



**UNIVERSITATEA DIN PETROȘANI**  
**ȘCOALA DOCTORALĂ**

**TEZĂ DE DOCTORAT**

Conducător de doctorat:

Prof.univ.habil.dr.ing. **Monica LEBA**

Student doctorand:

Ing. **Marius Leonard OLAR**

Petroșani, 2024



**UNIVERSITATEA DIN PETROȘANI**  
**ȘCOALA DOCTORALĂ**

**Contribuții privind proiectarea și  
conducerea unui exoschelet  
bio-inspirațional pentru cupla umărului**

Conducător de doctorat:

Prof.univ.habil.dr.ing. **Monica LEBA**

Student doctorand:

Ing. **Marius Leonard OLAR**

Petroșani, 2024

## CUPRINS

Indexul figurilor .....	6
Indexul tabelor .....	10
<b>INTRODUCERE .....</b>	<b>13</b>
<b>CAPITOLUL I</b>	
<b>CONTEXTUL CERCETĂRII .....</b>	<b>15</b>
<b>ANATOMIA ARTICULAȚIEI UMĂRULUI .....</b>	<b>15</b>
Introducere .....	15
1.1. Anatomia umărului uman .....	17
1.1.1. Structura osoasă .....	17
1.1.2. Articulațiile .....	19
1.1.3. Bursele și țesuturile moi .....	22
1.2. Mușchii și biomecanica .....	24
1.3. Mișcările/Mobilitatea .....	26
1.4. Biomecanica articulațiilor .....	36
1.5. Afecțiunile umărului .....	40
1.5.1. Instabilitatea articulației Glenohumerale .....	41
1.5.2. Reumatologie .....	42
1.5.3. Leziuni ale articulației umărului .....	45
1.5.4. Fiziologie neuromusculară .....	53
Concluzii .....	57
<b>CAPITOLUL II</b>	
<b>DISPOZITIVE DE TIP EXOSCHELET .....</b>	<b>58</b>
Introducere .....	58
2.1. Proiectarea dispozitivelor de tip exoschelet .....	61
2.1.1. Tehnologiile <i>Bio-</i> .....	61
2.2. Generalități .....	62
2.3. Design-ul hardware al exoscheletelor .....	64
2.3.1. Acționarea .....	66
2.3.2. Transmisia .....	67
2.3.3. Metoda de detecție .....	69
2.3.4. Controlul .....	69
2.3.5. Biomecanica .....	70
2.4. Tipuri ale exoscheletelor destinate membrului superior .....	70
2.4.1. Dispozitive exoschelet de augmentare a muncii umane .....	72
2.4.2. Exoschelete de reabilitare .....	78
2.4.3. Tipuri de exoschelete utilizate în reabilitarea funcțiilor membrilor superioare ..	79
2.4.4. Exoschelete de asistare .....	85
2.4.5. Tipuri de exoschelete de asistare în activitatea membrilor superioare .....	85
Concluzii .....	91

### **CAPITOLUL III**

#### **MIȘCAREA BRAȚULUI UMAN. MODELARE ȘI SIMULARE ..... 92**

Introducere .....	92
3.1. Tipuri de senzori utilizați .....	93
3.2. Cinematica .....	94
3.2.1. Artrocinematica .....	94
3.2.2. Osteocinematica .....	97
3.3. Spațiul de mișcare în cazul activităților zilnice .....	105
3.4. Captarea mișcării brațului uman cu ajutorul senzorilor IMU .....	111
3.5. Modelarea și simularea mișcării brațului uman .....	119
3.6. Studiul și simularea mișcărilor din activitatea zilnică umană .....	125
Concluzii .....	136

### **CAPITOLUL IV**

#### **PROIECTAREA DISPOZITIVULUI DE TIP EXOSCHELET ..... 137**

Introducere .....	137
4.1. Platforma Stewart modificată în dispozitiv bio-inspirațional pentru umărul uman .....	138
4.2. Dispozitivul de măsurat cablurile .....	146
4.3. Analiza dispozitivelor de tip exoschelet existente .....	152
4.4. Proiectare hardware exoschelet .....	158
Concluzii .....	167

### **CAPITOLUL V**

#### **SISTEMUL DE CONDUCERE AL EXOSCHELETULUI ..... 168**

Introducere .....	168
5.1. Placa de control, motoarele, senzorul/senzorii .....	168
5.2. Sistem de conducere în buclă .....	180
5.3. Conducerea cu algoritm de predicție .....	185
Concluzii .....	197

#### **CONCLUZII ..... 198**

#### **CONTRIBUȚII ..... 200**

#### **DEZVOLTĂRI ULTERIOARE ..... 202**

#### **BIBLIOGRAFIE ..... 203**

#### **ANEXE ..... 218**

# INTRODUCERE

În ultimele decenii, avansul tehnologic și progresele în ingineria biomecanică au condus la apariția dispozitivelor de tip exoschelet, reprezentând soluții inovatoare pentru îmbunătățirea mobilității și funcționalității membrilor, în cazul prezentei cercetări membrele superioare, afectate de diverse afecțiuni și traumatisme.

## CAPITOLUL I CONTEXTUL CERCETĂRII ANATOMIA ARTICULAȚIEI UMĂRULUI

Acest capitol își propune să ofere o privire detaliată asupra anatomiei articulației umărului, biomecanicii mișcărilor specifice și a afecțiunilor asociate. Anatomia articulației umărului uman reprezintă un domeniu esențial pentru înțelegerea funcționării acesteia, implicând atât structurile osoase, cât și elementele moi care contribuie la realizarea mișcărilor complexe ale acestui segment anatomic.

Studiul detaliat al structurii osoase a articulației umărului dezvăluie complexitatea acesteia, evidențiind importanța fiecărui os în asigurarea stabilității și mobilității corespunzătoare. În paralel, investigarea elementelor moi, precum mușchii, tendoanele, ligamentele și cartilagiile, aduce în lumină rețeaua intricată care contribuie la funcționarea și susținerea articulației. Înțelegerea acestei rețele anatomice complexe este esențială pentru evaluarea mișcărilor normale și pentru identificarea modificărilor structurale în cazul afecțiunilor umărului.

Biomecanica mișcărilor umărului este un alt aspect abordat în acest studiu. Înțelegerea modului în care articulația umărului permite mișcări variate, cum ar fi abducția, adducția, flexia și extensia, contribuie la dezvoltarea unui cadru conceptual pentru analizarea mișcărilor normale și a deviațiilor care pot surveni în urma traumatismelor sau bolilor. Această perspectivă biomecanică oferă baza necesară pentru dezvoltarea strategiilor de tratament personalizate și eficiente.

Particularitatea acestui studiu constă și în analiza afecțiunilor umărului, pornind de la cele determinate de factori genetici până la cele induse de traumatisme sau boli degenerative. Investigarea modului în care structurile anatomice și biomecanica sunt afectate în diverse condiții patologice reprezintă o componentă esențială pentru identificarea intervențiilor terapeutice potrivite.

## Obiective

Obiectivele capitolului sunt:

- Un studiu al anatomiei articulației umărului uman;
- Înțelegerea biomecanicii mișcărilor;
- Afecțiunile articulației umărului.

## CAPITOLUL II DISPOZITIVE DE TIP EXOSCHELET

În ultimele decenii, dezvoltarea tehnologiei și a ingineriei biomecanice a dus la apariția dispozitivelor de tip exoschelet pentru a îmbunătăți mobilitatea și funcțiile membrilor lezate de diverse afecțiuni și traumatisme. În ultimi ani majoritatea acestor dispozitive exoschelet sunt portabile, fixate pe corpul uman pentru a-l sprijini în anumite activități fizice. Aceste dispozitive au o varietate de destinații și roluri, dintre care amintesc: *Îmbunătățirea performanței umane* (pot fi folosite pentru a sprijini și a îmbunătăți performanța umană în activități fizice; de exemplu, exoscheletele pot fi utilizate în industria grea pentru a ajuta lucrătorii să transporte obiecte grele și să reducă efortul fizic necesar); *Reabilitarea fizică* (în ajutorul pacienților pentru a-și recâștiga mobilitatea și forța musculară după o leziune sau o intervenție chirurgicală; de exemplu, un exoschelet pentru membrele superioare poate ajuta un pacient să-și recâștige capacitatea de a putea apuca și manipula obiecte sau de a executa activități zilnice); *Protecția împotriva rănilor* (pot fi folosite pentru a proteja corpul uman împotriva rănilor; de exemplu, exoscheletele pot fi utilizate în industria constructoare sau a mineritului pentru a proteja lucrătorii de căderi sau lovituri); *Utilizarea militară* (pot fi utilizate în domeniul militar pentru a spori performanța soldaților; de exemplu, exoscheletele pot ajuta la transportul echipamentelor grele sau la reducerea oboselei și a stresului fizic); *Asistența medicală* (pot fi folosite pentru a ajuta personalul medical să transporte pacienți grei sau să îndeplinească alte sarcini fizice dificile într-un mediu medical). În general, exoscheletele pot fi utilizate în orice situație care necesită o îmbunătățire a performanței umane, o protecție împotriva rănilor sau o asistență în activități fizice dificile.

