

UNIVERSITATEA TEHNICĂ "GHEORGHE ASACHI"
DIN IAȘI



**CONTRIBUȚII ÎN DOMENIUL SISTEMELOR TIP
EXOSCHELET CU APLICAȚII ÎN RECUPERAREA
NEUROMOTORIE**

-Rezumatul tezei de doctorat-

Ing. Sorin-George NECHIFOR

Conducător de doctorat : Prof. dr. ing. Marian-Silviu POBORONIUC

IAȘI, 2025

**CONTRIBUȚII ÎN DOMENIUL SISTEMELOR TIP
EXOSCHELET CU APLICAȚII ÎN RECUPERAREA
NEUROMOTORIE**

Sorin-George Nechifor

domeniul Inginerie Electrică

Președinte comisie doctorat:

Prof.dr.ing. Gheorghe Grigoraș

Conducător de doctorat:

Prof.dr.ing. Marian-Silviu Poboroniuc

Referenți oficiali:

Prenume Nume

Prenume Nume

Prenume Nume

Mulumiri,

Această teză de doctorat marchează un moment important al parcursului meu profesional și personal, un drum pe care nu l-aș fi putut parcurge singur. În paginile ei se regăsesc nu doar eforturile mele, ci și sprijinul, răbdarea și încurajările primite de la oameni dragi și importanți.

În primul rând, adresez sincere mulțumiri conducătorului meu de doctorat, Prof. dr. ing. Marian-Silviu Poboroniuc, pentru îndrumarea științifică și pentru răbdarea cu care mi-a fost alături pe parcursul acestui proces. Profesionalismul, exigența și încrederea domniei sale au constituit un reper esențial în dezvoltarea mea academică.

Le mulțumesc, de asemenea, profesorilor și colegilor din cadrul Facultății de Inginerie Electrică, Energetică și Informatică Aplicată a Universității Tehnice "Gheorghe Asachi" din Iași, pentru contribuțiile lor valoroase, pentru sugestiile constructive și pentru atmosfera de colaborare care a făcut posibilă această cercetare.

De asemenea, exprim recunoștință colegilor și prietenilor mei, pentru dialogurile purtate, pentru sprijinul oferit și pentru momentele împărtășite, care au adus echilibru și motivație în procesul de cercetare. În mod deosebit, adresez mulțumiri colegului Gabriel-Florentin Chiriac, din cadrul Facultății de Automatică și Calculatoare, pentru colaborarea fructuoasă și pentru contribuțiile sale esențiale la îmbinarea competențelor tehnice. Această colaborare inter-facultăți a constituit un cadru valoros de schimb de idei și expertiză, care a îmbogățit considerabil demersul meu științific.

Un gând special de mulțumire se îndreaptă către familia mea. Părinților mei le datorez recunoștință pentru educația, sprijinul și încurajările lor permanente, care au reprezentat temelia formării mele. Soției mele îi mulțumesc pentru răbdarea și înțelegerea cu care mi-a fost alături în momentele de efort și incertitudine, pentru sacrificiile făcute și pentru susținerea necondiționată. Copilului nostru îi dedic această realizare, cu speranța că îi va fi un exemplu despre importanța perseverenței și a muncii făcute cu pasiune.

Această lucrare nu este doar rodul unei munci individuale, ci expresia sprijinului unei întregi comunități de oameni dragi și apropiați, cărora le transmit întreaga mea recunoștință.

Sorin-George Nechifor

Iași, 2025

Cuprins

Capitolul 1. Introducere.....	7
1.1. Dimensiunea inginerescă a reabilitării moderne	7
Capitolul 2. Anatomie, biomecanică și cinematica membrului superior.....	8
2.1. Relevanța inginerescă.....	8
2.2. Relevanța în reabilitare și robotică.....	9
2.3. Concluzii	9
Capitolul 3. Tipuri de exoschelete utilizate în reabilitare.....	10
Capitolul 4. Modelarea Membrului Superior Uman - Implementarea Exoscheletului ExoSlim	11
4.1. Introducere	11
4.2. Modelarea membrului superior	11
4.3. Modelarea articulațiilor	12
Capitolul 5. Cinematica membrului Superior	13
5.1. Model dinamic 2R (umăr-cot) în plan (2 GdL)	13
5.3. Corespondența mecanică între sistemul musculo-scheletic uman și structura exoscheletului.....	14
5.4. Integrarea senzorială și motorie în interacțiunea om-exoschelet.....	15
5.5. Modelarea matematică a motoreductorului DC	16
5.6. Cuplul la ieșire necesar (articulație).....	17
5.7. Alegerea encoderului pentru sisteme exoscheletice.	19
5.8. Concluzii	21
Capitolul 6. Control PID al unui exoschelet pentru o persoană adultă normală	22
6.1. Importanța simplificării la 2DoF	25
6.2. Integrarea compensărilor dinamice	26
6.3. Lanțul cinematic al membrului superior uman caracterizat de 2 grade de libertate (2DoF)	26
6.7. Reprezentarea traiectoriilor efectorului final	27

6.7.1. Analogia geometrică.....	28
6.7.2. Avantajele abordării matriciale.....	29
6.7.3. Derivarea ecuațiilor de cinematica inversă	31
Capitolul 7. Componenta software.....	32
7.1. Unity ca platformă de interfață între hardware și realitatea augmentată.....	32
7.2. Arhitectura software generală a sistemului	33
7.3. Unity – nucleul arhitecturii software.....	35
7.4. Utilizare AR-HoloLens 2 în sistemul EXOSLIM	36
Capitolul 8. Integrarea Unity–HoloLens–Exoschelet	38
8.1. Arhitectura software de integrare SW si HW	38
8.2. Vizualizarea în timp real a mișcării	38
8.3. Provocări și soluții tehnice	40
8.4. Latența și sincronizarea în timp real	40
8.5. Concluzii	41
Capitolul 9. Contribuții originale și direcții viitoare de cercetare.....	42
9.1. Concluzii generale.....	42
9.1.1. Sinteza arhitecturii.....	42
9.1.2. Perspective clinice și organizaționale.....	43
9.2. Perspective tehnologice.....	44
9.3. Contributii originale	45
9.3.1. Proiectarea exoscheletului în Autodesk Maya/AutoCAD și integrarea în Unity ...	45
9.3.2. Integrarea arhitecturii hardware între Arduino Master, modulele de control al motoarelor DC cu encoder magnetic și HoloLens 2	46
9.3.3. Distribuirea controlului PID la nivelul fiecărui modul de acționare	46
9.4. Direcții viitoare de cercetare	47
9.4.1. Viziune asupra viitorului	47
10. Articole	48

11. Premii	48
------------------	----

Bibliografie

Capitolul 1. Introducere

1.1. Dimensiunea inginerescă a reabilitării moderne

Robotica medicală a cunoscut o dezvoltare accelerată în ultimele două decenii. Primele sisteme erau voluminoase și limitate funcțional, însă evoluția senzorilor, a sistemelor de control și a materialelor a condus la apariția unor dispozitive tot mai compacte, precise și adaptabile [4].

Astăzi, sistemele robotice de reabilitare pot fi împărțite în două mari categorii:

- **Exoschelete** – structuri robotice purtate de pacient, care acționează direct pe articulațiile membrelor, ghidând sau asistând mișcarea [5].
- **End-effector devices** – dispozitive care interacționează cu pacientul printr-un punct de contact (ex. palma), permițând antrenamente de tip tracțiune sau împingere [1].

În ultimele două decenii, piața exoscheletelor a evoluat de la un stadiu experimental la unul de maturizare progresivă, cu o expansiune semnificativă atât în domeniul medical, cât și în sectoarele industrial și militar [6]. Această dinamică se reflectă în creșterea valorii pieței globale și în diversificarea aplicațiilor.

Estimările recente plasează valoarea pieței exoscheletelor la aproximativ 500 milioane USD în anul 2024, cu perspective de a depăși pragul de 1 miliard USD până în 2030, chiar și în scenariile mai prudente [7].

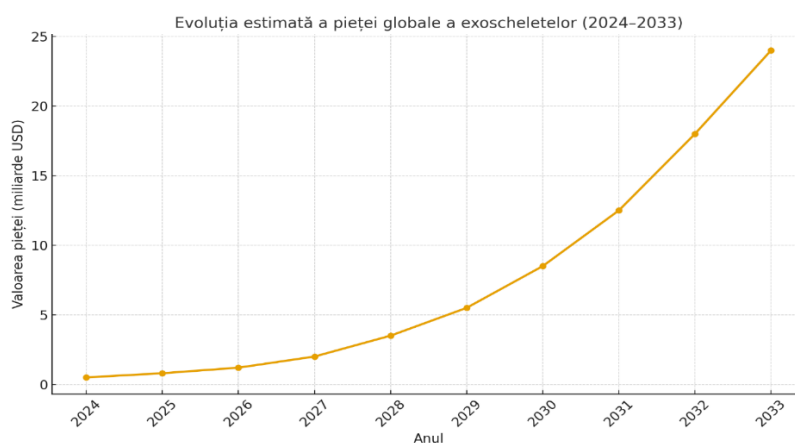


Figura 1.1. Evoluția pieței globale a exoscheletelor (2024–2033) [7]

Se observă o creștere accelerată de la aproximativ **0,5 miliarde USD** în 2024 la peste **24 miliarde USD** în 2033, confirmând expansiunea rapidă a acestei industrii la nivel mondial.

Capitolul 2. Anatomie, biomecanică și cinematica membrului superior

Membrul superior al omului constituie una dintre cele mai sofisticate structuri ale aparatului locomotor, remarcabil prin complexitatea sa anatomică și versatilitatea funcțională.

Acesta a evoluat pentru a îmbina două cerințe aparent contradictorii: pe de o parte forța și mobilitatea globală, necesare pentru ridicarea și transportul obiectelor sau pentru activități ce implică stabilitate și rezistență, iar pe de altă parte precizia și finețea mișcărilor, indispensabile pentru manipularea obiectelor delicate, pentru scris, desen sau utilizarea instrumentelor [21].

Această dublă valență a determinat transformarea membrului superior într-un veritabil „instrument multifuncțional” al corpului uman, capabil să execute atât gesturi ample, cât și mișcări de detaliu cu un nivel ridicat de coordonare [21].

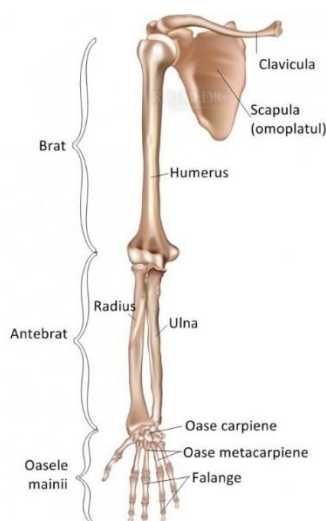


Figura 2.1. Membrul superior (adaptat după [21].)

Funcționalitatea sa derivă dintr-o arhitectură biomecanică complexă, în care segmentele osoase – scapula, humerusul, radiusul, ulna și oasele carpiene sunt articulate între ele prin structuri sinoviale care oferă o libertate de mișcare neegalată în alte regiuni ale corpului [22].

Umărul, prin articulația scapulo-humerală, permite rotații tridimensionale, cotul asigură stabilitate și control al extensiei și flexiei, în timp ce încheietura și mâna conferă finețe și precizie, completând un ansamblu cu peste douăzeci de grade de libertate [22],[23].

2.1. Relevanța inginerescă

În ingineria reabilitării, cunoașterea biomecanicii membrului superior are două roluri majore:

1. Modelare matematică – pentru a reprezenta brațul ca un lanț cinematic și a calcula forțele și momentele implicate.
2. Design ergonomic – pentru a construi exoschelete și proteze care să reproducă mișcările naturale, fără a crea aliniamente patologice sau suprasolicitări [37].

Astfel, biomecanica devine un punct de întâlnire între știința medicală și tehnologia ingineriască, facilitând dezvoltarea unor dispozitive de reabilitare eficiente, sigure și adaptabile.

2.2. Relevanța în reabilitare și robotică

În cazul pacienților cu afectare neurologică, deficitul de forță musculară este unul dintre cele mai frecvente și limitative simptome. Exoscheletele și sistemele robotice de reabilitare integrează senzori de forță și algoritmi de control adaptiv pentru a asista sau rezista mișcarea în funcție de nivelul pacientului.

Această abordare permite:

- monitorizarea obiectivă a progresului,
- personalizarea programelor de exerciții,
- stimularea activă a pacientului pentru a-și folosi forța reziduală.

În inginerie, modelarea forței musculare și a cuplurilor articulare este esențială pentru a proiecta exoschelete sigure, ergonomice și eficiente. O înțelegere aprofundată a forței musculare permite astfel nu doar îmbunătățirea terapiilor, ci și crearea unor interfețe om–mașină mai naturale și mai eficiente.

2.3. Concluzii

Studiul membrului superior evidențiază un ansamblu anatomic și biomecanic de o complexitate remarcabilă, rezultat al adaptării evolutive la cerințe funcționale duale: generarea de forță și stabilitate, pe de o parte, și realizarea unor mișcări fine și precise, pe de altă parte. Această dublă valență transformă membrul superior într-un „instrument multifuncțional” indispensabil vieții cotidiene și activităților profesionale sau artistice.

