

## DEZVOLTAREA UNOR DISPOZITIVE MODULARE UTILIZATE ÎN ROBOTICA MEDICALĂ

**Teză de doctorat – Rezumat**

pentru obținerea titlului științific de doctor la

Universitatea Politehnică Timișoara

în domeniul de doctorat inginerie mecanică

**autor ing. Ana Maria STOIAN (SCURT)**

conducător științific Prof.univ.dr.ing. Inocențiu MANIU

luna 09 anul 2024

### CAPITOLUL 1 – INTRODUCERE

În acest prim capitol se oferă o detaliere în ceea ce privește apariția și dezvoltarea științei roboticii. Cuvântul „robot” a fost introdus pentru prima dată de scriitorul ceh Karel Čapek în piesa sa din 1920 „R.U.R.” (Roboții Universalii ai lui Rossum). Fratele lui Čapek, Josef Čapek, i-a sugerat de fapt termenul „robot”. Cuvântul „robot” provine din cuvântul ceh „robota”, care înseamnă „muncă”. În piesa lui Čapek, roboții sunt ființe artificiale create pentru a servi oamenilor, dar în cele din urmă se răzvrătesc împotriva creatorilor lor, ceea ce duce la consecințe catastrofale. Piesa explorează teme de industrializare, capitalism și etica creării vieții artificiale [1],[2],[3].

De atunci, termenul „robot” a devenit utilizat pe scară largă pentru a se referi la sisteme mecanice, mașinării, de obicei, proiectate pentru a îndeplini sarcinile efectuate în mod tradițional de oameni. A devenit un element de bază în literatura științifico-fantastică, film și cultura populară pentru a descrie diferite forme de inteligență artificială și automatizare.

Robotica este un domeniu tehnic care se ocupă cu studiul, proiectarea și construcția de sisteme de control specializate pentru achiziția și procesarea informațiilor, cu scopul de a înlocui activitățile umane sau pur și simplu de a proiecta ființe asemănătoare omului în diferite moduri care îndeplinesc sarcini repetitive.

În general, roboții sunt recunoscuți ca fiind sisteme automatizate care acționează și reacționează imitând comportamentul și fiziologia unor "ființe inteligente".

Robotica este un domeniu interdisciplinar și include o varietate de discipline, spre exemplu: automată, informatică, tehnologie, teoria mecanismelor, inginerie industrială, electronică, matematică, fizică, știința calculatoarelor, teoria sistemelor, logistică.

Secțiunea abordează și evoluția sistemelor robotice industriale și roboții din domeniul medical, subliniind progresele în tehnologia de conducere a roboților și importanța lor atât în producție cât și în medicină unde evoluția roboților a cunoscut progrese semnificative, transformând modul în care sunt diagnosticate, tratate și gestionate diverse afecțiuni medicale.

Capitolul continuă prin prezentarea de statistici privind instalările anuale de roboți industriali în diferite regiuni și domenii de activitate. Se observă o creștere semnificativă a instalărilor în anul 2021. Pandemia COVID-19 a influențat semnificativ implementarea roboților, cu unele țări accelerând adoptarea lor, în timp ce altele au avut evoluții negative.

Această secțiune oferă o imagine cuprinzătoare asupra evoluției și impactului roboților și roboticii în diferite domenii și regiuni.

Tot în cadrul primului capitol se oferă o clasificare a anatomiei, fiziologiei și biomecanicii

articulației membrului superior, cât și afecțiuni și metode de recuperare ale acestuia.

Membrul superior este o parte importantă a corpului uman, cuprinzând trei sisteme principale: osos, articular și muscular, ele funcționând împreună pentru a permite o gamă largă de mișcări. Anatomia brațului poate fi împărțită în trei segmente principale: brațul (partea dintre umăr și cot), antebratul (partea dintre cot și încheietura mâinii) și mâna. (Figura 1) [4].

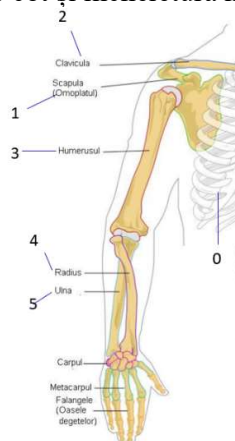


Figura 1. Anatomia membrului superior uman [5]

Robotul serial de tip RRR este un exemplu excelent cum că, ingineria robotică poate imita structurile biologice pentru a crea mașini versatile și eficiente. Acesta poate aduce beneficii semnificative în diverse domenii prin replicarea mișcărilor naturale ale brațului uman superior [6].

În continuare se prezintă articulația humero-cubito-radială (cotul) și mișcările realizate.

Articulația humero-cubito-radială, cunoscută și sub denumirea de articulația cotului, este o articulație complexă alcătuită din trei articulații ( humero-cubitală, humero-radială, radio-cubitală proximală) conectate în interiorul aceleiași capsule articulare, care conectează brațul superior (humerus) cu oasele antebrățului (ulna și radius) [7].

Articulația cotului permite o singură mișcare, și anume mișcarea de flexie-extensie (Figura 2) în plan sagital. Această mișcare se realizează în jurul unui punct fix situat în interiorul capsulei articulare, numit centru de rotație. [8]. Mișcarea de flexie constă în apropierea antebrățului de braț, având o amplitudine de aproximativ 150°. Datorită poziției trohleei humerale, axa antebrățului nu coincide cu cea a brațului. Din acest motiv, în faza finală a mișcării, mâna nu se îndreaptă către umăr, ci către torace [9].

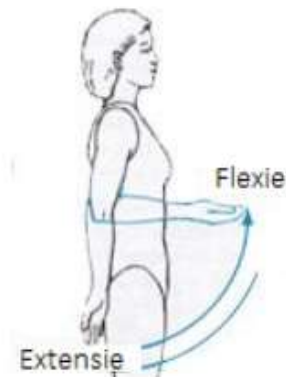


Figura 2. Mișcările de flexie-extensie [10]

Urmează articulația cubito-radială (antebrațul) și mișcările realizate de către aceasta.

Articulația cubito-radială este o articulație importantă a antebrăului, formată între ulna (cubitus) și radius. Aceasta permite mișcările de pronție și supinație ale antebrăului, esențiale pentru funcționalitatea mâinii în diverse activități zilnice, amplitudinea fiind de 120-140°. Pronția este mișcarea de rotație a antebrăului în care palma este orientată în jos sau posterior (dorsal), în această mișcare, radiusul va avea o mișcare de rotație peste ulna, iar amplitudinea mișcării va fi de aproximativ 85°. Supinația este mișcarea de rotație a antebrăului în care palma este orientată în sus sau anterior (ventral), caz în care, radiusul și ulna sunt paralele, musculatura implicată incluzând mușchiul supinator și biceps brachii, iar amplitudinea mișcării fiind de aproximativ 90° [11].

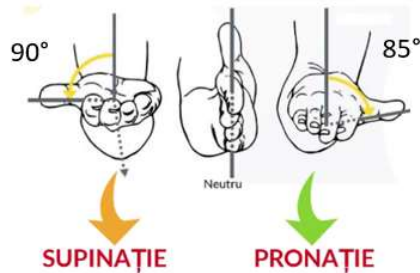


Figura 3. Mișcarea antebrăului [11]

În subcapitolul „Afecțiunile și metodele de recuperare”, se prezintă diferite cauze care duc la imediata instabilitatea a membrului superior, ceea ce duce la o reducere sau chiar blocare a mobilității acesteia. În cazul persoanelor care au suferit un atac vascular, este foarte important ca ei să înceapă să își mobilizeze membrul superior cât mai repede pentru a nu risca atrofierea mușchilor.

Tratamentul fracturilor variază în funcție de tipul lor anatomico-clinic. Variantele luate în considerare sunt fie aplicarea de ghips pe membru pe o perioadă de aproximativ 6-8 săptămâni, urmând recuperarea articulației, fie se indică tratamentul chirurgical, iar după operație, este necesară ghipsarea membrului.

Tratamentul entorselor variază în funcție de severitatea acestora.

Mobilizarea articulațiilor membrului superior poate fi realizată în trei moduri: pasiv (mișcări efectuate de terapeut), activ (mișcări efectuate de pacient) și activ cu rezistență. Mișcările pasive implică terapeutul care efectuează flexii, extensii, pronții, supinații și circumducții. Mișcările active sunt aceleași, dar sunt realizate de pacient. Mișcările active cu rezistență sunt realizate de pacient, în timp ce kinetoterapeutul aplică o forță opusă pentru a contracara mișcările de flexie dorsală, flexie plantară și flexie laterală. [12],[13].

Exercițiile de recuperare se vor axa pe următoarele aspecte: tonifierea mușchilor ce susțin membrul superior și creșterea flexibilității acestor mușchi. De asemenea, se are în vedere și reabilitarea tendoanelor și ligamentelor grupelor de mușchi aferente. Durata programului de reabilitare este variabilă, între 4 și 6 săptămâni, sau mai mult, în funcție de leziunea suferită. Exercițiile trebuie realizate treptat, fiindcă vindecarea este diferită de la un pacient la altul. Prin urmare, recuperarea medicală are ca scop tratamentul disfuncțiilor și reglarea nivelului funcțional al unui individ, cu ajutorul unor metode de diagnostic și tratament divers [13].

