelul poate fi creat fizic folosind dispozitive de imprimare 3D.

Pentru realizarea protezei s-a folosit un model de bază luat din sursa [39] și modificat ulterior prin mici ajustări în programul de proiectare și modelare Catia V5R19.

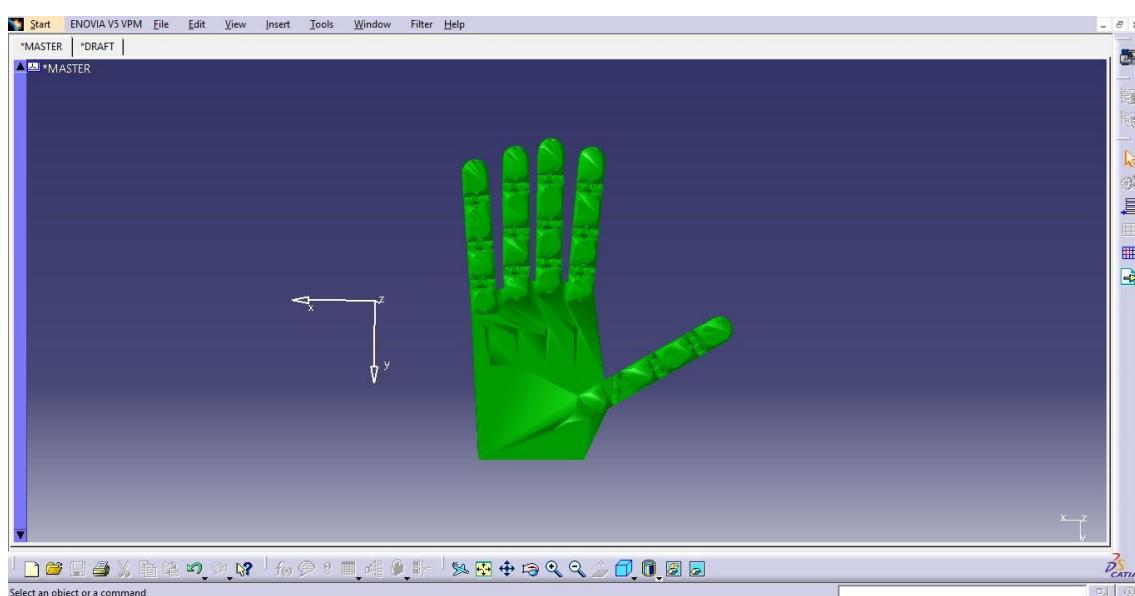
Catia V5R19 este un software multi-platformă 3D ce cuprinde proiectarea asistată de calculator (CAD), fabricarea asistată de calculator (CAM), ingineria asistată de calculator (CAE) și managementul ciclului de viață al produsului (PLM), dezvoltat de compania franceză Dassault Systèmes. Aceasta facilitează ingineria colaborativă în mai multe discipline prin

intermediul platformei sale „3D experience”, incluzând proiectarea suprafețelor și a formei, design-ul sistemelor electrice, fluide și electronice, ingineria mecanică și ingineria sistemelor. Totodată, Catia permite crearea de piese 3D, de la schițe 2D, table metalice, compozite, piese turnate, forjate, până la definirea ansamblurilor mecanice. Software-ul oferă tehnologii avansate pentru cinematică, suprafețe mecanice și pentru instrumentele folosite în definirea finală a produsului. De asemenea, programul vine cu o gamă largă de aplicații pentru proiectare, atât pentru obiectele generice, cât și pentru matrițe. În cazul ingineriei aerospațiale, acesta are un modul adițional ce cuprinde design-ul părților metalice aerospațiale. Catia poate fi aplicată la o mare varietate de industrii, de la industria aerospațială, auto, și a echipamentelor industriale, până la construcții navale, bunuri de consum, arhitectură și servicii [40].

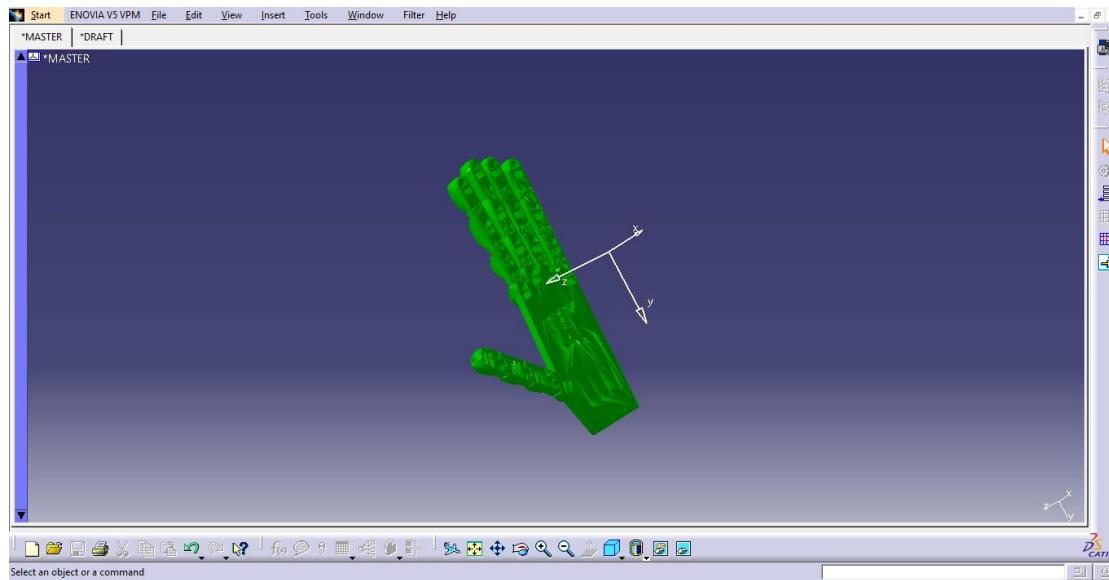
În figurile ce vor urma, modelul 3D final al protezei de mâna va fi reprezentat în diferite orientări.



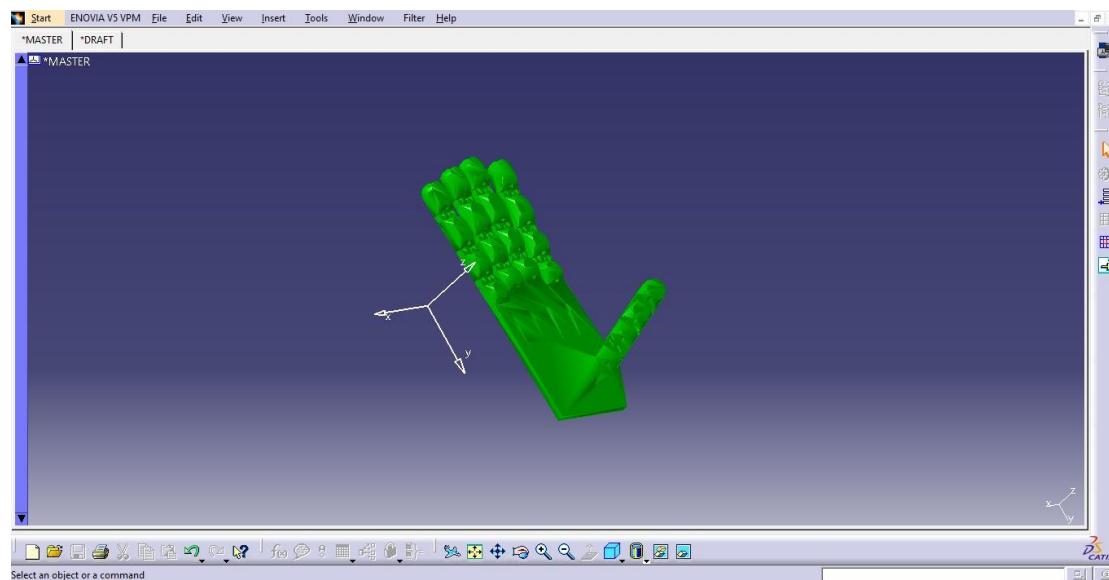
**Figura 3. 2.** Modelul 3D al protezei de mâna – vedere posterioară.



**Figura 3. 3.** Modelul 3D al protezei de mâna – vedere anteroiară.



**Figura 3. 4.** Modelul 3D al protezei de mâna – vedere posterioară – plan înclinat.



**Figura 3. 5.** Modelul 3D al protezei de mâna – vedere anteroiară – plan înclinat.

Pentru ca acest model să fie creat fizic, s-a folosit imprimanta 3D „Ultimaker S5”. Imprimarea 3D este un proces de formare a unui obiect solid tridimensional de orice formă, realizat printr-un proces aditiv unde straturi succesive de material sunt stabilite în diferite forme. Ultimaker S5, este o imprimantă 3D de ultima generație, cu un volum de construire de 330 x 240 x 300 mm. De asemenea, aceasta are capabilități duale de extrudare, precum și un sistem de alimentare îmbunătățit cu un senzor de curgere a filamentului care îintrerupe automat amprentele când filamentul se scurge. Totodată, aceasta este ușor de folosit datorită ecranului tactil și a funcțiilor dedicate. Atât luminile speciale ale cadrelor, precum și cele ce focalizează regiunea de printare, conferă utilizatorului o atenție sporită asupra obiectului în timpul printării.

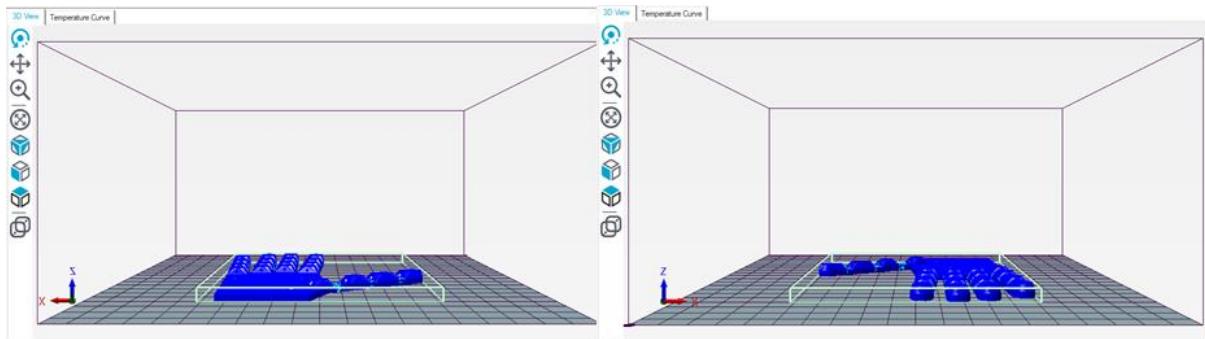
S-a folosit ca filament de printare PLA (acid polilactic), care este un biopolimer, un material plastic biodegradabil. Acesta este fabricat din materii prime regenerabile, cum ar fi

amidonul de porumb sau trestia de zahar. În afară de imprimare 3D, este utilizat în mod obișnuit pentru materiale de ambalare, folie de plastic, pahare de plastic și sticle de apă din plastic.

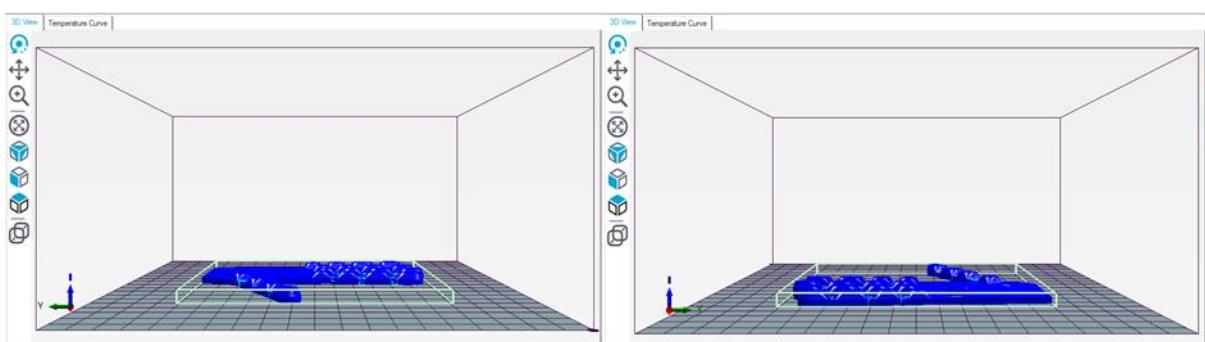


**Figura 3. 6.** Imprimantă 3D „Ultimaker S5” și filamente de printare PLA. Sursa: [41]

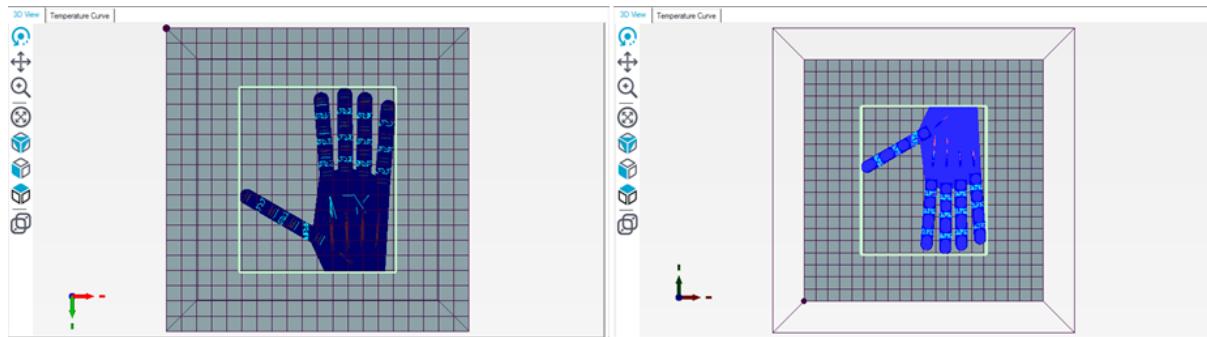
În figurile ce vor urma, modelul 3D al protezei de mâna va fi reprezentat în diferite orientări, în software-ul „Repetier-Host”. Acest program este compatibil cu imprimanta 3D menționată mai sus și ilustrează virtual obiectul printat în interiorul acesteia.



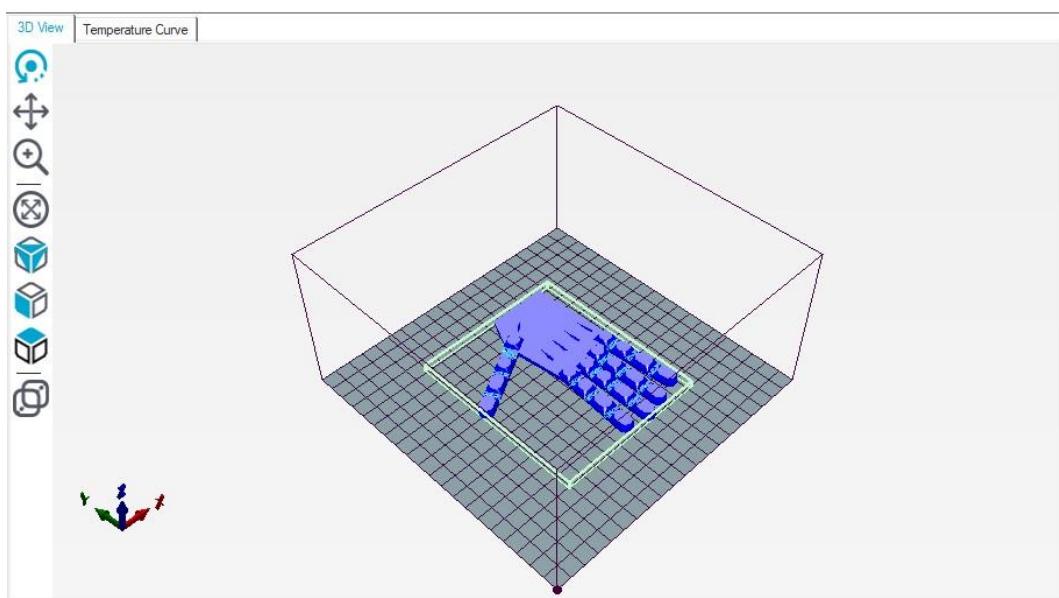
**Figura 3. 7.** Vedere din spate și din față a protezei de mâna.



**Figura 3. 8.** Vedere din stânga și din dreapta a protezei de mâna.



**Figura 3. 9.** Vedere de jos și de sus a protezei de mână.



**Figura 3. 10.** Vedere izometrică a protezei de mână.

### 3.3 COMPOUNTELE SISTEMULUI PROPUȘ

În vederea realizării sistemului, s-au folosit senzori speciali de achiziție a semnalelor musculare, două shield-uri speciale pentru preprocesarea semnalelor achiziționate, două plăcuțe electronice dedicate procesării și clasificării semnalelor preprocesate, fire, un dispozitiv de interconectare a firelor, cabluri speciale de conectare a plăcuțelor electronice dedicate cu laptopul și cinci servomotoare pentru acționarea degetelor artificiale ale protezei de mână cu comandă mioelectrică.