Analiza articulațiilor principale – umărul, cotul, articulațiile radioulnare, încheietura și articulațiile mâinii – subliniază echilibrul dintre mobilitate și stabilitate.

Capitolul 3. Tipuri de exoschelete utilizate în reabilitare

Exoscheletele medicale, utilizate în principal pentru recuperarea funcțională a pacienților cu afecțiuni neurologice sau musculoscheletale, pot fi clasificate după mai multe criterii, fiecare reflectând atât particularitățile ingineresti, cât și aplicațiile clinice. O primă clasificare se face în funcție de segmentul corporal vizat. Astfel, exoscheletele pentru membrele superioare sunt proiectate pentru a sprijini mișcările brațului, ale cotului, încheieturii sau chiar ale degetelor. Acestea se adresează în special pacienților post-AVC, unde recăpătarea dexterității este crucială pentru independența în activitățile vieții cotidiene. Exemple relevante sunt sistemele ArmeoSpring (Fig.3.a) sau WURAES (Fig.3.1. d).

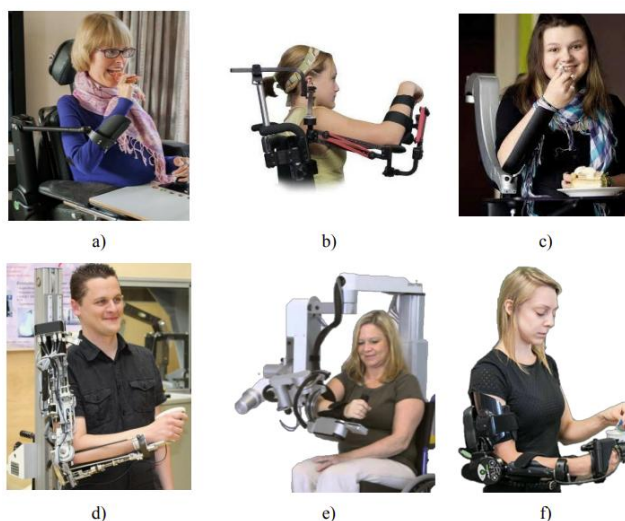


Figura 3.1. Exemple de exoschelete de brațe disponibile comercial.

În paralel, exoscheletele pentru membrele inferioare se concentrează pe recuperarea mersului la pacienții cu leziuni medulare sau cu deficite motorii severe; dintre acestea se remarcă dispozitivele ReWalk WURAES (Fig.3.1. b) sau EksoNR WURAES (Fig.3.1. c) [40].

Există și exoschelete de corp întreg, precum HAL (Hybrid Assistive Limb), care acoperă atât membrele superioare, cât și cele inferioare, dar acestea sunt mai puțin utilizate în clinică, fiind întâlnite mai ales în cercetare sau în aplicații militare și industriale.

În concluzie, diversitatea tipurilor de exoschelete reflectă complexitatea nevoilor clinice și a provocărilor ingineresti. Fiecare categorie răspunde unor cerințe specifice – de la recuperarea motricității fine a mâinii până la redobândirea capacității de mers – și ilustrează modul în care tehnologia se adaptează permanent pentru a optimiza procesul de reabilitare neurologică.

Capitolul 4. Modelarea Membrului Superior Uman - Implementarea Exoscheletului ExoSlim

4.1. Introducere

Prezentul capitol evidențiază considerațiile esențiale necesare dezvoltării unui exoschelet robotic destinat membrului superior. Printre acestea se remarcă: analiza biomecanică a membrului superior și modelarea acestuia, determinarea intervalelor de mișcare, definirea limitelor de cuplu articular, caracterizarea fiziologiei segmentelor implicate, toleranța la presiune și identificarea zonelor adecvate pentru aplicarea forțelor de interacțiune.



Figura 4.1. Exoschelet EXOSLIM explodat realizat in Autocad Maya.

De-a lungul acestui capitol va fi aprofundată relația dinamică care se stabilește atunci când are loc interacțiunea dintre o persoană și un exoschelet, analizată din perspectiva controlului și considerată ca un sistem hibrid cu buclă închisă. În final, vor fi prezentate diferitele abordări tehnologice – de la măsurare și acționare până la strategii de control – implicate în dezvoltarea exoscheletelor robotice (vezi fig 4.1), precum și soluțiile selectate pentru implementarea dispozitivului robotic descris.

4.2. Modelarea membrului superior

Studiile dedicate analizei proprietăților mecanice ale sistemului musculo-scheletic au o tradiție îndelungată. Unul dintre rezultatele importante evidențiate de aceste cercetări este faptul că sistemul musculo-scheletic se caracterizează prin proprietăți de elasticitate și vâscozitate [7]

Mai mult decât atât, acest sistem nu acționează exclusiv ca un generator de forță, ci

prezintă și un comportament viscoelastic de natură neliniară. În acest context, numeroase lucrări au subliniat relevanța controlului impedanței mecanice ca strategie fundamentală pentru înțelegerea și modelarea controlului motor uman [49].

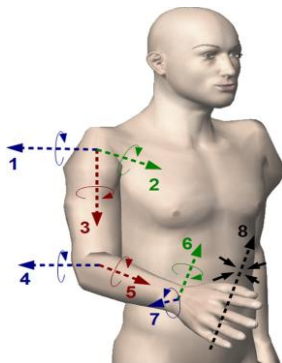


Figura 4.2. Grade de libertate membru superior (adaptat după [1].)

În cadrul sistemului musculo-scheletic uman, oasele nu pot fi considerate structuri complet rigide; totuși, având în vedere deformările reduse pe care le suferă sub acțiunea solicitărilor mecanice, acestea pot fi approximate prin corpuri rigide.

În secțiunile următoare va fi realizată o analiză a principalelor metode de modelare aplicate altor componente ale sistemului, precum articulațiile, mușchii și țesuturile moi ale membrului superior, privite dintr-o perspectivă mecanică.

4.3. Modelarea articulațiilor

În literatura de specialitate există un număr considerabil de studii dedicate modelării mușchilor scheletici, datorită importanței acestora în înțelegerea mecanicii corpului uman și în proiectarea dispozitivelor de asistență și reabilitare. Dintre multiplele abordări, cel mai cunoscut și utilizat model empiric este modelul propus de Hill [76].

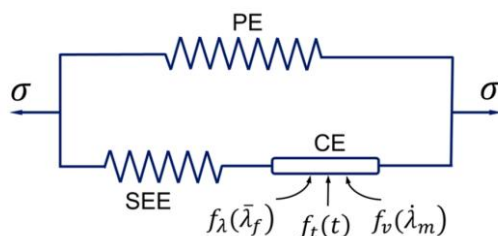


Figura 4.3. Modelul fenomenologic folosit pentru determinarea activității musculare.

Un element suplimentar în paralel, reprezentat de un element elastic, menit să redea proprietățile elastice ale mușchiului aflat în repaus. Această structură conceptuală din figura 8 oferă o schematizare clară a principalelor proprietăți mecanice și funcționale ale mușchiului,

Capitolul 5. Cinematica membrului Superior

5.1. Model dinamic 2R (umăr–cot) în plan (2 GdL)

Convenții și parametri. Considerăm mișcarea în planul sagital, cu două articulații rotative:

- coordonate generalizate $q = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \end{bmatrix}$ (flexie umăr, flexie cot),
- viteze $\dot{q}$, accelerații $\ddot{q}$;
- ungimi segmente: l_1, l_2 ; pozițiile centrelor de masă față de articulația proximală: l_{c1}, l_{c2}
- masele: m_1, m_2 ; ; momente de inerție în jurul axei perpendiculare pe plan prin C.M.: I_1, I_2 ;
- accelerația gravitațională g (modul).

Ecuția dinamică standard:

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + F(\dot{q}) = \tau \quad (3)$$

unde $\tau = [\tau_1, \tau_2]$ sunt momentele în articulații, $F(\dot{q})$ agregă fricțiunile (vâscoasă/Coulomb, după necesități)

Matricea de inerție $D(q)$

Definim $h(q_2) = m_2 l_1 l_{c2} \cos q_2$. Atunci:

$$D(q) = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} \\ D_{21} & D_{22} \end{bmatrix}, \quad D_{11} = I_1 + I_2 + m_1 l_{c1}^2 + m_2 (l_1^2 + l_{c2}^2 + 2h / \cos q_2) \quad (4)$$

$$= I_1 + I_2 + m_1 l_{c1}^2 + m_2 (l_1^2 + l_{c2}^2 + 2h / \cos q_2) \quad (5)$$

$$D_{12} = D_{21} = I_2 + m_2 (l_{c2}^2 + 2h / \cos q_2) \quad (6)$$

$$D_{22} = I_2 + m_2 l_{c2}^2 \quad (7)$$

Termenii Coriolis/centrifug $C(q, \dot{q})\dot{q}$

Convenabil, folosim $s(q_2) = m_2 l_1 l_{c2} \sin q_1$. Vectorul rezultat $C\dot{q}$ (fără a fixa o formă unică a matricei C este:

$$C(q, \dot{q}) \dot{q} = \begin{bmatrix} -2s\dot{q}_1\dot{q}_2 & s\dot{q}_2^2 \\ s\dot{q}_2^2 & 0 \end{bmatrix}, \quad (8)$$

O reprezentare frecventă a matricei C care produce exact vectorul de mai sus este:

$$C(q, \dot{q}) \dot{q} = \begin{bmatrix} -2\dot{q}_2 & s\dot{q}_2 \\ s\dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix}, \quad (9)$$

(Orice alegere echivalentă a lui C este acceptabilă atâta vreme cât $\dot{q}^T (\dot{D} - 2C) \dot{q} = 0$.)

Vectorul gravitațional $G(q)$

$$G(q) = \begin{bmatrix} (m_1 l_{c1} + m_2 l_1) g \cos q_1 & (m_2 l_{c2} + m_2 l_1) g \cos (q_1 + q_2) \\ (m_2 l_{c2} + m_2 l_1) g \cos (q_1 + q_2) & 0 \end{bmatrix}, \quad (10)$$

(Semnul cosinusului depinde de convenția de măsurare a lui q_1, q_2 ; expresia de mai sus este pentru un sistem în care $q = 0$ corespunde brațului întins orizontal, iar $+q$ rotește în sens anti-orar.)

5.3. Corespondența mecanică între sistemul musculo-scheletic uman și structura exoscheletului

Una dintre particularitățile esențiale ale sistemului de control motor biologic este redundanța sa structurală și funcțională. Deși membrul superior uman poate fi aproximat printr-un model cinematic de șapte grade de libertate (GdL), în realitate acesta dispune de un număr mult mai mare, ceea ce oferă o capacitate excedentară necesară pentru a atinge orice poziție sau configurație a mâinii în spațiul său funcțional.

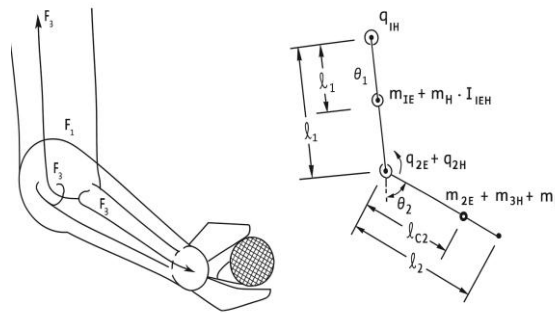


Figura 5.2. Sistem mecanic echivalent al unui exoschelet atașat brațului, aproximat prin segmente rigide interconectate prin articulații

Multe dintre articulații sunt activate de un număr mai mare de mușchi decât ar fi strict necesar pentru realizarea fiecărei mișcări, ceea ce conferă sistemului o flexibilitate și adaptabilitate ridicată.

5.4. Integrarea senzorială și motorie în interacțiunea om–exoschelet

Receptorii senzoriali umani au rolul fundamental de a înregistra starea fizică a organismului și caracteristicile mediului înconjurător. Informațiile astfel colectate sunt transmise către sistemul nervos central (SNC), unde sunt procesate și interpretate. În funcție de context, SNC generează răspunsuri motorii fie de natură reflexă (automată și rapidă), fie de natură voluntară (planificată conștient). Acest circuit senzorio–motor constituie baza adaptării și supraviețuirii organismului.

Modularea impedanței articulare este considerată baza mai multor teorii de control motor, printre care:

- Modelele λ și α din cadrul teoriei punctului de echilibru [59], care descriu cum sistemul nervos central reglează poziția finală a segmentelor prin stabilirea unui echilibru între forțele musculare.
- Teoria traiectoriei virtuale [59], care postulează că mișcările sunt planificate ca traiectorii ideale, ulterior ajustate de sistemul musculo-scheletic.
- Modelele de manipulare în interacțiunea om–manipulator [60], [61], care analizează modul în care oamenii reglează impedanța atunci când colaborează cu dispozitive mecanice sau roboți



Figura 5.6. Exoscheletul atașat utilizatorului, descris în literatura recentă (adaptat după [39,40].)

5.5. Modelarea matematică a motoreductorului DC

În ansamblu, motoreductoarele DC precum Nidec 404.980 reprezintă o soluție echilibrată pentru articulațiile exoscheletelor, oferind un compromis optim între performanță, cost, dimensiuni și simplitate de control [38,39].

Cu toate acestea, în funcție de contextul aplicației – reabilitare medicală, sprijin industrial sau augmentare a forței – pot fi preferate și alte tehnologii, cum ar fi BLDC-urile pentru fiabilitate pe termen lung sau actuatoarele elastice în serie pentru o interacțiune mai sigură și mai naturală.