## CAPITOLUL 2 - STADIUL ACTUAL ÎN DOMENIUL CERCETĂRILOR PRIVIND SISTEMELE ROBOTICE UTILIZATE ÎN DOMENIUL MEDICAL

Acest capitol se concentrează pe analiza și prezentarea dezvoltarea roboților în domeniul medical, în deceniile recente.

Pe parcursul acestui capitol, prin analizarea ideilor din cercetări și aplicații recente, se prezintă o analiză cuprinzătoare a tehnologiilor de vârf, examinând dezvoltarea în diferite domenii ale roboticii medicale.

În prezent, robotica reprezintă una dintre cele mai remarcabile realizări ale umanității și una dintre cele mai semnificative încercări de a crea entități artificiale capabile să comunice și să experimenteze emoții. Conform cercetărilor recente, interesul comunității științifice pentru domeniul roboticii medicale este în plină creștere, iar obiectivul principal devine dezvoltarea de noi dispozitive inteligente și versatile utilizate într-o varietate de domenii și aplicații specializate.

Un exemplu concret îl reprezintă aplicarea lor în domeniul medical, în chirurgia minim invazivă sau în procesele de reabilitare medicală.

Reabilitarea medicală este un domeniu esențial în restabilirea capacităților fizice ale pacienților care au suferit leziuni ce afectează diferite părți ale corpului omenesc, leziuni care se pot datora unor accidente, intervenții chirurgicale, boli neurologice sau alte condiții medicale care limitează mobilitatea și capacitatea de a efectua activitățile zilnice.

Scopul principal al reabilitării medicale este de a restabili funcția motorie, de a ameliora durerea și de a îmbunătăți calitatea vieții pacientului, acest proces complex implicând o abordare multidisciplinară a terapiilor fizice și a tehnologiilor avansate precum ortezele active și posibil echipamente avansate de asistență robotică. Prin evaluarea precisă a nevoilor individuale ale fiecărui pacient și prin implementarea unui plan de tratament personalizat, specialiștii în reabilitare medicală pot facilita recuperarea și reintegrarea eficientă a pacientului în activitățile cotidiene și profesionale.

În acest capitol, sunt expuse metodele și tehnologiile utilizate în reabilitarea membrului superior, precum și abordările terapeutice specifice pentru diverse afecțiuni pentru a atinge cele mai bune rezultate posibile.

Pentru a acoperi nevoia de exerciții, au fost dezvoltate mai multe mecanisme de reabilitare a membrului superior.

Reabilitarea medicală implică utilizarea diverselor dispozitive pentru a îmbunătăți funcționalitatea și calitatea vieții pacienților cu dizabilități fizice. Protezele, ortezele active și exoscheletele sunt toate utilizate în acest scop, dar fiecare are caracteristici unice și aplicabilități specifice, diferențele principale fiind următoarele:

- *Protezele* sunt dispozitive artificiale care înlocuiește o parte a corpului lipsă, cum ar fi un membru amputat din cauza unui accident, a unei boli sau a unei malformații congenitale, pentru a restaura aspectul și pentru a restabili mobilitatea și funcționalitatea membrului pierdut. Ele pot fi pasive (strict cosmetică) sau active (funcționale), utilizând componente mecanice, mioelectrice sau electronice pentru a imita mișcările naturale.
- Exoscheletele externe, rigide sau semi-rigide, mecanisme care sunt atașate de corpul uman și servesc la întărirea și îmbunătățirea mișcărilor persoanei, necesitând un sistem propriu de acționare. Exoscheletele sunt adesea folosite pentru a amplifica forța sau mobilitatea în anumite activități, cum ar fi mersul sau ridicarea de obiecte grele.
- Orteze cu acționare electrică, transformă modul în care abordăm cerințele pentru mobilitate și reabilitare. Aceste dispozitive avansate folosesc tehnologia robotică și senzori pentru a oferi asistență dinamică celor cu deficiențe de mișcare, depășind

capacitățile dispozitivelor tradiționale, pasive. Milioane de oameni din întreaga lume se confruntă cu probleme de mobilitate din cauza leziunilor, condițiilor neurologice și bolilor degenerative. Soluțiile tradiționale oferă adesea un sprijin limitat, conducând la mișcări restricționate și la o recuperare prelungită. Ortozele cu acționare electrică oferă o alternativă mai eficientă prin furnizarea de asistență adaptivă în timp real, care poate îmbunătăți semnificativ mobilitatea și accelera recuperarea.

Câteva exemple sunt expuse mai jos:

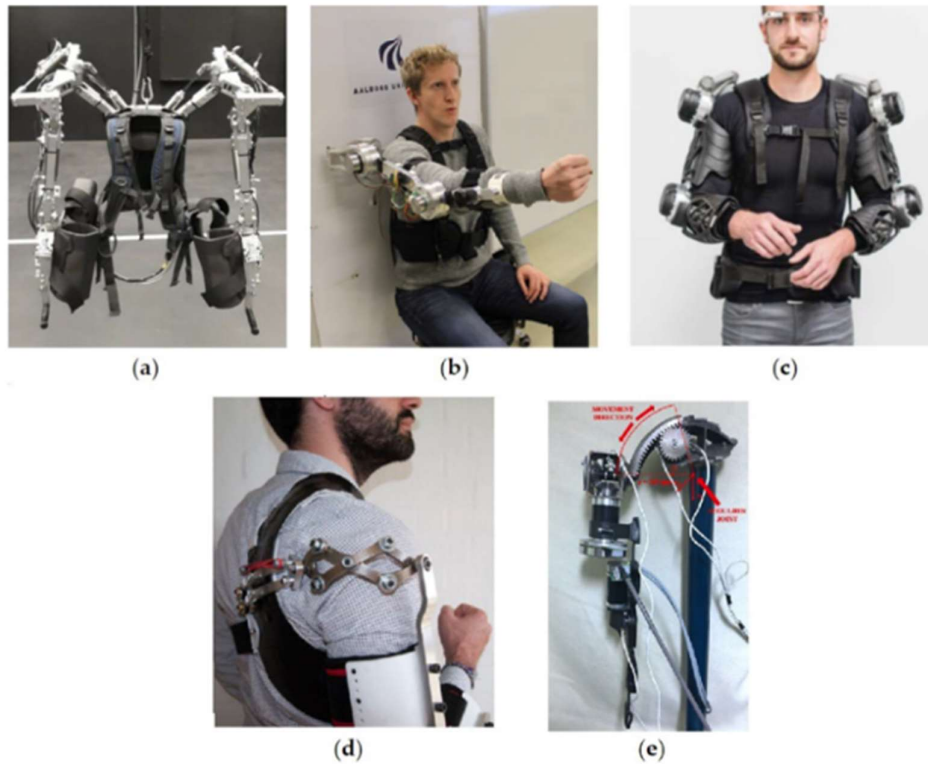


Figura 4. Ortoze propuse pentru comparatie [14]

- a) - Exoscheletul pentru membrul superior Inferno. Republicat cu permisiunea din ref. [47]. Copyright 2018 IEEE;
- b) - UB-AXO de la Universitatea Aalborg. Republicat cu permisiunea din ref. [48]. Copyright 2017 IEEE;
- c) - Stuttgart Exo-Jacket. Republicat cu permisiunea din ref. [49]. Copyright 2017 IEEE;
- d) - legături tip foarfecă compacte cu 3 grade de libertate pentru un exoschelet pentru membrul superior. Republicat cu permisiunea din ref. [50]. Copyright 2019 Elsevier;
- e) - set de legături glisante pentru un exoschelet pentru abducția-adducția membrului superior. Republicat din ref. [15],[14].

### CAPITOLUL 3 - OBIECTIVELE TEZEI

Scopul prezentei lucrări este acela de a proiecta optimal și a realiza modele experimentale ale unor dispozitive modulare utilizate în robotica medicală.

În raport cu aplicațiile prezentate în capitolul anterior, “Stadiul actual în domeniul cercetărilor privind sistemele robotice utilizate în domeniul medical”, voi opta pentru studiul, proiectarea și realizarea practică a două module care fac parte din categoria celor folosite în domeniul recuperării medicale.

Dintre acestea voi alege ortezele de membru superior pentru articulația humero-cubito-radială și articulația cubito-radială, urmând să elaborez un studiu de alegere a soluției optime, proiectarea într-un mediu CAD (Proiectare Asistată de Calculator) a componentelor necesare, printarea 3D (Tridimensional) a acestora și asamblarea lor astfel încât să obțin produsul dorit.

Alt obiectiv va fi realizarea sistemului de comandă și control și obținerea atât a unormăsurători experimentale, cât și a unui studiu calitativ al ortezei de membru superior.

### CAPITOLUL 4 – SINTEZA STRUCTURALĂ A MECANISMELOR ORTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR

Orteza de membru superior propusă a fi dezvoltată conține 2 module independente care asigură: mișcarea de flexie-extensie a articulației humero-cubito-radiale (articulația cotului), și mișcarea de supinație-pronație a articulației cubito-radiale.