Astfel, prin conectarea acestor componente între ele și cu ajutorul software-urilor speciale de procesare și dezvoltare, proteza de mână cu comandă mioelectrică va deveni funcțională. Degetele artificiale ale acesteia vor fi acționate de către cele cinci servomotoare la comanda efectuată de către microprocesorul placuței electronice dedicate, acesta fiind capabil să proceseze și să clasifice semnalele ajuinse la el de la shield-urile dedicate. Aceste semnale au fost preprocesate anterior de către cele două shield-uri, care la rândul lor au primit de la senzorii speciali semnalele achiziționate de aceștia de la mușchii antebrațului.

## CAPITOLUL IV: IMPLEMENTAREA SOLUȚIEI PROPUSE

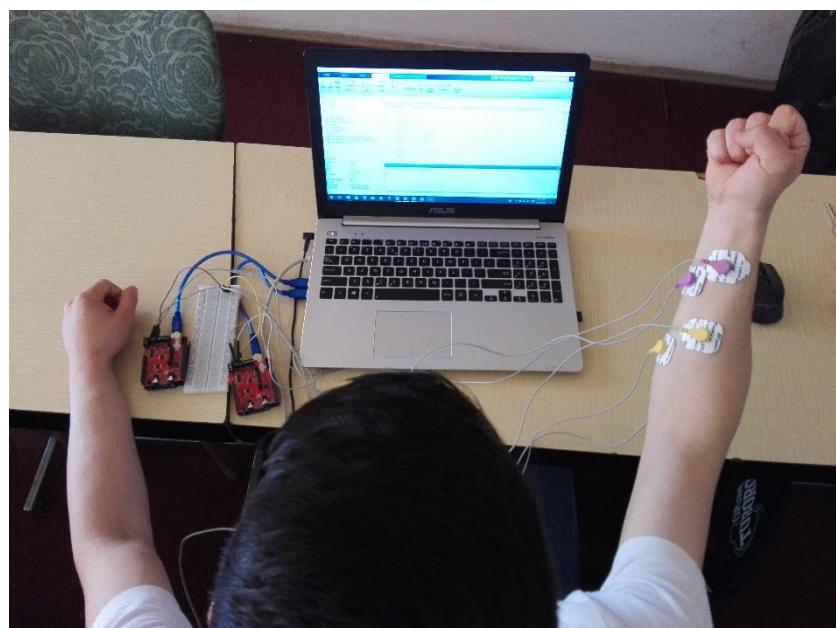
### 4.1 DESCRIEREA COMPONENTELOR ELECTRONICE ȘI INTEGRAREA LOR ÎN SISTEMUL DE PROTEZARE

Componentele electronice din sistem, mai exact senzorii EMG, shield-urile „e-Health”, placuțele electronice „Arduino Uno” și servomotoarele „SG90”, au un rol important în funcționalitatea acestuia.

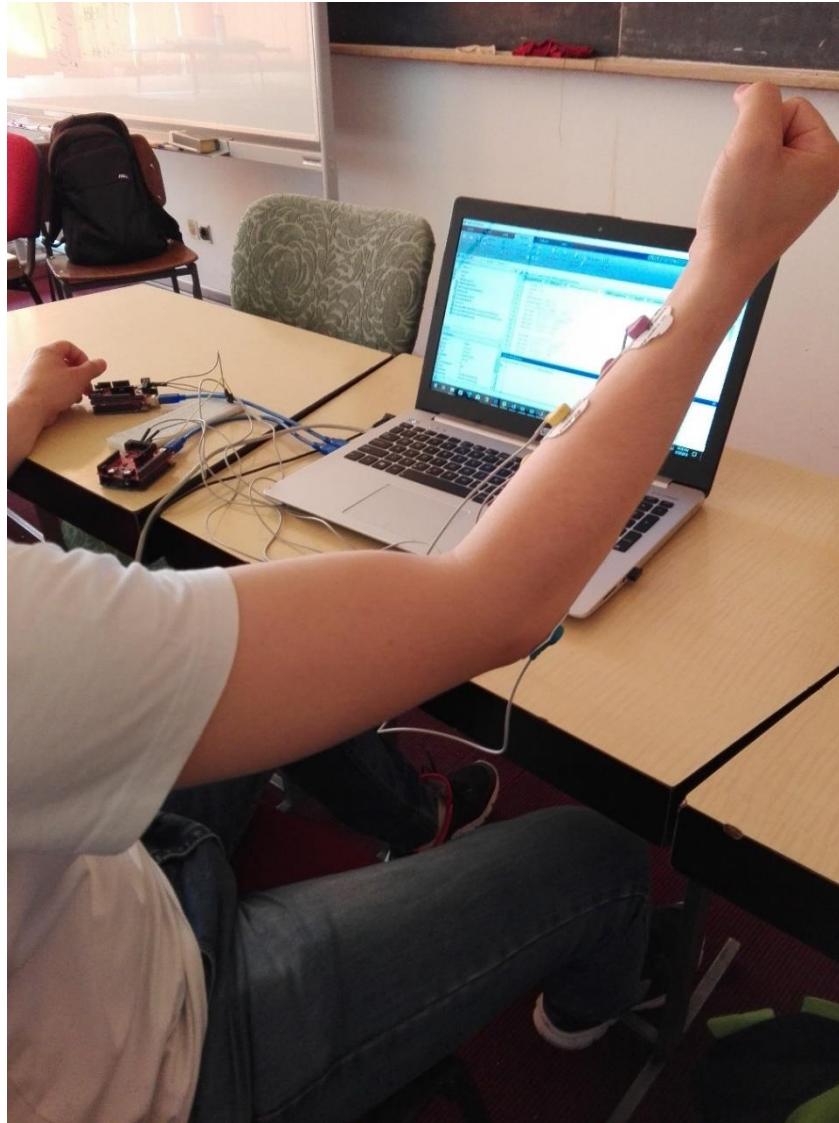
#### 4.1.1 Senzori EMG

Senzorii EMG măsoară activitatea electrică a mușchilor în repaus și în timpul contracției, aceștia fiind folosiți de obicei în electromiografie. Semnalele EMG sunt utilizate în multe aplicații clinice și biomedicale, datorită faptului că acestea pot fi folosite ca instrument în vederea identificării și diagnosticării bolilor neuromusculare, evaluării durerii de spate și a tulburărilor de control al sistemului motor al organismului. De asemenea, semnalele EMG sunt folosite ca semnal de control pentru dispozitivele protetice, cum ar fi mâinile protetice, brațele și membrele inferioare.

Senzorii utilizați în implementarea soluției propuse au fost luați din sursa [42], aceștia măsurând activitatea electrică filtrată și rectificată a unui mușchi. După cum au fost descriși în § 1.5.2, senzorii sunt de două tipuri: de suprafață și intramusculari. În cazul de față s-au folosit doi senzori de suprafață, fiind plasați astfel încât să achiziționeze semnalele mușchiului flexor profund al degetelor și semnalele mușchiului flexor lung al pollicelui. De asemenea, după cum s-a menționat în aceeași secțiune (§1.5.2), pentru o măsurare corectă a semnalelor, cei trei electrozi ai senzorului trebuie să fie plasați după cum urmează: primul se amplasează pe mijlocul mușchiului (electrod „M”), al doilea pe suprafața terminării aceluia mușchi (electrod „E”) și cel de-al treilea (de referință) se poziționează în regiunea cotului (electrod „GND”).



**Figura 4. 1.** Poziționarea electrozilor M și E.



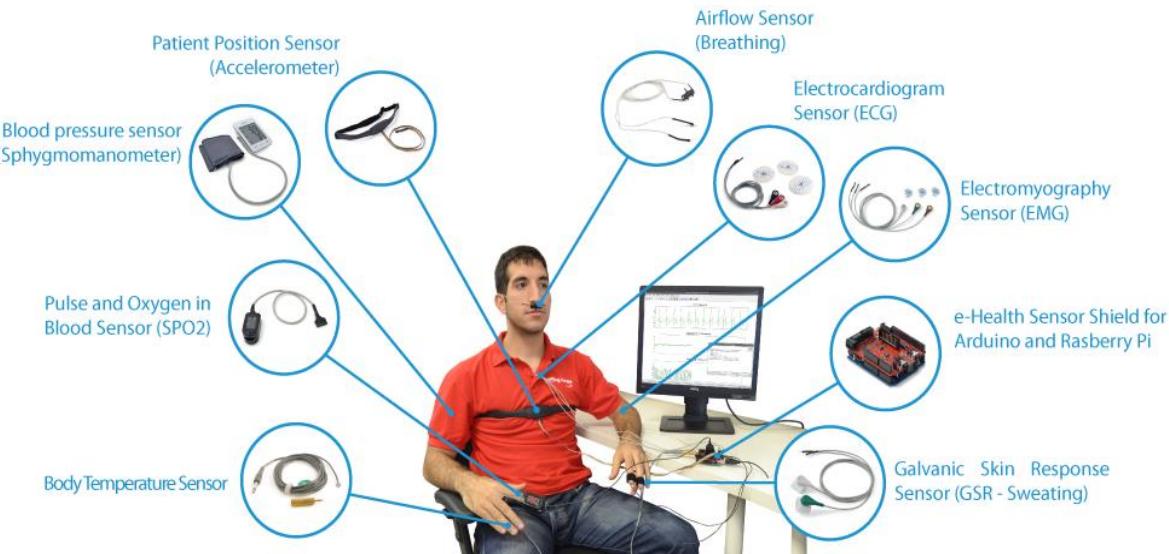
**Figura 4. 2.** Poziționarea electrodului GND.

#### **4.1.2 Shield-uri „e-Health Sensor Platform V2.0”**

În luna august a anului 2013, Cooking Hacks a lansat a doua versiune a primului shield biometric pentru Arduino și Raspberry Pi, și anume „e-Health Sensor Platform V2.0”. Această versiune este folosită și în cadrul protezei de mâna cu comandă mioelectrică din acest proiect.

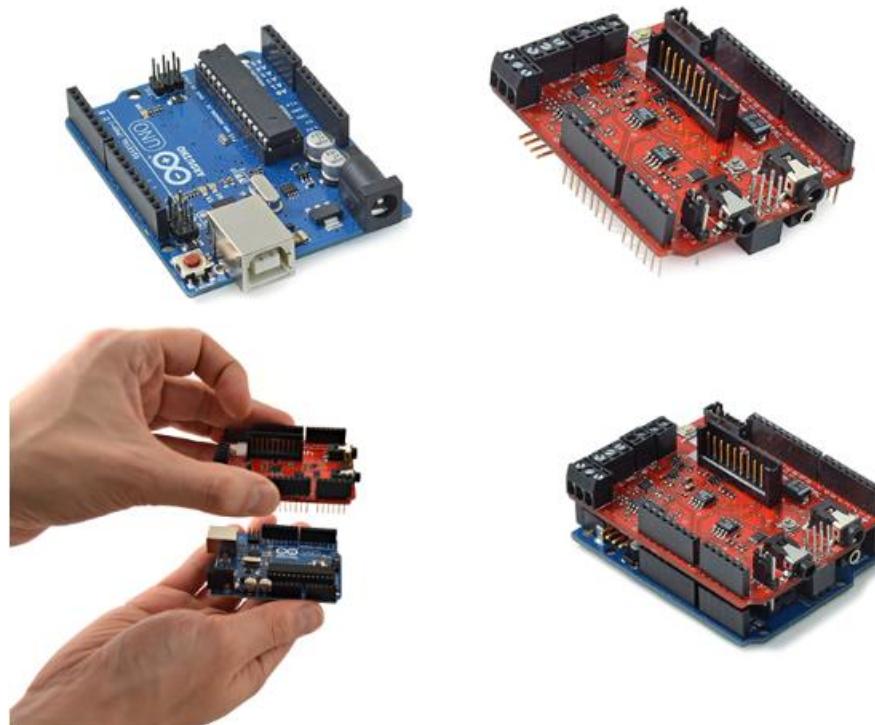
Sistemul „e-Health Sensor Shield V2.0” permite utilizatorilor Arduino și Raspberry Pi să efectueze cu ajutorul a zece senzori diferenți, aplicații biometrice și medicale pentru: puls, oxigen în sânge (SPO2), flux de aer (respirație), temperatura corpului, electrocardiogramă (ECG), glucometru, răspuns galvanic al pielii (transpirație GSR), tensiune arterială, poziția pacientului (accelerometru) și activitate musculară (EMG). Aceste informații pot fi folosite pentru a monitoriza în timp real starea unui pacient sau pentru a obține date sensibile pentru a fi ulterior analizate în diagnosticul medical. Informațiile biometrice adunate pot fi trimise fără fir utilizând oricare dintre cele șase opțiuni de conectivitate disponibile: Wi-Fi, 3G, GPRS, Bluetooth, 802.15.4 și ZigBee în funcție de aplicație. Dacă este necesară diagnosticarea imaginii în timp real, camera poate fi atașată la modulul 3G pentru a trimite fotografii și clipuri video legate de pacient, către un centru de diagnostic medical. Datele pot fi trimise în cloud pentru a efectua stocări permanente sau vizualizate în timp real prin trimiterea datelor direct la

un laptop sau la un smartphone. Aplicațiile dedicate ale acestui shield pentru iPhone și Android au fost concepute special pentru a vedea cu ușurință informațiile pacientului. Figura 4.3 ilustrează toate modurile de utilizare ale acestui shield.



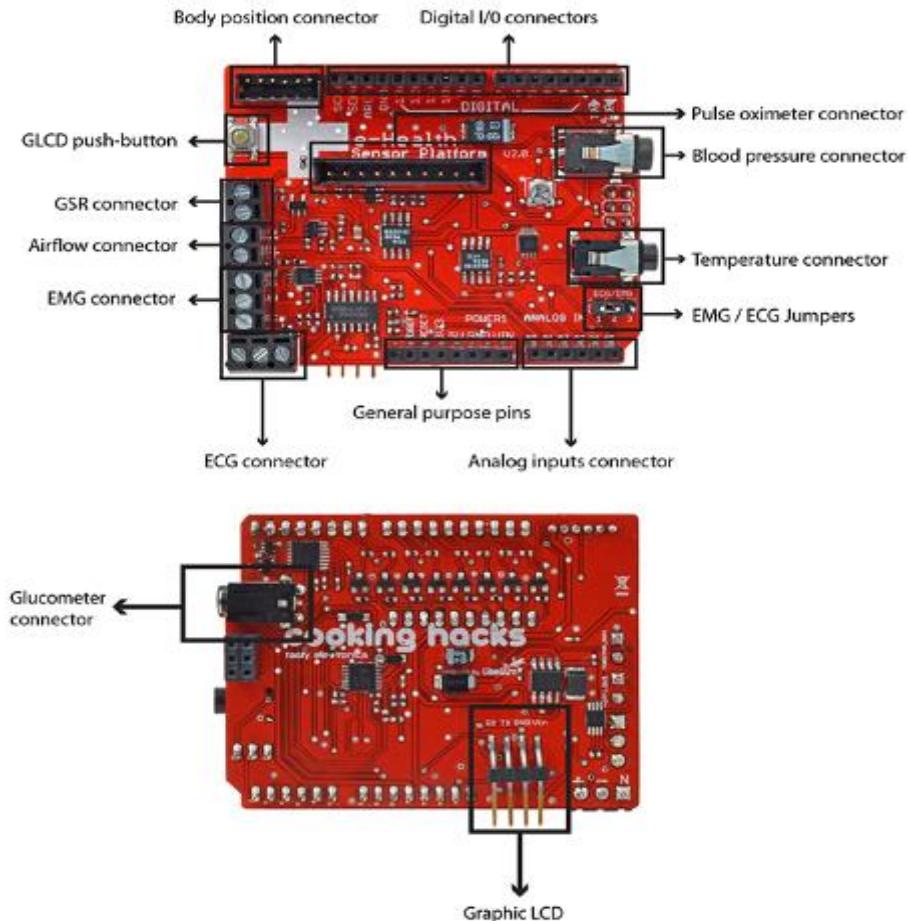
**Figura 4. 3.** Modurile de funcționare ale shield-ului „e-Health V2.0”. Sursa: [42]

Conecțarea acestui shield cu „Arduino Uno”, se face prin suprapunere. Astfel, pinii shield-ului se conectează cu sloturile plăcuței arduino, fiind gata de utilizare [42].