Un motor de curent continuu poate fi descris prin ecuația tensiunii la borne:

$$V(t) = L \frac{di(t)}{dt} + Ri(t) + K_e \omega(t) \quad (11)$$

unde:

- $V(t)$ = tensiunea aplicată motorului [V].,
- L = inductanța înfășurării [H].,
- R = rezistența înfășurării [Ω].,
- $i(t)$ = curentul prin înfășurare [A].,
- K_e = constanta de forță contra-electromotoare [$V \cdot s/rad$].,
- $\omega(t)$ = viteza unghiulară a rotorului [rad/s].

Integrarea reductorului mecanic

Motoreductorul este constituit din motor și un reductor cu raport de reducere NNN. La ieșirea reductorului se obțin

$$\omega_{out} = \frac{\omega}{N}, \quad T_{out} = N \cdot \eta \cdot T_m \quad (12)$$

unde:

- ω_{out} = viteza unghiulară la ieșirea reductorului,
- T_{out} = cuplul la ieșire,
- η = randamentul reductorului (0.7–0.95).



Figura 5.7. Motoreductor utilizat

5.6. Cuplul la ieșire necesar (articulație)

Pentru o articulație plană (ex. cot, θ_2), cu segmentele din schemă (a, b, c, L_1 , L_2):

$$T_{grav} = (m_s g r_s s + m_L g r_L + m_{act} g r_{act}) \sin \theta \quad (13)$$

$$T_{inertial} = (J_s + J_L g r_L + J_{act}^{ref}) \alpha \quad (14)$$

$$T_{frig} \approx T_c + B\omega \quad (15)$$

$$T_{asis} = \gamma (T_{grav} + T_{inertial} + T_{frig}) \quad (16)$$

$$T_{peak,req} = SF_{peak} T_{asis}, \quad T_{cont,req} = SF_{peak} \overline{T_{asis}} \quad (17)$$

Unde:

- m_s = masa segmentului (antebraț+ mână), τ_s = brațul CoM ($\approx 0.43 \cdot L_2$ de la cot),
- m_L = sarcina utilă (ex. 0.5–1 kg), $\tau_L \approx L_2$,
- $J_{act}^{ref} = J_{motor} / i^2$ = (inertția reflectată prin raportul i),
- γ = nivel de asistență (0...1),
- SF = factori de siguranță (tipic 1.2–1.5 continuu; 1.5–2 vârf)

Viteza și profilul

- ROM (de ex. 120°) în 1 s cu profil trapezoidal 20–60–20% →

$$\omega_{req} = \frac{ROM}{0.6 t} \quad (18)$$

$$\alpha_{req} = \frac{\omega_{req}}{0.2 t} \quad (19)$$

Alegerea raportului i (reductor)

- Să satisfacă $T_{out} = i \eta_{tr} T_m$ și $\omega_{out} = \frac{\omega_{out}}{i}$
- Evită i foarte mare dacă vrei manevrabilitate inversă; pentru cot/încheietură frecvent 20–50:1 (angrenaj planetar) sau $\leq 100:1$ (harmonic drive) în funcție de aplicație.

Motorul (ecuații esențiale)

- $T_m = K_t I, E = K_e \omega_m$ (K_t în SI)
- Putere: $P = T_m \omega_m$
- Termic: folosește cuplu continuu admis la ΔT dorit; verifică cuplu de vârf (2–4×) pentru accelerații.
- Verifică tensiunea n.e.m. la viteză maximă și curentul de vârf al driverului.

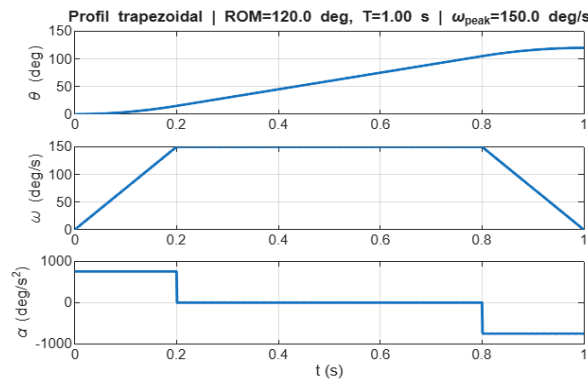


Figura 5.8. Profil trapezoidal al mișcării articulare: variația unghiului (θ), vitezei (ω) și accelerației (α) pentru un ROM de 120° realizat în 1 s.

Exemplu numeric (cot, θ_2)

Presupuneri realiste pentru un adult și o mișcare de ridicare antebrăț

- $m_s = 1.6\text{kg}$ (antebrăț + mână), $r_s = 0.17\text{m}$ ($\approx 0.43 \cdot 0.40\text{m}$),
- $m_L = 0.5\text{kg}$, $r_s = 0.40\text{m}$,
- ROM = 120° în $t = 1\text{s} \rightarrow \omega_{ref} \approx 3.49\text{rad/s}$, $\alpha_{req} \approx 17.5\text{rad/s}^2$
- $\gamma = 0.5$ (asistență 50%), $\eta_{tr} = 0.85$, $SF_{peak} = 1.5$, neglijăm fricțiunile.

Gravitație (poziție „greacă” $\approx$ maxim):

$$T_{grav} \approx (1.6 \cdot 9.81 \cdot 0.17 + 0.5 \cdot 9.81 \cdot 0.40) \approx 4.6\text{Nm}.$$

Inerțial (aprox. $J_s \approx m_s r_s^2 \approx 0.046 \text{kgm}^2$; sarcina $J_L \approx m_s r_s^2 = 0.08$):

$$T_{\text{inerțial}} \approx (0.046 + 0.08) \cdot 17.5 \approx 2.2 \text{Nm}.$$

$$\text{Total de asistat } T_{\text{asis}} = \gamma(4.6 + 2.2) = 3.4 \text{Nm}.$$

$$\text{Cerut vârf: } T_{\text{peak,req}} \approx 1.5 \cdot 3.4 = 5.1 \text{Nm la articulație.}$$

Dacă alegem $i = 30:1$ (planetar compact):

- Cuplu motor de vârf: $T_m = \frac{T_{\text{out}}}{i\eta} \approx \frac{5.1}{30 \cdot 0.85} \approx 0.20 \text{Nm}$
 - Viteză motor: $\omega_m = i \omega_{\text{out}} \approx 30 \cdot 3.49 \approx 105 \text{ rad/s} \approx 1000 \text{rpm}$.
=> Un BLDC/PMDC mic cu $T_{\text{count}} \geq 0.10 \text{Nm}$, $T_{\text{count}} \geq 0.25 \text{Nm}$, $n_{\text{mon}} \geq 4000 \text{rpm}$ este adecvat.
- Verifică inerția reflectată: $J_{\text{ref}} = \frac{J_m}{i^2} \ll J_{\text{load}}$ pentru control stabil (țintă $\frac{J_m}{i^2} \leq 10\%$ din J_{load})

Verificări finale

- Termic: $T_{\text{count,out}} \leq i \eta T_{\text{count,motor}}$ motor pentru ciclul de lucru.
- Tensiune/curent driver: I_{peak} și $V_{\text{supply}} > K_e \omega_m + IR$.
- Siguranță & uman-robot: limitare de cuplu (torque limit), conformitate (arcuri/padding), coliziuni.
- Greutate: motor+reductor < bugetul de masă pe segment (ex. <300–500 g la antebraț).
- Zgomot & joc : alege raport/tehnologie potrivită (planetar silențios; dacă vrei rigiditate mare → harmonic drive, dar backdrive (joc) dificil).

Un encoder absolut magnetic (MAE) măsoară unghiul prin câmpul unui magnet diametral montat pe ax și un cip (Hall/AMR/TMR) sub el. Avantaje: poziție absolută la pornire (fără homing), format compact, masă mică, cost redus, tolerant la praf/vibrații.

5.7. Alegerea encoderului pentru sisteme exoscheletice.

Parametri-cheie de selecție

- Rezoluție (biți): 12–14 biți (4096–16384 poziții/rot).
- Pasul de cuantizare

$$\Delta\theta_q = \frac{360^\circ}{2^{bits}} \quad (21)$$

- (ex.: 14 biți → 0.02197°/LSB)
- Acuratețe totală (INL): tipic $\pm 0.2 \dots \pm 1.0^\circ$ (depinde mult de mecanică și calibrare).
- Rată de eșantionare / latență: $\geq 1\text{--}5$ kS/s pentru control de poziție; pentru forță/impedanță e util 10–20 kS/s.
- Interfață: SPI / ABI incremental emulat / PWM / SSI / BiSS / I²C.
- Gap & magnet: magnet diametral Ø4–8 mm, distanță aer 1–2.5 mm (conform datasheet).
- Aliniere: excentricitate/inclinare minimă; placă rigidă; ecranare față de câmpuri externe.
- Temperatură / EMC / ESD: potrivit contextului medical/clinic

Pe articulație (recomandat la încheietură/degete) → rezoluția „adevărată” direct pe ax; fără joc de reductor.

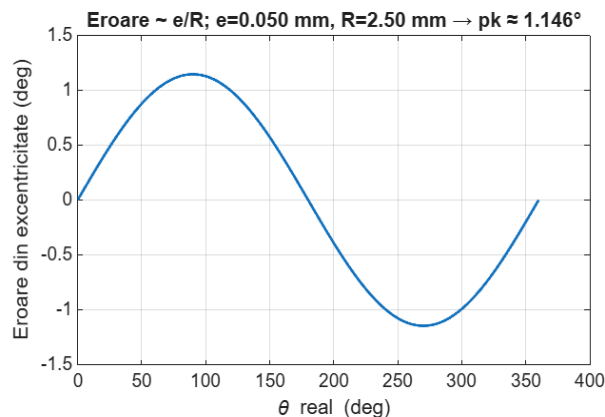


Figura 5.10. Exemplu eroare de poziționare

Pe motor (înainte de reductor) → rezoluție efectivă la articulație mai fină, dar controlul suferă de reacție adversă (joc în angrenaj) / elasticități ale trenului de transmisie. Dacă totuși îl pui pe motor, rezoluția aparentă devine:

$$\Delta\theta_{art} = \frac{\Delta\theta_p}{i} \quad (22)$$

Exemple de CIP-uri potrivite (orientativ)

- 14 biți/SPI + ABI: AS5047/AS5048, MT6701, TLE5012B.

- 12 biți/I²C + PWM: AS5600 (simplu, foarte compact – dar mai lent). Alege interfața pe care o citește ușor controlerul tău (SPI/BISS pentru viteză, ABI pentru compatibilitate cu drivere clasice).

Mini-exemplu numeric

- Encoder 14 biți pe articulație: $\Delta\theta_q = 360/16384 = 0.022^\circ$
- Vrei 120° ROM $\rightarrow \approx 5455$ LSB pe traiectorie (suficient pentru control fin).
- Dacă îl montezi pe motor cu $i=30$: $\Delta\theta_{art} = 0.022/30 \approx 0.00073^\circ$. (ultra-fin, dar limitat de backlash = joc axial).
- Dacă excentricitatea duce la $\varepsilon = 0.5^\circ$ pk, rezoluția fină nu mai ajută: corectezi prin calibrare.

Calibrare rapidă (idee practică)

Se realizează făcând o rotație completă, colectează θ_m vs. θ „adevărat” (ex. jig sau encoder etalon), apoi potrivește:

$$\theta \approx a_0 + a_1\theta_m + b_1\sin\theta_m + c_1\cos\theta_m + b_2\sin2\theta_m + c_2\cos2\theta_m \quad (23)$$

(șterge armonicile induse de erori mecanice).

5.8. Concluzii

Motoreductoarele DC reprezintă în prezent una dintre cele mai răspândite soluții de acționare în exoscheletele destinate membrului superior, datorită raportului optim dintre performanță, simplitate constructivă și cost. Ele reușesc să transforme turația ridicată și cuplul redus al motoarelor de curent continuu într-o mișcare lentă, dar cu cuplu suficient pentru a reproduce cerințele biomecanice ale articulațiilor umane.

Capitolul 6. Control PID al unui exoschelet pentru o persoană adultă normală

În proiectarea sistemelor de control destinate exoscheletelor pentru reabilitare, este esențial ca parametrii regulatorilor să fie dimensionați pe baza unor ipoteze clinice standardizate. Aceste ipoteze reflectă atât caracteristicile antropometrice ale unei persoane adulte sănătoase, cât și constrângerile funcționale ale aplicației terapeutice.