Pentru fiecare mișcare independentă la nivelul unui modul al ortezei urmează să fie determinate în urma unei sinteze structurale potențialele mecanisme care permit realizarea mișcărilor dorite.

**Sinteza structurală a mecanismului de acționare a articulației humero-cubito-radiale** va lua în considerare mecanismele cu bare elementare (4 elemente) și mecanismele cu bare și roți dințate (5 elemente), care asigură o mișcare de oscilație ( rotație) cu un unghi de oscilație conform cu mișcarea obișnuită a articulației cotului.

- Sinteza structurală a mecanismelor cu bare elementare

Mecanismele cu bare, care sunt supuse sintezei structurale, trebuie să asigure o transformare a mișcării de translație într-o mișcare de rotație (oscilație), în condițiile în care este utilizat un element motor de acționare lineară.

Ținând cont de metoda Franz von Reuleaux, care consideră succesiv un element binar ca element fix, un element ca element motor și un element ca element condus al lanțului cinematic RRRT, rezultă toate variantele posibile de mecanisme cu bare care conțin combinația celor două elemente binare tip RR și a celor două de tip RT. În Figura 5 sunt reprezentate schemele cinematice ale mecanismelor rezultate din lanțul cinematic RRRT.

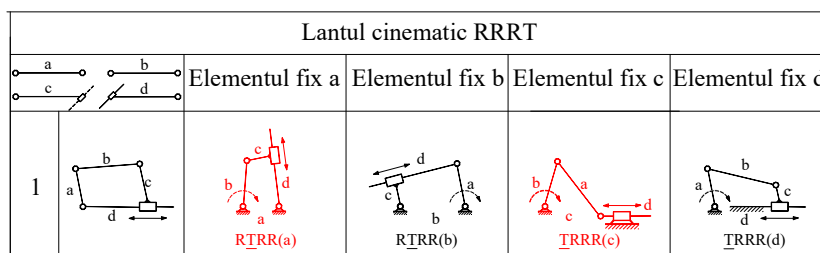


Figura 5. Mecanismele lanțului cinematic RRRT [16],[17],[18]

Abrevierea mecanismelor din fig. 4.1 descrie succesiv tipul cuplelor cinematice, elementul motor este subliniat, acesta fiind o cuplă de translație T, conform considerațiilor inițiale și elementul fix al lanțului cinematic indicat în paranteze ( ). Cuplele cinematice ale mecanismelor sunt abreviate după cum urmează: R – cuplă de rotație și T – cuplă de translație.

Soluțiile structurale convenabile sunt indicate cu culoare roșie în Figura 5, acestea fiind RTRR(a) și TRRR(c), care sunt corespunzător similare cu structurile RTRR(b) și TRRR(d).

- Sinteza structurală a mecanismelor cu bare și roți dințate

Mecanismele cu bare și roți dințate trebuie deasemenea să asigure o transformare a mișcării de translație într-o mișcare de rotație (oscilație) cu un unghi de oscilație de 120° și să utilizeze o acționare cu un motor linear [16],[17],[18].

Utilizând metoda Franz von Reuleaux rezultă mecanismele cu roți dințate ale lanțului cinematic TRRR(RRd) și RTRR(RdR). În Figura 6 sunt reprezentate schemele cinematice ale mecanismelor rezultate din lanțul cinematic TRRR(RRd) și RTRR(RdR).

Abrevierea mecanismelor din Figura 6 este identică cu cea anterioară, conținând în paranteze ( ) și lanțul cinematic legat în paralel cu structura elementară. Cuplele cinematice suplimentare ale mecanismelor sunt abreviate cu: Rd – cuplă plană superioară formată între profilele dinților roților dințate.

Lanțul cinematic TRRR(RRd)					
	Elementul fix a	Elementul fix b	Elementul fix c	Elementul fix d	Elementul fix e
1					
Lanțul cinematic RTRR(RdR)					
	Elementul fix a	Elementul fix b	Elementul fix c	Elementul fix d	Elementul fix e
2					

Figura 6. Mecanismele lanțului cinematic RRRT(RRd) [16],[17],[18].

**Sinteza structurală a mecanismului de acționare a articulației cubito-radiale**

Mecanismul de acționare a antebrățului va asigura orientarea acestuia și va conține articulația cubito-radială care asigură mișcarea de supinație-pronație. Mecanismul de acționare utilizat în cazul mișcării de supinație-pronație asigură o mișcare de rotație, în condițiile în care este utilizat un singur element motor rotativ.

În urma analizei, s-a determinat faptul că lanțul cinematic rezultat din combinația acestor elemente este de tipul RRRd (treaptă ordinară cu roți dințate).

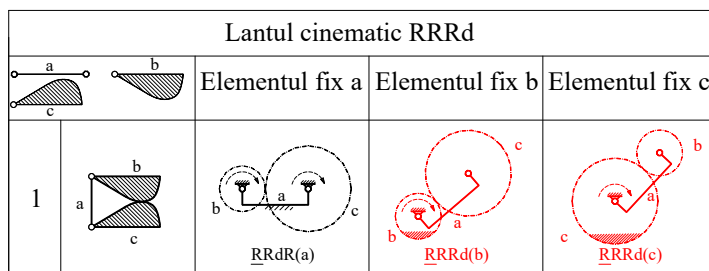


Figura 7. Mecanismele lanțului cinematic RRRd [16],[17],[18].

## CAPITOLUL 5 – ANALIZA CINEMATICO-POZIȚIONALĂ A ORTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR

În acest capitol, analiza cinematică a mecanismelor ortezei de membru superior se va realiza separat pentru fiecare dintre cele 2 module independente aferente articulației humero-cubito-radiale (articulația cotului) și a articulației cubito-radiale.

Studiile prezentate anterior evidențiază că mecanismele cu bare și roți dințate cu acționare lineară permit realizarea unui unghi de oscilație foarte mare al elementului de ieșire a mecanismului de acționare a unei orteze humero-cubito-radiale (aprox. 150°). În comparație cu mecanismele elementare cu bare, acestea asigură pentru un unghi de oscilație mare un unghi de transmitere favorabil, datorită amplificării mișcării elementului de ieșire prin intermediul treptei cu roți dințate cicloidale. De asemenea se observă că funcția de transmitere de ordinul 0 este aproximativ lineară într-un interval larg al parametrului motor (cursa lineară). Datorită avantajelor mecanismele cu bare și roți dințate cu acționare lineară față de mecanismele elementare cu bare corespunzătoare în continuare vor fi studiate doar aceste mecanisme pentru a fi utilizate la acționarea unei orteze humero-cubito-radiale.

Mișcarea de supinație-pronație a articulației cubito-radiale urmează să fie realizat cu ajutorul unei mecanism ordinar cu roți dințate în două trepte prezentat în cap.4.2, care permite realizarea unei mișcări de oscilație cu amplitudine mare (aprox. 180°).

## CAPITOLUL 6 – SINTEZA MECANISMELOR ORTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR

Sinteza mecanismelor ortezei de membru superior se va realiza separat pentru fiecare dintre cele 2 module independente aferente articulației humero-cubito-radiale (articulația cotului) și a articulației cubito-radiale.

### Sinteza mecanismelor de acționare a articulației humero-cubito-radială

Mecanismele care vor fi luate în considerare în continuare pentru acționarea articulației humero-cubito-radiale sunt mecanismele cu bare și roți dințate având mecanismul de bază manivelă-piston și culisă oscilantă.

Utilizând relațiile de calcul ale metodei de sinteză optimală descrise în 6.1 în cazul mecanismului cu bare și roți dințate cu mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază se va realiza o analiză a valorilor lungimilor normale ale elementelor mecanismelor cu bare și roți dințate în funcție de cursa maximă normată și inversul raportului de transmitere.