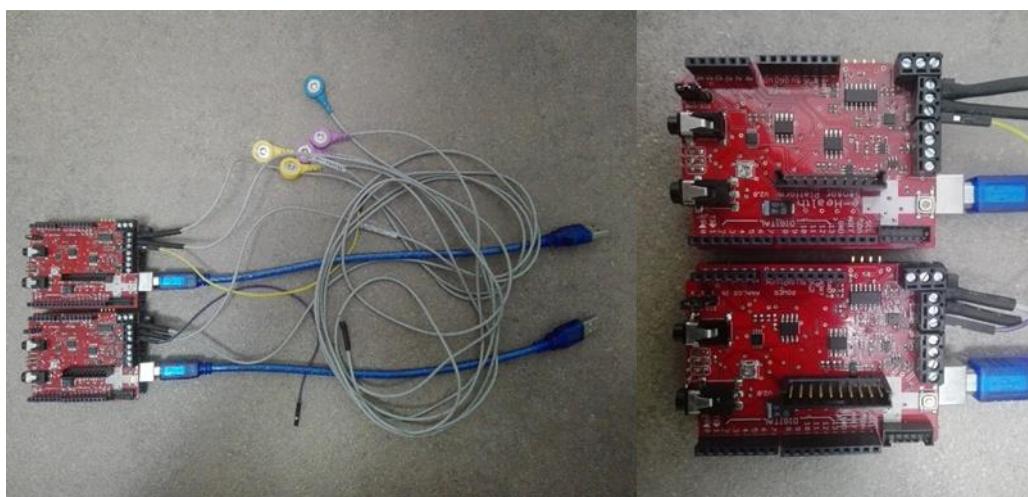
**Figura 4. 4.** Conecțarea shield-ului „e-Health V2.0” cu „Arduino Uno”. Sursa: [42]

Conecțarea senzorilor se face după clasificarea sloturilor din Figura 4.5.



**Figura 4. 5.** Clasificarea sloturilor shield-ului „e-Health V2.0”. Sursa: [42]

În cazul prezentat în acest proiect, senzorii au fost conectați conform Figurii 4.6. Tot în această etapă, jumper-ul special al shield-ului trebuie pus în poziția EMG.



**Figura 4. 6.** Conecțarea senzorilor EMG la shield-ului „e-Health V2.0”

**Tabel 4. 1. Conectarea electrozilor EMG la shield-ul „e-Health V2.0”.**

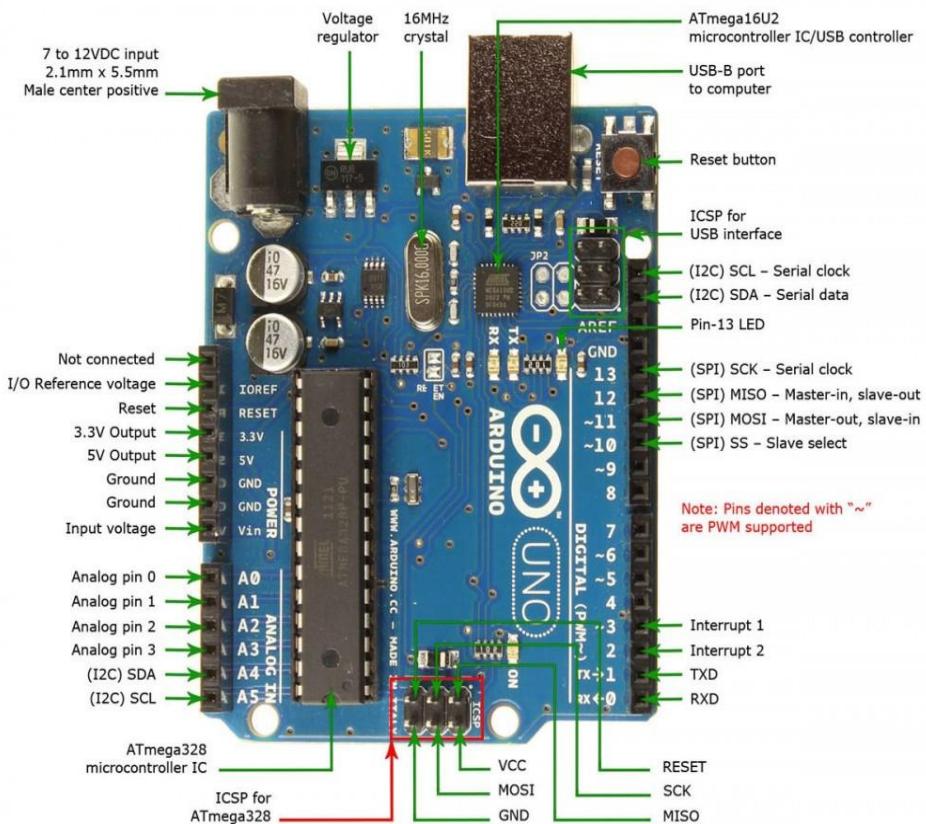
Culoare electrod	Electrod	Slot shield	Pozitie
Albastru	GND	GND	Cot
Galben	M	M	Mijlocul mușchiului
Mov	E	E	Terminarea mușchiului

Tabelul 4.1 ilustrează modul de conectare al electrozilor la shield-ul „e-Health V2.0”.

#### 4.1.3 Plăcuțe de dezvoltare „Arduino Uno”

Arduino Uno este o placă de dezvoltare cu un microcontroler „ATmega328P”. Are 14 intrări / ieșiri digitale (dintre care 6 pot fi utilizate ca ieșiri PWM), 6 intrări analogice, un cristal quartz de 16 MHz, o conexiune USB, o mufă de alimentare, un antet ICSP și un buton de resetare. Toate acestea sunt reprezentate în Figura 4.7. Aceasta se conectează la computer printr-un cablu USB, dar se și poate alimenta folosind un adaptor de curent alternativ sau un acumulator.

„Uno” înseamnă „unu” în limba italiană și a fost ales pentru a marca lansarea programului Arduino Software IDE (Integrated Development Environment) 1.0. Placa Uno și versiunea 1.0 a programului Arduino Software (IDE) au fost versiunile de referință ale Arduino, care au evoluat acum în versiuni mai noi. Placa Uno este prima dintr-o serie de plăci USB Arduino și modelul de referință pentru platforma Arduino. Limbajul de programare folosit utilizează un dialect de caracteristici din limbile de programare C și C++. În plus, față de utilizarea instrumentelor tradiționale de compilare, Arduino oferă un mediu integrat de dezvoltare (IDE) bazat pe procesarea limbajului [43].



**Figura 4. 7. Componentele plăcuței de dezvoltare „Arduino Uno”.** Sursa: [43]

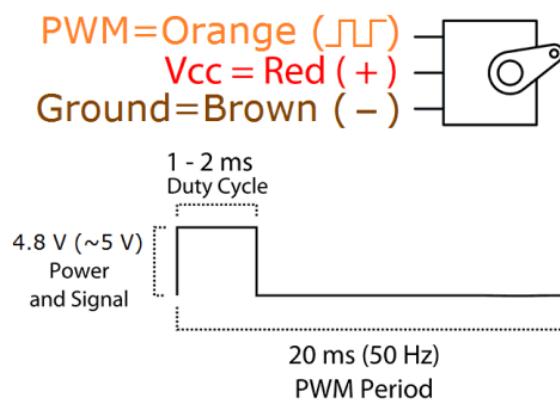
#### 4.1.4 Servomotoare „SG90”

Pentru acționarea degetelor artificiale ale protezei de mâna cu comandă mioelectrică din acest proiect, s-au folosit servomotoare „SG90”. Fiind ușoare și cu putere mare de ieșire, acestea se pot roti la aproximativ  $180^\circ$  ( $90^\circ$  în fiecare direcție). De asemenea, funcționează la fel ca tipurile standard, dar sunt mai mici. Totodată, se poate utiliza orice servo-cod, hardware sau bibliotecă pentru a controla aceste servomecanisme. Acestea vin standard cu trei brațe după cum ilustrează și Figura 4.7 [44].



**Figura 4. 8.** Servomotor „SG90”. Sursa: [44]

Servomotoarele SG90 funcționează cu puls tip PWM (Pulse-width modulation), după cum ilustrează Figura 4.9.



**Figura 4. 9.** Funcționalitate servomotor „SG90”. Sursa: [44]

Modularea pulsurilor în lățime (PWM) sau modulația pulsurilor în durată (PDM) este o tehnică de modulație utilizată pentru a codifica un mesaj într-un semnal pulsatoriu. Deși această metodă poate fi utilizată pentru a codifica informațiile pentru transmisie, utilizarea sa principală este aceea de a permite controlul energiei furnizate dispozitivelor electrice, în special în cazul încărcărilor inerțiale, cum ar fi servomotoarele.

Valoarea medie a tensiunii alimentată de sarcină este controlată prin rotirea și întreruperea între alimentare și încărcare la un ritm rapid. Astfel, cu cât cursa comutatorului este mai lungă în comparație cu perioadele de oprire, cu atât este mai mare puterea totală furnizată încărcăturii.

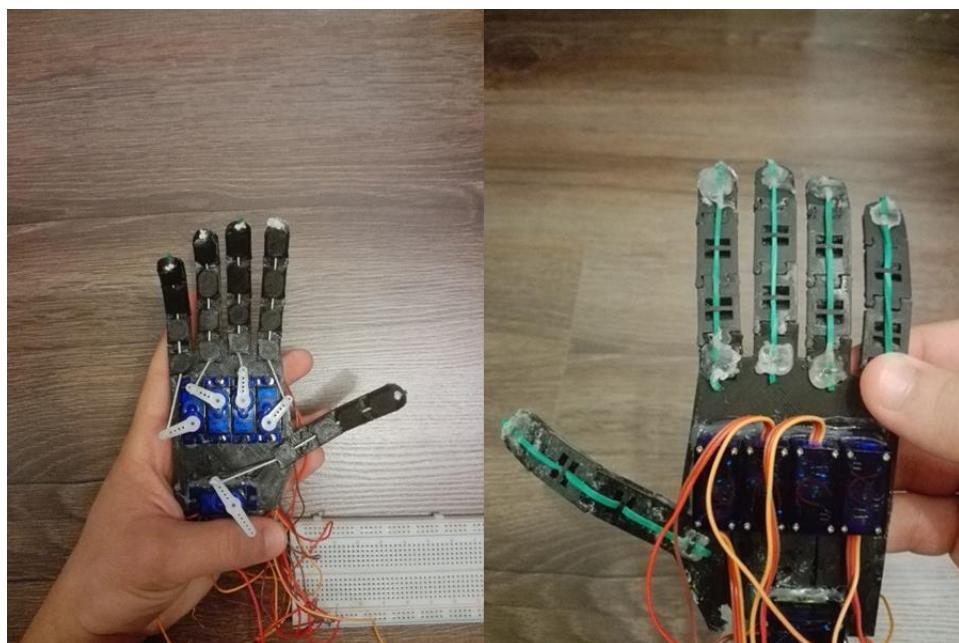
Frecvența de comutare PWM trebuie să fie mult mai mare decât frecvența care ar afecta sarcina servomotorului, adică forma rezultată a formei de undă percepță de sarcină trebuie să fie cât mai lină posibil. Rata (sau frecvența) la care alimentarea cu energie electrică trebuie să se schimbe poate varia foarte mult în funcție de încărcare și de aplicație.

Maparea pinilor servomotoarelor s-a făcut la sloturile shield-ului ce suportă PWM, după cum este ilustrată în Tabelul 4.2.

**Tabel 4. 2. Maparea pinilor servomotoarelor.**

Denumire Deget	Denumire Servomotor	Nr. COM placuță	Pozitie shield (Digital)
Police	Deg1	COM5	3
Index	Deg2	COM5	5
Mijlociu	Deg3	COM5	6
Inelar	Deg4	COM5	9
Mic	Deg5	COM5	10

În cazul acestui proiect, servomotoarele au fost poziționate în proteza de mână cu comandă mioelectrică conform Figurii 4.10.



**Figura 4. 10.** Proteza de mână cu comandă mioelectrică – vedere anteroiară și posterioară.



## 4.2 PREZENTAREA SOFTWARE-URILOR FOLOSITE

Pe lângă componente electronice, software-urile folosite au o mare importanță în funcționarea sistemului. Astfel, pentru implementarea componentei software s-au folosit Arduino IDE și MATLAB.

### 4.2.1 Arduino IDE

Arduino IDE (Integrated Development Environment) este o aplicație cross-platformă (pentru Windows, MacOS, Linux) care este scrisă în limbajul de programare Java. Acesta include un editor de coduri ce are ca funcții tăierea și lipirea textului, căutarea și înlocuirea textului, potrivirea acoladelor și evidențierea sintaxei. Totodată, acesta oferă mecanisme simple, cum ar fi compilarea și încărcarea programului într-o placă Arduino cu un singur click. De asemenea, conține o zonă de mesaje, o consolă de text, o bară de instrumente cu butoane pentru funcții comune și o ierarhie a meniurilor de operare. Codul sursă pentru Arduino IDE este lansat sub GNU (General Public License). Software-ul suportă limbajele de programare C și C++, folosind reguli speciale de structurare a codurilor. Totodată, furnizează o bibliotecă software care oferă multe aplicații de intrare și ieșire. Arduino IDE utilizează programul „avrdude” pentru a converti codul executabil dintr-un fișier text în codificare hexazecimală, care este ulterior încărcat în placa Arduino printr-un program special din firmware-ul plăcii. Un program scris cu Arduino IDE este numit „sketch” (schiță). Schițele sunt salvate pe computerul de dezvoltare ca fișiere text cu extensia „.ino”. Un program minimal Arduino C / C ++ constă doar din două funcții:

- „setup()”: Se utilizează pentru a inițializa variabilele, modurile de intrare și ieșire a pinilor și alte biblioteci necesare în schiță.
- „loop()”: După ce a fost apelată funcția „setup()”, bucla cu funcții este executată în mod repetat în programul principal. Această funcție controlează placa până când placa este oprită sau resetată [43].

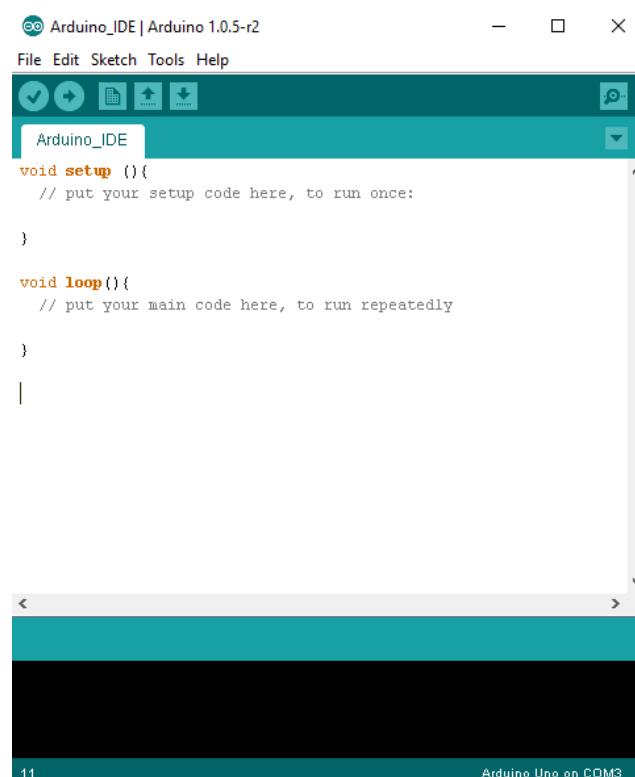


Figura 4. 11. Arduino IDE.