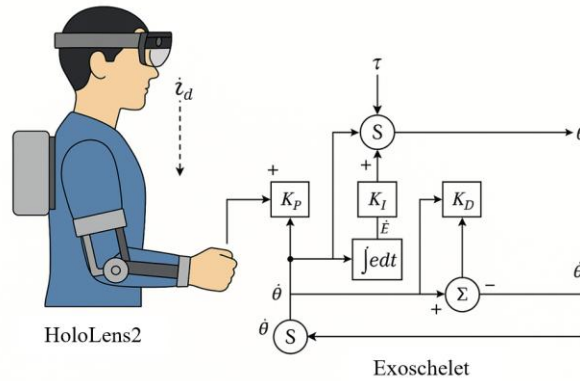


Figura 6.1 – Schema control PID

Se consideră un profil de mișcare trapezoidal cu împărțirea timpului în segmente 20–60–20% (accelerare, viteză constantă, decelerare), care permite o traiectorie netedă și fiziologică. Măsurarea poziției se face prin intermediul unui encoder magnetic absolut (≥ 14 biți), montat pe articulație, eliminând astfel necesitatea unei secvențe de homing și garantând precizie imediat după pornire. La nivelul de acționare, se presupune existența unei bucle de curent/cuplu închise în driver, cu frecvență de actualizare ridicată (10–20 kHz), ceea ce permite ca bucla de poziție să fie proiectată independent. Planta „cuplu–unghi” se poate aproxima printr-un model de inerție pură:

$$G(s) = \frac{1}{Js^2} \quad (24)$$

unde J este inerția redusă la nivelul articulației. Alegerea unui factor de amortizare $\zeta=0.7$ oferă un compromis optim între rapiditate și stabilitate.

Pornind de la acest model, parametrii PID se calculează direct:

$$K_p = J\omega_n^2, \quad K_d = 2\zeta J\omega_n, \quad K_i = \varepsilon K_p \omega_n, \quad (25)$$

unde ω_n este frecvența naturală impusă de timpul de ridicare dorit, iar ε este un factor mic ($\varepsilon=0.03$) pentru termenul integral, menit să evite acumularea excesivă a erorii.

Inerțiile articulate (adult mediu)

- Umăr (θ_1): $J \approx 0.596 \text{ kg m}^2$
- Cot (θ_2): $J \approx 0.126 \text{ kg m}^2$
- Înceietură (θ_3): $J \approx 0.020 \text{ kg m}^2$

Rezultatele dimensionării

1. Cot (θ_2): – răspuns vioi, stabil

- a. Timp de ridicare: $\sim 0.35 \text{ s} \Rightarrow \omega_n \approx 25.1 \text{ rad/s}$

$$K_p \approx 79.6 \text{ Nm/rad}, K_d \approx 4.43 \text{ Nms/rad}, K_i \approx 60 \text{ Nm / rad},$$

2. Umăr (θ_3): – răspuns mai lent (greutate mare)

- a. Timp de ridicare: $\sim 0.40\text{--}0.45 \text{ s} \Rightarrow \omega_n \approx 18.9 \text{ rad/s}$

$$I_q \approx 19.7 \text{ Nm/rad}, K_d \approx 0.88 \text{ Nms/rad}, K_i \approx 18.6 \text{ Nm/rad},$$

Implementare practică

Comanda articulară se exprimă sub forma:

$$T_J^* = K_p \dot{e}_\theta + K_i \int e_\theta dt + T_g(\theta_J) - T_{fric}(\dot{\theta}_J) \quad (26)$$

unde T_g reprezintă compensarea gravitațională, iar T_{fric} modelează efectele de frecare vâscoasă și Coulomb. Cuplul de referință se transformă apoi în curentul motorului:

$$I_q^* = \frac{T_J^*}{\eta i K_t}, \quad (27)$$

unde i este raportul de reducere, η eficiența mecanică, iar K_t constanta de cuplu a motorului.

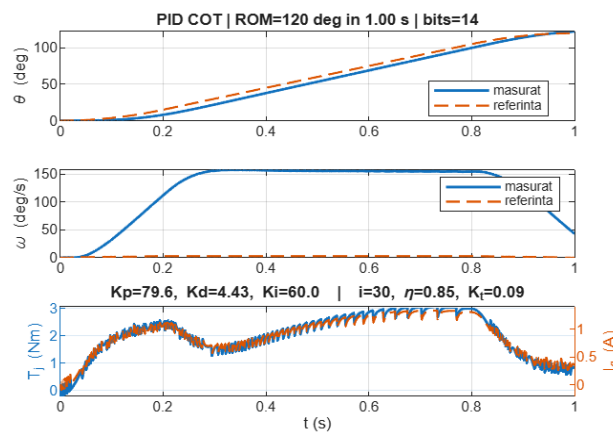


Figura 6.2. Reprezentare grafică PID cot

Setări și constrângeri suplimentare

- Termenul derivativ se implementează cu un filtru:

$$D(s) = \frac{s}{1+s/\omega_f}, \quad \omega_f \approx 5 - 10 \omega_n \quad (28)$$

- pentru a reduce zgomotul indus de encoder.
- Se aplică anti-windup pe integrator și limită de rampă pe T_J^* .
- Se stabilesc limite stricte de siguranță: $|\theta|$ în intervalul de mișcare fiziologic, $|T_J^*|$ sub cuplul maxim admis, $|\dot{\theta}|$ sub viteza maximă recomandată

Exemplu numeric de mapare la curent

Pentru un reductor $i=30$, eficiență $\eta=0.85$ și un motor cu $K_t = 0.09$ Nm/A:

$$I_q^* [A] \approx \frac{T_J^* [Nm]}{0.85 \cdot 30 \cdot 0.09} \approx \frac{T_J^*}{2.295} \quad (30)$$

Articulație	J [kg·m ²]	ω_f [rad/s]	K_p [Nm/rad]	K_d [Nms/rad]	K_i [Nm/(rad·s)]	I_q pt. 5 Nm [A]
Umăr θ_1	0.596	18.9	212	15.7	120	2.18
Cot θ_2	0.126	25.1	79.6	4.43	60	2.18
Încheietură θ_3	0.02	31.4	19.7	0.88	18.6	2.18

Tabel 3 - Parametri PID și curent necesar (exemplu 5 Nm la articulație, $i=30$, $\eta=0.85$, $K_t=0.09$ Nm/A)

Un alt avantaj fundamental al utilizării encoderelor absolute magnetice constă în eliminarea necesității procedurilor de homing, ceea ce este esențial într-un context clinic. Utilizatorul nu trebuie supus unor repoziționări forțate la pornirea sistemului, iar controlerul dispune imediat de informația corectă privind poziția articulară. Aceasta crește siguranța și reduce timpul mort în ședințele de terapie.

În concluzie, putem afirma că dimensionarea reglatorilor PID pentru exoschelete, pe baza unor modele simplificate ale articulațiilor și a unor ipoteze antropometrice standard, permite obținerea unui control robust și adaptat la particularitățile biomecanice ale fiecărei articulații.

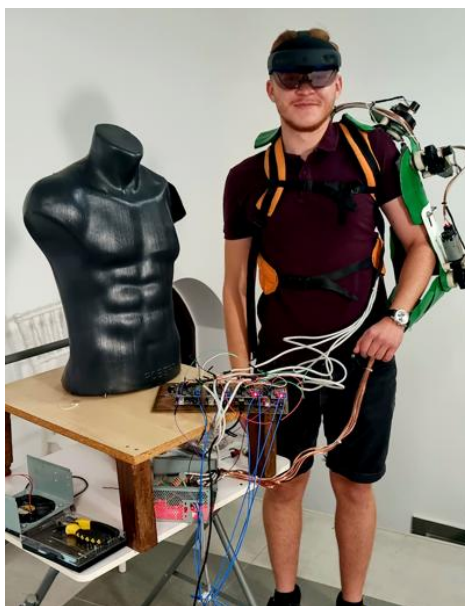


Figura 6.3. Teste control PID

6.1. Importanța simplificării la 2DoF

Dacă am încerca să descriem toate aceste posibilități într-un singur model matematic, am ajunge la o structură cinematică cu 7 până la 9 grade de libertate, dificil de manipulat analitic și greu de implementat într-un algoritm de control în timp real.

Din acest motiv, în primele faze de analiză, se recurge la o simplificare: considerăm doar mișcările planare de rotație în jurul axei verticale trecând prin umăr și mișcările de flexie-extensie la nivelul cotului.

Această reducere lasă sistemul cu doar două variabile independente – două unghiuri articulate – ceea ce corespunde unui lanț cinematic plan cu două articulații de rotație (notat 2R).

Avantajele acestei simplificări sunt multiple:

- claritate analitică: ecuațiile sunt relativ simple și pot fi derivate manual;
- vizualizare ușoară: traiectoriile sunt plane și pot fi reprezentate grafic în 2D sau 3D fără dificultate;
- aplicabilitate clinică: pentru multe mișcări de reabilitare (ex. abducție-adducție, flexie-extensie în plan sagital), modelul 2DoF este suficient de fidel;
- bază pentru extensie: un model validat la 2DoF se poate extinde ulterior la 3DoF, 4DoF sau chiar 6DoF, prin adăugarea unor transformări suplimentare.

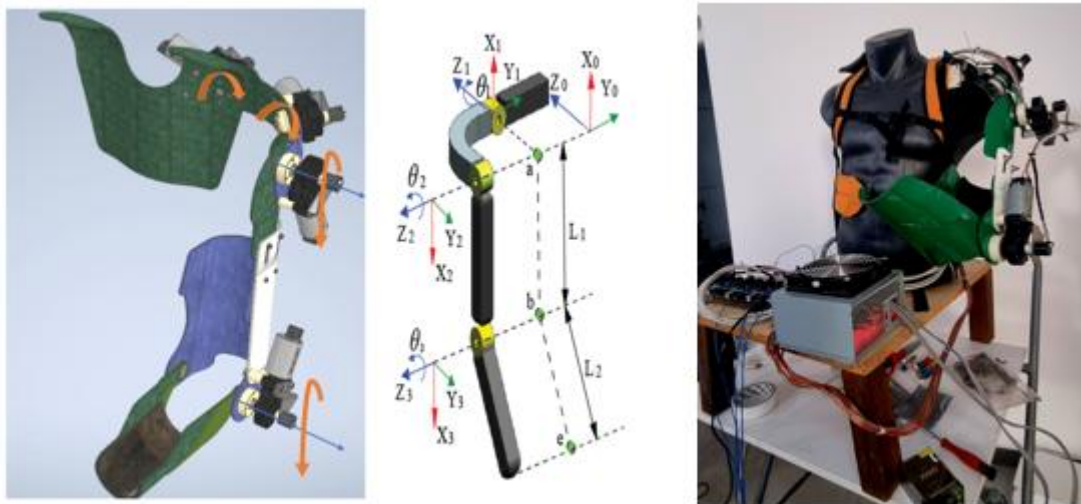


Figura 6.4. Exoschelet

6.2. Integrarea compensărilor dinamice

O traiectorie definită corect nu poate fi implementată eficient fără a lua în calcul dinamica reală a articulației. Astfel, la comanda generată de regulator se adaugă componente de feedforward, precum:

$$T_{ff}(t) = J\ddot{\theta}^*(t) + T_g(\theta^*(t)) + T_{fric}(\dot{\theta}^*(t)), \quad (33)$$

Unde $\ddot{\theta}^*(t)$ este accelerația dorită T_g reprezintă cuplul gravitațional, iar T_{fric} este modelul de frecare. Acesta strategie reduce erorile de urmărire și ușurează sarcina buclei PID.

6.3. Lanțul cinematic al membrului superior uman caracterizat de 2 grade de libertate (2DoF)

Alegerea unui model redus la două articulații principale – articulația glenohumerală (umăr) și articulația humero-ulnară (cot) – permite analiza fundamentală a traiectoriilor descrise de efectorul final (vârful mâinii), excluzând influența articulațiilor secundare, cum ar fi rotația internă/externă a umărului, pronația/supinația antebrăului sau mobilitatea complexă a articulației radio-carpene. Din punct de vedere biomecanic, un astfel de model este adecvat pentru descrierea unor mișcări simple de tipul abducției–adducției brațului, în care contribuțiile articulațiilor distale pot fi neglijate fără o pierdere semnificativă a coerenței mișcării.

Totodată, reducerea gradelor de libertate are avantajul unei clarități sporite în interpretarea rezultatelor algoritmului matematic, oferind un cadru de validare pentru formulele de poziționare și transformările omogene implementate.

6.7. Reprezentarea traiectoriilor efectorului final

Figura 6.6 prezintă traiectoria efectorului final în două planuri de analiză (planul x_0Oy_0 și planul x_0Oz_0), precum și o proiecție tridimensională care integrează cele două componente.

În acest scenariu, traiectoria descrisă de efector este generată de mișcările combinate ale rotațiilor articulațiilor umărului și cotului, ambele fiind considerate ca funcționând într-un plan ortogonal pe planul frontal.

- Planul x_0Oy_0 (figura 6.6.a): descrie mișcarea relativă la rotația în jurul axei O_0y_0 . În acest caz, traiectoria indică o abatere laterală progresivă a efectorului, similară cu mișcarea de abducție.
- Planul x_0Oz_0 (figura 6.6.b): surprinde componenta verticală a mișcării, asociată rotației în jurul axei O_0x_0 . Aceasta reflectă o mișcare de ridicare și coborâre, corespunzătoare unei componente de flexie-extensie.
- Reprezentarea 3D (figura 6.6.c): oferă o imagine integrată a traiectoriei, demonstrând faptul că cele două grade de libertate permit realizarea unui arc de mișcare continuu, însă limitat la o suprafață bidimensională în spațiul tridimensional.

Interpretarea cinematică a pozițiilor succesive

Cele zece poziții succesive analizate au fost alese astfel încât să surprindă atât poziția de repaus (tabelul 3.11 – Pos.1), cât și poziția finală (tabelul 3.11 – Pos.10), precum și tranzițiile intermediare. Din analiza rezultatelor se remarcă:

- Creșterea valorică a parametrului unghiular la nivelul umărului, care determină deplasarea laterală a efectorului.
- Scăderea unghiului la nivelul cotului, care acționează compensator pentru a păstra continuitatea traiectoriei.
- Suprapunerea parțială a poziției finale cu poziția inițială, ceea ce indică faptul că algoritmul este capabil să reproducă o mișcare ciclică sau repetitivă, caracteristică gesturilor umane simple.