**Sinteza optimală a mecanismului cu bare și roți dințate cu acționare lineară având mecanismul manivelă-piston ca mecanism de bază**

Tabel 6.1. Cursele normate ale actuatorului linear și valorile normate ale lungimilor caracteristice

Parametrii								
$s_{max}$	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9
$\lambda_1$	0.026	0.000	0.027	0.010	0.028	0.028	0.000	0.000
$\lambda_2$	0.108	0.163	0.218	0.268	0.332	0.390	0.450	0.512

Diagramele de nivel corespunzătoare diverselor valorilor ale parametrului  $s_{max}$  indicate în Tab. 6.1, sunt prezentate în Figura 6. 1

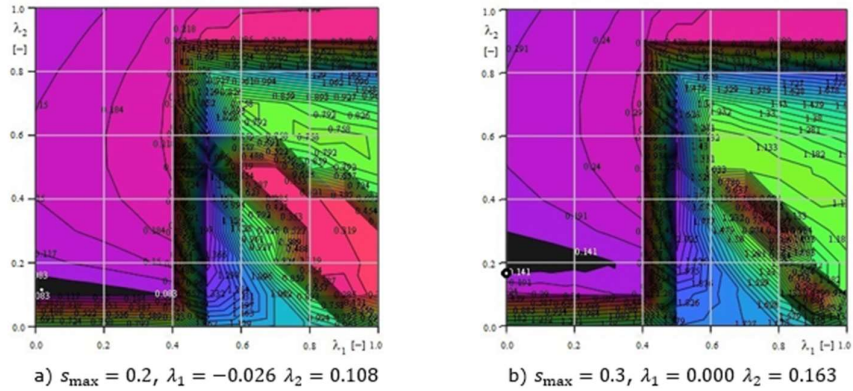


Figura 6.1 Diagramele de nivel corespunzătoare diferitelor curse maxime normate ale mecanismului cu bare și roți dințate cu mecanismul manivelă-piston ca mecanism de bază

Variația inversului raportului de transmitere a treptei cu roți dințate și valorile normate ale lungimilor caracteristice mecanismului cu bare și roți dințate cu mecanismul cu manivelă piston ca mecanism de bază sunt date în tabel. Cursa maximă normalată a actuatorului linear a fost aleasă  $s_{max} = 0.5$  și unghiul de transmitere minim  $\mu_{min} = 30^\circ$ . Normarea s-a realizat în funcție de lungimea elementului fix  $l_{1x} = 1.6$

Parametrii						
$\rho$	0.4	0.6	0.8	1.0	1.2	1.4
$\lambda_1$	0.000	0.000	0.000	0.010	0.027	0.027
$\lambda_2$	0.256	0.265	0.264	0.268	0.274	0.274

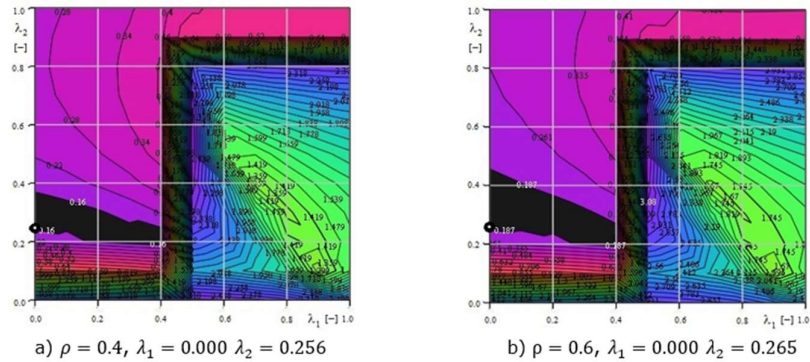


Figura 6.2 Diagramele de nivel corespunzătoare diferitelor rapoarte de transmitere inverse ale mecanismului cu bare și roți dințate cu mecanismul manivelă-piston ca mecanism de bază

**Sinteza optimală a mecanismului cu bare și roți dințate cu acționare lineară având mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază**

Lungimile normate ale elementelor mecanismului cu culisă oscilantă – excentricitatea culisei și lungimea manivelei, sunt dependente de cursa maximă normată  $s_{max}$  și inversul raportului de transmitere  $\rho$ . Variația curselor normate ale actuatorului linear și valorile normate ale lungimilor caracteristice mecanismului cu bare și roți dințate cu mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază sunt date în Tab. 6.3. Inversului raportului de transmitere a trepte cu roți dințate a fost ales  $\rho = 1$  și unghiul de transmitere minim  $\mu_{min} = 30^\circ$ . Normarea s-a realizat în funcție de lungimea elementului fix  $l_{1x} = 1$ .

Tabel 6. 3. Cursele normate ale actuatorului linear și valorile normate ale lungimilor caracteristice

Parametrii								
$s_{max}$	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9
$\lambda_1$	-0.017	-0.001	0.016	0.001	0.017	0.004	0.044	0.034
$\lambda_2$	0.100	0.149	0.198	0.248	0.296	0.338	0.390	0.440

Diagramele de nivel corespunzătoare diverselor valorilor ale parametrului  $s_{max}$  indicate în Tab. 6.3, sunt prezentate în Fig. 6.3

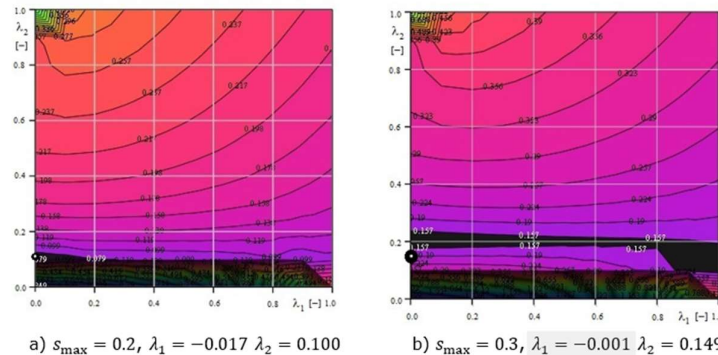


Figura 6.3 Diagramele de nivel corespunzătoare diferitelor curse maxime normate ale mecanismului cu bare și roți dințate cu mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază

Variația inversului raportului de transmitere a trepte cu roți dințate și valorile normate ale lungimilor caracteristice mecanismului cu bare și roți dințate cu mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază sunt date în Tab. 6.4. Cursa maximă normată a actuatorului linear a fost aleasă  $s_{max} = 0.5$  și unghiul de transmitere minim  $\mu_{min} = 30^\circ$ . Normarea s-a realizat în funcție de lungimea elementului fix  $l_{1x} = 1$ .

Parametrii						
$\rho$	0.4	0.6	0.8	1.0	1.2	1.4
$\lambda_1$	-0.002	0.005	0.013	0.006	0.009	-0.002
$\lambda_2$	0.237	0.243	0.245	0.248	0.250	0.252

Tabel 6.4 Inversului raportului de transmitere a trepte cu roți dințate și valorile normate ale lungimilor caracteristice

Diagramele de nivel corespunzătoare diverselor valorilor ale parametrului  $\rho$  indicate în Tab. 6.4, sunt prezentate în Fig. 6.4

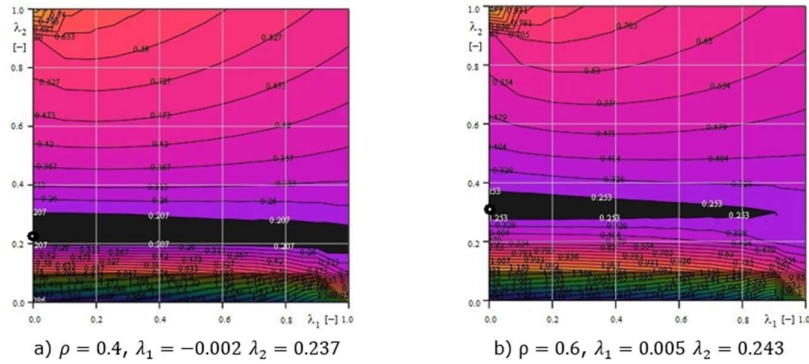


Figura 6.4 Diagramele de nivel corespunzătoare diferitelor rapoarte de transmitere inverse ale mecanismului cu bare și roți dințate cu mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază

### Sinteza mecanismului de acționare a articulației cubito-radiale

Pentru sinteza mecanismului de acționare a articulației cubito-radiale este necesară impunerea razei (diametrului) interioare al inelului roții 3 ( $r$ ), pentru a asigura fixarea antebrăului în vederea realizării mișcării de supinație-pronație, grosimea inelului roții dințate 3 (b), poziția verticală a cuplei motoare – axa de rotație a motorului rotativ pe inelul dințat fix 1 (t) respectiv numărul de dinți al roților satelit 4, 4', 4'' ( $z_4 = z_{4'} = z_{4''}$ ) [19],[20],[21],[22]. Astfel, se va calcula raza de divizare a roților satelit 4, 4', 4'' și raza de divizare a inelului dințat (3), se va determina raza roții dințate motoare (1), unde poziția verticală a cuplei motoare a motorului rotativ pe inelul dințat fix (t) se alege în funcție de dimensiunile caracteristice ale motorului rotativ utilizat. Raza de divizare a inelului dințat fix (1) rezultă tot pe cale geometrică. Cunoscând razele de divizare ale roților dințate se va determina numărul de dinți a fiecărei roți dințate. Trebuie specificat faptul că elementul (3) conține două roți dințate cu aceeași rază de divizare  $r_3$ , dar cu module ( $m_1 \neq m_2$ ) și implicit numere de dinți diferite ( $z_3' \neq z_3$ ).

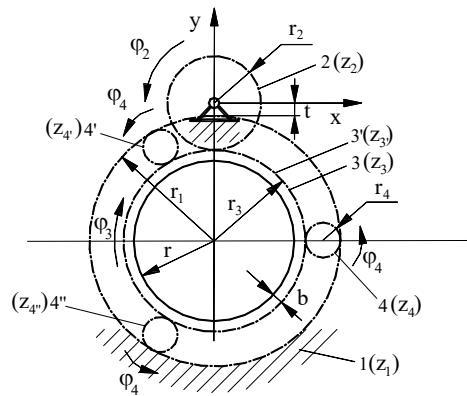


Figura 6.5 Sinteza geometrică a mecanismului cu roți dințate utilizat pentru de acționarea articulației cubito-radiale

## CAPITOLUL 7 – PROIECTAREA MECANISMELOR PENTRU MEMBRUL SUPERIOR

Pentru proiectarea celor două module ale protezei a membrului superior se va realiza sinteza dimensională a mecanismului cu bare și roți dințate cu acționare lineară având mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază pentru articulația humero-cubito-radială (articulația cotului) și a mecanismului cu roți dințate pentru articulația cubito-radială.