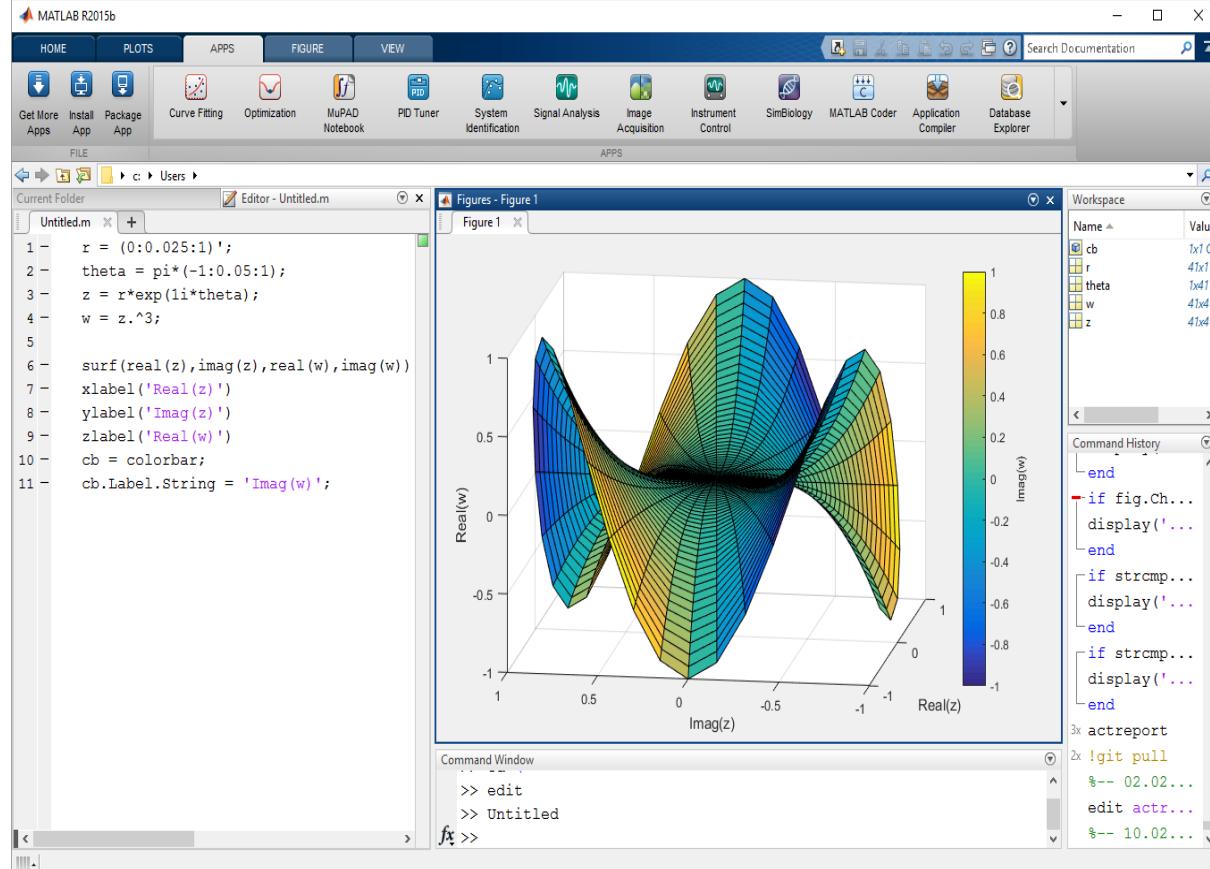
#### 4.2.2 MATLAB

MATLAB combină un mediu desktop reglat pentru procese de analiză și proiectare, cu un limbaj de programare matematic. Kiturile de instrumente ale acestuia sunt dezvoltate profesional, testate riguros și documentate pe deplin.

Programul prezintă un mediu de calcul numeric cu limbaj de programare propriu, dezvoltat de „MathWorks” și permite manipularea matricelor, dezvoltarea funcțiilor și datelor, implementarea algoritmilor și crearea interfețelor cu programele scrise în alte limbi, inclusiv C, C++, C #, Java, Fortran și Python. Acesta are un limbaj tipizat, deoarece variabilele pot fi atribuite fără a declara tipul lor, cu excepția cazului în care trebuie tratate ca obiecte simbolice sau atunci când tipul lor se poate schimba. Variabilele sunt definite folosind operatorul de atribuire „=”. Valorile pot proveni de la constante, de la calculul care implică valori ale altor variabile sau de la ieșirea unei funcții. MATLAB se remarcă și prin dezvoltarea de aplicații cu caracteristici grafice de interfață cu utilizatorul, acesta incluzând ghidul mediului de dezvoltare pentru proiectarea grafică. De asemenea, are caracteristici grafice de plotare bine integrate (de ex. graficul funcției poate fi folosit pentru a produce un grafic de la doi vectori x și y). Aceasta poate produce grafice tridimensionale folosind funcțiile „surf”, „plot3” sau „mesh”.

Deși MATLAB este destinat în primul rând calculului numeric, un set optional de instrumente utilizează motorul simbolic „MuPAD”, permitând accesul la abilitățile de calcul simbolice. Un pachet suplimentar numit „Simulink”, adaugă simularea grafică pe mai multe domenii și proiectarea bazată pe modele pentru sistemele dinamice și încorporate.

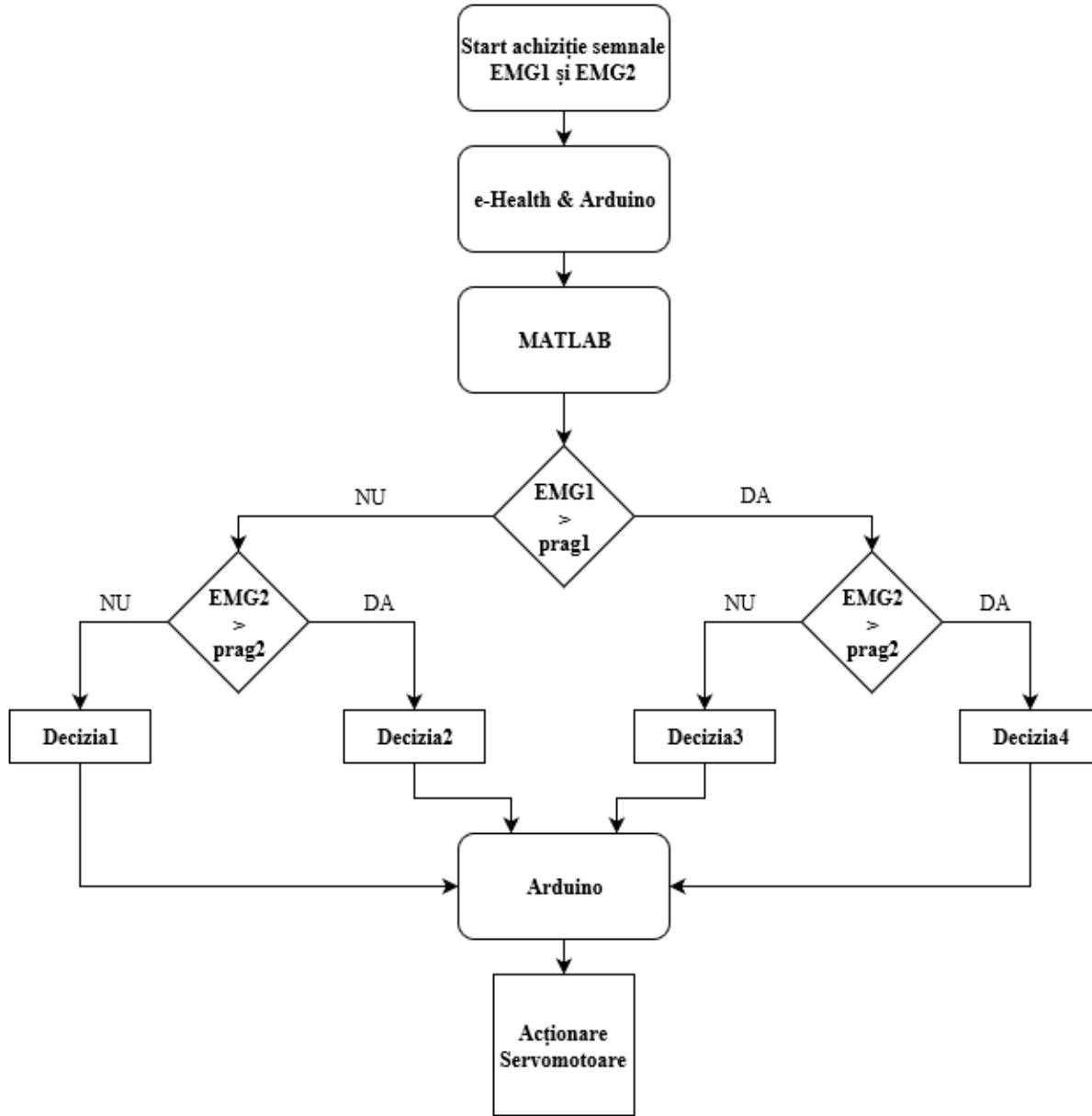
Începând cu anul 2017, MATLAB are aproximativ 1 milion de utilizatori în întreaga industrie și mediul academic. Aceștia provin din domenii diferite cum ar fi, ingineria, știința, economia etc. [45].



**Figura 4. 12. MATLAB Software. Sursa: [45]**

#### 4.3 DESCRIEREA ALGORITMULUI

La baza algoritmului stă următoarea schemă bloc:



**Figura 4. 13.** Schema bloc a algoritmului.

Proteza de mâna cu comandă mioelectrică din acest proiect, a fost gândită, astfel încât să asigure două funcții esențiale, și anume: funcția de prehensiune și funcția de flexie a celor patru degete, mai exact: a indexului, a mijlociului, a inelarului și a degetului mic (funcție asociată cu simbolul chemării unei persoane). Funcționalitatea acestora este asigurată printr-o serie de inițiative adaptate nivelului de procesare. Sistemul începe cu achiziția semnalelor EMG prin intermediul shield-ului e-Health și transmiterea acestora către software-ul MATLAB cu ajutorul Arduino. La acest nivel, semnalele sunt procesate și clasificate în funcție de cele două praguri illustrate în Figura 4.13, această procedură fiind necesară implementării deciziilor reprezentate în aceeași imagine. În etapa următoare, servomotoarele protezei de mâna au fost programate prin intermediul software-ului Arduino, astfel încât să depindă în mod direct de deciziile implementate anterior.

Cele două funcții dorite în acest proiect în urma implementării algoritmului sunt ilustrate în Figura 4.14.



**Figura 4. 14.** Funcțiile mâinii dorite în acest proiect.

Conform schemei bloc a algoritmului, semnalele achiziționate de către cei doi senzori EMG prin intermediul shield-ului e-health folosind funcția `getEMG` în Arduino (v. Anexa 3), sunt transmise mai departe către software-ul MATLAB. Odată ajunse la acest nivel, s-a apelat funcția serial de initializare și citire a porturilor pentru fiecare placuță Arduino, și anume `s3=serial('COM3');`, `s4=serial('COM4');` și `s5=serial('COM5');`, care a permis crearea a trei obiecte, reprezentând cele trei porturi seriale la care au fost conectate cele trei placuțe. Tot în această etapă s-au setat proprietățile porturilor după cum urmează:

```
set(s3, 'FlowControl', 'none'); set(s3, 'BaudRate', 115200);
set(s3, 'Parity', 'none'); set(s3, 'DataBits', 8); set(s3,
'StopBit', 1);
```

(aceleași setări au fost aplicate și pentru `s4` și `s5`).

Setarea '`FlowControl`' (controlul fluxului) reprezintă un mecanism care administrează fluxul de date dintre două dispozitive astfel încât rata de transmisie a dispozitivului emițător să fie proporțională cu cea a dispozitivului receptor (în cazul proiectului de față, această mecanism nu se utilizează, de aceea proprietatea selectată va fi `none`).

Setarea '`BaudRate`' este rata la care informațiile sunt transferate într-un canal de comunicare. În cazul de față aceasta este setată la 115200, însemnând că portul serial este capabil să transfere maxim 115200 de biți pe secundă.

Setarea '`Parity`' se referă la controlul parității, aceasta folosindu-se la transmisiunile de date pentru a detecta cel mult o eroare de transmisie, însă pentru că nu va fi folosit controlul parității, proprietatea '`Parity`' va fi `none`.

'`DataBits`' este reprezentat de numărul de biți de date pe care îl transmitem, iar '`StopBit`' este folosit pentru sincronizarea în transmisiile seriale.



După inițializarea porturilor seriale, s-au configurat diferite elemente de interfață grafică cu utilizatorul. Astfel, au fost create diferite căsuțe de dialog cu ajutorul funcției `newid` (v. Anexa 2), care definește diferite mesaje către utilizator, în funcție de context prin intermediul sintaxei `prompt`. Aceasta s-a făcut în scopul preluării automate a unor parametri (tipul experimentului, numărul de grupe de mușchi implicate și denumirea acestor grupe de mușchi) ce vor fi utilizați pentru salvarea automată a figurilor rezultate în urma experimentelor, folosind funcția `print`. În vederea pregătirii scenariilor și a utilizatorului, au fost concepute câteva căsuțe cu un anumit mesaj premergător achiziției prin sintaxa `msgbox` și s-a definit un număr de eșantioane (`nresantioane=300`) pentru semnalele EMG. Pentru timpul de achiziției a semnalelor, a fost creată o bară de așteptare cu funcția `waitbar` ce ilustră statusul achiziției.

În etapa următoare, au fost declarați doi vectori care să rețină valorile semnalelor celor doi senzori EMG, iar acestea au fost procesate și clasificate în funcție de valoarea potențialului pe care îl posedau. Citirea datelor de la porturile seriale a fost realizată într-o buclă de tip `for` cu funcția `fscanf`, iar apoi au fost convertite datele de la cele două porturi seriale, din stringuri (vectori de caractere) în valori numerice în baza 10. În aceeași buclă, s-au memorat aceste valori într-o matrice cu două linii (câte una pentru fiecare vector) și `nresantioane` coloane. Afisarea semnalelor s-a făcut cu ajutorul funcțiilor `subplot` și `plot`, iar salvarea figurii ce conținea cele două semnale (la rezoluția ecranului), s-a realizat prin intermediul funcției `print`, aşa cum s-a menționat mai sus. De asemenea, afisarea semnalelor finale a permis studierea acestora și setarea pragurilor de tensiune în funcție de activitatea electrică a mușchilor studiați.

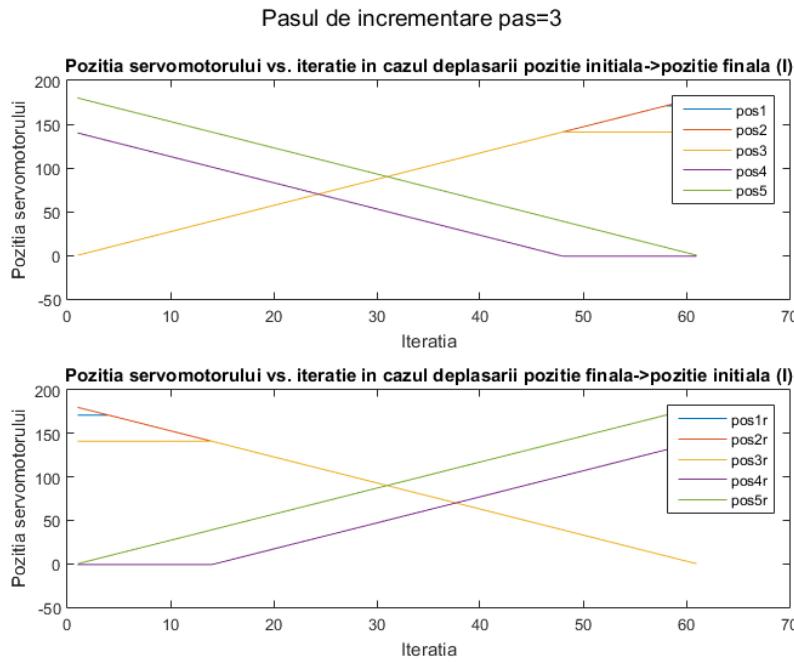
Odată setate pragurile de tensiune, servomotoarele vor fi și ele programate, astfel încât să depindă de deciziile implementate. Programarea servomotoarelor s-a făcut în software-ul Arduino IDE, pasul inițial fiind acela de a insera libraria `Servo.h`, cu ajutorul căreia vom controla fiecare deget artificial al protezei. Au fost declarate cinci obiecte de tip `Servo`, câte una pentru fiecare deget. Pasul următor a constat în declararea variabilelor de tip integer pentru pozițiile inițiale și finale pentru fiecare braț al servomotorului. În etapa următoare au fost calculați prin intermediul ecuației (1), indecșii maximi ai vectorilor, cunoscând poziția inițială (`pos(ii)`) și finală (`fpos(ii)`) și pasul de incrementare (pas).

În experimentele realizate, s-a utilizat pasul maxim de incrementare pas = 3.

$$ipos(ii) = \frac{[fpos(ii) - pos(ii)] + 1}{pas} + 1 \quad (1)$$

Ulterior, s-a implementat funcția `maxpoz`, cu ajutorul căreia s-a calculat lungimea maximă a vectorilor declarată ca o constantă de tip integer (`const int maxipos4`). Mai departe, în funcția `setup`, au fost atașați pinii servomotoarelor prin intermediul funcției `attach` din libraria `Servo.h` și au fost calculați vectorii de poziție pentru fiecare servomotor. Au fost folosite două abordări (v. Anexa 1), ambele tinând cont de condiția ca lungimile vectorilor să fie egale:

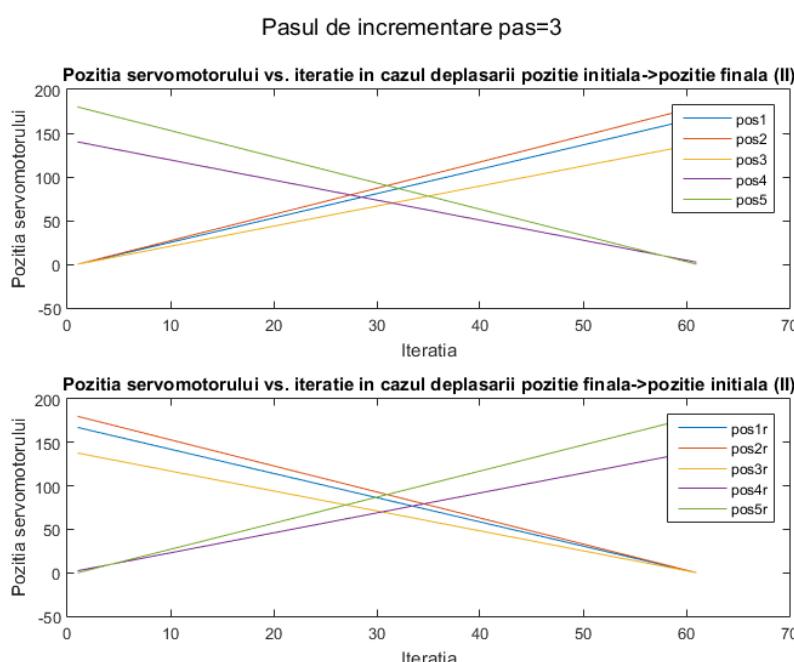
- I. Această abordare presupune ca vectorii care au lungimi mai mici să fie dimenzionați la valoarea lungimii maxime prin repetarea ultimei valori obținute în urma incrementării poziției inițiale, cu o valoare constantă, aceeași pentru toți cei cinci vectori, la fiecare pas. În Figura 4.15, se observă că acest mod de asignare a valorilor elementelor vectorilor determină o întârziere a mișcării degetelor artificiale: index, mijlociu, inelar și degetul mic.