Astfel, deși modelul 2DoF nu redă fidel complexitatea biomecanică a membrului superior, el permite o simulare robustă a mișcărilor elementare și confirmă coerența algoritmului matematic de analiză pozițională.

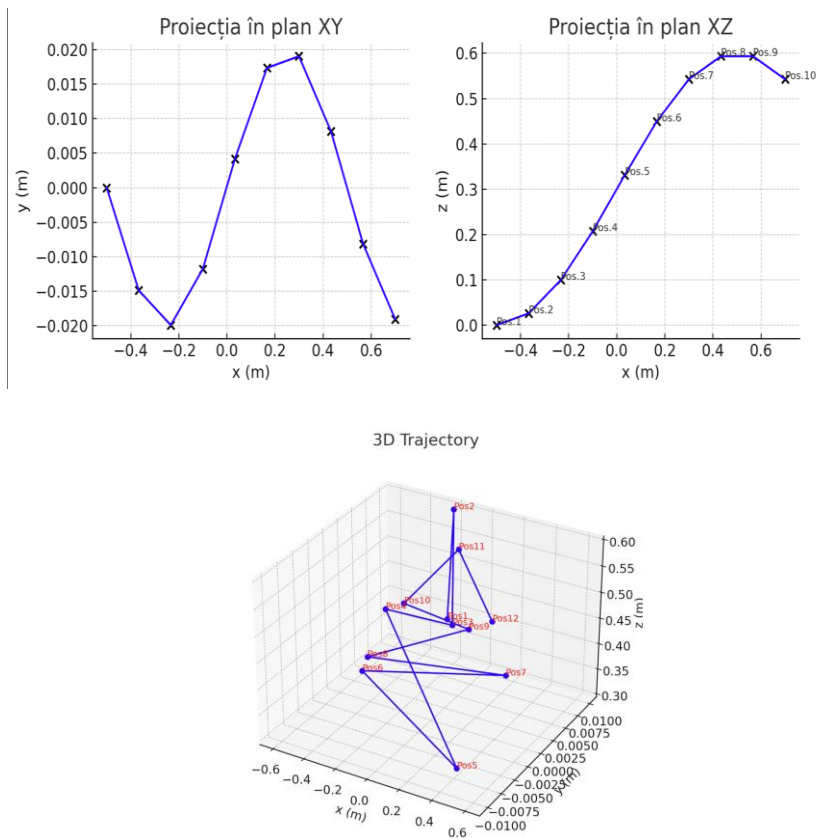


Figura 6.6. Traectoria efectului pentru cazul lanțului cinematic cu 2 grade de libertate

6.7.1. Analogia geometrică

Putem face o analogie cu mișcările unui obiect în viața de zi cu zi. Să presupunem că avem o carte pe o masă. Dacă o rotim cu 45° și apoi o glisăm înainte cu 10 cm, putem descrie această acțiune în două moduri:

1. descriere verbal: „am rotit cu 45° , apoi am translat 10 cm pe axa x”;
2. descriere matematică: printr-o matrice care încorporează simultan rotația și translația.

Transformarea omogenă este tocmai această a doua variantă – un mod matematic de a „povesti” mișcările unui obiect.

Pentru o mișcare într-un plan (cum este cazul lanțului 2DoF), avem nevoie de:

- rotație în jurul axei z cu un unghi θ ;
- translație de-a lungul axei x cu o distanță L (lungimea segmentului).

Scriem mai întâi matricea de rotație 2D extinsă la 3D:

$$R_z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (34)$$

Apoi, o translație de-a lungul axei x este:

$$T_x(L) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (35)$$

Observăm că în partea din stânga-sus (3×3) avem rotația, iar în ultima coloană (3×1) avem vectorul de translație.

6.8.2. Matricea de poziționare pentru fiecare legătură

Pentru lanțul nostru 2DoF, avem două transformări succesive:

De la baza globală (umăr) la punctul cotului:

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (36)$$

De la cot la efector (mână):

$$T_2 = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & L_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & L_2 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (37)$$

Transformarea totală este produsul celor două:

$${}^0T_2 = {}^0T_1 {}^1T_2 \quad (38)$$

Rezultatul este o matrice 4×4 care conține informația completă despre orientarea și poziția mâinii în raport cu baza (umărul).

6.7.2. Avantajele abordării matriciale

Dacă am încerca să derivăm poziția mâinii doar prin trigonometrie, am obține ecuații separate pentru x și y:

$$x = L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos (\theta_1 + \theta_2), \quad (39)$$

$$y = L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin (\theta_1 + \theta_2), \quad (40)$$

Deși corecte, aceste ecuații nu ne spun nimic despre orientarea locală. În schimb, folosind transformările omogene:

- putem compune ușor lanțuri cu mai multe articulații (se înmulțesc matricile),
- putem obține nu doar poziția, ci și orientarea,
- putem implementa algoritmi în MATLAB/Simulink foarte clar, lucrând direct cu matrici.

În robotică și biomecanică, aceasta este metoda standard: fiecare legătură este descrisă de o matrice omogenă, iar lanțul complet se obține prin înmulțirea lor succesivă.

Exemple numerice

Pentru a ilustra concret aceste relații, considerăm următorii parametri:

- lungimea brațului $L_1=0,32$ m,
- lungimea antebrațului $L_2=0,26$ m,
- unghiul cotului fixat la $\theta_2=90^\circ$,
- unghiul umărului variabil: $\theta_1 = -90^\circ$.

1. Pentru $\theta_1 = 0^\circ$

- Cotul: $(x_c y_c) = (0,32, 0)$
- Efectorul: $(x, y) = (0,32 + 0,26 \cos 90^\circ, 0,26 \sin 90^\circ) = (0,32, 0,26)$

Pentru $\theta_1 = +30^\circ$

- Cotul: $(x_c y_c) = (0,32, 0)$
- Efectorul: $(x, y) = (0,277 + 0,26 \cos 120^\circ, 0,16 + 0,26 \sin 120^\circ) \approx (0,147, 0,385)$

Pentru $\theta_1 = +30^\circ$

- Cotul: $(x_c y_c) = (0,277, -0,16)$
- Efectorul: $(x, y) = (0,277 + 0,26 \cos 60^\circ, -0,16 + 0,26 \sin 60^\circ) \approx (0,407, 0,065)$

Traectoria efectorului final ($\theta_1 \in [-30^\circ, 30^\circ]$, $\theta_2 = 90^\circ$)

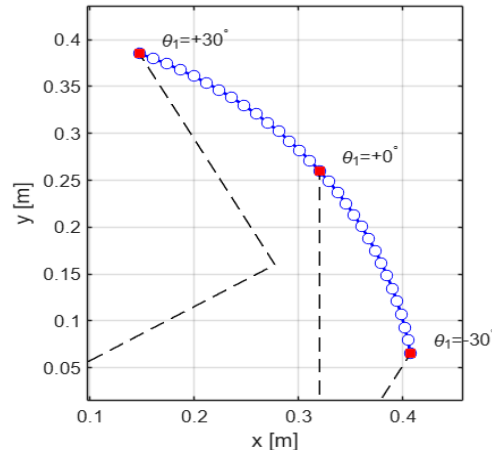


Figura 6.8. Traiectorie efectuată

6.7.3. Derivarea ecuațiilor de cinematica inversă

Exemplu numeric

Considerăm $L_1 = 0,32 \text{ m}$, $L_2 = 0,26 \text{ m}$, și dorim ca mâna să atingă punctul $(y, x) = (0,3, 0,2)$.

Calculăm:

$$r^2 = 0,3^2 + 0,2^2, r = 0,36. \quad (46)$$

$$\cos \theta_2 = \frac{0,13 - 0,32^2 - 0,26^2}{2 * 0,32 * 0,26} \approx -0.41. \quad (47)$$

$$\theta_2 \approx 114^\circ \text{ sau } -114^\circ$$

Pentru fiecare variantă, calculăm θ_1 și obținem două soluții: una cu cotul ridicat, alta cu cotul coborât. Acest exemplu arată cum putem determina explicit unghiurile necesare pentru o anumită poziție dorită a mâinii.

Capitolul 7. Componenta software

Realitatea augmentată (AR), realitatea virtuală (VR) și realitatea mixtă (MR) au început să pătrundă în medicină odată cu miniaturizarea hardware-ului și creșterea puterii de procesare a dispozitivelor portabile.

- VR – imersiune totală într-un mediu digital. Util în exerciții de reabilitare cognitivă sau motivațională.
- AR – suprapunere de informații digitale peste lumea reală. Utilă pentru ghidaj vizual, dar limitată la suprapuneri 2D/3D simple.
- MR – combină elemente de VR și AR, permițând interacțiunea directă a utilizatorului cu HoloLens 2, lansat de Microsoft în 2019, este unul dintre cele mai avansate dispozitive de MR. Prin funcții precum hand tracking, eye tracking, spatial mapping și integrarea cu Unity, permite construirea de interfețe naturale pentru controlul echipamentelor externe.
- obiecte digitale ancorate în lumea reală.

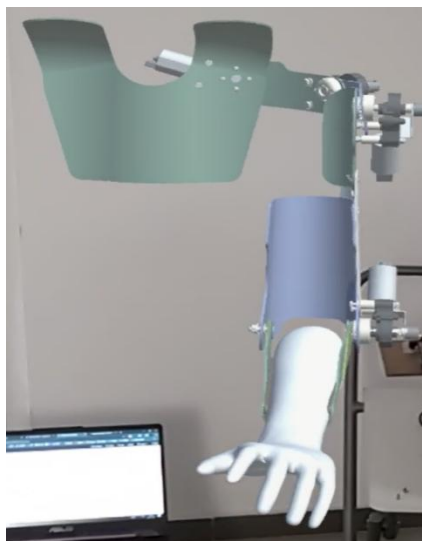


Figura 7.1. Model 3D văzut în Unity

7.1. Unity ca platformă de interfață între hardware și realitatea augmentată

Unity nu este doar un motor de jocuri, ci o platformă versatilă de dezvoltare pentru aplicații interactive. În contextul conectării exoscheletului cu HoloLens 2, Unity joacă un rol central:

1. Construirea interfeței grafice (UI/UX) – meniuri 3D, obiecte virtuale, avataruri digitale.

2. Integrarea MRTK (Mixed Reality Toolkit) – permite control prin gesturi și voce.
3. Comunicarea cu exoscheletul – prin TCP/UDP, Bluetooth sau WebSocket, Unity trimite comenzi și primește date.
4. Feedback vizual și auditiv – afișarea în timp real a mișcării exoscheletului și a performanței utilizatorului.
5. Gamificare – exercițiile de reabilitare pot fi transformate în jocuri interactive, crescând motivația utilizatorului.

Astfel, Unity devine interfața de legătură între utilizator, exoschelet și terapeut, oferind o experiență coerentă și personalizată.

7.2. Arhitectura software generală a sistemului

Exoscheletul nu mai este un dispozitiv izolat, ci parte a unei arhitecturi digitale complexe, care include: senzori multipli, un mediu virtual interactiv, algoritmi de control și mecanisme de comunicare în timp real.

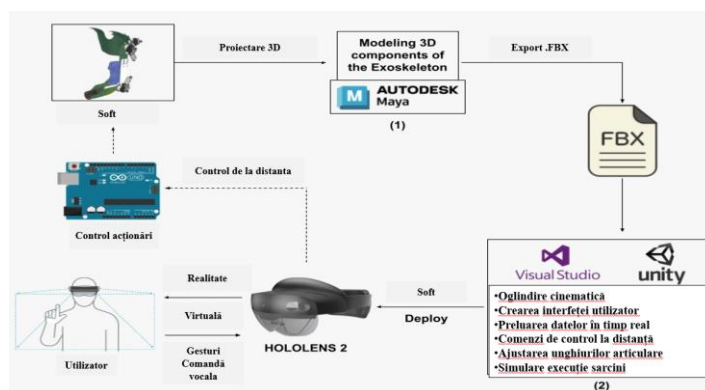


Figura 7.2. – Deschidere proces implementare

Triada utilizator / utilizator–exoschelet–HoloLens

Arhitectura sistemului poate fi înțeleasă mai ușor dacă o privim ca pe o triadă interactivă:

- Utilizatorul este centrul procesului. El furnizează intenția motorie (chiar dacă aceasta este incompletă sau limitată) și primește feedback multimodal (vizual, auditiv, tactil).
- Exoscheletul este executorul fizic. El traduce comenzile primite în mișcare, oferă asistență adaptivă și colectează date obiective despre poziții, forțe și interacțiuni.

- HoloLens 2 este interfața cognitivă. El face legătura dintre lumea reală și cea digitală, permițând utilizatorului să vadă obiective, să primească instrucțiuni și să își monitorizeze progresul.

Rolul Unity, în această ecuație, este de a orchestra comunicarea dintre cele trei elemente, astfel încât întregul ansamblu să funcționeze armonios.