Articulația umărului este una dintre cele mai mobile și complexe articulații din corpul uman. Deoarece este atât de mobilă, este susceptibilă la o serie de leziuni, cum ar fi rupturile de tendon sau dislocările. Aceste leziuni pot afecta capacitatea pacientului de a-și folosi umărul, ceea ce poate duce la pierderea independenței și la scăderea calității vieții. Exoscheletul pentru

articulația umărului poate fi proiectat pentru a ajuta la restabilirea funcției umărului și pentru a îmbunătăți mobilitatea pacienților care suferă de leziuni sau de alte afecțiuni care afectează umărul.

Acest dispozitiv se compune dintr-un schelet extern, montat pe braț și torso, care ajută la susținerea și stabilizarea umărului, iar acest schelet este, de obicei, confecționat din materiale ușoare și rezistente, cum ar fi fibra de carbon sau aluminiu, pentru a minimiza greutatea și a facilita mișcarea. Exoscheletul pentru articulația umărului este acționat și controlat de către un sistem de acționare (electric, hidraulic sau pneumatic), împreună cu un set de senzori și algoritmi. Senzorii sunt folosiți pentru a detecta mișcările pacientului și pentru a trimite semnale către sistemul de propulsie, care acționează apoi în consecință, iar algoritmi sunt folosiți pentru a interpreta semnalele senzorilor și pentru a regla sistemul de acționare în timp real, pentru a se asigura că dispozitivul se adaptează în mod corespunzător la mișcările pacientului.

Dispozitivele existente pe piață pot fi clasificate, în linii mari, în funcție de modul în care subiecții umani interacționează cu acestea: mânuirea efectorului final și purtarea exoscheletului în activitățile zilnice. Ele nu au capacitatea de a controla sau asista independent fiecare articulație a omului, deoarece interacțiunile au loc la nivelul anatomic al brațului uman.

### **Obiective**

Obiectivele capitolului sunt:

- Un studiu al sistemelor de acționare și control destinat exoscheletelor;
- Un studiu comparativ al dispozitivelor de tip exoschelet pentru articulația umărului, cu accent pe cele acționate cu ajutorul cablurilor.

## **CAPITOLUL III**

### **MIȘCAREA BRAȚULUI UMAN. MODELARE ȘI SIMULARE**

În contextul dezvoltării exoscheletelor și tehnologiilor asistate, importanța senzorilor, cu accent pe unitățile de măsură inerțiale (IMU), este fundamentală pentru captarea precisă a mișcării brațului uman. Datele oferite de senzorii IMU privesc orientarea, accelerația și viteza, furnizând informații pentru analiza și interpretarea mișcărilor în timp real. Această abordare detaliată în captarea mișcării reprezintă un pas esențial în direcția construirii exoscheletelor eficiente și adaptabile.

În paralel, înțelegerea cinematicii în articulația umărului reprezintă un aspect esențial în proiectarea exoscheletelor, iar modelul matematic Denavit-Hartenberg oferă o metodă robustă

pentru descrierea poziției relative a segmentelor într-un lanț cinematic și este un instrument util pentru modelarea cinematicii mișcării atât a brațului uman cât și a dispozitivului exoschelet.

Captarea mișcării brațului uman, într-un mod care respectă cinetica și biomecanica, reprezintă o direcție de cercetare și dezvoltare vitală în domeniu, iar integrarea senzorilor IMU, a sistemelor de acționare eficiente și a modelelor matematice avansate contribuie la crearea dispozitivelor exoschelet inovatoare, cu potențialul de a îmbunătăți semnificativ calitatea vieții persoanelor cu dizabilități, în recuperarea medicală sau în sarcini industriale.

### **Obiective**

Obiectivele specifice ale capitolului sunt:

- Identificarea tipurilor mișcărilor realizate în articulația umărului
- Identificarea spațiului de mișcare a brațului
- Dezvoltarea sistemului de captare a mișcării brațului uman folosind senzori IMU
- Realizarea unui model matematic Denavit-Hartenberg pentru analiza cinematicii brațului uman

## **CAPITOLUL IV**

### **PROIECTAREA DISPOZITIVULUI DE TIP EXOSCHELET**

În ultimele decenii, dezvoltarea tehnologică a adus transformări semnificative în multe domenii, inclusiv în ingineria biomedicală. Una dintre cele mai promițătoare direcții de cercetare în acest domeniu este dezvoltarea dispozitivelor exoschelet, proiectate să sprijine și să îmbunătățească funcționalitatea membrilor umane. Acest capitol începe cu evaluarea și îmbunătățirea unei versiuni modificate a Platformei Stewart, o structură bio-inspirațională dedicată special umărului uman. Această platformă nu numai că susține membrul superior, dar oferă și o mobilitate îmbunătățită, fiind o inovație notabilă în domeniul dispozitivelor de asistență.

Capitolul de față își propune să exploreze în profunzime caracteristicile tehnice și funcționale ale unui exoschelet propus pentru brațul drept, comparându-l cu alte dispozitive similare existente pe piață. Prin analiza comparativă, studiul va evidenția asemănările și diferențele esențiale, precum și metodele de control utilizate de fiecare dispozitiv în parte. Acest demers este esențial pentru identificarea inovațiilor specifice și a posibilelor îmbunătățiri ce pot fi aduse acestor tehnologii.

Capitolul continuă cu analiza sistemului de conducere al exoscheletului, incluzând motoarele Dynamixel AX-12A și senzorii IMU DFRobot SEN0386, care, împreună cu un algoritm de control adaptat și implementat pentru prototipare printr-un cod Arduino, asigură o funcționare



precisă și eficientă. Aceste componente sunt vitale pentru performanța generală a dispozitivului și pentru adaptabilitatea acestuia la nevoile specifice ale utilizatorilor.

Prin abordarea acestor teme, acest capitol setează baza pentru discuțiile ulterioare din teză, legate de potențialul aplicativ al dispozitivelor exoschelet în domeniul asistenței medicale și reabilitării. Scopul final este de a contribui la dezvoltarea soluțiilor inovatoare care pot transforma viața persoanelor cu dizabilități locomotorii, oferindu-le o mai mare independență și calitate a vieții.

## **CAPITOLUL V**

### **SISTEMUL DE CONDUCERE AL EXOSCHELETULUI**

În cadrul acestui capitol, vom explora două metode inovative de control al exoscheletului, a cărui concepție a fost detaliată în capitolul anterior. Prima metodă implică utilizarea unui senzor de tip IMU, care captează mișcările trunchiului și le transformă în comenzi de control pentru mișcarea brațului exoscheletului, funcționând similar unui joystick. A doua metodă propusă se folosește de tehnici avansate de *machine learning* pentru a anticipa mișcările brațului bazându-se pe dinamica trunchiului. Aceste abordări sunt necesare pentru îmbunătățirea interacțiunii dintre utilizator și dispozitivul robotic, oferind o perspectivă detaliată asupra potențialului lui aplicativ.

În capitolul al V-lea, se explorează dezvoltarea și validarea unui model de conducere pentru exoschelete, concentrându-se pe utilizarea tehnicilor avansate de analiză a datelor și control. Studiul se axează pe implementarea și testarea unui sistem de control bazat pe senzori IMU (Inertial Measurement Unit), destinat să monitorizeze și să ajusteze mișcările brațului în timp real. Un element central al cercetării este utilizarea Analizei Componentelor Principale (PCA) pentru a reduce dimensiunea setului de date și a determina relevanța acestuia. Prin colectarea și analiza riguroasă a datelor de mișcare și testarea modelului în simulări MatLab-Simulink, studiul demonstrează eficiența algoritmului de control și relevanța variabilității cumulative explicate. Aceste idei principale subliniază importanța unei abordări interdisciplinare pentru a optimiza performanța și interpretabilitatea modelului, asigurând o integrare responsabilă și eficientă a tehnologiei exoscheletelor.