**Figura 4. 15.** Abordarea I în asignarea valorilor pozițiilor servomotoarelor.

- II. A doua abordare presupune ca vectorii care au lungimi mai mici să fie dimensionați la valoarea lungimii maxime prin modificarea pasului de incrementare, astfel pentru vectorii de lungimi mai mari, dar care nu au lungimea egală cu lungimea maximă, acest pas va avea valoare mai mare. Pasul se calculează conform ecuației (2). În acest fel, se observă (Figura 4.16) că mișcarea servomotoarelor nu mai este afectată de întârzieri, iar mișcarea degetelor artificiale reproduce în mod fidel mișcarea degetelor mâinii fizice.

$$coef\_pas(ii) = \frac{[fpos(ii)-pos(ii)]+1}{lungime\ maximă\ vector} \quad (2)$$



**Figura 4. 16.** Abordarea II în asignarea valorilor pozițiilor servomotoarelor.

În urma cercetărilor despre cursele efectuate de către servomotoare, pozițiile inițiale și finale ale acestora au fost trecute în Tabelul 4.3.

*Tabel 4. 3. Pozițiile inițiale și finale ale servomotoarelor.*

Servomotor	Pozitie initiala	Pozitie finala
Deg1	0°	170°
Deg2	0°	180°
Deg3	0°	140°
Deg4	140°	0°
Deg5	180°	0°

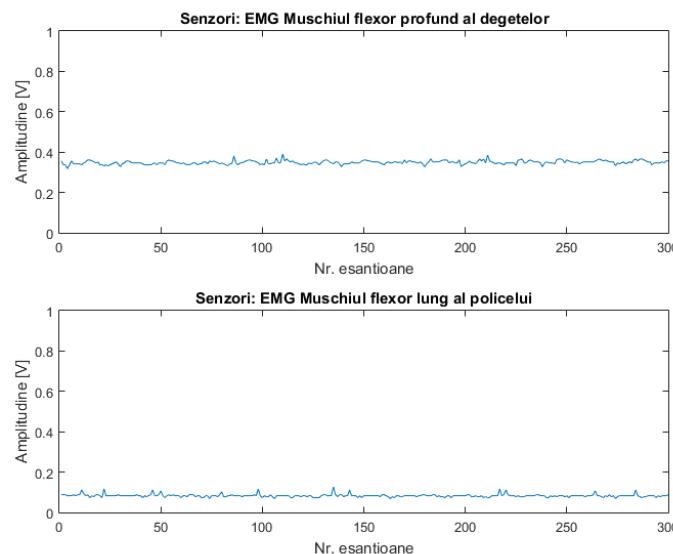
În continuare, în Arduino IDE (v. Anexa 4), s-a implementat codul necesar pentru asignarea valorilor pozițiilor servomotoarelor, urmărind cea de a doua abordare explicată mai sus și ținând cont de valorile din Tabelul 4.3. De asemenea, Anexa 3 ilustrează funcțiile implementate pentru cinci funcții de bază ale mișcării degetelor (relaxarea mâinii, prehensiunea, flexia pollicului, relaxarea pollicului, flexia celor patru degete asociată chemării unei persoane). Totodată, în MATLAB (v. Anexa 2) au fost analizate cele două semnale EMG, iar pe baza lor s-a luat o decizie pentru fiecare eșantion, care a fost ulterior transmisă prin portul serial, către Arduino, urmând a fi inclusă într-o structură de tip switch/case, pentru a apela una dintre cele cinci funcții descrise anterior.

#### 4.4 EXPERIMENTE REALIZATE

În vederea studierii activităților musculare dorite în acest proiect, au fost realizate diferite monitorizări în cadrul celor două experimente, mai exact câte trei monitorizări pentru situația în care proteza de mâna cu comandă mioelectrică este în postura de relaxare (Experiment 1) și câte trei monitorizări pentru funcția de prehensiune (Experiment 2).

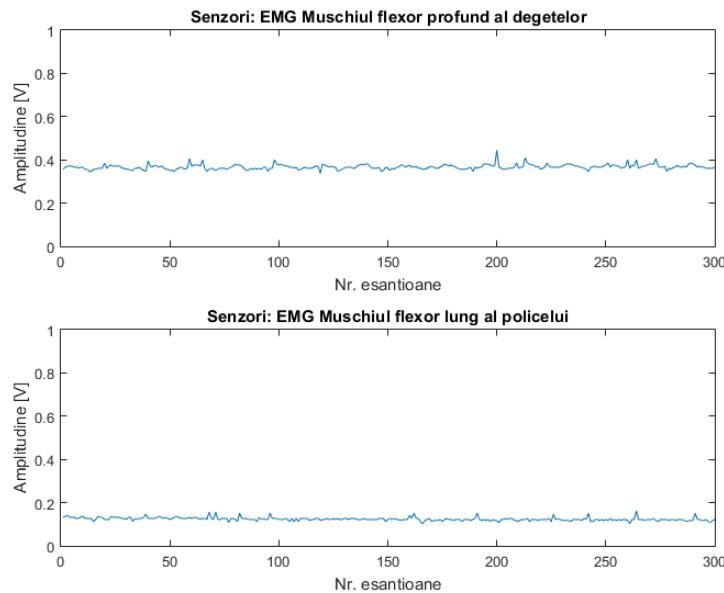
##### 4.4.1 Experiment 1 - Relaxare

În urma monitorizării activității musculare asociate cu relaxarea mâinii, s-au înregistrat trei grafice, acestea fiind ilustrate în figurile ce urmează.



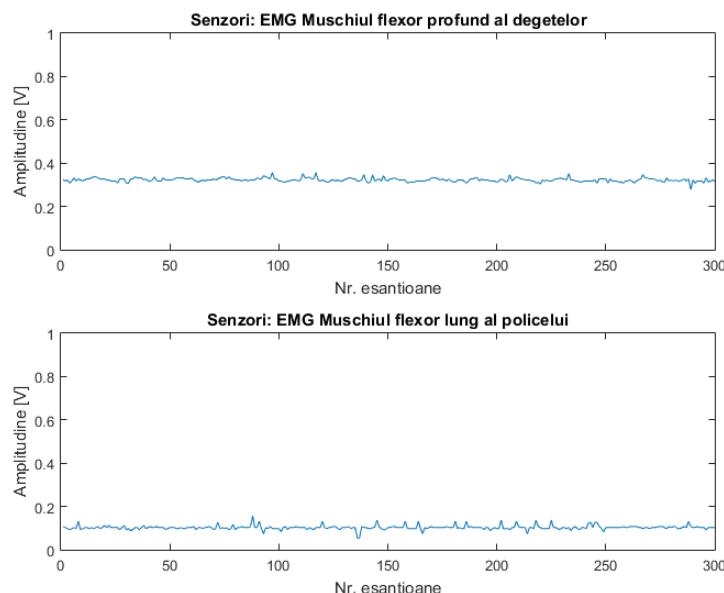
**Figura 4. 17. Monitorizarea 1 a mâinii relaxate.**

În prima monitorizare asociată cu relaxarea mâinii, se poate observa că valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor profund al degetelor este de 0.385V, iar valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor lung al policelui este de 0.113V.



**Figura 4. 18.** Monitorizarea 2 a mâinii relaxate.

În a doua monitorizare asociată cu relaxarea mâinii, se poate observa că valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor profund al degetelor este de 0.393V, iar valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor lung al policelui este de 0.129V.

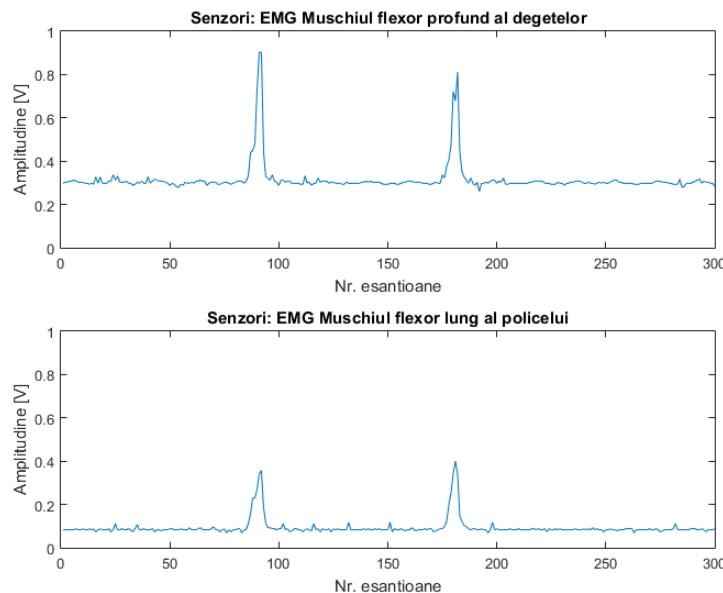


**Figura 4. 19.** Monitorizarea 3 a mâinii relaxate.

În a treia monitorizare asociată cu relaxarea mâinii, se poate observa că valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor profund al degetelor este de 0.381V, iar valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor lung al policelui este de 0.121V.

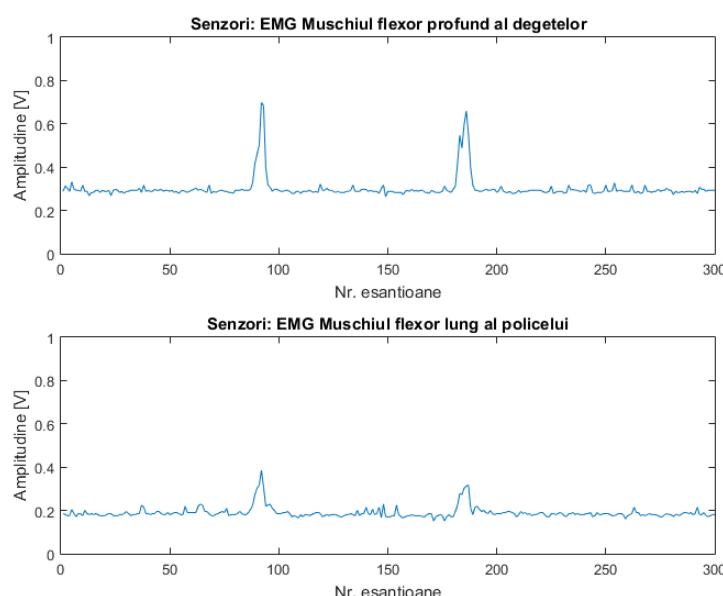
#### 4.4.2 Experiment 2 - Prehensiune

În urma monitorizării activității musculare asociată funcției de prehensiune a mâinii, au fost înregistrate trei grafice după cum urmează:



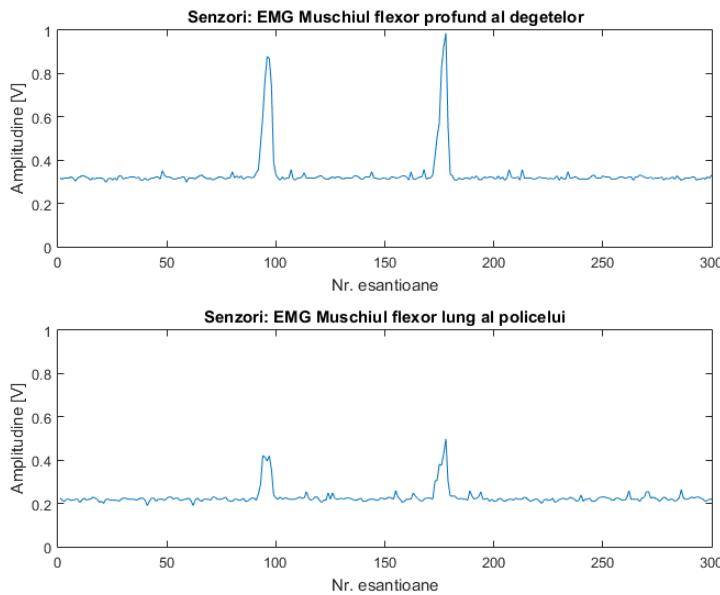
**Figura 4. 20.** Monitorizarea 1 a prehensiunii.

În prima monitorizare asociată funcției de prehensiune a mâinii, se poate observa că valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor profund al degetelor, în timpul strângerii este de 0.812V, iar valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor lung al policelui, în timpul strângerii este de 0.397V.



**Figura 4. 21.** Monitorizarea 2 a prehensiunii.

În a doua monitorizare asociată funcției de prehensiune a mâinii, se poate observa că valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor profund al degetelor, în timpul strângerii este de 0.685V, iar valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor lung al policelui, în timpul strângerii este de 0.317V.



**Figura 4. 22.** Monitorizarea 3 a prehensiunii.

În a treia monitorizare asociată funcției de prehensiune a mâinii, se poate observa că valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor profund al degetelor, în timpul strângerii este de 0.931V, iar valoarea medie a tensiunii în cazul senzorului ce achiziționează semnale de la mușchiul flexor lung al policelui, în timpul strângerii este de 0.433V.

În urma celor două experimente, valorile medii ale tensiunilor achiziționate de către cei doi senzori EMG au fost înregistrate în Tabelul 4.3. Semnalul achiziționat de la mușchiul flexor lung al policelui a fost notat cu EMG1, iar semnalul achiziționat de la mușchiul flexor profund al degetelor a fost notat cu EMG2.

**Tabel 4. 4. Valorile medii înregistrate.**

Tip experiment	Tip semnal	Nr. monitorizare		
		1	2	3
		Valoare semnal [V]		
Experiment 1 - Relaxare	EMG1	0.113	0.129	0.121
	EMG2	0.385	0.393	0.381
Experiment 2 - Prehensiune	EMG1	0.397	0.317	0.433
	EMG2	0.812	0.685	0.931



#### 4.5 IMPLEMENTAREA DECIZIILOR ÎN URMA EXPERIMENTELOR REALIZATE

Implementarea deciziilor a fost posibilă datorită setării celor două praguri de tensiune asociate activităților musculare înregistrate anterior. Așadar, în urma examinării graficelor, pragul de tensiune pentru activarea servomotoarelor degetelor artificiale: index, mijlociu, inelar și degetul mic, a fost setat la 0.5V, iar cel pentru activarea servomotorului policelui artificial, a fost setat la 0.3V.