Obiectivele arhitecturii

O arhitectură bine proiectată trebuie să răspundă unor obiective precise:

1. Control bidirecțional – utilizatorul trebuie să poată influența exoscheletul (prin gesturi, comenzi vocale sau intenție motorie detectată), iar exoscheletul trebuie să poată transmite înapoi informații despre starea sa.
2. Sincronizare temporală – latența dintre acțiune și feedback trebuie să fie minimă. Dacă utilizatorul apucă un obiect virtual și simte întârziere între mișcarea exoscheletului și ceea ce vede în HoloLens, experiența terapeutică este compromisă.
3. Scalabilitate – arhitectura trebuie să permită adăugarea de noi module (de exemplu, senzori EMG, feedback haptic, integrare cloud).
4. Interoperabilitate – sistemul nu trebuie să fie închis; el trebuie să se poată conecta la alte platforme clinice (de exemplu, baze de date, sisteme ROS sau aplicații de telemedicină).
5. Securitate și integritate – datele utilizatorului, precum și comenzile de control, trebuie protejate împotriva erorilor sau accesului neautorizat.

Arhitectura sistemului poate fi descrisă pe mai multe niveluri interdependente:

1. Nivelul mecanic – structura exoscheletului (articulații, actuatori, senzori).
2. Nivelul electronic – microcontrolere, drivere de motor, surse de alimentare.
3. Nivelul comunicațional – protocoale de transmitere a datelor (TCP/UDP, BLE, ROS bridge).
4. Nivelul software – Unity + MRTK pe HoloLens, firmware-ul exoscheletului, algoritmi de control.
5. Nivelul interactiv – UI/UX, exerciții gamificate, feedback în timp real.

6. Nivelul clinic – protocoalele terapeutice, modul de personalizare, monitorizarea progresului.

Această stratificare ajută nu doar la înțelegerea sistemului, ci și la împărțirea responsabilităților între echipe: inginerii mecanici se concentrează pe structura exoscheletului, dezvoltatorii software pe Unity și comunicație, iar terapeuții pe integrarea clinică.

Astfel, arhitectura devine mai mult decât un ansamblu tehnic – ea devine o platformă clinică personalizabilă, capabilă să învețe și să se adapteze odată cu fiecare sesiune.

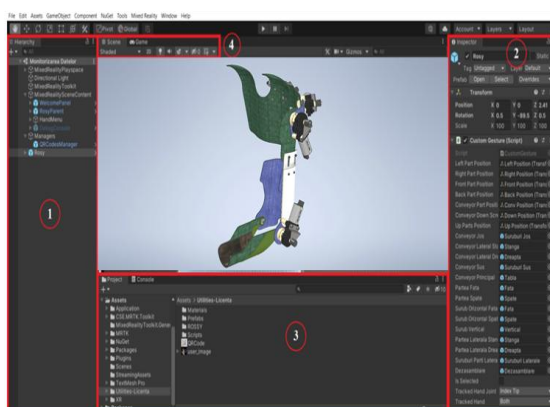


Figura 7.3. Integrare în Unity fereastra principală

7.3. Unity – nucleul arhitecturii software

Unity, cunoscut inițial ca motor de jocuri, a devenit o platformă universală pentru aplicații interactive, de la simulări industriale până la realitate mixtă și medicină. Alegerea Unity pentru conectarea HoloLens 2 cu exoscheletul nu este întâmplătoare:

- Suport XR nativ: Unity are integrare directă cu OpenXR, ceea ce permite rularea aplicațiilor pe HoloLens 2 fără straturi intermediare.
- Ecosistem bogat: Asset Store și pachetele oficiale pun la dispoziție numeroase resurse (biblioteci grafice, pluginuri de rețea, module pentru vizualizare de date).
- Cross-platform: o aplicație creată în Unity poate fi adaptată rapid pentru PC, Android sau alte headseturi, permițând extinderea cercetării.
- C# scripting: limbaj prietenos, cu comunitate largă, care facilitează dezvoltarea rapidă și testarea prototipurilor.

În contextul reabilitării, Unity joacă rolul de hub de integrare: primește date de la exoschelet, le procesează, actualizează avatarul digital al utilizatorului și oferă feedback vizual și auditiv prin HoloLens.

7.4. Utilizare AR-HoloLens 2 în sistemul EXOSLIM

Modul de operare se bazează, aşadar, pe o relaţie dinamică între utilizator, dispozitiv şi terapeut, în care intervenţia este ghidată nu doar de planul clinic, ci şi de reacţiile în timp real ale utilizatorului. HoloLens 2 nu este doar un simplu suport vizual, ci o platformă activă de interacţiune, capabilă să adapteze în mod inteligent exerciţiile în funcţie de performanţă şi de obiectivele stabilite.

Integrarea HoloLens 2 în reabilitarea neuromotorie oferă şi beneficii educaţionale, întrucât utilizatorul învaţă treptat cum să execute corect mişcările, cum să-şi îmbunătăţească postura şi cum să transfere aceste abilităţi în viaţa de zi cu zi.

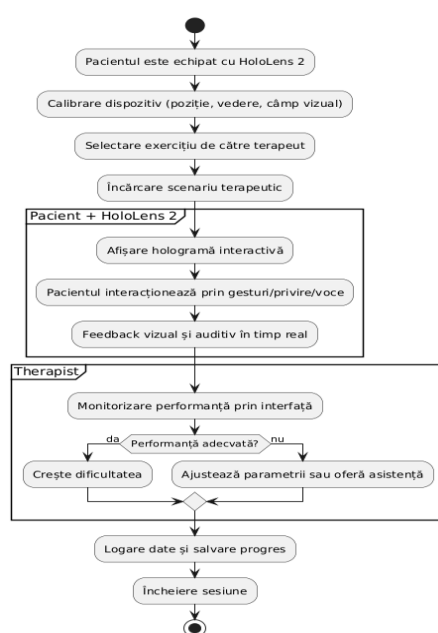


Figura 7.4. Fluxul logic al unei sesiuni de reabilitare bazate pe HoloLens

În același timp, terapeutul are acces la date obiective privind progresul, poate urmări evoluția în timp și poate lua decizii informate privind continuarea sau modificarea tratamentului.

În concluzie, HoloLens 2 transformă reabilitarea dintr-un proces pasiv, adesea repetitiv și obositor, într-o experiență interactivă, captivantă și precis controlabilă.

Microcontrolerul interpretează această comandă și generează un semnal de control (PWM sau serial) pentru motorul electric asociat articulației respective.

Pentru acuratețe și fiabilitate, sistemul poate include un feedback de poziție, obținut printr-un encoder rotativ montat pe axa articulației θ_1 .

Valoarea actuală este returnată către interfața HoloLens, care o afișează în timp real, permițând o ajustare fină a mișcării.

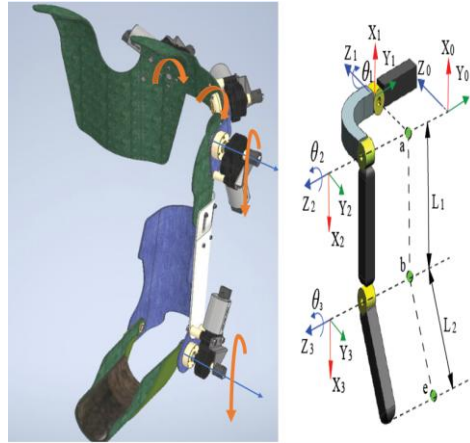


Figura 7.6. – Cinematica Braț

Avantajele controlului MR (Mixed Reality) asupra articulației θ_1 consta în integrarea controlului articulației θ_1 prin HoloLens 2 oferă următoarele avantaje:

- Interacțiune intuitivă, bazată pe gesturi naturale și comenzi vocale;
- Feedback vizual în timp real, integrat direct în câmpul vizual al utilizatorului;
- Eliminarea interfețelor fizice tradiționale (joystick, tastatură, touchscreen);
- Creșterea ergonomiei și a gradului de imersiune în controlul sistemelor robotice;
- Scalabilitate, sistemul putând fi extins pentru a controla și celelalte articulații (θ_2 , θ_3 etc.).

Avantajele acestui tip de control este deosebit de util în aplicații de reabilitare neurologică, unde terapeutul poate ajusta parametrii sistemului fără a întrerupe contactul cu utilizatorul. Lucrarea de față prezintă o arhitectură completă de control pentru un braț robotic serial cu trei articulații rotative, fiecare definită printr-un unghi (θ_1 , θ_2 , θ_3), controlat prin HoloLens 2. Feedback-ul de poziție este asigurat de encodere rezistive montate pe fiecare articulație, permițând corecții precise și afișare în timp real a poziției brațului atât în spațiul fizic, cât și în cel virtual

Capitolul 8. Integrarea Unity–HoloLens–Exoschelet

După ce am analizat componentele hardware, software, fluxurile informaționale și protocoalele de comunicare, putem aborda tema centrală: integrarea tuturor acestor elemente într-un sistem coerent și funcțional. În teorie, fiecare componentă funcționează independent: exoscheletul poate executa mișcări pe baza comenzilor proprii, HoloLens poate rula aplicații Unity, iar rețeaua poate transmite date.

8.1. Arhitectura software de integrare SW si HW

În centrul integrării se află aplicația Unity, rulată pe HoloLens 2. Aceasta are mai multe roluri simultane:

1. Interfață grafică interactivă – oferă utilizatorului obiecte virtuale cu care să interacționeze, precum și feedback vizual și auditiv.
2. Hub de comunicație – primește date de la exoschelet și trimite comenzi către acesta, folosind protocolul descris anterior.
3. Motor de procesare – interpretează input-ul utilizatorului (gesturi, privire, voce) și îl traduce în comenzi valide pentru exoschelet.
4. Logger clinic – colectează și salvează datele pentru analiză ulterioară de către terapeut.

Această arhitectură se bazează pe un model modular: fiecare funcționalitate este implementată ca un modul software separat, conectat la un „bus” central de date. De exemplu, modulul de comunicare rețea funcționează independent de modulul UI, dar ambele schimbă informații printr-un manager central.

8.2. Vizualizarea în timp real a mișcării

Unul dintre cele mai impresionante aspecte pentru utilizator este faptul că își poate vedea mișcarea în timp real, reprezentată de un avatar 3D în HoloLens. Acest lucru este posibil prin integrarea datelor de feedback de la exoschelet cu motorul grafic din Unity.

Procesul pas cu pas

1. Encoderele exoscheletului măsoară unghiurile articulațiilor.
2. MCU preprocesează datele și le trimite prin rețea către HoloLens.
3. Unity primește pachetele, le decodează și actualizează pozițiile articulațiilor avatarului.

4. Avatarul digital este randat în câmpul vizual al utilizatorului, suprapus peste corpul său real.

Mecanisme de interacțiune

- Gaze tracking: utilizatorul privește un obiect, iar HoloLens detectează direcția privirii.
- Hand tracking: HoloLens recunoaște gesturile mâinii sănătoase și le traduce în comenzi.
- Voce: utilizatorul poate iniția sau opri exerciții prin comenzi vocale simple („Start”, „Stop”, „Reset”).
- Exoschelet: partea afectată este asistată mecanic să execute mișcarea necesară.

Exemplu

Un utilizator vede o cutie virtuală pe masă. Privește cutia, ridică brațul (asistat de exoschelet) și o „apucă” cu ajutorul unui gest recunoscut de HoloLens. Cutia dispăre și este înregistrat un punct în scorul utilizatorului. Această secvență, repetată de zeci de ori, transformă exercițiul mecanic într-un joc interactiv.

Scenarii de integrare

Integrarea Unity–HoloLens–Exoschelet se concretizează în scenarii clinice diverse:

1. Reabilitare post-AVC – utilizatorul efectuează exerciții de flexie–extensie a cotului, dar le percepe ca pe o activitate de joc (ridicarea și mutarea unor obiecte virtuale).
2. Recuperare după traumatism – exerciții de prindere și eliberare, integrate într-o simulare virtuală (de ex. utilizatorul „hrănește” un animal virtual).
3. Distrofia musculară Duchenne – sistemul asistă mișcările slabe ale utilizatorului și îi oferă feedback vizual pozitiv, menținându-i motivația.
4. Telemedicină – utilizatorul se află acasă, dar terapeutul monitorizează de la distanță exercițiile printr-o conexiune cloud.

Provocări în integrare

Integrarea aduce numeroase beneficii, dar și provocări:

- Compatibilitatea software – actualizările Unity sau MRTK pot introduce erori în aplicațiile clinice.
- Complexitatea calibrării – fiecare utilizator necesită o calibrare unică.
- Siguranța – o eroare de sincronizare poate duce la mișcări neașteptate.
- Acceptarea clinică – terapeuții trebuie să fie instruiți pentru a folosi noua tehnologie.

Aceste provocări sunt gestionate printr-un proces riguros de testare și validare, precum și prin dezvoltarea unor interfețe cât mai prietenoase.

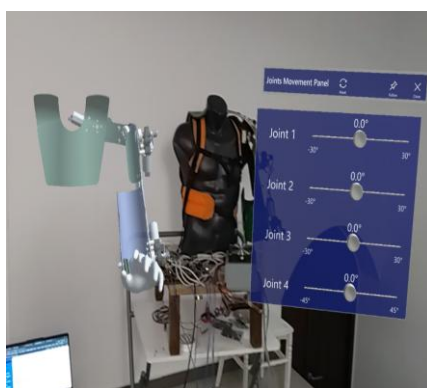


Figura 8.2. Vedere instrumental de comandă Unity

8.3. Provocări și soluții tehnice

Orice arhitectură complexă, precum cea a sistemului integrat Exoschelet–HoloLens–Unity, aduce cu sine nu doar beneficii, ci și o serie de provocări tehnice inevitabile. Identificarea acestora și găsirea unor soluții robuste reprezintă o etapă esențială în transformarea unui prototip de laborator într-un dispozitiv clinic sigur, scalabil și eficient.