Pașii principali ai acestui model de conducere al exoscheletului:

#### 1. Analiza Componentelor Principale (PCA):

- PCA este utilizată pentru a determina relevanța datelor de intrare și pentru a reduce dimensiunea setului de date.

- Primele două componente principale sunt suficiente pentru a descrie modelul dorit, cu prima componentă explicând o majoritate covârșitoare a variației (95,432%) și a doua componentă adăugând încă 3,5269% la varianța explicată.
2. Metodologia de colectare a datelor:
- Datele au fost colectate prin repetarea mișcărilor brațului sincronizate cu mișcările trunchiului în diferite planuri (vertical, față-spate și mișcări circulare).
  - Setul de date colectat a fost împărțit în 80% pentru antrenarea modelului și 20% pentru validare, pentru a asigura evaluarea realistă a performanței modelului.
3. Controlul exoscheletului:
- Un sistem de control bazat pe senzori IMU (Inertial Measurement Unit) este utilizat pentru a monitoriza și ajusta mișcările brațului în timp real.
  - Algoritmii de conducere specifici utilizează unghiurile de mișcare ale trunchiului pentru a controla mișcările brațului, asigurându-se că acestea respectă amplitudinile naturale ale articulațiilor umane.
4. Simularea și testarea modelului de conducere:
- Simulările în MatLab-Simulink au fost utilizate pentru a testa și ajusta parametrii algoritmului de control, asigurând funcționarea optimă a exoscheletului în diferite condiții.
  - Implementarea controlului exoscheletului a fost realizată în limbajul C embedded, utilizând biblioteci dedicate pentru gestionarea servomotoarelor.
5. Importanța variabilității cumulative explicate:
- Graficul variabilității cumulative explică cum fiecare componentă principală contribuie la explicarea varianței totale a setului de date, subliniind importanța primei componente.
  - Compromisurile între includerea componentelor suplimentare și complexitatea modelului sunt analizate pentru a optimiza eficiența și interpretarea modelului.

## **CONCLUZII**

În Capitolul I, am efectuat un studiu detaliat al anatomiei articulației umărului uman și a biomecanicii mișcărilor pentru a evidenția complexitatea și diversitatea acestora. Organizarea celor nouăsprezece mușchi în patru grupe principale, împreună cu formarea grupelor secundare din mușchii învecinați, permite realizarea mișcărilor combinate, cum ar fi conducerea brațului pe

diagonală-față în sus, o combinație între flexie și abducție (verticală și orizontală). Aceste mișcări complexe de circumducție a brațului sunt rezultatul însumării serilor de mișcări, atât de către cele principale, cât și de către cele secundare. Astfel, s-a conturat o direcție promițătoare în dezvoltarea exoscheletelor destinate recuperării mișcărilor naturale ale brațului în articulația umărului, aducând astfel contribuții semnificative în domeniul recuperării funcționale.

Sistemele de tip exoschelet pentru membrele superioare tind să aibă o gamă largă de aplicații, de la reabilitarea medicală a pacienților cu afecțiuni neuromusculare până la utilizarea lor ca asistenți în activități fizice sau industriale. În urma studiului efectuat în Capitolul al II-lea am înțeles că exoscheletele pentru articulația umărului, dezvoltate în ultima decadă, utilizează componente fixate pe suporturi imobile, destinate montării în camere ori cabinete medicale sau pe suporturi textile pentru portabilitate. Acestea sunt acționate de motoare pneumatice sau electrice, iar transmisia mișcării se realizează cu ajutorul cablurilor, în special în cazul dispozitivelor care urmăresc bio-mimetismul.

Cercetarea și dezvoltarea în acest domeniu se confruntă cu provocări noi, iar tendința este de a crea exoschelete cât mai similare cu anatomia umană, din materiale ușoare și rezistente. Obiectivul cercetătorilor este să realizeze dispozitive portabile și autonome, care să devină parte integrantă a vieții de zi cu zi a oamenilor, asemenea hainelor purtate astăzi.

Prin simularea mișcărilor unui braț uman în articulația umărului și crearea unui braț virtual care imită aceste mișcări în contextul unor activități cotidiene, cum ar fi să bei apă sau să pui un lăncșor la gât, am explorat posibilitatea utilizării acestor informații pentru realizarea unui sistem exoschelet. Scopul este să ajutăm persoanele cu mobilitate redusă să îndeplinească aceste sarcini zilnice fără dificultate. Prin integrarea tehnologiei în viața de zi cu zi, putem îmbunătăți calitatea vieții și independența acestor persoane.

Pe baza experimentelor, am dezvoltat și prezentat în Capitolul al IV-lea, un dispozitiv inovator denumit exoschelet ExoWare (ajuns la versiunea 4.0), conceput pentru a asista mișcarea brațului uman utilizând doar patru cabluri. Acest dispozitiv este un sistem simplu de control al brațului uman, acționând similar precum cele patru grupe musculare care generează mișcările brațului. Folosind servomotoare ca „mușchi” fixați pe spatele dispozitivului și cabluri care se mișcă pe trasee controlate ca „ligamente”, care se adaptează la forma corpului utilizatorului, exoscheletul oferă suport și mobilitate. Controlul dispozitivului este realizat cu ajutorul senzorilor IMU, care detectează mișcările și orientarea brațului, traducându-le în comenzi pentru exoschelet. Acest dispozitiv reprezintă o soluție utilă pentru persoanele cu dificultăți în mișcarea brațului,

ajutându-le să-și recapete sau să-și îmbunătățească mobilitatea pierdută datorită unei afecțiuni medicale sau în urma unui accident.

## CONTRIBUȚII

În ceea ce privește partea contribuțiilor aduse în cadrul tezei de doctorat așa menționa, în primul rând, contribuțiile în ceea ce privește cercetarea bibliografică și analiza stadiului actual al temei abordate.

- Fac o introducere detaliată în domeniul de cercetare al anatomiei umărului uman și se realizează pe baza mențiunilor bibliografice un scurtă descriere a elementelor articulației umărului și al biomecanicii mișcărilor specifice și a afecțiunilor asociate.
- Pe baza unor lucrări științifice din literatura de specialitate am prezentat câteva modele de dispozitive de tip exoschelet, dezvoltate în ultimul deceniu, care prezintă tehnologii asemănătoare cu cea prezentată de mine.

Din punct de vedere al stabilirii obiectivelor cercetării așa remarcă mai multe contribuții care au legătură cu realizarea unui dispozitiv de tip exoschelet.

- Observând că mișcările brațului uman pot fi împărțite în două momente de mișcare, primul moment în care brațul este ridicat în lateral la orizontală plus încă  $15^\circ$ , în articulația Glenohumerală, ca apoi să se continue cu al doilea moment până la atingerea a  $170-180^\circ$ , în articulația Scapulotoracică; realizate în articulația umărului cu ajutorul a patru grupe mari de mușchi. Abstractizând am hotărât că brațului uman i-ar putea fi controlate mișcările cu ajutorul a patru cabluri, iar pentru a îndeplini asta am efectuat câteva experimente:
  - În primul experiment am realizat o măsurătoare a cablurilor necesare pentru a afla care este lungimea optimă pentru a putea efectua oricare dintre mișcările de bază ale brațului.
- Cu al doilea experiment am constatat că poziționarea punctului de prindere a cablului pe braț, pentru a-l ridica cu maximă eficiență și cu cel mai mic consum de energie este cel din preajma tuberozității deltoidiene de pe humerul, la o treime de bază și două treimi de vârf. Tot în cadrul acestui experiment am constatat că așa cum este construită articulația umărului în regiunea Glenohumerală se aseamănă cu o platformă Stewart, dar cu câteva modificări majore, prin utilizarea a patru elemente

de acționare, nu șase și a utilizării unui punct central de sprijin, pentru un control mai eficient al celor două planuri ale platformei.