Deciziile sunt în număr de patru (Figura 4.13) și au fost implementate astfel:

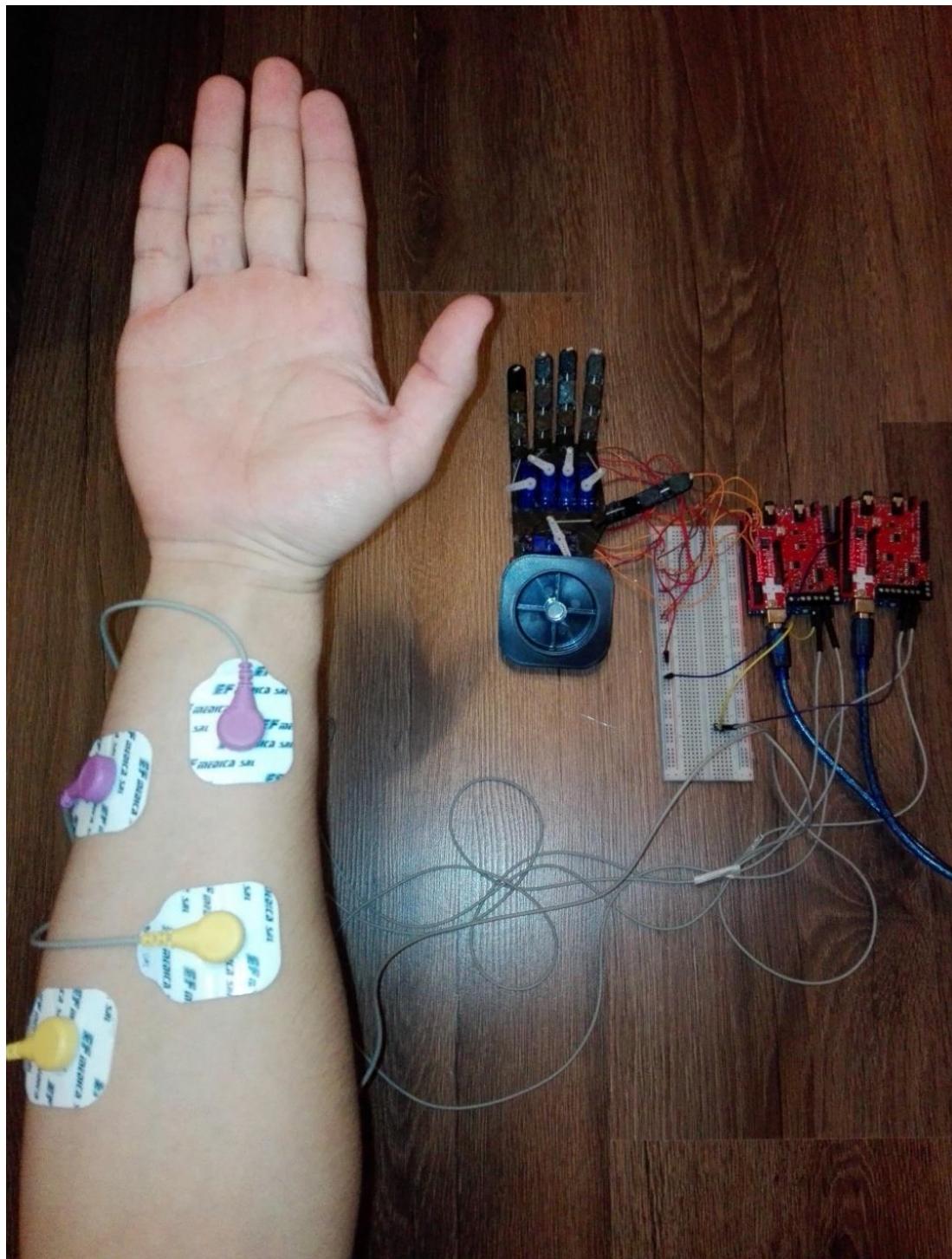
- ✓ Decizia1 – în cazul în care semnalul EMG1 achiziționat este mai mic decât valoarea prag *Prag1*, iar semnalul EMG2 este mai mic decât valoarea de prag *Prag2*, servomotoarele protezei vor rămâne inactive (faza de relaxare).
- ✓ Decizia2 – în cazul în care semnalul EMG1 achiziționat este mai mic decât valoarea prag *Prag1*, iar semnalul EMG2 este mai mare decât valoarea prag *Prag2*, doar servomotoarele celor patru degete artificiale (index, mijlociu, inelar și degetul mic) ale protezei vor fi activate, servomotorul policelui artificial rămânând inactiv. Datorită acestei decizii, funcția chemării unei persoane va fi efectuată cu succes.
- ✓ Decizia3 – în cazul în care semnalul EMG1 achiziționat este mai mare decât valoarea prag *Prag1*, iar semnalul EMG2 este mai mic decât valoarea prag *Prag2*, doar servomotorul policelui artificial va fi activat, celelalte patru servomotoare ale degetelor artificiale (index, mijlociu, inelar și degetul mic) rămânând inactive. Prin această decizie se va realiza doar flexia policelui artificial.
- ✓ Decizia4 – în cazul în care semnalul EMG1 achiziționat este mai mare decât valoarea prag *Prag1*, iar semnalul EMG2 este de asemenea, mai mare decât valoarea prag *Prag2*, toate servomotoarele degetelor artificiale vor fi activate. Această decizie va servi la funcția de prehensiune a mâinii.

Odată implementate deciziile 1, 2, 3 și 4, sistemul poate funcționa. Acest lucru permite utilizarea protezei de mâna cu comandă mioelectrică în oricare dintre situațiile pentru care aceasta a fost concepută (relaxare, prehensiune și flexia celor patru degete artificiale: index, mijlociu, inelar și degetul mic).

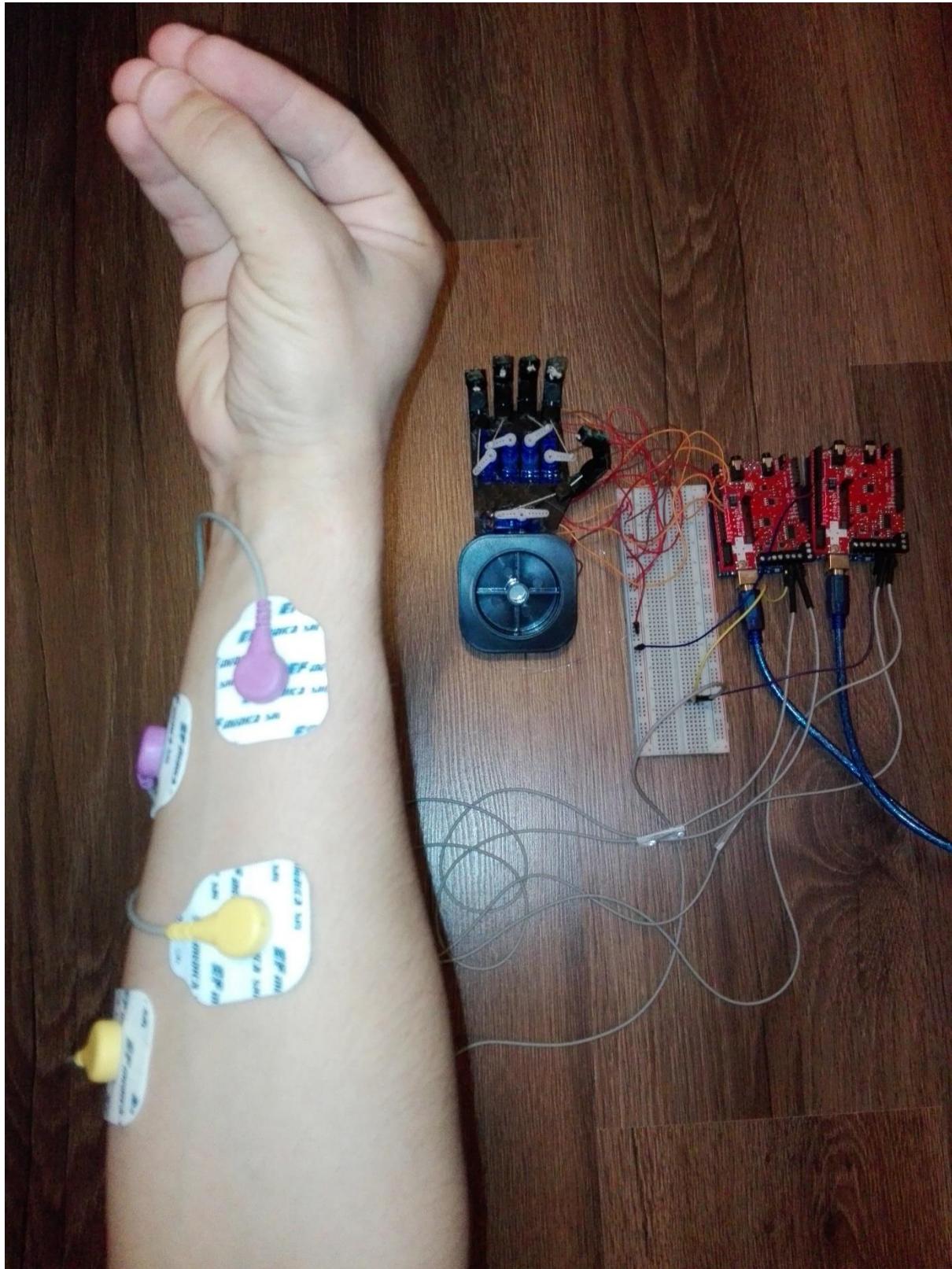
Astfel, pentru primul caz în care toate degetele artificiale sunt relaxate, sistemul va funcționa cu decizia1. Așadar toate servomotoarele sunt inactive, deci mâna artificială nu va efectua nicio acțiune. În cazul al doilea, în care doar degetele artificiale: index, mijlociu, inelar și degetul mic efectuează funcția de chemare a unei persoane, sistemul va funcționa cu decizia2. În cazul al treilea, când se efectuează doar flexia policelui, mâna artificială va funcționa cu decizia3, iar în ultimul caz (al patrulea), proteza de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică va efectua funcția de prehensiune și va funcționa cu decizia4. Ultimul caz este unul special, deoarece semnalul EMG1 de la mușchiul flexor lung al policelui va fi peste valoarea prag de 3V, la fel și semnalul EMG2 de la mușchiul flexor profund al degetelor va fi peste valoarea prag de 5V, servomotoarele protezei efectuând funcția de baza a unei mâini amputate, mai exact funcția de prehensiune (strângere).

#### 4.6 TESTAREA PROTEZEI DE MÂNA DE TIP ANTROPOMORFIC CU COMANDĂ MIOELECTRICĂ IMPLEMENTATĂ ÎN ACEST PROIECT

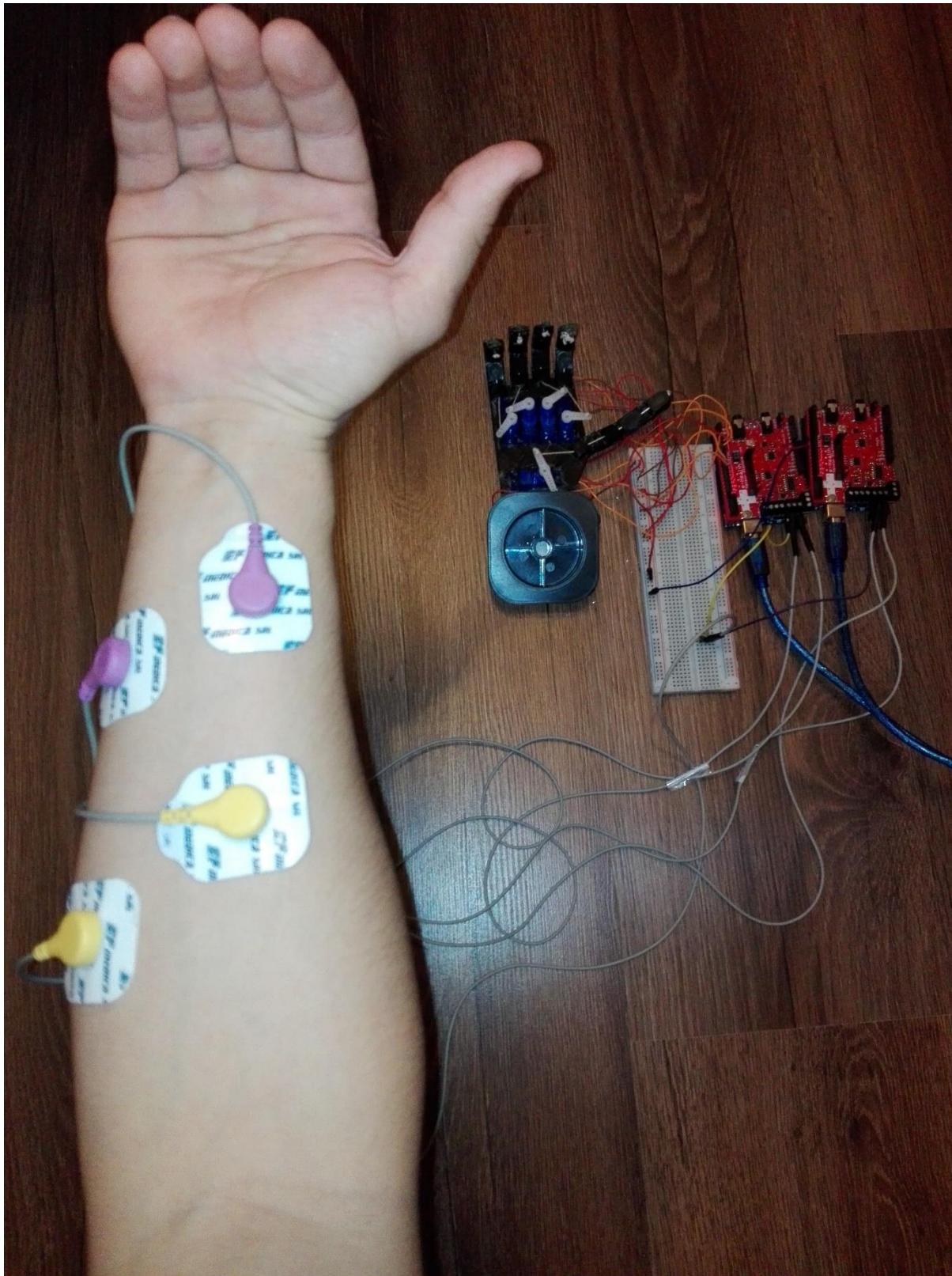
Pentru testarea protezei de mâna cu comandă mioelectrică implementată în acest proiect, s-au ales cele trei situații de la care s-a plecat cu ideea, și anume: relaxare, prehensiune și flexia celor patru degete artificiale: index, mijlociu, inelar și degetul mic. Figurile ce urmează vor ilustra funcționalitatea mânii artificiale în toate situațiile precizate anterior.



**Figura 4. 23.** Proteză de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică - relaxare.



**Figura 4. 24.** Proteză de mână de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică - prehensiune.



**Figura 4. 25.** Proteză de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică - flexie a celor patru degete, mai exact: a indexului, a mijlociului, a inelarului și a degetului mic (funcție asociată cu simbolul chemării unei persoane).



## CONCLUZII ȘI DIRECȚII DE CERCETARE VIITOARE

În această lucrare am prezentat și implementat soluția pe care am gândit-o pentru oamenii ce au suferit o amputație la nivelul membrului superior, mai exact o amputație de mâna.

Contribuțiile mele în cadrul acestui proiect de diplomă, sunt următoarele:

În primul rând, în ceea ce privește partea teoretică, în prima jumătate a capitolului 1 am studiat anatomia funcțională a mâinii umane și biomecanica acesteia. În a doua jumătate am realizat o clasificare generală a amputațiilor de mâna și a protezelor aferente acestora și am descris pe scurt funcționalitatea protezei de mâna mioelectrice. Mai mult, în capitolul 2, am prezentat două invenții brevetate de mâna artificială controlată mioelectric și am înfățișat două proteze mioelectrice comercializate, ca fiind soluțiile optime din zilele noastre. Am studiat în acest scop mai mult de 15 lucrări științifice, care au apărut în reviste de prestigiu sau au fost prezentate la conferințe internaționale.

În al doilea rând, în ceea ce privește partea experimentală a proiectului de diplomă, aceasta a fost structurată în două capitole, unul pentru proiectare și altul pentru implementare. Capitolul 3 i-a fost atribuită partea de proiectare a soluției propuse, la acest nivel abordând arhitectura și componentele sistemului propus și înfățișând modelul 3D al protezei de mâna. Implementarea soluției propuse a fost realizată în cadrul capitolului 4, unde am descris în prima parte integrarea componentelor electronice în sistemul de protezare, totodată prezentând și software-urile folosite în programarea acestora. În prima jumătate a celei de a doua părți, am reprezentat funcționalitatea algoritmului, ulterior făcând diferite experimente pentru achiziționarea datelor necesare implementării deciziilor, iar în ultima jumătate a celei de a doua părți, am testat și ilustrat proteza de mâna de tip antropomorfic cu comandă mioelectrică creată în acest proiect.

Direcțiile de cercetare viitoare pot fi multiple, cum ar fi dezvoltarea algoritmului (v. Anexa 5), deoarece proteza funcționează cu praguri de tensiune ale unui singur subiect, ea putând funcționa cu o calibrare automată a tensiunii în funcție de individ dacă îmbunătățește algoritmul, dezvoltarea senzorilor mioelectriți și a unui inveliș biocompatibil la contactul cu pielea bontului pentru a preveni iritația și disconfortul, dezvoltarea sistemului fizic (materialul și servomotoarele protezei de mâna) în vederea creșterii performanțelor de rezistență și de funcționalitate etc.

Toate experimentele pe care le-am efectuat în acest proiect vor fi extinse ca parte a unei cercetări viitoare care va îmbunătăți configurația sistemului pe care l-am propus. De asemenea, aspectele teoretice privind proiectarea protezei, comanda mioelectrică și implementarea algoritmului vor constitui baza analizei ulterioare pentru elaborarea unui sistem mai eficient, capabil să funcționeze la mai mulți subiecți prin intermediul unei calibrări automate a pragului de tensiune.