### Proiectarea mecanismului de acționare pentru articulația humero-cubito-radială

Conform studiilor prezentate în capitolele 5 și 6 s-a ales ca și mecanism de acționare a articulației humero-cubito-radiale mecanismul cu bare și roți dințate cu acționare lineară având mecanismul cu culisă oscilantă ca și mecanism de bază, datorită gabariturii mai redusă față de mecanismul cu bare și roți dințate cu acționare lineară având mecanismul manivelei piston ca mecanism de bază [23].

Parametrii inițiali impuși pentru proiectarea designului mecanismului sunt indicați în Tabelul 7.1:

Parametrii		
Inversul raportului de transmitere	$\rho$	1.3
Cursa maximă normată a actuatorului	$s_{max}$	0.6
Unghiul de oscilație a roții conduse	$\chi_{max}$	120°
Unghiul de transmitere minim	$\mu_{min}$	50°

Lungimile normate ale excentricității și a manivelei rezultă conform metodei de sinteza optimă prezentate în cap.7. Diagrama de nivel corespunzătoare valorilor impuse în Tabelul 7.1 este prezentată în Fig. 7.1.

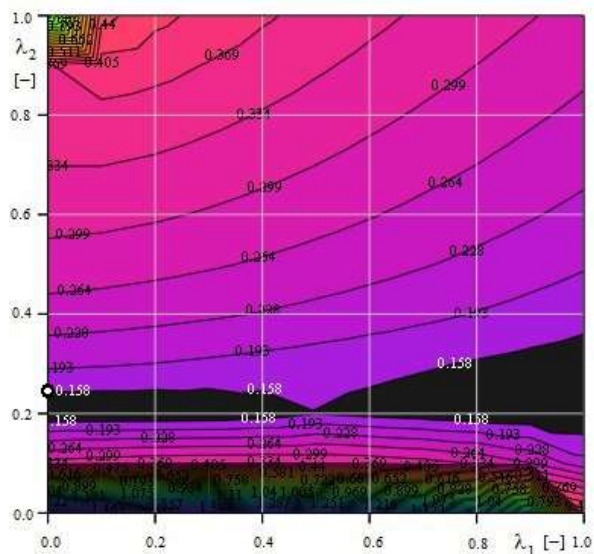


Figura 7. 1. Diagrama de nivel corespunzătoare sintezei optimale a mecanismului cu roți dințate utilizat pentru de acționarea articulației humero-cubito-radiale

Valorile normate optime ale excentricității și a manivelei rezultă din diagrama de nivel pentru valorile normate inițiale ( $\lambda_1^{(0)} = 0.01$ ,  $\lambda_2^{(0)} = 0.01$ ):

$$\lambda_1 = 0.000, \quad \lambda_2 = 0.162. \quad (7.1)$$

Astfel, parametrii geometrici constructivi ai mecanismului cu bare și roți dințate cu acționare lineară având mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază sunt indicați în Tabelul 7.2:

Parametrii		
Lungimea elementului fix	$l_{1x}$	212 mm
Lungimea excentricității	$l_2$	0 mm
Lungimea manivelei	$l_4$	34.5 mm
Cursa inițială	$s_0$	177.5 mm

În urma analizei cinematice a mecanismului cu bare și roți dințate cu acționare lineară având mecanismul cu culisă oscilantă ca mecanism de bază prezentată în cap. 6. rezultă funcția de transmitere de ordinul 0 și ordinul 1 din Figura 7.2 și Figura 7.3.

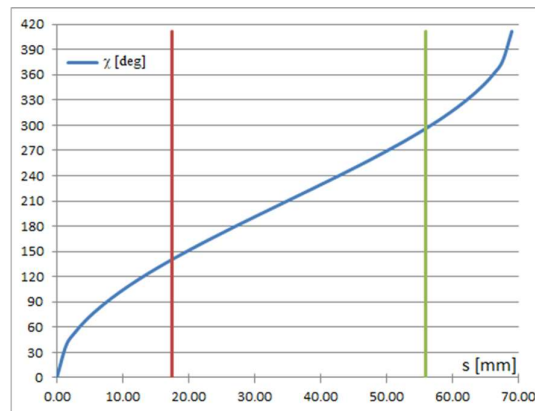


Figura 7. 2. Funcția de transmitere de ordinul 0 a mecanismului de acționare a articulației humero-cubito-radiale

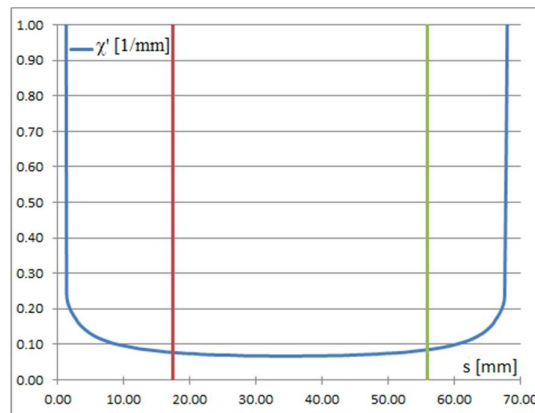


Figura 7. 3. Funcția de transmitere de ordinul 1 a mecanismului de acționare a articulației humero-cubito-radiale

Variația unghiului de transmitere  $\mu$  este prezentat în Figura 7.4 care se încadrează în domeniul cursei pistonului stabilit anterior pentru valori mai mari decât  $\mu_{min} = 56.6^\circ$  ( $\mu_{max} = 123.4^\circ = 180^\circ - \mu_{min}$ ).

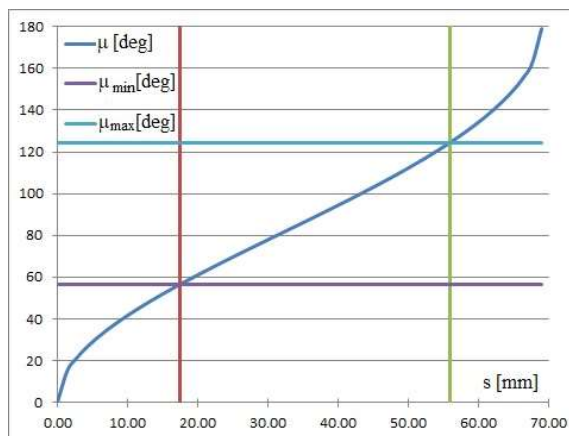


Figura 7. 4. Unghiul de transmitere a mecanismului de bază de acționare a articulației humero-cubito-radiale

În vederea dimensionării acționării se va realiza o analiză cinetostatică a mecanismului cu bare și roți dințate cu acționare lineară având ca mecanism de bază un mecanism cu culisă oscilantă, prezentat în Figura 7.5 [17],[23].

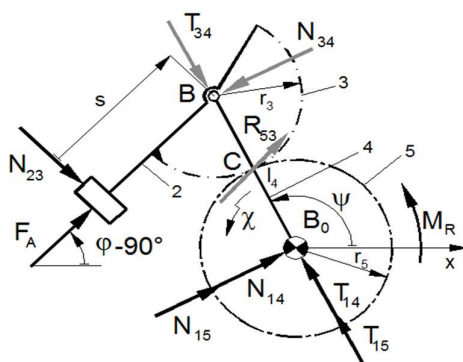


Figura 7. 5. Analiza cinetostatică a mecanismului de bază de acționare a articulației humero-cubito-radiale

Forța de acționare a motorului linear  $F_A$  rezultă din ecuațiile de echilibru ale lanțului cinematic. Acceptând greutatea antebrăului  $G=15\text{ N}$  și lungimea brațului greutății antebrăului  $b=100\text{ mm}$  se poate determina variația forței de acționare necesare acționării articulației humero-cubito-radiale (Figura 7.6). Se poate constata că valoarea maximă necesară a fi dezvoltată de motorul linear este  $F_{\text{max}}=79\text{ N}$ .

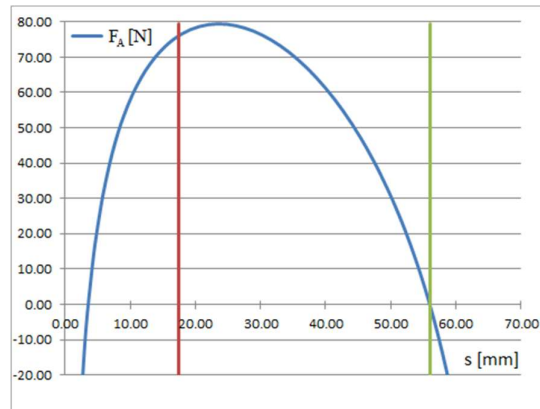


Figura 7. 6. Forța de acțiune a mecanismului de acțiune a articulației humero-cubito-radiale

### Proiectarea mecanismului de acțiune a articulației cubito-radiale

Conform metodei de sinteză a mecanismului cu roți dințate utilizate pentru acțiunea articulației cubito-radiale prezentată în cap. 6.2 se vor impune: raza (diametrul) interioară a inelului roții 3 ( $r$ ), grosimea inelului roții dințate 3 ( $b$ ), poziția verticală a cuplei motoare pe inelul dințat fix 1 ( $t$ ) respectiv numărul de dinți al roților satelit 4, 4', 4'' ( $z_4 = z_{4'} = z_{4''}$ ). Aceste valori sunt prezentate în Tabel 7. 1.