- Efectuarea unor serii de experimente pentru captarea valorilor unghiulare ale mișcărilor brațului prin utilizarea senzorilor IMU în timpul recreărilor a câtorva dintre activitățile zilnice ale unei persoane sănătoase. Aceasta a condus la realizarea modelelor matematice de control și conducere a brațului dispozitivului, la stabilirea algoritmului de control și la realizarea simulării în MatLab-Simulink a controlului cu ajutorul Inteligenței artificiale.
- După realizarea dispozitivului exoschelet s-au stabilit câteva direcții clare de utilizare a acestuia. Principala sa utilizare este cea din domeniul medical, pentru reabilitarea mișcărilor naturale ale brațului persoanelor cu diferite afecțiuni sau traumatisme ale articulației umărului; utilizările secundare ar putea fi cele de asistență în viața de zi cu zi pentru persoanele care au suferit un AVC și care nu-și mai pot mișca brațul, sau pentru ca augmentare a muncii în domeniul industrial sau militar.
- Am definit un concept de control autonom, bazat pe *machine learning*, pornind de la identificarea metodelor de control al celorlalte prototipuri analizate, am implementat un algoritm care utilizează valorile achiziționate de la doi senzori IMU.

Obiectivele propuse spre a fi rezolvate în cadrul acestei teze de doctorat au fost realizate și implementate, astfel realizând un dispozitiv de tip exoschelet condus cu ajutorul unui model de Inteligență artificială, căruia i se pot crea diferite scenarii de funcționare, de la repetarea într-un anumit plan a unei singure mișcări, până la realizarea unor serii de mișcări complexe asemeni mișcării de circumducție a brațului uman. Valorile achiziționate de la cei doi senzori IMU utilizați pot fi atât valori de control cât și de feedback, de verificare a corectitudinii efectuării mișcărilor brațului de către diverșii pacienți. Testarea funcționalității dispozitivului în condițiile de laborator a evidențiat fiabilitatea sistemului și a validat astfel prototipul realizat. Pentru partea de acționare și de construcție a dispozitivului pentru executarea mișcărilor specifice în articulația umărului a unui braț uman a fost înregistrată o cerere de brevet de invenție la OSIM cu numărul A/00813/30 dec 2021, sub denumirea: *Dispozitiv atașat unui veșmânt uman, destinat susținerii sau mișcării membrului superior al unei persoane.*

## **Contribuțiile detaliate pe capitole**

### **Capitolul I:**

1. Am realizat un studiu detaliat pentru înțelegerea anatomiei și biomecanicii articulației umărului, examinând atât structura osoasă, cât și elementele moi care susțin și permit mișcările complexe ale acestei articulații. Această analiză detaliată a structurii osoase subliniază complexitatea și importanța fiecărui element în menținerea stabilității și mobilității, în timp ce investigarea mușchilor, tendoanelor, ligamentelor și cartilagiilor evidențiază rețeaua interconectată care contribuie la funcționarea optimă a articulației umărului.

2. Am realizat un studiu al biomecanicii mișcărilor umărului pentru a oferi un cadru conceptual esențial pentru înțelegerea diverselor mișcări, cum ar fi abducția, adducția, flexia și extensia, important pentru dezvoltarea strategiilor de tratament personalizate și eficiente.

3. Am realizat un studiu al afecțiunilor umărului, de la cele cauzate de factori genetici până la cele rezultate din traumatisme sau boli degenerative. Acest studiu este esențial pentru identificarea intervențiilor kinetoterapeutice potrivite, în care utilizarea dispozitivelor de tip exoschelet sunt de un real ajutor.

4. În urma înțelegerii metodelor kinetoterapeutice și de tratament aplicate în diferite afecțiuni ale umărului, am identificat modalitățile de utilizare a unui dispozitiv de tip exoschelet, cu acționare pasivă, în imobilizarea brațului într-o anumită poziție, sau cu acționare activă, în mișcarea brațului într-un anumit spațiu de mișcare.

### **Capitolul II:**

5. În urma analizei publicațiilor de specialitate am identificat câteva domenii de aplicare a dispozitivelor de tip exoschelet și anume, în cel a îmbunătățirii performanței umane în timpul activităților fizice, unde este necesară forța și rezistența brațelor; în reabilitarea fizică după o intervenție medicală, prin imobilizarea brațului sau pentru recâștigarea capacităților fizice naturale ale brațului; în asistarea utilizatorului ca un companion de securitate sau de ajutor în a transporta diferite obiecte grele.

6. Am definit acest dispozitiv ca fiind bio-inspirațional, în urma studiului tehnologiilor bio-inspiraționale, identificându-le și inserându-le în cadrul acestui dispozitiv, astfel că prin biomimetică am reconstruit elementele articulației umărului, prin bionică am realizat setul mișcărilor specifice ale brațului în efectuarea primului moment de mișcare, prin tehnologia neuroprotetică am realizat controlul brațului prin integrarea unui modul de inteligență artificială.

7. Tot în urma acestui studiu am împărțit tipurile de exoschelete în două categorii, și anume, bio-mimetice, care constructiv se atașează corpului uman, prin imitarea exoscheletul insectelor, și bio-inspirațional, care ia în considerare grupele musculare, ca elemente de acționare, iar servomotoarele vor fi poziționate pe spatele utilizatorului.

8. Deoarece metodele de control ale exoscheletelor sunt importante pentru optimizarea performanței și siguranței acestor dispozitive complexe, în urma studiului efectuat am identificat următoarele metode de control: controlul bazat pe senzori IMU, pentru monitorizarea mișcărilor în timp real; bazat pe electromiografie (EMG), pentru anticiparea mișcărilor utilizatorului prin măsurarea activității musculare; și cu ajutorul algoritmilor de învățare automată, care permit adaptarea la stilurile de mișcare specifice ale utilizatorului.

9. Am definit elementelor hardware al unui exoschelet pentru articulația umărului uman, care implică proiectarea și construcția componentelor pentru a susține și a facilita mișcările brațului. Componentele cheie includ structura exoscheletului, realizată din materiale textile, aluminiu sau plastic pentru a reduce greutatea, și sistemul de acționare, care poate folosi motoare electrice, sisteme hidraulice sau pneumatice. Senzorii și sistemele de control monitorizează poziția, forța și mișcările utilizatorului, asigurând un control precis al exoscheletului. Sistemul de transmisie, poate utiliza curele, lanțuri sau cabluri, și transmite cuplul motorului către mecanismele de poziționare și orientare.

10. Un exoschelet trebuie să mimeze capacitățile brațului uman, care are 7 grade de libertate (DoF), dar în cazul exoscheletelor poate varia între 5 și 9 DoF, în funcție de design și aplicație, pentru a permite dispozitivului să controleze și să reabiliteze brațul uman în cazul unor disfuncționalități, asistând sau îmbunătățind mișcările. Am transpus sub formă tabelară gradele de mișcare, în funcție de articulație și de tipul mișcării efectuate, cât și intervalul de mișcare aferent mișcărilor în articulații.

11. Am structurat sub formă tabelară câteva aspecte care prezintă design-ul hardware și software ale unui exoschelet pentru membrul superior, aspecte care prezintă mecanismul, acționarea, transmisia sau controlul.

12. Am realizat un studiu al modalităților de acționare ale unui exoschelet destinat articulației umărului, prezentând avantajele (+) și dezavantajele (-) în ceea ce privește puterea, controlul, mobilitatea și întreținerea sistemului, pentru diferite sisteme de acționare, și anume electric, hidraulic, pneumatic, mecanic și elastic.

13. Am identificat caracteristicile unui exoschelet ergonomic, care includ o greutate redusă, distribuția echilibrată a greutății, capacitatea efectuării unei game largi de mișcări și sisteme de reglare a confortului.

14. Pe baza analizei dispozitivelor similare am realizat o sinteză a metodelor de transmisie prin acționare directă, transmisia mecanică (curele, lanțuri, cabluri), și acționarea indirectă (sisteme de roți dințate), fiecare având avantaje și dezavantaje, cum ar fi necesitatea întreținerii regulate și dificultatea proiectării. Transmisia prin cablu, în particular, permite un design ergonomic prin plasarea componentelor grele pe spatele utilizatorului și a celor ușoare pe braț, însă necesită cabluri puternice, trasee optime și menținerea unei tensionări adecvate.

15. Am realizat o analiză pentru identificarea tipurilor de senzori necesari detectării mișcării și estimării poziției în spațiu a unui braț uman și am concluzionat că senzorii IMU actuali, care oferă date privind viteza și accelerația reprezintă o soluție suficientă. Datele senzorilor permit exoscheletelor să corecteze mișcările utilizatorului, să asiste muncitorii în sarcini obositoare, să execute mișcări prestabilite pentru pacienții incapabili, să ajute la ridicarea și transportul obiectelor grele sau să realizeze mișcările intenționate ale unui utilizator.