## ANEXA 1 CODUL MATLAB PENTRU PREZENTAREA ABORDĂRIILOR DE CALCUL A VECTORILOR DE POZIȚIE AI SERVOMOTOARELOR

Abordarea I. Vectorii ce conțin pozițiile servomotoarelor sunt dimensionați la aceeași lungime, calculată ca maximul lungimilor vectorilor, prin repetarea ultimelor valori până la obținerea acestei lungimii maxime.

```
%//valori initiale pozitii servomotoare
clear all
close all
clc
prompt1='Introduceti pasul de incrementare';
tips=newid(prompt1);
pas=cellfun(@str2num,tips);
pos11=0;
pos22=0;
pos33=0;
pos44=140;
pos55=180;
%//valori finale pozitii servomotoare
fpos11=170;
fpos22=180;
fpos33=140;
fpos44=0;
fpos55=0;
%//indecsii maximi ai vectorilor calculati cunoscand pozitia
initiala si finala si pasul de incrementare

ipos1=round(abs(fpos11-pos11)/pas)+1;
ipos2=round(abs(fpos22-pos22)/pas)+1;
ipos3=round(abs(fpos33-pos33)/pas)+1;
ipos4=round(abs(fpos44-pos44)/pas)+1;
```



```
ipos5=round(abs(fpos55-pos55)/pas)+1;  
% // calcul index maxim  
  
maxipos=max(ipos2,ipos3);  
maxipos2=max(maxipos,ipos4);  
maxipos3=max(maxipos2,ipos5);  
maxipos4=max(maxipos3, ipos1);%//maximul celor cinci indecsi  
%// vectorii care stocheaza pozitiile motoarelor  
% pos2 [maxipos3];  
% pos3 [maxipos3];  
% pos4 [maxipos3];  
% pos5 [maxipos3];  
  
%// calcul vectori de pozitie pentru fiecare servo  
% servo 1  
if (fpos11-pos11<0)  
    cs=-pas;  
else cs=pas;  
end  
for i=1:ipos1  
    pos1(i)=pos11+cs*(i-1);  
end  
if (ipos1~=maxipos4)%//pentru ca vectorii sa aiba aceeasi lungime si  
miscarile...  
    ...sa fie sincrone, repetam, unde este cazul, valorile pentru  
    pozitiile...  
    ...ramase necompleteate pana la maxim-maxipos3  
    for i=ipos1+1:maxipos4  
        pos1(i)=pos1(ipos1);  
    end  
end  
  
%servo 2
```



```
if (fpos22-pos22<0)
    cs=-pas;
else cs=pas;
end

for i=1:ipos2
    pos2(i)=pos22+cs*(i-1);
end

if (ipos2~=maxipos4)//pentru ca vectorii sa aiba aceeasi lungime si
miscarile...
    ...sa fie sincrone, repetam, unde este cazul, valorile pentru
pozitiile...
    ...ramase necompletate pana la maxim-maxipos3
    for i=ipos2+1:maxipos4
        pos2(i)=pos2(ipos2);
    end
end

% servo 3

if (fpos33-pos33<0)
    cs=-pas;
else cs=pas;
end

for i=1:ipos3
    pos3(i)=pos33+cs*(i-1);
end

if (ipos3~=maxipos4)
    for i=ipos3+1:maxipos4
        pos3(i)=pos3(ipos3);
    end
end

% servo 4
if (fpos44-pos44<0)
```



```
cs=-pas;  
else cs=pas;  
end  
  
for i=1:ipos4  
pos4(i)=pos44+cs*(i-1)  
end  
  
if (ipos4~=maxipos4)  
    for i=ipos4+1:maxipos4  
        pos4(i)=pos4(ipos4);  
    end  
end  
% servo 5  
if (fpos55-pos55<0)  
    cs=-pas;  
else cs=pas;  
end  
  
for i=1:ipos5  
pos5(i)=pos55+cs*(i-1)  
end  
  
if (ipos5~=maxipos4)  
    for i=ipos5+1:maxipos4  
        pos5(i)=pos5(ipos4);  
    end  
end  
  
figure(1), subplot(2,1,1), plot(pos1), hold on, plot(pos2)  
hold on  
plot(pos3)
```



```

hold on
plot(pos4)
hold on
plot(pos5)
hold off
legend('pos1', 'pos2', 'pos3', 'pos4', 'pos5');
ylim([-50 200]);
xlabel('Iteratia');
ylabel('Pozitia servomotorului');
title('Pozitia servomotorului vs. iteratie in cazul deplasarii pozitie initiala->pozitie finala (I)');

```

```

subplot(2,1,2), plot(fliplr(pos1)), hold on, plot(fliplr(pos2))
hold on
plot(fliplr(pos3))
hold on
plot(fliplr(pos4))
hold on
plot(fliplr(pos5))
hold off
legend('pos1r','pos2r', 'pos3r', 'pos4r', 'pos5r');
ylim([-50 200]);
xlabel('Iteratia');
ylabel('Pozitia servomotorului');
title('Pozitia servomotorului vs. iteratie in cazul deplasarii pozitie finala->pozitie initiala (I)');
suptitle(['Pasul de incrementare pas=',tips{1}]);
print(['Abordarea I Pas=', tips{1}], '-dpng', '-r0');

```



Abordarea II. Vectorii de poziție ai servomotoarelor sunt dimensionați la aceeași lungime maximă prin calcularea unui pas diferit de incrementare sau decrementare a poziției fiecărui servomotor.

```
%//valori initiale pozitii  
clear all  
close all  
clc  
prompt1='Introduceti pasul de incrementare';  
tips=newid(prompt1);  
pas=cellfun(@str2num,tips);  
pos11=0;  
pos22=0;  
pos33=0;  
pos44=140;  
pos55=180;  
%//valori finale pozitii servomotoare  
fpos11=170;  
fpos22=180;  
fpos33=140;  
fpos44=0;  
fpos55=0;  
%//indecesii maximi ai vectorilor calculati cunoscand pozitia initiala  
si finala si pasul de incrementare  
ipos1=round(abs(fpos11-pos11)/pas)+1;  
ipos2=round(abs(fpos22-pos22)/pas)+1;  
ipos3=round(abs(fpos33-pos33)/pas)+1;  
ipos4=round(abs(fpos44-pos44)/pas)+1;  
ipos5=round(abs(fpos55-pos55)/pas)+1;  
% // calcul index maxim  
  
maxipos=max(ipos2,ipos3);  
maxipos2=max(maxipos,ipos4);  
maxipos3=max(maxipos2,ipos5);
```



```
maxipos4=max(maxipos3, ipos1);%// maximul celor cinci indecsi  
%// vectorii care stocheaza pozitiile motoarelor  
% pos2[maxipos3];  
% pos3[maxipos3];  
% pos4[maxipos3];  
% pos5[maxipos3];  
  
%// calcul vectori de pozitie pentru fiecare servo  
%servo 1  
if (fpos11-pos11<0)  
    cs=-pas;  
else cs=pas;  
end  
if (ipos1==maxipos4)  
    for i=1:ipos1  
        pos1(i)=pos11+cs*(i-1);  
    end  
else  
    coef1=(round(fpos11-pos11)/maxipos4)  
    for i=1:maxipos4  
        pos1(i)=pos22+coef1*(i-1);  
    end  
end  
  
%servo 2  
if (fpos22-pos22<0)  
    cs=-pas;  
else cs=pas;  
end  
if (ipos2==maxipos4)  
    for i=1:ipos2  
        pos2(i)=pos22+cs*(i-1);  
    end
```



```
end

else//pentru ca vectorii sa aiba aceeasi lungime si miscarile...
    ...sa fie sincrone, repetam, unde este cazul, valorile pentru
    pozitiile...
        ...ramase necompleteate pana la maxim-maxipos3
        coef2=(round(fpos22-pos22)/maxipos3)
        for i=1:maxipos4
            pos2(i)=pos22+coef2*(i-1);
        end

    end

%servo 3

if (fpos33-pos33<0)
    cs=-pas;
else cs=pas;
end

if (ipos3==maxipos4)
    for i=1:ipos3
        pos3(i)=pos33+cs*(i-1);
    end
else
    coef3=(round(fpos33-pos33)/maxipos4)

        for i=1:maxipos4
            pos3(i)=pos33+coef3*(i-1);
        end
    end

%servo 4

if (fpos44-pos44<0)
    cs=-pas;
else cs=pas;
```



```
end

if (ipos4==maxipos4)
    for i=1:ipos4
        pos4(i)=pos44+cs*(i-1);
    end
else
    coef4=(round(fpos44-pos44)/maxipos4)

    for i=1:maxipos4
        pos4(i)=pos44+coef4*(i-1);
    end
end

%servo 5
if (fpos55-pos55<0)
    cs=-pas;
else cs=pas;
end
if (ipos5==maxipos4)
    for i=1:ipos5
        pos5(i)=pos55+cs*(i-1);
    end
else
    coef5=(round(fpos55-pos55)/maxipos4)

    for i=1:maxipos4
        pos5(i)=pos55+coef5*(i-1);
    end
end

figure(1), subplot(2,1,1), plot(pos1), hold on, plot(pos2)
hold on
plot(pos3)
```



```

hold on
plot(pos4)
hold on
plot(pos5)
hold off
legend('pos1', 'pos2', 'pos3', 'pos4', 'pos5');
ylim([-50 200]);
xlabel('Iteratia');
ylabel('Pozitia servomotorului');
title('Pozitia servomotorului vs. iteratie in cazul deplasarii pozitie
initiala->pozitie finala (II)');

subplot(2,1,2), plot(fliplr(pos1)), hold on, plot(fliplr(pos2))
hold on
plot(fliplr(pos3))
hold on
plot(fliplr(pos4))
hold on
plot(fliplr(pos5))
hold off
legend('pos1r','pos2r', 'pos3r', 'pos4r', 'pos5r');
ylim([-50 200]);
xlabel('Iteratia');
ylabel('Pozitia servomotorului');
title('Pozitia servomotorului vs. iteratie in cazul deplasarii pozitie
finala->pozitie initiala (II)');
suptitle(['Pasul de incrementare pas=',tips{1}]);
print(['Abordarea II Pas=', tips{1}], '-dpng', '-r0');

```



## ANEXA 2. PROGRAMUL MATLAB PENTRU ACHIZIȚIA, REPREZENTAREA ȘI ANALIZA SEMNALELOR EMG

```
clear all
close all
clc
fclose(instrfind);
s3=serial('COM3');
s4=serial('COM4');
s5=serial('COM5');
% s = arduino('com3', 'uno');
set(s3, 'FlowControl', 'none');
set(s3, 'BaudRate', 115200);
set(s3, 'Parity', 'none');
set(s3, 'DataBits', 8);
set(s3, 'StopBit', 1);

set(s4, 'FlowControl', 'none');
set(s4, 'BaudRate', 115200);
set(s4, 'Parity', 'none');
set(s4, 'DataBits', 8);
set(s4, 'StopBit', 1);

set(s5, 'FlowControl', 'none');
set(s5, 'BaudRate', 115200);
set(s5, 'Parity', 'none');
set(s5, 'DataBits', 8);
set(s5, 'StopBit', 1);
fopen(s3);
fopen(s4);
fopen(s5);
%test
%fprintf(s5,'1');

start=0;
title0='Definire scenarii';
prompt='Introduceti tipul experimentului';
tips=newid(prompt,title0);
title3='Numar grupe de muschi implicate';
prompt3='Introduceti numarul de grupe de muschi implicate';
nrg=newid(prompt3,title3);
nrg = cellfun(@str2num,nrg);
Prag1=0.3;
Prag2=0.5;

fopen(s5);
fprintf(s5,'1');

for i=1:nrg
title2='Definire grupe de muschi';
```



```
prompt2='Introduceti grupa/grupele de muschi';
grupa(i)=newid(prompt2,title2);
end

% Scenarii
msgbox('Incepe achizitia...');
msgbox(['Efектuați experimentul de ', tips{1}]);
nresantioane=300;
pause;
fopen(s3);
fopen(s4);
fopen(s5);
pause(3);

h=waitbar(0,'Se achiziționeaza semnalele');
for i=1:nresantioane
waitbar(i/nresantioane,h);

b3=fscanf(s3);
b4=fscanf(s4);

d(1,i)=5*str2num(b3)/1024;% citire din vector
d(2,i)=5*str2num(b4)/1024;% citire din vector
if (d(1,i)>Prag1)
    if (d(2,i)>Prag2)
        Decizii{i}='strange mana';
        comanda='b';% strange mana
    elseif (d(2,i)<Prag2)
        Decizii{i}='strange police';
        comanda='d'; %strange police
    end
elseif (d(1,i)<Prag1)
    if (d(2,i)>Prag2)
        comanda='c';% strange 4 degete
        Decizii{i}='strange patru degete';
    elseif (d(2,i)<Prag2)
        comanda='g'; %relaxare 5 degete
        Decizii{i}='relaxare 5 degete';
    end
end %if
fprintf(s5,1);
end %for
close(h);
for i=1:nrg
    figure(i),plot(d(i,:));% citire vector
    % title('Activitate musculara in timpul strangeriei');
    xlabel('Nr. esantioane');
    ylabel('Amplitudine [V]');
    title(['Senzori EMG: ',grupa{i}]);
    ylim([0 2]);

    print([tips{1},grupa{i}],'-dpng',' -r0');
end
figure
for i=1:nrg
```



```
subplot(nrg,1,i),
plot(d(i,:));
yyy=[0 2];
xlabel('Nr. esantioane');
ylabel('Amplitudine [V]');
title(['Senzori: EMG ',grupa{i}]);
set(gca,'Ylim',yyy)
%
% subplot(2,1,2),plot(d4), xlabel('Nr. esantioane'),...
% ylabel('Amplitudine'), title(['Senzor EMG ',grupa{2}]);
print([tips{1},'Subplots'],'-dpng','-r0');
end
save(tips{1});
```



### **ANEXA 3. SKETCH-UL ARDUINO CE FOLOSEŞTE LIBRĂRIA E-HEALTH PENTRU CITIREA SEMNALELOR EMG**

Acest sketch s-a încărcat pe ambele plăcuțe Arduino conectate la shield-urile eHealth V2.0 și la COM3, respectiv COM4.

```
#include <eHealth.h>
#include <eHealthDisplay.h>

void setup() {
    Serial.begin(115200);
}

void loop() {
    int EMG = eHealth.getEMG();

    //Serial.print("EMG value :   ");
    Serial.print(EMG);
    Serial.println("");

    delay(100);
}
```



## **ANEXA 4. SKETCH-UL ARDUINO PENTRU RECEPTIA COMENZII ȘI IMPLEMENTAREA FUNCȚIILOR SERVOMOTOARELOR**

```
#include <Servo.h>

//Test afisare pe LCD caracter primit prin seriala
//#include <LiquidCrystal.h>
//
//const int rs =12, en=11, d4=4, d5=2, d6=7, d7=13;
//LiquidCrystal lcd(rs, en, d4,d5,d6,d7);
//Asignare pini Servomotoare

Servo deg1;// create servo object to control a servo
// twelve servo objects can be created on most boards
Servo deg2;
Servo deg3;
Servo deg4;
Servo deg5;

#define MAX 180

//valori initiale pozitii servomotoare
int pos11=0; /* valoarea testata in lab*/
int pos22=0; /* valoarea testata in lab*/
int pos33=0; /* valoarea testata in lab*/
int pos44=140; /* valoarea testata in lab*/
int pos55=180; /* valoarea testata in lab*/
//valori finale pozitii
int fpos11=170; /* valoarea testata in lab*/
int fpos22=180; /* valoarea testata in lab*/
int fpos33=140; /* valoarea testata in lab*/
int fpos44=0; /* valoarea testata in lab*/
int fpos55=0; /* valoarea testata in lab*/
```



```
//indecsii maximi ai vectorilor calculati cunoscand pozitia initiala
// si finala si pasul de incrementare

int ipos1=round((fpos11-pos11)/4)+1;
int ipos2=round((fpos22-pos22)/4)+1;
int ipos3=round((fpos33-pos33)/4)+1;
int ipos4=round((fpos44-pos44)/4)+1;
int ipos5=round((fpos55-pos55)/4)+1;

// functie calcul lungime maxima a vectorilor
const int maxpoz(int i1,int i2,int i3,int i4, int i5){
    const int maxipos=max(i1,i2);
    const int maxipos2=max(maxipos,i3);
    const int maxipos3=max(maxipos,i4);
    const int max4=int(max(maxipos2,i5)); //maximul celor patru numere
    return max4;
}

//lungime maxima a vectorilor calculata
const int maxipos4=maxpoz(ipos1,ipos2,ipos3,ipos4,ipos5);

// definire vectori de pozitie
int pos1[MAX];
int pos2[MAX];
int pos3[MAX];
int pos4[MAX];
int pos5[MAX];

// The setup routine runs once when you press reset:
void setup() {
    Serial.begin(115200);
    lcd.begin(16,2);
    int i,coef,cs, coef1, coef2,coef3,coef4,coef5;
    int pas=4;
    deg1.attach(3);
    deg2.attach(5); // atasare pini servomotoare
```



```
deg3.attach(6);
deg4.attach(9);
deg5.attach(10);

// // calcul vectori de pozitie pentru fiecare servo
//// servo 1

if (fpos11-pos11<0)
    cs=-pas;
else
    cs=pas;

if (ipos1==maxipos4)
    for (i=0;i<=ipos1-1;i++) // vectori zero indexati
        pos1[i]=pos11+cs*i;
    }

else
{coef1=(round(fpos11-pos11)/maxipos4);

    for (i=0;i<=maxipos4-1;i++) {
        pos1[i]=pos11+coef*i;
    }

//servo 2

if (fpos22-pos22<0)
    cs=-pas;
else
    cs=pas;

if (ipos2==maxipos4)
    for (i=0;i<=ipos2-1;i++) {
        pos2[i]=pos22+cs*i;
    }

else
{coef2=(round(fpos22-pos22)/maxipos4);
```



```
for (i=0;i<=maxipos4-1;i++) {  
    pos2[i]=pos22+coef2*i;  
}  
  
// servo 3  
  
if (fpos33-pos33<0)  
    cs=-pas;  
else  
    cs=pas;  
  
if (ipos3==maxipos4)  
    for (i=0;i<=ipos3-1;i++) {  
        pos3[i]=pos33+cs*i;  
    }  
else  
{coef3=(round(fpos33-pos33)/maxipos4);  
  
    for (i=0;i<=maxipos4-1;i++) {  
        pos3[i]=pos33+coef3*i;  
    }  
  
} //end setup  
  
void loop() {  
    if (Serial.available()>0){  
        char comanda=Serial.read();  
        lcd.setCursor(13,1);  
        lcd.print(String(comanda));  
        delay(100);  
  
        switch(comanda){  
            case 'a'://decizia 1 nu face nimic  
                break;  
            case 'b':
```



```
{strangere5deg();  
break;  
}  
  
case 'c':  
{strangere4deg();  
break;  
}  
  
case 'd':  
{strangerepol();  
break;  
}  
  
case 'e':  
{relaxarepol();  
break;}  
  
case 'f':  
{relaxare4deg();  
break;}  
  
case 'g':  
{relaxare5deg();  
break;}  
}//end switch  
}//end if  
}//end loop  
  
  
void strangerepol()  
{int i;  
for (i=0;i<=maxipos4-1;i++) {  
degl.write(pos1[i]);}  
}  
  
void strangere4deg()  
{int i;  
for (i=0;i<=maxipos4-1;i++) {
```