Tabel 7. 1. Parametrii inițiali impuși pentru designul mecanismului de acțiune a articulației cubito-radiale

Parametrii		
Raza interioară a inelului roții 3	$r$	80 mm
Grosimea inelului roții dințate 3	$b$	8 mm
Poziția verticală a cuplei motoare pe inelul dințat 1	$t$	30 mm
Numărul de dinți al roților satelit 4, 4', 4''	$z_4 = z_{4'} = z_{4''}$	12 dinți
Modulul treptei cicloidale cu roți dințate	$m_1$	1 mm
Modulul treptei ordinare cu roți dințate	$m_2$	2 mm

Cu aceste valori se vor determina conform relațiilor (6.15)-(6.19) din teza doctorală razele de divizare ale roților dințate (6.20)-(6.21) și numărul de dinți ale acestora. Valorile corespunzătoare sunt date în Tabelul 7.4.

Tabel 7. 2. Parametrii constructivi ai mecanismului de acțiune a articulației cubito-radiale

Parametrii		
Raza de divizare a roții dințate 4, 4', 4''	$r_4 = r_{4'} = r_{4''}$	12 mm
Raza de divizare a roții dințate 3	$r_3$	96 mm
Numărul de dinți a roții dințate 3 ( $m_1 = 2$ )	$z_3$	48 dinți
Numărul de dinți a roții dințate 3' ( $m_2 = 1$ )	$z_{3'}$	96 dinți
Raza de divizare a roții dințate 2	$r_2$	30 mm
Numărul de dinți a roții dințate 2 ( $m_1 = 2$ )	$z_2$	30 dinți
Raza de divizare a roții dințate 1	$r_1$	120 mm
Numărul de dinți a roții dințate 1 ( $m_1 = 1$ )	$z_1$	120 dinți

În subcapitolul 7.3 se vor determina soluțiile constructive ale ortezei de membru superior.  
Designul CAD al ortezei de membru superior s-a realizat utilizând “Creo Parametric 2.0”, un program destinat pentru proiectare mecanică asistată de calculator.

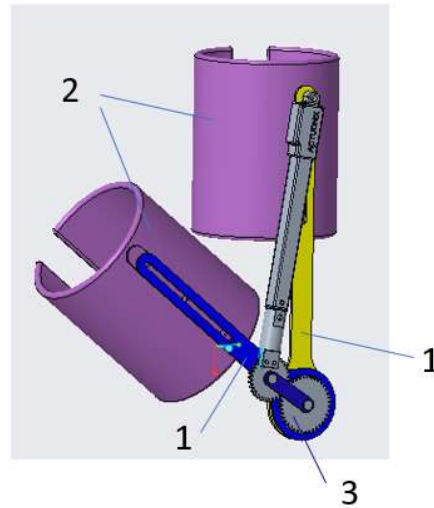


Figura 7. 7. Articulația humero-cubito-radială - vedere generală

Inițial s-au modelat grafic componentele suport ale ortezei de membru superior, și anume șinele și manșoanele (Figura 7. 7 – elementul 1 și 2).

A urmat realizarea roților dințate și al elementului de legătură dintre acestea – brațul port satelit (Figura 7. 7 – elementul 3).

Ansamblul CAD al ortezei de membru superior al modulului articulației cubito-radiale este prezentat în Figura 7. 8, iar în Figura 7. 9 este prezentată vederea explodată a modulului, componentele fiind consemnate în Tabel 7. 5.

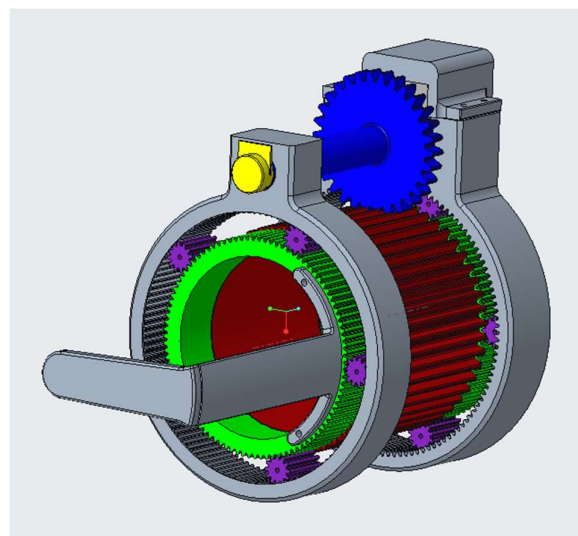


Figura 7. 8 Modulul articulației cubito-radiale



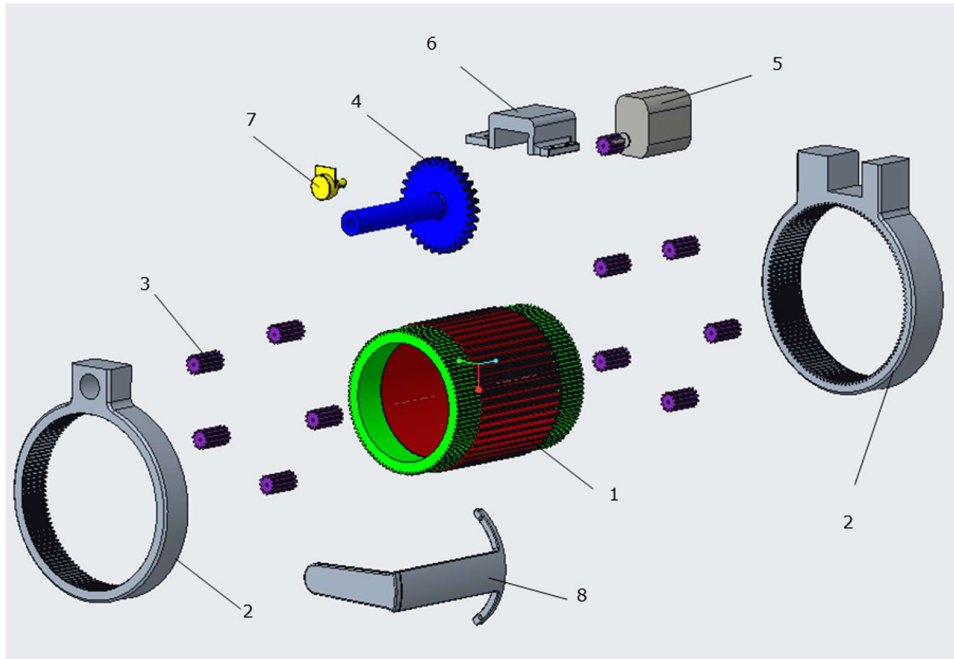


Figura 7. 9. Modulul articulației cubito-radială- vedere explodată

Tabel 7. 5. Listă componente modul articulație cubito-radială (antebraț)

Nr.	Nr. bucăți	Denumire piesă
1	1	Inel ce îmbracă antebrățul cu dantură exterioara având două module diferite
2	2	Inel dințat fix, cu dantură interioară
3	10	Roți satelit
4	1	Arbore de angrenare
5	1	Motor DC
6	1	Capac
7	1	Potenționetru de poziție
8	1	Mâner reglabil

În sucapitolul 7.4 se prezintă realizarea practică a ortezei de membru superior.

Pentru realizarea practică a ortezei de membru superior, au fost utilizate următoarele componente:

1. Orteză medicală , achiziționată din comerț
2. Modul articulație cubito-radială, realizată prin metoda de printare 3D
3. Actuator liniar
4. Motor DC pentru acționarea modului de antebrăț
5. Placă Arduino Uno
6. Convertor analog/digital 16 biți
7. Motor driver L298 N
8. Senzor de curent
9. Potenționetru de poziție
10. Elemente de legătură.

Orteza de membru superior cu cele două module dezvoltate pentru realizarea mișcării de flexie extensie a brațului precum și modulul pentru realizarea mișcării de pronație-

supinație a antebrăului este prezentată în continuare montată pe membrul superior (Figura 7. 10 și Figura 7. 11).



Figura 7. 10. Mișcarea de flexie-extensie a brațului



Figura 7. 11. Mișcarea de pronăție-supinație a antebrăului

Pentru obținerea mișcărilor necesare reabilitării membrului superior, flexia-extensia brațului și pronăția-supinația antebrăului, a fost efectuat montajul prezentat în diagrama de conectare (Figura 7. 12) , unde 1. Placă de dezvoltare Arduino Uno, 2. Convertor analog/digital 16 biți, 3. Motor driver L298 N, 4. Senzori de curent (2), 5. Motoare electrice (Actuator liniar Actuonix seria L12-P, pentru acționarea modului de cot și motor DC de 12 V, pentru acționarea modului de antebră), 6. Potenționetre de poziție, 7. Sursă de alimentare.