16. Pe baza analizei dispozitivelor similare am observat că un dispozitiv de tip exoschelet poate fi controlat „în oglindă” sub forma braț uman-master/ braț exoschelet-slave, prin acționare directă, cu ajutorul unui joystick, de exemplu, sau prin acționare indirectă, prin crearea unor scenarii sau pe baza învățării automate, prin integrarea unui sistem de inteligență artificială.

17. În urma studiului publicațiilor de specialitate am dedus că biomecanica unui dispozitiv exoschelet purtabil trebuie să interacționeze cu corpul uman, că un model bio-inspirațional trebuie să se muleze pe modelul musculo-scheletal uman, pentru a nu obstrucționa mișcările utilizatorului, pentru a fi compact, ușor și rezistent.

18. Am realizat o analiză detaliată a dispozitivelor exoschelet purtabile, destinate membrului superior, pentru a înțelege rolul acestor dispozitive, iar acestea pot fi clasificate ca având o destinație medicală, de recuperare a mișcărilor naturale ale brațului uman și de sporire a forței, a securității și a mobilității utilizatorului.

19. Am realizat un studiu al dispozitivelor de tip exoschelet purtabile, în ceea ce privește domeniile de utilizare, pe baza a ceea ce poate oferi un astfel de dispozitiv. Astfel, am realizat o clasificare a lor pe trei direcții de utilizare, ca dispozitiv de augmentare a muncii umane, în sectorul industrial sau militar, prin susținerea brațelor pentru a efectua o muncă istovitoare sau pentru a oferi forța suplimentară necesară îndeplinirii unei operațiuni; ca dispozitiv pasiv de asistare pentru imobilizarea brațului într-un anumit interval de timp și ca dispozitiv activ de reabilitare și refacere a mișcărilor naturale ale brațului uman în articulația umărului, dispozitiv-suport în kinetoterapie. Modelul propus de mine se poate aplica în fiecare dintre cele trei direcții de utilizare:

- ca dispozitiv de augmentare a muncii, deoarece se poate menține activ brațul, cu ajutorul servomotoarelor (în acest caz se pot adăuga și comenzi vocale);



- ca dispozitiv de asistare, deoarece poate imobiliza activ brațul într-o poziție prestabilită, cu ajutorul servomotoarelor;
- ca dispozitiv de reabilitare, deoarece poate conduce brațul într-o anumită arie de mișcare predefinită, urmărind corectitudinea executării, limitele realizate și forța depusă de utilizator.

### **Capitolul III:**

20. Am realizat o analiză a tipurilor de senzori utilizați pentru a realiza controlul în buclă închisă al unui exoschelet destinat articulației umărului. Acesta necesită utilizarea unor senzori specifici pentru măsurarea precisă a mișcărilor și forțelor implicate, astfel senzorii de poziție măsoară poziția articulației, cei de forță măsoară forța exercitată de exoschelet, senzorii IMU măsoară viteza și accelerația deplasării brațului, senzorii electromiografici (EMG) măsoară activitatea mușchilor utilizatorului, iar senzorii de presiune monitorizează presiunea asupra pielii pentru a preveni leziunile. Sistemele de control computerizate utilizează datele de la acești senzori, aplicând algoritmi de învățare automată pentru a adapta mișcările exoscheletului nevoilor utilizatorului. Comenzile pot fi date și prin joystick sau comenzi vocale. În aceste versiuni ale prototipului am utilizat doar senzori IMU, iar senzorii de poziție sunt integrați în servomotoare.

21. Am realizat o analiză a cinematicii elementelor sistemului osos, în cazul de față articulația umărului, fără a considera forțele implicate, pentru a înțelege tipul, direcția, poziționarea spațială și viteza. Chiar dacă în articulația umărului se regăsesc mai multe tipuri de mișcare (de translație/ alunecare, de rotire, de rulare), am luat în considerare doar mișcarea de rotire, regăsită în articulația glenohumerală, pentru realizarea primului moment de mișcare.

22. Am realizat o analiză a tipurilor mișcărilor pentru mișcările de flexie-extensie, abducție-adducție, rotație internă-externă, precum și mișcările complexe precum circumducția și circumflexia. (Parte a biomecanicii articulațiilor, artrocinematica studiază funcționarea normală a articulațiilor și este esențială pentru diagnosticarea și tratarea afecțiunilor articulare.)

23. Am realizat un studiu al osteocinematicii (osteocinematica este o subdisciplină a biomecanicii articulațiilor, care se concentrează pe modul în care oasele se mișcă împreună, înlănțuite, contribuind la funcționarea normală a articulațiilor) pentru articulația glenohumerală, și un experiment pentru a înțelege care este punctul optim de montare a prizei pe manșon și a manșonului pe braț. Am montat prizele „față-spate-jos” aproape de încheietura glenohumerală și prizele „sus” la 1/3 de bază și 2/3 de vârf, pentru un control optim și un consum de energie redus.

24. Am realizat un studiu al deschiderii mișcărilor în articulația glenohumerală pentru a putea afla care este lungimea necesară a cablului, de la înfășurarea pe fulia motorului și până la priza de pe manșonul montat pe braț. Deschiderea mișcării se referă la arcul, în grade, descris între începutul și sfârșitul unei mișcări realizate de un element într-o articulație, într-un plan specific. Aceasta poate fi aplicată unui singur element osos sau unui lanț de elemente osoase. De exemplu, în cazul abducției-adducției orizontale a brațului în articulația Glenohumerală, dacă se ia în considerare doar mișcarea humerusului, deschiderea este de aproximativ  $130^\circ$ . Deschiderea mișcării poate fi activă, dacă mișcarea este realizată de către utilizator, sau pasivă, dacă mișcarea este realizată de un kinoterapeut, care conduce brațul utilizatorului. Cunoașterea deschiderii mișcării este necesară în perioada de reabilitare/ refacere a mișcărilor naturale, dar și pentru augmentarea muncii, în special dacă brațele sunt ținute în sus sau lateral, mult timp.

25. Am realizat un studiu pentru identificarea tipurilor de mișcări implicate în activitățile zilnice și a spațiului de mișcare aferent. În activitățile zilnice, arcele elementelor osoase din ambele articulații ale brațului, plus încheietura mâinii, se însumează, incluzând mișcările dintr-un singur plan și trecerile în alte planuri. Pozițiile de pornire pentru măsurarea deschiderilor mișcărilor în articulația umărului pot fi fie din poziția anatomică (cu brațul coborât liber pe lângă corp, cu palmele înspre înainte), fie din poziția neutră (cu brațul coborât pe lângă corp, cu palmele către corp) sau la orizontală, în lateralul corpului, cu palmele înspre înainte. În simulările realizate, în care am folosit doi sau trei senzori IMU, am pornit cu mișcarea brațului drept din poziția neutră, de la orizontală, cu palma îndreptată în jos. Activitățile simulate au fost în număr de trei, „a bea apă stând pe scaun”, „a bea apă stând în picioare” și „a pune un lănișor la gât”. Am realizat doar aceste trei activități deoarece în mișcările brațului sunt implicate mai multe tipuri de mișcare cu rotiri pe cele trei axe și mai multe schimbări ale planelor. În general, măsurătorile se realizează doar pentru brațul drept, considerându-se că brațul stâng are aceleași valori, dar „în oglindă”.

26. Am realizat un studiu pentru identificarea, pe baza literaturii de specialitate, a mișcărilor umărului (exprimate în grade) în timpul activităților zilnice uzuale. Majoritatea activităților zilnice se desfășoară în aria de mișcare cuprinsă între (F) [ $124^\circ/60^\circ$ ], (E) [ $-90^\circ/-27^\circ$ ], (Abd) [ $0^\circ/23^\circ$ ] și (Add) [ $66^\circ/42^\circ$ ].

27. Am realizat o analiză a principiilor de captare a mișcării brațului uman folosind senzori IMU, deoarece mișcările brațului uman se realizează pe diferite planuri și axe și la viteze diferite, de exemplu „salutarea unui cunoscut aflat la distanță” și „apărarea de un obiect care se apropie” se realizează cu mici variații în planuri și axe, dar cu viteză mare, iar „măturatul podelei” sau „curățarea mesei” se realizează pe mai multe planuri și axe, dar cu viteză redusă.

28. Am realizat un experiment în care am proiectat un dispozitiv cu doi senzori IMU MPU6050 pentru captarea mișcării brațului, în articulațiile umărului și cotului. În acest experiment am considerat poziția trunchiului ca fiind fixă pe cele trei axe, în care doar valorile unghiurilor pentru umăr și cot sunt cele luate în calcul pentru realizarea controlului unui braț virtual.