În această secțiune vom analiza principalele provocări întâlnite în dezvoltarea și utilizarea sistemului și vom discuta soluțiile posibile, inspirate atât din practică, cât și din literatura de specialitate.

8.4. Latența și sincronizarea în timp real

Provocare

Latența este inevitabilă: între momentul în care senzorii exoscheletului înregistrează o mișcare și momentul în care utilizatorul vede actualizarea avatarului în HoloLens trec câteva zeci de milisecunde. Dacă această întârziere devine vizibilă (peste 100 ms), experiența

terapeutică este afectată, utilizatorul percepend o „desincronizare” între ceea ce simte și ceea ce vede.

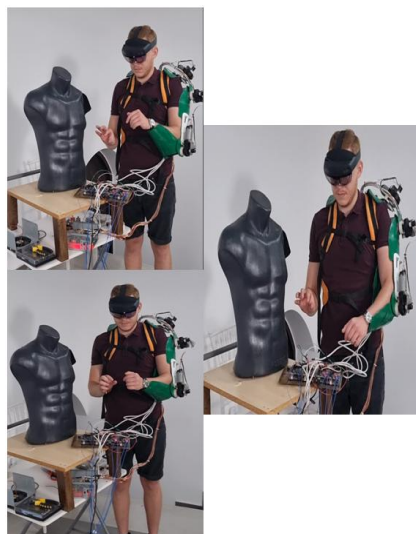


Figura 8.4. Teste implementare

8.5. Concluzii

Integrarea Unity–HoloLens–Exoschelet reprezintă punctul culminant al arhitecturii sistemului. Ea transformă un ansamblu de componente izolate într-o platformă clinică unitară și eficientă.

- Unity acționează ca nucleu de integrare, legând hardware-ul de interfața digitală.
- HoloLens 2 adaugă dimensiunea cognitivă și interactivă, esențială pentru utilizator.
- Exoscheletul furnizează forța fizică și feedback-ul haptic necesar terapiei.



Figura 8.3. Cadrul gestual.

Rezultatul este o experiență de reabilitare care combină precizia robotică cu bogăția interactivă a realității mixte, oferind pacienților o șansă mai mare de recuperare funcțională și terapeuților un instrument puternic de monitorizare și control.

Capitolul 9. Contribuții originale și direcții viitoare de cercetare

9.1. Concluzii generale

Modelarea cinematică a membrului superior printr-un lanț 2DoF (umăr și cot) reprezintă un compromis între simplitate și fidelitate, care s-a dovedit extrem de util în cercetarea biomecanică și în aplicațiile clinice de reabilitare.

Pornind de la definiția gradelor de libertate, am arătat cum poziția cotului și a mâinii poate fi dedusă prin formule clare, cum spațiul de lucru are forma unei coroane circulare și ce înseamnă singularitățile pentru mișcarea utilizatorului.

Prin utilizarea transformărilor omogene și a matricelor de poziționare, am obținut o metodă unitară de a combina rotațiile și translațiile, ceea ce permite atât analiza pozițională, cât și extinderea facilă la modele cu mai multe grade de libertate. Cinematica inversă completează acest cadru, oferind soluții matematice pentru determinarea unghiurilor necesare atingerii unei ținte dorite.

Din perspectivă practică, encoderele magnetice absolute devin instrumente-cheie, asigurând măsurarea precisă a unghiurilor și integrarea în sisteme de control robotic sau în platforme de evaluare clinică. Implementarea MATLAB a demonstrat cum aceste concepte pot fi puse în practică, prin grafice și tabele care fac legătura între teorie și observația clinică.

Avantaje și limitări

Avantajele modelului 2DoF sunt clare: simplitatea analitică, vizualizarea intuitivă, integrarea ușoară în sisteme de reabilitare. Limitările, însă, nu pot fi ignorate: absența rotației interne/externă a umărului, a pronăției/supinației antebrațului și a mișcărilor fine ale încheieturii. Aceste lipsuri fac ca modelul să fie suficient pentru analize introductive, dar insuficient pentru o descriere completă a funcționalității membrului superior.

9.1.1. Sinteza arhitecturii

Arhitectura sistemului se bazează pe câteva piloni principali:

1. Exoscheletul – furnizează suport mecanic și asistență adaptivă, dotat cu senzori și actuatori care pot reproduce mișcările naturale ale membrelor.
2. HoloLens 2 – funcționează ca interfață cognitivă și motor de realitate mixtă, oferind utilizatorului un feedback vizual și auditiv imersiv.

3. Unity – nucleul software care orchestrează datele, realizează maparea cinematică și creează exerciții interactive.
4. Fluxul informațional – permite transmiterea datelor în timp real, cu latență minimă și prioritizare a mesajelor critice.
5. Protocoalele de comunicare – stabilesc un limbaj comun, asigurând integritatea și securitatea datelor.
6. Mecanismele de siguranță – multilayer, pentru a proteja utilizatorul indiferent de tipul erorii.
7. Scenariile clinice – demonstrează aplicabilitatea în post-AVC, traumatisme, telemedicină sau boli neuromusculare.
8. Provocările și soluțiile – arată că sistemul nu este lipsit de dificultăți, dar că acestea pot fi depășite prin design robust și gândire anticipativă.

Acești piloni conturează o arhitectură rezilientă, adaptabilă și scalabilă, capabilă să răspundă unor nevoi clinice diverse.

Impact utilizator și psihologic

Un element esențial care reiese din această arhitectură este faptul că sistemul nu vizează doar mișcarea fizică, ci și implicarea cognitivă și emoțională a utilizatorului.

- Impact utilizator: repetitivitatea exercițiilor, asociată cu feedbackul multimodal, stimulează neuroplasticitatea și accelerează recuperarea.
- Impact psihologic: gamificarea și vizualizarea avatarului reduc anxietatea și cresc motivația pacienților.
- Impact asupra terapeuților: sistemul oferă date obiective și control fin asupra terapiei, reducând efortul manual și crescând eficiența.

Astfel, arhitectura nu este doar un ansamblu tehnic, ci un instrument cu efecte profunde asupra procesului de reabilitare.

9.1.2. Perspective clinice și organizaționale

Extinderea populației țintă

Deși sistemul a fost descris în principal pentru pacienți post-AVC, el poate fi extins la:

- traumatisme cranio-cerebrale,

- scleroză multiplă,
- distrofii musculare,
- recuperare ortopedică post-operatorie.

Integrarea în rutina clinică

- Sistemul trebuie să fie suficient de robust pentru utilizare zilnică, cu timpi minimi de calibrare.
- Trebuie să existe training structurat pentru terapeuți.
- Se pot crea „programe standardizate” pentru diferite tipuri de pacienți.

Accesibilitate și costuri

- O provocare majoră este reducerea costurilor, astfel încât sistemul să fie disponibil nu doar în centre mari, ci și în clinici mici sau chiar la domiciliu.
- Modele de finanțare prin leasing, granturi sau parteneriate public-privat pot accelera adoptarea.

9.2. Perspective tehnologice

Privind spre viitor, putem identifica mai multe direcții de dezvoltare a acestei arhitecturi.

Integrarea inteligenței artificiale (AI)

- Algoritmi de învățare automată pot analiza datele din sesiuni pentru a adapta nivelul de asistență.
- AI poate prezice evoluția utilizatorului și poate personaliza exercițiile.
- Rețele neuronale pot detecta tipare de oboseală sau necoordonare.

Cloud computing și telemedicină avansată

- Datele pacienților pot fi sincronizate în cloud, permițând analiza comparativă între clinici.
- Terapeuții pot ajusta parametrii de la distanță, în timp real.
- Pacienții din zone rurale pot beneficia de reabilitare la domiciliu.

Feedback multimodal extins

- Integrarea de mănuși haptice sau dispozitive vibrotactile.
- Stimulare electrică funcțională (FES) sincronizată cu exoscheletul.
- Realitate augmentată cu obiecte fizice „augmentate” de proiecții holografice.

Standardizare și interoperabilitate

- Crearea unor protocoale standardizate pentru comunicarea între exoschelete și platforme XR.
- Interoperabilitatea cu alte dispozitive medicale (EKG, EMG wireless).
- Posibilitatea ca pacienții să folosească același HoloLens pentru mai multe terapii (motorii, cognitive).

9.3. Contributii originale

9.3.1. Proiectarea exoscheletului în Autodesk Maya/AutoCAD și integrarea în Unity

Procesul de proiectare al exoscheletului nu s-a limitat la modelarea geometrică a pieselor mecanice, ci a implicat crearea unui flux de lucru coerent și reproductibil, care să permită trecerea de la designul CAD la o implementare funcțională în Unity. Una dintre primele contribuții originale a constat în stabilirea unei arhitecturi stratificate a fișierelor. Geometria de bază, cu toate cotele parametrice, a fost dezvoltată în AutoCAD, iar ansamblul, riggingul și pregătirea pentru export au fost realizate în Maya. Această separare a permis ca modificările dimensionale să fie gestionate rapid la nivel CAD, fără a compromite ierarhia cinematică deja implementată în Maya și, mai departe, în Unity.

Pentru a facilita integrarea automată, s-a introdus un sistem de metadate atașate direct în fișierul FBX. Astfel, fiecărei articulații i s-au asociat proprietăți precum tipul de colizor, tipul de grad de libertate (revolut sau prismatic) și limitele de mișcare fiziologice. Aceste informații, importate apoi în Unity printr-un script de procesare, au permis generarea automată a componentelor fizice și a limitărilor articulațiilor

9.3.2. Integrarea arhitecturii hardware între Arduino Master, modulele de control al motoarelor DC cu encoder magnetic și HoloLens 2

Această alegere permite scalarea arhitecturii la un număr variabil de articulații și, implicit, la exoschelete cu mai multe grade de libertate, fără a modifica structura generală. Protocolul a fost conceput cu un set minim de comenzi (ex. *SET_ANGLE*, *SET_SPEED*, *READ_ENCODER*), ceea ce a redus latența și a simplificat implementarea.

Integrarea encoderelor magnetice reprezintă un alt element de noutate. Acestea permit o citire de înaltă rezoluție a poziției arborelui motorului și, prin extensie, a articulației acționate. Valorile sunt procesate pe fiecare Arduino slave și transmise periodic către master, care le reexpediază în Unity și, implicit, în HoloLens 2. În acest mod, se realizează o buclă completă de feedback vizual holografic, în care mișcarea fizică a exoscheletului este reflectată în timp real în spațiul augmentat.



Figura 9.1. Panou de control articulații din Unity

Prin aceste soluții, arhitectura hardware dezvoltată a reușit să transforme HoloLens 2 într-un „centru de comandă holografic”, Arduino master într-un „orchestrator” de comunicație și Arduino-urile slave în „actuatori inteligenți” ai exoscheletului. Împreună, aceste componente asigură un lanț de control robust, sigur și adaptabil, cu aplicabilitate directă în reabilitarea neurologică asistată robotic.

9.3.3. Distribuirea controlului PID la nivelul fiecărui modul de acționare

Originalitatea constă și în modul de parametrizare a regulatorului PID. Valorile câștigurilor (K_p , K_i , K_d) nu sunt fixe, ci pot fi ajustate din interfața holografică a HoloLens 2, prin intermediul Unity. Astfel, terapeutul are posibilitatea de a modifica în timp real sensibilitatea sau rigiditatea răspunsului mecanic, în funcție de nivelul pacientului.

9.4. Direcții viitoare de cercetare

Pe baza acestei analize, se pot contura câteva direcții viitoare:

- Extinderea la modele cu mai multe DoF (4–6), prin includerea mișcărilor suplimentare, pentru a obține o descriere mai realistă a biomecanicii umane.
- Integrarea cu realitatea augmentată și exoschelete (de exemplu, folosind HoloLens 2 și sistemul ExoSLIM), pentru a transforma aceste modele în instrumente interactive de reabilitare.
- Validarea clinică pe scară largă, prin colectarea de date de la pacienți și compararea progresului obiectiv măsurat prin encodare cu evaluările tradiționale.
- Optimizarea algoritmilor de control, pentru a asigura mișcări cât mai naturale și pentru a preveni suprasolicitarea articulațiilor în apropierea singularităților.

9.4.1. Viziune asupra viitorului

Putem privi arhitectura descrisă ca pe un prim pas către reabilitarea augmentată inteligentă. Într-un viitor nu foarte îndepărtat, ne putem imagina:

- Pacienți care fac terapie acasă cu exoschelete ușoare și HoloLens, monitorizați la distanță de un terapeut AI.
- Clinici unde mai mulți pacienți se reabilitează simultan într-un mediu de realitate mixtă partajată.
- Exoschelete modulare, care pot fi adaptate rapid de la braț la picior sau la combinații de articulații.
- HoloLens 3 sau alte dispozitive XR mai ușoare și mai ergonomice, cu câmp vizual extins și autonomie mai mare.