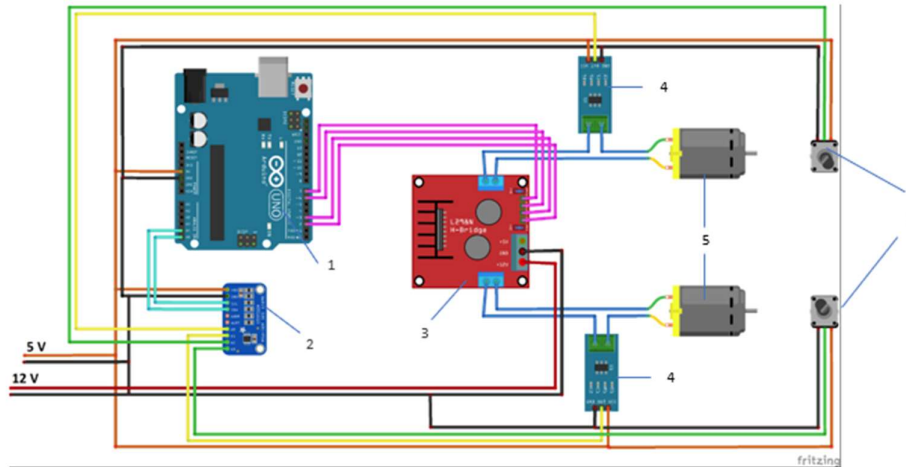


Figura 7. 12. Diagrama de conectare

Alimentarea ansamblului s-a făcut de la o sursă de alimentare DC, Conform specificațiilor actuatorului liniar, extinderea și retragerea pistonului se poate realiza prin inversarea polarității pinilor motorului utilizând un sistem electronic. Acest lucru a fost rezolvat prin utilizarea unui modul de tip punte H, care este alimentat prin placa Arduino și o sursă externă de 12V. Modulul permite atât inversarea polarității pinilor, cât și controlul tensiunii, fiind ideal pentru situațiile în care motorul necesită o tensiune de 12V, în timp ce placa Arduino operează la 5V. Același sistem este folosit și pentru modulul de antebraț, demonstrând modularitatea sistemului.

Pentru a realiza sistemul de reabilitare se va încerca reproducerea mișcărilor repetitive efectuate de un kinetoterapeut. Metoda implementată în partea de control a sistemului ține cont în principal de arhitectura hardware a sistemului dezvoltat. Astfel se pot utiliza informații legate de:

- poziție, prin potențiometrele de pe axe
- moment rezistent, prin senzorii de curent de pe actuatore

acest tip de informații fiind disponibile și medicului kinetoterapeut.

Luând în considerare arhitectura sistemului, controllerul de programat este un Arduino UNO, iar logica programului dezvoltat se axează pe 3 componente majore:

1. citirea senzorilor de poziție în cele 2 axe
2. acționarea axei 1 corespunzătoare articulației cotului (humero-cubito-radială)
3. acționarea axei 2 corespunzătoare articulației antebrațului (pronație-supinație)

## CAPITOLUL 8 – CERCETĂRI EXPERIMENTALE ȘI REZULTATE OBTINUTE PE MODULELE COMPONENTE ALE ORTEZEI DE MEMBRU SUPERIOR

Pentru realizarea unor măsurători experimentale asupra modulelor realizate, s-a utilizat mediul de programare Arduino și o placă de dezvoltare Arduino UNO.

S-au realizat măsurări cu ajutorul unor senzori a intensității curentului de alimentare al motoarelor electrice de acționare pentru a determina momentele rezistente din modulele ortezei.

De asemenea s-a realizat măsurarea și calibrarea sistemului pentru stabilirea

dependenței între indicația potențiofetrelor și poziția efectivă a elementului de ieșire al mecanismului de acționare.

Integrarea informațiilor sus menționate (moment și poziție) într-un sistem de reglare automată pentru limitarea mișcării modulelor realizate.

Ca și o vedere de ansamblu în Figura 8. 1 și Figura 8. 2 se pot observa rezultatele obținute în urma măsurărilor, poziționate alăturat.

Se verifică faptul că vârfurile rezultate în graficele de măsurare a curentului electric, vârfuri ce reprezintă schimbarea de sens al motoarelor, corespund cu vârfurile obținute din indicația potențiofetrelor, în ceea ce privește poziția efectivă al elementului de ieșire al mecanismului de acționare.

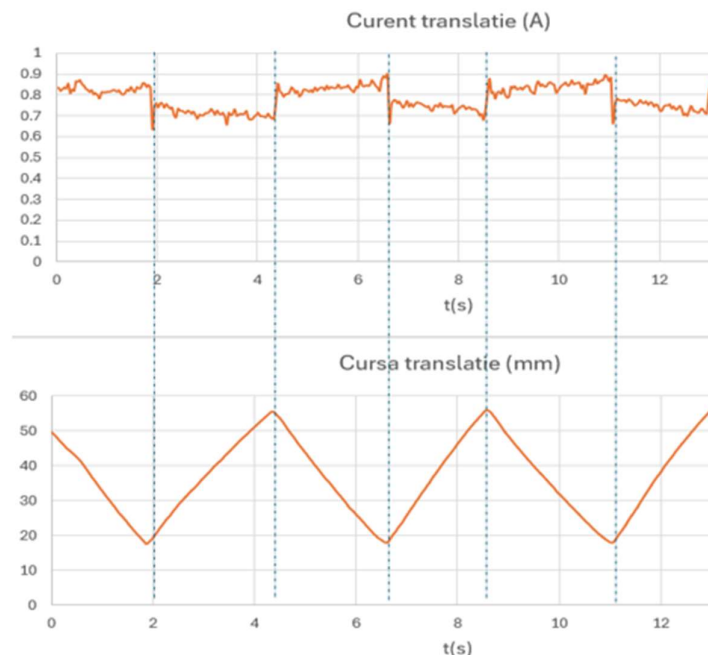


Figura 8. 1. Variația curentului electric și a cursei de translație al motorului în funcție de timp pentru modulul ce acționează articulația humero-cubito-radială.

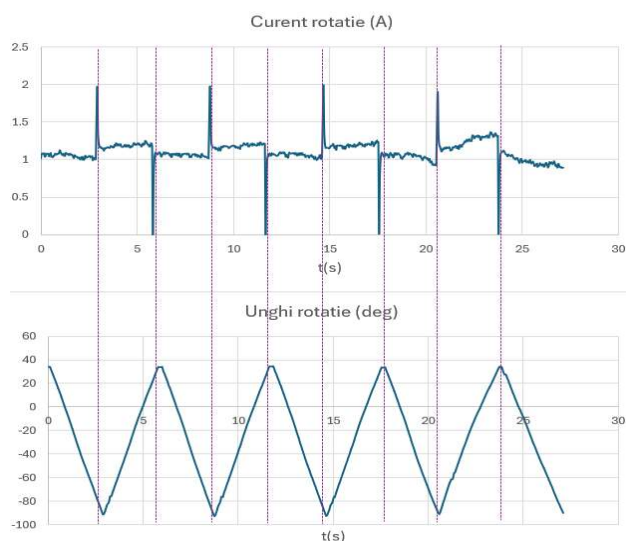


Figura 8. 2. Variația curentului electric și al unghiului de rotație al motorului în funcție de timp, pentru modulul ce acționează articulația cubito-radială.

De asemenea s-a mai realizat și un chestionar calitativ asupra ortezei de membru superior. Astfel am realizat încercări pe 5 subiecți, cărora le-am pus la dispoziție un chestionar de feedback la finalul utilizării ortezei realizate.

Subiecții au fost clinic sănătoși având vârste cuprinse între 24 și 40 de ani.

Se poate concluziona faptul că utilizatorii au fost în procent mare mulțumiți de utilizarea ortezei de membru superior, au considerat-o utilă, eficientă, fiabilă și ușor de pus pe membrul superior, însă au considerat că au nevoie de asistență autorizată pentru a utiliza sistemul.

## CAPITOLUL 9 – CONCLUZII FINALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. PERSPECTIVE ULTERIOARE DE CERCETARE

Lucrarea prezintă dezvoltarea unor dispozitive modulare pentru a fi utilizate în robotica medicală, mai exact în domeniul recuperării medicale.

Am ales cercetarea acestui subiect ca și o continuare a lucrării de dizertație, unde am studiat instrumente utilizate în domeniul medical, considerând că poate aduce un plus de valoare în domeniul recuperării medicale.

Metodele utilizate în prezent pe pacienții care necesită din diferite motive (atac vascular cerebral, leziuni, accident, etc.) recuperare la membrul superior, sunt simple, necesită deplasarea la un centru de reabilitare, este nevoie de prezența permanentă a unui kinetoterapeut, ceea ce înseamnă un număr mai mic de pacienți ce pot beneficia de acest serviciu și desigur suprasolicitarea personalului medical.