29. Am realizat un experiment în care am proiectat un dispozitiv cu trei senzori IMU MPU6050 pentru captarea mișcării brațului, în articulațiile umărului și cotului. În acest experiment am considerat că și trunchiul este mobil pe cele trei axe și devine suport pentru sistemul umăr-cot. Valorile unghiulare au fost folosite pentru a controla un braț virtual, pentru executarea activității zilnice de „a apuca și a bea apă dintr-o cană”.

30. Am dezvoltat o aplicație pentru procesarea datelor primite de la senzorii IMU folosind formatul de cuaternionilor pentru reprezentarea animației cu mișcarea unui braț virtual. Datele cuaternion sunt utilizate în controlul unui braț virtual pentru reprezentarea orientării spațiale și mișcărilor senzorilor IMU cu acuratețe și stabilitate superioare unghiurilor Euler. Cuaternionii folosesc un vector de direcție pentru a defini axa rotației, combinat cu un unghi de rotație, pentru a descrie rotațiile în mod eficient și precis evitând problemele de singularitate și efectul de „gimbal lock”, permițând o interpolare lină și eficientă a orientărilor, esențială pentru controlul precis al brațului virtual.

31. Am dezvoltat un model cinematic Denavit-Hartenberg printr-o schemă simplificată a brațului uman având trei cuple de rotație în poziția umărului și două cuple de rotație în poziția cotului, iar pentru a aproxima suficient de precis mișcările brațului uman, distanțele între primele trei cuple și între ultimele două cuple au fost considerate de lungime 0. Matricea de mișcare completă a brațului are forma determinată din înmulțirea succesivă a matricelor de mișcare relativă a elementelor componente ale brațului uman. Pe baza matricei determinate putem calcula poziția rezultată a brațului.

32. Am realizat modelarea și simularea în MatLab-Simulink-SimMechanics prin procesarea datelor achiziționate de la senzorii IMU MPU6050, pentru a reproduce mișcarea elementelor scheletice ale brațului virtual. În urma interpretărilor simulate, am creat profilul de mișcare pentru traiectorie, viteză, accelerație și postură, în cazul activității zilnice de „a apuca și a bea apă dintr-o cană”.

33. Pe baza cercetării biomecanicii articulației umărului am realizat un experiment de simulare a mișcării unui braț uman virtual sincron cu mișcarea unui braț uman real pe baza datelor preluate de la senzorii IMU. În cadrul experimentului am utilizat și valorile unghiurilor mișcărilor în articulația cotului, pentru a întregi mișcarea brațului. Rezultatele experimentului pot fi folosite în crearea scenariilor de reabilitare, de asistență sau de augmentare a muncii.

34. În urma analizei mișcărilor din activitatea zilnică umană pentru trei exemple (de „a bea apă stând pe scaun”, de „a bea apă stând în picioare” și de „a prinde un lăntșor la gât”), am identificat pașii de mișcare și unghiurile fiecărei cuple. În fiecare serie de mișcări am plecat de la poziția neutră, cu brațul în poziție orizontală cu palma în jos, ca fiind poziția 0. Am reconstruit în simulare mișcărilor activității urmărind rotirile pe cele trei axe și realizând între 4 și 6 pași. Rezultatele experimentului pot fi folosite în crearea scenariilor de utilizare pentru dispozitivul destinat reabilitării.

35. În cadrul simulării mișcării brațului pe baza pașilor de realizare s-au folosit ca intrări valorile unghiurilor identificate anterior. Astfel, pentru prima simulare (cea de „a bea apă stând pe scaun”) mișcărilor au fost de adducție verticală-flexie umăr-flexie cot, abducție verticală-flexie cot, cu rotiri pe axele X-Y locală-Z locală; pentru a doua simulare (cea de „a bea apă stând în picioare”) mișcărilor au fost de abducție orizontală-adducție verticală-flexie cot-flexie umăr-rotire internă-flexie umăr, cu rotiri pe axele X-Y-Z locală-Z locală-X locală; pentru a treia simulare (cea de „a prinde un lăntșor la gât”) mișcărilor au fost de supinație mână-flexie cot-abducție verticală, cu rotiri pe axele Y-Z locală-X locală-Z locală. Rezultatele experimentului pot fi folosite în crearea scenariilor de utilizare pentru dispozitivul destinat reabilitării.

#### **Capitolul IV:**

36. Am propus un model de proiectare a unui dispozitiv exoschelet pe principiul unei platforme Stewart modificate, astfel că în loc de două platforme poziționate în plan orizontal, controlate de șase brațe mobile, să se utilizeze două platforme poziționate în plan vertical, cu doar patru brațe mobile și un pilon central. Acest model este inspirat din cel al umărului uman natural, care este acționat de patru grupe de mușchi, iar elementul mobil pivotează central în cavitatea glenoidă.

37. Am realizat un experiment pentru a identifica punctelor de prindere a prizelor de fixare a cablurilor pe elementul mobil controlat cu ajutorul unei platforme Stewart modificată. Pe brațul mobil am montat trei prize, una la bază, a doua la  $1/3$  de bază și  $2/3$  de vârf, iar a treia la jumătatea distanței dintre a doua priză și vârf. Experimentul a constat în validarea ideii că la  $1/3$  de bază și  $2/3$  de vârf se realizează un control optim al brațului mobil și un consum de energie redus.

38. Am dezvoltat un model matematic pentru platforma propusă. Dacă în versiunea clasică a platformei Stewart  $AO_1O_2M$  (colțurile și centrele planelor) reprezintă un paralelogram, în varianta modificată  $AO_1O_2M_1$  reprezintă un trapez neregulat. Vectorul  $\vec{d}$  (pilonul central) are o lungime cunoscută și constantă, iar orientarea este dată de unghiurile de mișcare ale umărului

$(\alpha, \beta, \gamma)$ . Pentru că planele sunt de formă pătrată și distanța de la colțuri către centru este cunoscută. Sistemul de referință  $O_2x_2y_2z_2$  este rotit cu unghiurile  $(\alpha, \beta, \gamma)$  față de sistemul de referință  $O_1x_1y_1z_1$  având matricea de rotație (vezi pagina 146) și deplasat cu vectorul  $\vec{d}$ . După determinarea  $\vec{c}_2$ ,  $\vec{c}_3$  și  $\vec{c}_4$ , se obțin comenzile celor patru motoare pentru conducerea brațului în orientarea  $(\alpha, \beta, \gamma)$ .

39. Am realizat un dispozitiv pentru măsurarea lungimii cablurilor necesare transmisiei mișcării pentru cupla proiectată. Am considerat că brațul se află în poziția neutră, la orizontală, iar pe spatele utilizatorului se regăsesc montate servomotoarele. Lungimea totală a cablului este compusă din lungimile cablului bobinat pe fulia motorului, a cablului aflat pe traseu, și a cablului aflat de la punctul de părăsire a trunchiului până la priza fixată pe manșonul montat pe braț. Astfel a rezultat o lungime totală utilă de 42cm, care asigură ca mișcările brațului să se desfășoare normal.

40. Am realizat o analiză detaliată a dispozitivelor exoschelet existente pentru conducerea brațului, din punctele de vedere al asemănărilor și diferențelor față de modelul propus de mine și al metodelor lor de control, pentru cele trei modele generale de dispozitive exoschelet, de augmentare a muncii umane, de reabilitare și de asistare, și anume:

- a. Exoschelete de augmentare a muncii umane:
  - Asemănări: Suportul principal este montat pe spatele utilizatorului
  - Diferențe: Suportul brațului este realizat din bare, montate în exteriorul brațelor
  - Control: Majoritatea au un control pasiv, activat la ridicarea brațelor
- b. Exoschelete de reabilitare:
  - Asemănări: Majoritatea utilizează cabluri, dar și structură purtabilă
  - Diferențe: Utilizează cabluri Bowden, până la șapte cabluri și trei manșoane sau chiar cilindri pneumatici
  - Control: În anumite modele este implementată metoda de tensionare continuă a cablului
- c. Exoschelete de asistare:
  - Asemănări: Majoritatea asigură asistență pentru mișcările umărului, dar unele asigură asistență și pentru mișcările cotului
  - Diferențe: Majoritatea oferă asistență pentru realizarea mișcărilor de flexie și abducție a umărului și de flexie a cotului
  - Control: Unele au un control activ a tensionării cablului, iar în alte cazuri ajustarea se face manual

41. Pe baza analizei de identificare a elementelor comune cu dispozitivul propus în cadrul tezei, am constatat că în ultimii ani s-au realizat dispozitive purtabile, relativ ușoare; unele având cabluri fixate pe manșoane montate de-a lungul brațului, acționate de către actuatori liniari; majoritatea fiind destinate reabilitării medicale a utilizatorilor, în general a celor afectați de AVC și aproape toate au elementele de control și acționare montate pe spatelul utilizatorului.