Aceasta este direcția naturală a evoluției: de la un prototip sofisticat, dar limitat, la o platformă clinică omniprezentă, accesibilă și adaptabilă.

10. Articole

1. **Nechifor S.G.**, Nechifor E, Poboroniuc M.S, Dosoftei C.C, Chiriac G.F. *A VR-based upper limb exoskeleton for neuromotor rehabilitation*. Buletinul Institutului Politehnic din Iași (Indexare SCIENDO – acceptată pentru publicare).
2. Nechifor, E., **Nechifor, S.G.**, Poboroniuc, M. S., Chiriac, F.G., Dosoftei, C., *Integrating a Pneumatic Glove with Microsoft Hololens for Hand Neuromotor Rehabilitation*. In 25th Anniversary Edition International Conference on Control Systems and Computer Science, Bucharest, 27-30 Mai, 2025 (Indexare IEEEExplore).
3. M.S. Poboroniuc, **E. Nechifor**, S. G. Nechifor and I. A. Bonceag, *"Enhancing Attractiveness and Transdisciplinary Innovation in Electrical Engineering Research Master's Curricula,"* 2025 34th Annual Conference of the European Association for Education in Electrical and Information Engineering (EAEIE), Cluj-Napoca, Romania, 2025, pp. 1-7, doi: 10.1109/EAEIE65428.2025.11136226 (Indexare IEEEExplore).

11. Premii

Special Award, “Pneumatic Glove with Microsoft Hololens2 for Hand Neuromotor Rehabilitation”; Nechifor E., Poboroniuc Marian, **Nechifor Sorin-George**, Chiriac F.C. EURO INVENT- European Exhibition of Creativity and Innovation, Iași, România, 8-10 Mai, 2025.

Silver Medal, “Pneumatic Glove with Microsoft Hololens2 for Hand Neuromotor Rehabilitation”; Nechifor E., Poboroniuc Marian, **Nechifor Sorin-George**, Chiriac F.C. EURO INVENT- European Exhibition of Creativity and Innovation, Iași, 8-10 Mai, 2025.

Diplomă de Excelență “Pneumatic Glove with Microsoft Hololens2 for Hand Neuromotor Rehabilitation”; Nechifor E., Poboroniuc Marian, **Nechifor Sorin-George**, Chiriac F.C. EURO INVENT- European Exhibition of Creativity and Innovation, Iași, 8-10 Mai, 2025 oferită de Agența de Stat pentru Proprietate Intelectuală a Republicii Moldova.

Bibliografie

- [1] Maciejasz P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, Jansen-Troy A, Leonhardt S. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2014;11:3.
- [2] Lo HS, Xie SQ. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Med Eng Phys.* 2012;34(3):261–268.
- [3] Gull MA, Bai S, Bak T. A 4-DOF wheelchair-mounted upper limb exoskeleton. *Appl Sci.* 2021;11(13):5865.
- [4] Mao Y, Agrawal SK. Cable-driven upper arm exoskeleton for rehabilitation: mechanical design and testing. *ICRA 2009.* IEEE; 2009.
- [5] Zhao Y. A new design scheme for intelligent upper limb exoskeletons. *Front Neurosci.* 2023; Cite.
- [6] Tseng KC. Portable robots for upper-limb rehabilitation after stroke. *J Rehab Sci.* 2024; Cite.
- [7] ResearchGate figure summary; upper limb rehabilitation exoskeletons; Cite.
- [8] Bardi E. Upper limb soft robotic wearable devices: a systematic review. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2022;19:1–25.
- [9] Wang Y. Innovations in upper limb rehabilitation robots. *Robotics.* 2025;14(6):81.
- [10] Chiou SJ et al. WURAES design. *Electronics.* 2023;12(1):196.
- [11] Marchal-Crespo, L., & Reinkensmeyer, D. J. (2009). Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6, 20.
- [12] Lécuyer, A. (2017). Playing with senses: from multisensory rendering to VR, AR and MR. *Virtual Reality*, 21(1), 1–3.
- [13] Sale, P., Russo, E. F., & Franceschini, M. (2019). Application of robotics in neurorehabilitation: State of the art. *Neuropsychological Rehabilitation*, 29(9), 1424–1438.
- [14] Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., & Leonhardt, S. (2014). A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11, 3.
- [15] Pons, J. L. (2008). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Wiley.
- [16] MarketsandMarkets. (2023). *Exoskeleton Market by Component, Type, Mobility & Region - Global Forecast to 2030*

- [17] Precedence Research. (2024). *Exoskeleton Market Size, Growth, and Forecast Report 2023–2033*.
- [18] World Health Organization (WHO). (2023). *Stroke: Key Facts*. Geneva: WHO.
- [19] Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., & Leonhardt, S. (2014). A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11, 3.
- [20] Esquenazi, A., Talaty, M., Packel, A., & Saulino, M. (2012). The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 91(11), 911–921.
- [21] Sale, P., Russo, E. F., & Franceschini, M. (2019). Application of robotics in neurorehabilitation: State of the art. *Neuropsychological Rehabilitation*, 29(9), 1424–1438.
- [22] Dobkin, B. H. (2005). Rehabilitation after stroke. *New England Journal of Medicine*, 352(16), 1677–1684.
- [23] Langhorne, P., Bernhardt, J., & Kwakkel, G. (2011). Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 377(9778), 1693–1702.
- [24] Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (2011). *Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance*. Churchill Livingstone.
- [25] Pollock, A., Farmer, S. E., Brady, M. C., et al. (2014). Interventions for improving upper limb function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (11), CD010820.
- [26] World Health Organization (WHO). (2023). *Stroke: Key Facts*. Geneva: WHO.
- [27] Feigin, V. L., Stark, B. A., Johnson, C. O., et al. (2021). Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990–2019. *The Lancet Neurology*, 20(10), 795–820.
- [28] Sale, P., & Franceschini, M. (2012). Action observation and mirror neuron network: a tool for motor stroke rehabilitation. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 48(2), 313–318.
- [29] Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., & Leonhardt, S. (2014). A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11, 3.
- [30] Lécuyer, A. (2017). Playing with senses: from multisensory rendering to VR, AR and MR. *Virtual Reality*, 21(1), 1–3.

- [31] Kapandji, I.A. *Physiology of the Joints: Volume One Upper Limb*. Churchill Livingstone, 2007.
- [32] Hall, S.J. *Basic Biomechanics*. McGraw-Hill Education, 2018.
- [33] Neumann, D.A. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Elsevier, 2016.
- [34] Hamill, J., Knutzen, K.M. *Biomechanical Basis of Human Movement*. Wolters Kluwer, 2017.
- [35] Kisner, C., Colby, L.A., Borstad, J. *Therapeutic Exercise: Foundations and Techniques*. F.A. Davis, 2017.
- [36] Carignan, C.R., Krebs, H.I. "Telerehabilitation robotics: bright lights, big future?" *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2006.
- [37] Lo, H.S., Xie, S.Q. "Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects." *Medical Engineering & Physics*, 2012.
- [38] Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., Leonhardt, S. "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation." *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2014.
- [39] Poboroniuc M.S., Roman A., Ionașcu R., Piseru T., Piseru, Andrei, Irimia D., Baciuc A., Mitocaru A., Ionescu, Ș-A, *Hybrid FES&Mechatronic Devices Aiming to Assess and Support Rehabilitation in Stroke People*, THE XXVII INTERNATIONAL CONFERENCE "INVENTICA 2023. Science of creativity", Iasi, Romania, June 22nd 2023, pp. 102-107.
- [40] Poboroniuc M. S. and Irimia D. C., *Intelligent Functional Electrical Stimulation*, in Lecture Notes in Electrical Engineering, vol. 170, Springer, 2020, pp. 61-82. https://doi.org/10.1007/978-3-030-30817-9_3, 2023.
- [41] Popescu N. , Poboroniuc M. S., Popescu D., Irimia D. C., and Grigoras A. V., *Intelligent system for after-stroke home rehabilitation*, in Enhanced Living Environments, 2017, ch. 14, pp. 345-365. https://doi.org/10.1049/PBHE010E_ch14, 2017.
- [42] Roman A.-I., Poboroniuc M.-S., Sticea D., and Irimia D.-C., *Improved Software and Hardware of a Device Aiming to Assess Hand Movements During Rehabilitation in Hemiparetic People*, in Proc. Int. Conf. on e-Health and Bioengineering (EHB) 2020, Iași, Romania, 1-4.
- [43] Serea F., Poboroniuc M., Hartopanu S. and Irimia D., *Towards Clinical Implementation of an FES and Exoskeleton to Rehabilitate the Upper Limb in Disabled Patients*, 20th

International Conference on Control Systems and Computer Science 2015, Bucharest, Romania, 827-832.

- [44] Serea M. , Poboroniuc M. S., Irimia D., Hartopanu S., and Olaru R. , *Preliminary results on a hybrid FES-exoskeleton system aiming to rehabilitate upper limb in disabled people*, in Proc. 17th Int. Conf. on System Theory, Control and Computing (ICSTCC) 2013, Sinaia, Romania, 722-727.
- [45] Ungureanu D., *HoloLens 2 Research Mode as a Tool for Computer Vision Research*, 2020. arXiv:2008.11239 [cs.CV], (2020).
- [46] Mehrholz, J., Pohl, M., Platz, T., Kugler, J., Elsner, B. “Electromechanical and robot-assisted arm training for improving activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke.” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2018.
- [47] Gopura, R.A.R.C., Bandara, D.S.V., Kiguchi, K., Mann, G.K.I. “Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review.” *Robotics and Autonomous Systems*, 2016.
- [48] Moore, K.L., Dalley, A.F., Agur, A.M.R. *Clinically Oriented Anatomy*. Wolters Kluwer, 2018.
- [49] Standring, S. (Ed.). *Gray’s Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. Elsevier, 2020
- [50] Levangie, P.K., Norkin, C.C. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. F.A. Davis, 2011.
- [51] Saladin, K. S. (2017). *Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function*. 8th Edition. McGraw-Hill.
- [52] Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. R. (2013). *Clinically Oriented Anatomy*. 7th Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
- [53] Kapandji, I. A. (2007). *The Physiology of the Joints. Volume 1: Upper Limb*. Churchill Livingstone.
- [54] Standring, S. (2016). *Gray’s Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. 41st Edition. Elsevier.
- [55] Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. 3rd Edition. Elsevier.
- [56] Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
- [57] Drake, R. L., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. M. (2019). *Gray’s Anatomy for Students*. 4th Edition. Elsevier.

- [58] Martini, F. H., Nath, J. L., & Bartholomew, E. F. (2017). *Fundamentals of Anatomy & Physiology*. 11th Edition. Pearson.
- [59] Zatsiorsky, V. M., & Prilutsky, B. I. (2012). *Biomechanics of Skeletal Muscles*. Human Kinetics.
- [60] Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of Human Movement*. 4th Edition. Human Kinetics.
- [61] Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 4th Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
- [62] Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. 3rd Edition. Elsevier
- [63] Hall, S. J. (2018). *Basic Biomechanics*. 8th Edition. McGraw-Hill.
- [64] Frost, H. M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthodontist*, 74(1), 3–15.
- [65] Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., & Leonhardt, S. (2014). A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 3.
- [66] Pons, J. L. (2008). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley & Sons.
- [67] Biorobotics Lab, NUS. *Rehabilitation Robotics Project*. [Internet]. Available from: <https://cde.nus.edu.sg/bme/bioroboticslab/project/rehabilitation-robotics/> (accesat in ianuarie 2025)
- [68] Biorobotics Lab, NUS. *Upper-limb Exoskeleton Project*. [Internet]. Available from: <https://cde.nus.edu.sg/bme/bioroboticslab/project-pages/upper-limb-exoskeleton/> (accesat in ianuarie 2025)
- [69] Thomas Y, et al. A reliable kinematic measurement of upper limb exoskeleton for VR therapy with visual-inertial sensors. Biorobotics Lab, NUS; 2023. Available from: 2023
- [70] Chiou SJ, Chu HR, Li IH, Lee LW. A Novel Wearable Upper-Limb Rehabilitation Assistance Exoskeleton System Driven by Fluidic Muscle Actuators. *Electronics*. 2023;12(1):196.
- [71] Lo HS, Xie SQ. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Med Eng Phys*. 2012;34(3):261-268.
- [72] Gull MA, Bai S, Bak T. A 4-DOF wheelchair-mounted upper limb exoskeleton for daily life assistance. *Appl Sci*. 2021;11(13):5865.

- [73] Mao Y, Agrawal SK. A cable-driven upper arm exoskeleton for rehabilitation: mechanical design, system characterization, and preliminary testing. *ICRA 2009*. IEEE; 2009.

Anexa A - Premii obținute pe perioada doctoratului

Special Award, “ Pneumatic Glove with Microsoft Hololens2 for Hand Neuromotor Rehabilitation”; Nechifor E., Poboroniuc Marian, **Nechifor Sorin-George**, Chiriac F.C. EURO INVENT- European Exhibition of Creativity and Innovation, Iași, România, 8-10 Mai, 2025.



Silver Medal, “ Pneumatic Glove with Microsoft Hololens2 for Hand Neuromotor Rehabilitation”; Nechifor E., Poboroniuc Marian, **Nechifor Sorin-George**, Chiriac F.C. EURO INVENT- European Exhibition of Creativity and Innovation, Iași, 8-10 Mai, 2025.



Special Award, Silver Medal, Medalie de Excelență