În plus pandemia de SARS-COV19, ne-a aratat ce importantă este posibilitatea de a avea la dispoziție servicii medicale, terapii și îngrijiri de la distanță.

Integrarea sistemelor robotizate în terapiile de reabilitare reprezintă o direcție promițătoare pentru îmbunătățirea rezultatelor recuperării și creșterea accesibilității terapiilor avansate.

În acest scop am realizat o proiectare optimală, care a inclus realizarea unei sinteze structurale a mecanismelor care intră în componența unei orteze de membru superior, realizarea unei analize cinematico-poziționale a mecanismelor ortezei de membru superior luând în considerare atât mecanisme de tip manivelă-piston, mecanisme cu culisă oscilantă, mecanisme cu bare și roți dințate, cât și realizarea unei sinteze optimale a mecanismelor ortezei de membru superior pentru varianta mecanismului cu bare și roți dințate cu acționare liniară, având în primă fază mecanismul manivelă-piston ca și mecanism de bază iar ulterior mecanismul cu culisă oscilantă ca și mecanism de bază.

Partea experimentală a inclus dezvoltarea unui modul pentru articulația humero-cubito-radială (articulația cotului), având ca și mecanism de acționare mecanismul cu bare și roți dințate cu acționare liniară și a unui modul pentru articulația cubito-radială pentru realizarea mișcării de pronație-supinație a antebrațului, având la bază un mecanism cu roți dințate în două trepte, prima treaptă ordinară, cu roți dințate cilindrice exterioare și o a doua treaptă cicloidală cu roți dințate satelit.

Pentru realizarea practică a unor elemente componente ale celor două module am optat pentru tehnologia printării 3D a pieselor din mai multe motive.

În primul rând permite crearea de produse personalizate în funcție de nevoile și preferințele utilizatorului într-un timp foarte scurt și cu costuri reduse dând totodată libertate de design și permițând crearea de diverse geometrii complexe.

A urmat integrarea celor două module pe un suport existent din comerț, pentru a obține o orteză modulară complexă, acționată electric.

Pentru partea de cercetare experimentală am obținut rezultate în urma măsurătorilor cu ajutorul unor senzori a intensității curentului de alimentare al motoarelor electrice de acționare, pentru a determina momentele rezistente din modulele ortezei. Am măsurat și calibrat sistemul

pentru stabilirea dependenței între indicația potențioanelor și poziția efectivă a elementului de ieșire al mecanismului de acționare. Nu în ultimul rând am integrat informațiile sus menționate (moment și poziție) într-un sistem de reglare automată pentru limitarea mișcării modulelor realizate.

Tot la partea de cercetare experimentală am realizat un chestionar calitativ privind ușurința, fiabilitatea și confortul folosirii unor astfel de echipamente de către diverși utilizatori.

Prin urmare am reușit să dezvolt o orteză de membru superior acționată electric, care să fie accesibilă ca și preț și care să poată fi utilizată în absența unui terapeut de reabilitare medicală.

În ceea ce privește contribuțiile personale în cadrul acestei cercetări, pot fi menționate următoarele:

- Realizarea unei cercetări ample în ceea ce privește stadiul actual al aplicațiilor utilizate în robotica medicală.
- Realizarea unei sinteze structurale a mecanismelor care intră în componența unei orteze de membru superior.
- Realizarea unei analize cinematico-poziționale a mecanismelor ortezei de membru superior.
- Realizarea unei sinteze optimale a mecanismelor ortezei de membru superior.
- Proiectarea și realizarea practică a două module pentru articulațiile humero-cubito-radială și cubito-radială.
- Integrarea celor două module pe un suport existent, achiziționat din comerț, obținând astfel orteză de membru superior acționată electric.
- Realizarea unui algoritmul de comandă și control pentru acționarea ortezei.
- Realizarea de cercetări experimentale pentru a determina momentele rezistente și poziția modulelor ortezei.
- Realizarea unui chestionar de calitate în vederea îmbunătățirii și dezvoltării produsului.

Ca și direcții de dezvoltare ulterioară pot fi considerate următoarele:

- Dezvoltarea și realizarea practică a unui modul pentru acționarea articulației încheieturii.
- Dezvoltarea și realizarea practică a unui modul pentru acționarea articulației umărului.
- Cercetarea și realizarea unei modalități de a face dispozitivul portabil.
- Utilizarea ortezei de membru superior într-un centru de reabilitare autorizat, pentru realizarea unor testări îndelungate pe pacienți care suferă de diverse afecțiuni ale membrului superior în vederea implementării acestuia pe scară largă.

## CAPITOLUL 8 – Bibliografie

- [1] K. Capek, Rossum's Universal Robots, translated by Paul Selver. 1923.
- [2] T. R. Kurfess, Robotics and automation handbook, vol. 414. CRC press Boca Raton, FL, 2005.
- [3] I. Margolius, „The robot of Prague”, The Friends of Czech Heritage , 2017. <https://czechfriends.net/images/RobotsMargoliusJul2017.pdf>, accesat 09.04.2024

- [4] Prof.univ.dr.med. Sorin Bollintineanu,s.a., Anatomia omului, Vol. II: Anatomia membrelor si a peretilor trunchiului , Semestru I, Editura “Victor Babes”, Timisoara,2021
- [5] [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/49/Human\\_arm\\_bones\\_diagram.svg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/49/Human_arm_bones_diagram.svg), accesat 07.03.2024
- [6] Erwin Christian Lovasz, Biomecanica membrului superior, Proteze, Curs, Anul IV
- [7] <https://anatomie.romedic.ro/membrele-superioare>, accesat 07.03.2024
- [8] [https://kupdf.net/download/anatomia-si-biomecanica-cotului\\_59f2a371e2b6f5a230930ef9\\_pdf](https://kupdf.net/download/anatomia-si-biomecanica-cotului_59f2a371e2b6f5a230930ef9_pdf), accesat 15.03.2024
- [9] <http://www.lectiadeortopedie.ro/notiuni-de-anatomic/articulatia-cotului>, accesat 15.03.2024
- [10] <https://stanciucosmin.ro/planuri-de-miscare/>, accesat 15.03.2024
- [11] <https://ro.wikipedia.org/wiki/Antebra%C8%9B>, accesat 27.03.2024
- [12] Cotoman, R., Kinetoterapie: metodică desfășurării activității practice, Editura Fundației „Romania de Mâine” , București, 2005.
- [13] Ing. Cristina-Magda RACU, Cercetări privind dezvoltarea unor noi sisteme mecatronice de reabilitare a articulației gleznei, Universitatea tehnică “Gheorghe Asachi” din Iași, 2020
- [14] Francesco Durante , Terenziano Raparelli and Pierluigi Beomonte Zobel, “Development of a 4-DoF Active Upper Limb Orthosis”, Robotics 2022, 11, 122. <https://doi.org/10.3390/robotics11060122>
- [15] Strzelczyk, P.; Tomczewski, K.; Wrobel, K. The Middleware for an Exoskeleton Assisting Upper Limb Movement. Sensors 2022, 22, 2986. <https://doi.org/10.3390/s22082986>., accesat 13.06.2024
- [16] Lovasz E.-C., Modler K.-H., Hollmann, C, - Auslegung der Räderkoppelgetriebe mit linearem Antrieb, 47. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium, Technische Universität Ilmenau, 23-26.09.2002, (2002) 316-317, exteso CD-ROM.
- [17] Modler K.-H., Lovasz E.-C., Perju D., Hollmann Ch. - Geared Linkages with Linear Displacement Actuator Used as Function Generating Mechanisms, 11th World Congress in Mechanism and Machine Science, Tianjin Vol. 3 (2004) 1254-1259.
- [18] Lovasz, E.-C., Modler, K.-H., Pop, C., Pop, F., Mărgineanu D.T., Maniu, I.: Type Synthesis and Analysis of Geared Linkages with Linear Actuation, Mechanika, 24(1), (2018), 108-114, IF=0,529 (Q4-2017).
- [19] D. Perju, Mecanisme de mecanică fină (Mechanism for Precision Mechanics), vol. 1 and 2. Lito. UP Timișoara, Romania, (1990).
- [20] N. Manolescu, F. Kovacs, A. Orănescu, Teoria mecanismelor și a mașinilor, Ed. Didactică și Pedagogică, București, (1972).
- [21] E.-C. Lovasz, I. Cărăbaș, Principii de sinteză a mecanismelor cu roți dințate și came, Ed. Politehnica Timișoara, (2004).
- [22] Cosmina-Mariana Suciu, Grigore URDĂREANU, Studiul privind construcția ortezelor active,2020, Universitatea Politehnica Timișoara
- [23] Lovasz, E.-C., Sticlaru, C., Suci, C., Gruescu C.M., Ceccarelli M., Maniu, I., Moldovan, C.E. - Novel Actuation Design of an Active Elbow Orthosis, 15th International Federation for the Promotion of Mechanism and Machine Science World Congress, IFToMM 2019, Krakow, Series: Mechanisms and Machine Science, Springer International Publishing, 73, (2019), 1527 - 1534, ISSN 2211-0984