42. Am proiectat un dispozitiv de tip exoschelet care se poate atașa unui veșmânt uman, destinat susținerii sau mișcării membrului superior al unei persoane care se află în imposibilitatea de a-și susține sau mișca membrul superior. Dispozitivul acționează în zona articulației umărului și susține în special mișcările articulației glenohumerale. Dispozitivul este montat pe un suport textil croit sub forma unei haine. Sub acest strat se regăsește stratul de rezistență pe care sunt montate toate elementele hardware. Acest strat de rezistență este o plasă flexibilă creată din 44 de plăcuțe hexagonale. Pe stratul textil sunt montate sistemele de control și acționare, și cele 4 trasee ale cablurilor. Sub aceste două straturi se regăsește stratul de confort, cel care va intra în contact cu utilizatorul.

43. Am proiectat și realizat o plasă flexibilă pentru a fi suportul de rezistență pe care să se monteze elementele hardware ale dispozitivului. Această plasă flexibilă este compusă din 44 de plăcuțe hexagonale, și are o rigiditate relativă, pentru că creează o rezistență, stânga-dreapta/sus-jos și pe diagonală, suficient de mare pentru a ține motoarele în același loc, dar care are o oarecare flexibilitate față-spate, pentru a se putea mula pe forma spatelului utilizatorului. Până la versiunea 3.0 în corpul plasei erau montate și cele patru socluri ale motoarelor. Până în acest moment plasa acoperă o mică parte din suprafața spatelului utilizatorului, urmând ca într-o abordare ulterioară să întregesc plasa pentru a acoperi întreaga suprafață a torsului utilizatorului.

44. Pentru direcționarea cablurilor către prizele de pe manșonul montat pe braț, am proiectat traseele cablurilor de transmisie a mișcărilor brațului, având în vedere poziționarea mușchilor care au contribuție în mișcarea brațului uman. Astfel am stabilit patru puncte de ieșire a cablurilor de pe torso-ul utilizatorului. Apoi am finalizat traseele prin montarea a câtorva mici ghidaje pentru a face lină mișcarea cablului de-a lungul traseului.

45. Pentru acest dispozitiv am proiectat patru versiuni. În *prima versiune* am schițat locul servomotoarelor, punctele care vor forma traseele, am realizat elementele care vor forma „umărul” și „brațul” dispozitivului, manșonul, prizele și plasa flexibilă. În *versiunea a doua* am realizat ghidarea cablurilor cu ajutorul unor elemente metalice, iar cablurile de oțel au fost fixate în prizele de pe manșon. Pe suportul textil am montat doi senzori IMU, unul în zona cefei și al doilea la extremitatea „brațului”, în zona articulației cotului, pentru feedback-ul mișcărilor. În *a treia versiune* am realizat un element central de ghidare directă a cablurilor către fuliile motoarelor,

pentru că după multe repetiții cablurile tindeau să se comporte ca o spiră de arc și să sară de pe fuliile motoarelor. În *a patra versiune* am adus o serie de modificări esențiale, astfel am reconfigurat poziția servomotoarelor pentru a facilita mișcarea cablurilor; am înlocuit soclul servomotoarelor integrate în plasa flexibilă cu elemente independente fixate pe plasă; am înlocuit elementele de ghidare din metal cu elemente de ghidare pasive, în care am fixat tuburile cu teflon, și elemente active cu scripeți cu rulmenți, pentru a putea schimba direcția cablului chiar și la 90° fără a afecta fluiditatea mișcării; am înlocuit cablurile din oțel cu fire din mătase împletită pentru fluiditatea mișcării; am înlocuit prizele pentru cablurile de oțel, de pe manșonul montat pe braț, cu prize pentru firele de mătase. Elementele comune tuturor versiunilor sunt: un manechin „bust bărbătesc” ca suport al dispozitivului, în partea de jos a manechinului am așezat sursa de alimentare, iar pe suportul textil, sub zona motoarelor am fixat plăcuțele de control.

## Capitolul V:

46. Am realizat o prezentare succintă pe baza fișei tehnice a servomotoarelor utilizate:

- *Servomotorul „Dynamixel AX-12A”*, produs de Robotis, este un actuator complet, oferind îmbunătățiri față de modelul anterior AX-12, dar menținând compatibilitatea completă cu acesta.
- *Specificații tehnice: Viteza de comunicație: 7,843 bps - 1 Mbps, Gradul de rulare: 0 - 300° (cu rulare fără sfârșit), Raport de transmisie: 254:1, Cuplul de blocare: 1,5 N.m la 12V, 1,5A, Tensiune de intrare: 9,0 - 12,0 V, ID: 0-253 (254 rezervat pentru difuzare), Feedback pentru poziție, temperatură, sarcină, tensiune de intrare.*
- *Funcționalități și limite: Limita unghiulară: Restricționează mișcarea folosind limite CW și CCW, Limita de temperatură: Protejează împotriva supraîncălzirii, Limita tensiunii: Reglează intervalul de tensiune pentru protecție, Cuplul maxim: Ajustabil pentru performanță optimă, Poziția obiectivului și viteza de deplasare: Control precis al mișcării, Limita cuplului: Reglabilă pentru protecție și performanță.*
- *Dimensiunea și accesul datelor: Dimensiunea datelor variază între 1 și 2 octeți, cu acces „RW” (citire și scriere) sau „R” (doar citire). Valorile inițiale sunt restaurate la pornirea dispozitivului pentru consistență*

47. Am realizat o prezentare succintă pe baza fișei tehnice a senzorului IMU folosit:

- *Tip Dispozitiv: Accelerometru serial cu 6 axe, giroscop de înaltă precizie, Tehnologie de filtrare: Algoritmi Kalman pentru reducerea zgomotului și*

îmbunătățirea preciziei, *Funcții*: Urmărirea mișcărilor în timp real și determinarea atitudinii în medii dinamice.

- *Performanțe: Precizie: Statice* până la  $0,05^\circ$  și *Dinamice* până la  $0,1^\circ$ , *Tensiune*: 3.3V - 5V, *Curent*:  $< 40\text{mA}$ , *Domenii de măsurare: Accelerație*  $\pm 2/4/8/16\text{g}$ , *Viteză unghiulară*  $\pm 250/500/1000/2000^\circ/\text{s}$ , *Atitudine unghiulară*  $\pm 180^\circ$ .

- *Beneficii: Măsurători precise și stabile*: Performanță optimizată în medii dinamice, *Versatilitate*: Eficient în diverse medii și condiții, potrivit pentru dispozitive portabile, vehicule autonome și echipamente industriale.

48. Am proiectat un sistem de conducere în buclă a exoscheletului. Pentru a asigura controlul precis al unui exoschelet, este esențială utilizarea unui sistem avansat de senzori și algoritmi de decizie. Am implementat un senzor IMU montat pe trunchiul utilizatorului, care controlează mișcarea verticală și orizontală a brațului pe baza înclinării trunchiului.

- *Controlul mișcării: Senzorul de pe trunchi*: Mișcarea trunchiului de la stânga la dreapta controlează abducția-adducția pe verticală a brațului, în timp ce mișcarea din față în spate controlează abducția-adducția pe orizontală; *Senzor de pe braț*: Al doilea senzor IMU plasat pe brațul utilizatorului monitorizează răspunsul brațului la comenzi în timp real, facilitând ajustări instantanee.

- *Algoritmi și simulări*: Am prezentat un algoritm specific de control și o schemă de simulare în MatLab-Simulink. Aceasta permite testarea și ajustarea parametrilor algoritmului de control, asigurând funcționarea optimă a exoscheletului.

- *Implementare în limbajul C Embedded*: Controlul exoscheletului a fost implementat utilizând biblioteci specializate pentru gestionarea servomotoarelor. Aceste biblioteci permit o manipulare precisă și eficientă a servomotoarelor, asigurând mișcări coordonate și fluide. Algoritmii de control avansați ajustează dinamic comportamentul mecanic al exoscheletului în funcție de comenzi și feedback-ul senzorial, optimizând performanța și confortul utilizatorului.