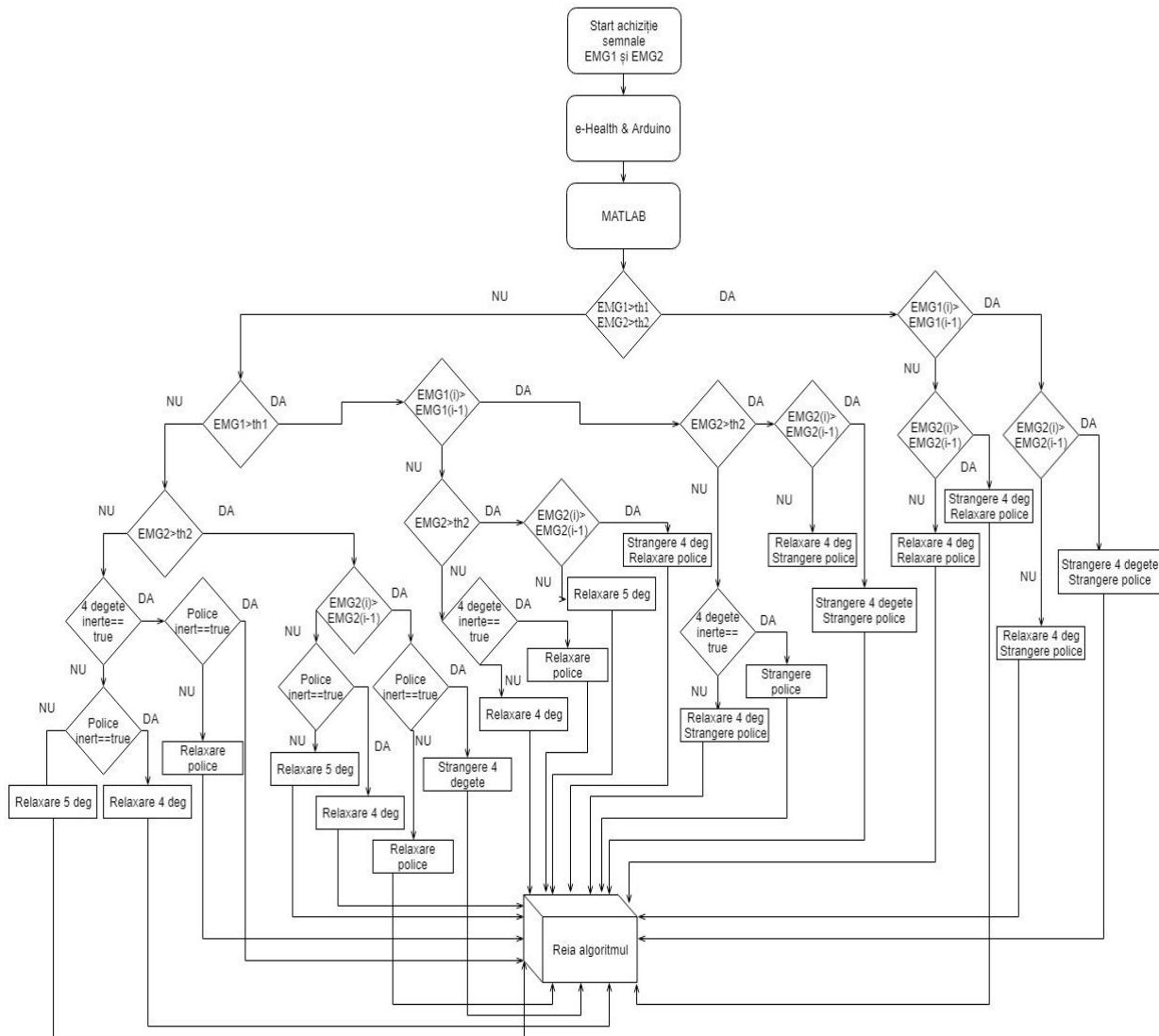


```
deg2.write(pos2[i]);  
deg3.write(pos3[i]);  
deg4.write(pos4[i]);  
deg5.write(pos5[i]);  
delay(15);}  
  
}  
  
void strangere5deg()  
{int i;  
  
for (i=0;i<=maxipos4-1;i++) {  
deg1.write(pos1[i]);  
deg2.write(pos2[i]);  
deg3.write(pos3[i]);  
deg4.write(pos4[i]);  
deg5.write(pos5[i]);  
delay(15);}  
  
}  
  
void relaxare4deg()  
{for (int i = maxipos4-1; i >= 0; i -=1) { //  
deg2.write(pos2[i]);  
deg3.write(pos3[i]);  
deg4.write(pos4[i]);  
deg5.write(pos5[i]);  
delay(15); //asteapta 15 ms pt ca servo sa atinga  
//acea pozitie  
}  
  
}  
  
void relaxarepol()  
{  
for (int i=0;i<=maxipos4-1;i++)  
{deg1.write(pos1[i]);  
delay(15);}  
}
```



```
void relaxare5deg()  
{for (int i = maxipos4-1; i >= 0; i -=1) { //  
    deg1.write(pos1[i]);  
    deg2.write(pos2[i]);  
    deg3.write(pos3[i]);  
    deg4.write(pos4[i]);  
    deg5.write(pos5[i]);  
    delay(15);}  
}
```

## **ANEXA 6. VERSIUNEA ÎMBUNĂTĂȚITĂ A ALGORITMULUI DE DECIZIE**





## REFERINȚE

- [1] *Dan Cristescu, Carmen Salavastru, Bogdan Voiculescu, Cezar Th. Niculescu, Radu Cârmaciu, „Manual de biologie pentru clasa a- XI-a”, Editura Corint, 2008.*
- [2] *Cezar Th. Niculescu, Radu Cârmaciu, Carmen Salavastru, Bogdan Voiculescu, Cristian Niță, Cătălina Ciornel, „Anatomia și fiziologia omului – Compendiu”, Editura Corint, 2009.*
- [3] *Alina Păunescu, Mihai Popescu Maria Cristina Ponepal, „Aparatul locomotor”, Editura Universității din Pitești, 2015.*
- [4] *Mihail Ștefaneț, „Anatomia omului-Volumul I”, Chișinău, Centrul Editorial-Poligrafic Medicina, 2007.*
- [5] \* \* \*, „Hand muscles”, <http://www.assh.org/handcare/Anatomy/Muscles#Hand>, accesat la 17.02.2018.
- [6] *Dr. Mioara Mincu, Dr. Roxana Maria Albu, Dr. Valeriu Bistrițeanu, „Anatomia și fiziologia omului”, Editura Universul, București, 2001.*
- [7] *Nenciu, G., „Biomecanica în educație fizică și sport”, Editura Fundației România de Mâine, 2008.*
- [8] *Doina Bucur, Curs EPO.*
- [9] *Taylor, Craig L., „The biomechanics of the normal and of the amputated upper extremity”, New York, 1954.*
- [10] *Schlesinger, G., „Der mechanische Aufbau der künstlichen Glieder in Ersatzglieder und Arbeitshilfen”, Berlin, 1919.*
- [11] \* \* \*, „Scheme human hand bones”, [https://ro.wikipedia.org/wiki/Fișier:Scheme\\_human\\_hand\\_bones\\_Ro.JPG](https://ro.wikipedia.org/wiki/Fișier:Scheme_human_hand_bones_Ro.JPG), accesat la 05.03.2018.
- [12] \* \* \*, „Articulațiile carpo-metacarpiene”, <http://www.lectiadeortopedie.ro/notiuni-de-anatomie/articulatiile-carpo-metacarpiene/>, accesat la 05.03.2018.
- [13] \* \* \*, „Articulațiile mâinii”, <http://www.esanatos.com/anatomie/membrul-superior/Articulatiile-mainii52427.php>, accesat la 05.03.2018.
- [14] \* \* \*, „Notiuni fundamentale de anatomie și biomecanica mâinii”, <http://www.scrigroup.com/sanatate/Notiuni-fundamentale-de-anatomie61631.php>, accesat la 05.03.2018.
- [15] *Canale, S.T., „Campbell's Operative Orthopaedics”, Part IV – Amputations, 11th Edition, 2008.*
- [16] *Bowker J., Michael J., „Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles.”, 1992 Year Book; 2 Sub edition, Chapter 1 - History of Amputation Surgery and Prosthetics, 1992.*
- [17] *Zlotolow, D., Kozin, „Advances in Upper Extremity Prosthetics. Hand Clinics Journal.”, Vol. 28, Nr. 4, pp. 587-593, 2012.*
- [18] *Baciu, C., „Reabilitarea deficiențelor motorii”, Editura Viața medicală, București, 1974.*
- [19] *Carey, S., Lura, D., Highsmith, „Differences in myoelectric and body-powered upperlimb prostheses”, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 52, Nr. 3, pp. 247-262, 2015.*



- [20] *Shurr, D., Michael, J.*, „*Prosthetics and orthotics*”, Prentice Hall Editions, New Jersey, 2nd edition, 2000.
- [21] *Kuiken, T. A., Dumanian, G. A., Lipschutz, R.D., Miller*, „*The use of targeted muscle reinnervation for improved myoelectric prosthesis control in a bilateral shoulder disarticulation amputee.*”, *Prosthetics and Orthotics International Journal*, Vol. 28, Nr.3, pp. 245-253, L.A., 2004.
- [22] *Bart Peerdeman, Daphne Boere, Heidi J. B. Witteveen, Rianne Huis in 't Veld, Hermie Hermens, Stefano Stramigioli, Hans Rietman, Peter H. Veltink, Sarthak Misra*, „*Myoelectric forearm prostheses: state of the art from a user-centered perspective.*”, *Journal of rehabilitation research and development*, Vol. 48, Nr. 6, pp. 719-737, 2011.
- [23] \* \* \*, „*Restoring Confidence with Lifelike Prosthetics*”, <http://www.medicalartresources.com/services-directory/finger-toe-2/how-are-digital-prostheses-secured/>, accesat la 07.03.2018.
- [24] *Surath Amarnath, Mettu Rami Reddy, Chayanan Hanumantha Rao, Anadara Venkata Dakshina Murthy*, „*Krukenberg operation: The “lobster claw” for traumatic amputation of the left hand*”, *Journal of Dr. NTR University of health sciences*, Vol. 3, Nr. 1, pp. 41-44, 2014.
- [25] \* \* \*, „*Bebionic Myoelectric Hand Prosthesis*”, [http://bebionic.com/the\\_hand/](http://bebionic.com/the_hand/), accesat la 07.03.2018.
- [26] \* \* \*, „*The History of Prosthetic Technology*”, <http://www.adjustablesockets.com/history-prosthetic-technology/>, accesat la 07.03.2018.
- [27] \* \* \*, „*Prosthetic Hook Arm Rental*”, <https://www.dappercadaver.com/products/prosthetic-hook-arm-rental>, accesat la 07.03.2018.
- [28] \* \* \*, „*Myo Electric Hand*”, [http://www.saiprosthetic.com/myo\\_electric\\_hand.asp](http://www.saiprosthetic.com/myo_electric_hand.asp), accesat la 10.03.2018.
- [29] \* \* \*, „*Custom made finger prosthesis*”, [www.kifidis-orthopedics.gr/en/custom-made-finger-prosthesis?sku=058.2.4.3](http://www.kifidis-orthopedics.gr/en/custom-made-finger-prosthesis?sku=058.2.4.3), accesat la 10.03.2018.
- [30] \* \* \*, „*3D printed mechanical Victoria Hand for amputees in third world*”, [www.3ders.org/articles/20150713-3d-printed-mechanical-victoria-hand-for-amputees-in-third-world.html](http://www.3ders.org/articles/20150713-3d-printed-mechanical-victoria-hand-for-amputees-in-third-world.html), accesat la 10.03.2018.
- [31] \* \* \*, „*Bionic hand, robot arm 3d rendering*”, [www.shutterstock.com/image-illustration/bionic-hand-robot-arm-3d-rendering-600335942](http://www.shutterstock.com/image-illustration/bionic-hand-robot-arm-3d-rendering-600335942), accesat la 10.03.2018.
- [32] \* \* \*, „*Myoelectric Control*”, [www.bme240.eng.uci.edu/students/10s/slam5/control.html](http://www.bme240.eng.uci.edu/students/10s/slam5/control.html), accesat la 10.03.2018.
- [33] \* \* \*, „*Electromyography (EMG)*”, [www.physiolnowledgebd.blogspot.com/2016/03/electromyography-emg.html](http://www.physiolnowledgebd.blogspot.com/2016/03/electromyography-emg.html), accesat la 15.03.2018.
- [34] \* \* \*, „*Electromyography (EMG) Accessories*”, <https://digitimer.com/products/clinical-neurophysiology/neurodiagnostic-accessories/electromyography-emg-accessories/>, accesat la 15.03.2018.
- [35] \* \* \*, „*Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective*”, [www.rehab.research.va.gov/jour/11/486/peerdeaman486.html](http://www.rehab.research.va.gov/jour/11/486/peerdeaman486.html), accesat la 15.03.2018.
- [36] *Dudley Childress, John Stryzik*, „*Myoelectrically controlled artificial hand*”, US4623354A, 22.10.1984.



[37] Bottomley Alastair Howard, Styles Peter Robert Dennis, Jilbert Phillip Harvey, Birtill John William, Truscott John Raymond, „Prosthetic hand with improved control system for activation by electromyogram signals”, US3418662A, 31.03.1965.

[38] \* \* \*, „i-limb ultra prosthetic hand”, [www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra](http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra), accesat la 25.03.2018.

[39] Hank Dietz, „Prosthetic/Robotic Hand Printable As An Assembled Unit Without Supports”, [www.thingiverse.com/thing:158843](http://www.thingiverse.com/thing:158843), 2013.

[40] \* \* \*, „Catia”, [www.3ds.com/products-services/catia/](http://www.3ds.com/products-services/catia/), accesat la 05.04.2018.

[41] \* \* \*, „Professional 3D printing made accessible”, accesat la 05.04.2018.

[42] \* \* \*, „Electromyography Sensor (EMG) for e-Health Platform [Biometric / Medical Applications]”, [www.cooking-hacks.com](http://www.cooking-hacks.com), accesat la 05.04.2018.

[43] \* \* \*, „Arduino”, [www.arduino.cc](http://www.arduino.cc), accesat la 05.04.2018.

[44] \* \* \*, „Towerpro SG90”, [www.towerpro.com](http://www.towerpro.com), accesat la 05.04.2018.

[45] \* \* \*, „MATLAB”, [www.mathworks.com/products/matlab.html](http://www.mathworks.com/products/matlab.html), accesat la 17.04.2018.