49. Am propus un model de conducere bazat pe principiul de funcționare al unui joystick, care consideră mișcarea trunchiului ca intenție de mișcare a brațului.

50. Am proiectat schema logică de conducere a exoscheletului pe baza mișcării trunchiului. Aceasta se bazează pe unghiurile de înclinare ale trunchiului utilizatorului măsurate de senzori IMU:

- *Mișcarea laterală ( $\alpha_x$ )*: Dacă trunchiul este înclinat spre stânga între  $[5^\circ$  și  $30^\circ]$ , exoscheletul ridică brațul; Dacă trunchiul este înclinat spre dreapta între  $[-30^\circ$  și  $-5^\circ]$ ,



brațul este coborât; Aceste mișcări respectă amplitudinile naturale ale articulațiilor umane, limitate la un interval de  $[-90^\circ, 90^\circ]$  pentru mișcările verticale.

- *Mișcarea antero-posterioară ( $\beta_y$ )*: Înclinarea trunchiului spre față între  $[5^\circ$  și  $30^\circ]$  determină deplasarea brațului în față; Înclinarea trunchiului spre spate între  $[-30^\circ$  și  $-5^\circ]$  provoacă retragerea brațului; Limitele de mișcare pe această axă sunt stabilite între  $[-30^\circ, 150^\circ]$ , prevenind depășirea capacității naturale de mișcare a brațului.

51. Pentru evaluare și testare, am dezvoltat o simulare în MatLab-Simulink care utilizează un model simplificat al IMU. Simularea folosește elemente de tip SliderGain pentru simula răspunsul senzorilor IMU, asigurând funcționarea optimă a exoscheletului în diverse condiții de utilizare.

52. Am realizat o aplicație de conducere a exoscheletului pe baza schemei logice prezentate anterior. Implementarea controlului exoscheletului a fost realizată folosind limbajul C embedded și bibliotecile dedicate pentru gestionarea servomotoarelor, asigurând mișcări precise și eficiente. Algoritmii avansați de control ajustează comportamentul mecanic al exoscheletului în funcție de comenzile date și feedback-ul senzorial, optimizând performanța și confortul utilizatorului. Codul Arduino (prezentat în Anexa 1) utilizează biblioteca `Dynamixel2Arduino` pentru controlul servomotoarelor `Dynamixel` și `SoftwareSerial` pentru comunicare serială. Configurațiile hardware și valorile de rotație sunt definite în cod, iar funcțiile `setup` și `loop` gestionează inițializarea și operarea servomotoarelor, inclusiv setarea pozițiilor țintă.

53. Am construit un dataset pentru antrenarea unui model de machine learning în vederea conducerii exoscheletului pe baza mișcării trunchiului. Procesul de colectare a datelor pentru constituirea setului de date de antrenare a fost structurat în trei sesiuni distincte, fiecare vizând captarea unor tipuri specifice de mișcare ale brațului în coordonare cu trunchiul. Scopul acestei abordări a fost de a diversifica datele pentru a antrena un model de *machine learning* capabil să interpreteze corect diferitele tipuri de mișcări umane.

- *În prima sesiune*: Subiectul a efectuat mișcarea brațului de sus în jos de aproximativ 10 ori, sincronizat cu mișcarea trunchiului; Această sesiune a vizat colectarea datelor pe mișcări verticale, care simulează ridicarea și coborârea obiectelor sau gesturi naturale în plan vertical.
- *În a doua sesiune*: Subiectul a realizat mișcarea brațului față-spate de 10 ori, sincronizat cu trunchiul; Scopul a fost captarea dinamicii brațului în mișcări antero-posterioare, cum ar fi împingerea sau tragerea unui obiect.

- *În a treia sesiune:* Subiectul a repetat mișcarea circulară a brațului de 10 ori, în coordonare cu trunchiul; Aceasta a vizat colectarea datelor pe mișcări complexe, rotative, utile în evaluarea coordonării și agilității brațului.
- După finalizarea celor trei sesiuni, datele colectate au fost adunate într-un set de date consistent. Din acestea, 80% vor fi utilizate pentru antrenarea modelului, iar restul de 20% pentru validarea acestuia. Selectarea aleatorie a subseturilor de antrenare și validare asigură că modelul este testat pe date nevăzute în timpul antrenării, oferind o evaluare realistă a performanței și generalizării acestuia. Această metodologie sistematică nu doar optimizează procesul de antrenare, dar contribuie și la creșterea acurateței și a fiabilității modelului de *machine learning* dezvoltat.
- La sesiunile de colectare a datelor au participat 12 persoane voluntari.

54. Pentru proiectarea și realizarea dispozitivului cu cei doi senzori IMU pentru colectarea seturilor de date am folosit un echipament destinat reabilitării posturii spatelui, deoarece are părți solide și elemente de prindere în jurul trunchiului. Pe elementele solide am montat senzorul de pe spate și plăcuța de control, iar senzorul de pe braț a fost montat pe un manșon care se fixează pe braț cu velcro.

55. Analiza datasetului prin metoda PCA (Principal Component Analysis) aplicată unui set de date pentru a determina principalele componente care capturează variația din date. Rezultatele cheie includ:

- *Prima Componentă Principală (PC1):* Explică 76,9144% din varianța totală a datelor; Capturează majoritatea informațiilor esențiale legate de mișcările trunchiului și ale brațului, sugerând o mișcare generală sau o tendință principală în date.
- *A Doua Componentă Principală (PC2):* Explică alte 23,0856% din varianța totală; Capturează informațiile restante care nu sunt explicate de PC1, reprezentând variații independente de cele capturate de prima componentă.
- *Graficul Variabilității Cumulative:* Demonstrează că adăugarea primei componente oferă o reprezentare completă a datelor; A doua componentă capturează integralitatea variației din setul de date, iar după aceasta curba se aplatizează, indicând câștiguri marginale de la includerea celei de-a treia componente; PCA arată că variabilitatea setului de date poate fi explicată în mare parte prin primele două componente, sugerând că pentru analize ulterioare, se poate reduce semnificativ complexitatea datelor fără a pierde informații esențiale.

- PCA permite simplificarea datelor prin utilizarea principalelor componente pentru a construi modele mai simple și eficiente, oferind totodată o înțelegere clară a factorilor principali care influențează setul de date.

56. Am antrenat și evaluat un model de regresie cu vectori suport (SVR) pentru a prezice valorile mișcării brațului bazate pe mișcarea trunchiului, și care implică următorii pași:

- *Colectarea și pregătirea datelor:* În acest pas, datele sunt colectate de la senzorii care monitorizează mișcările trunchiului și ale brațului. De exemplu, se înregistrează unghiurile de înclinare ale trunchiului și unghiurile de mișcare ale brațului în timpul unor activități specifice.
- *Explorarea și vizualizarea datelor:* Se examinează distribuțiile datelor, relațiile dintre variabile și identificarea eventualelor anomalii; Redimensionarea datelor: Utilizarea PCA pentru a reduce dimensionalitatea setului de date și a identifica componentele principale care explică cea mai mare parte a variației din date.
- *Împărțirea setului de date de antrenare și testare:* Datele sunt împărțite în seturi de antrenare (de obicei 80%) și testare (20%) pentru a evalua performanța modelului pe date nevăzute. Această împărțire poate fi realizată aleatoriu sau folosind tehnici de validare încrucișată (cross-validation).
- *Antrenarea modelului SVR:* Alegerea kernel-ului (liniar, polinomial, radial-basis function - RBF), a parametrului de regularizare (C) și a parametrului epsilon ( $\epsilon$ ) care definește marja de eroare acceptată; Modelul SVR este antrenat pe setul de antrenament folosind datele de intrare (mișcarea trunchiului) și valorile țintă (mișcarea brațului); Algoritmul SVR găsește funcția de regresie care minimizează eroarea de predicție în cadrul marjei de eroare specificate.
- *Evaluarea modelului:* Performanța modelului este evaluată folosind metrici precum eroarea medie pătratică (Mean Squared Error - MSE), eroarea absolută medie (Mean Absolute Error - MAE) și coeficientul de determinare ( $R^2$ , este un indicator care arată cât de bine se potrivesc predicțiile modelului cu datele reale, având valoarea maximă de 1). Aceste metrici ajută la cuantificarea a cât de bine prezice modelul mișcările brațului pe setul de testare; Validare încrucișată: Realizarea validării încrucișate pentru a asigura că modelul nu este supraantrenat (overfitting) și că generalizează bine pe date noi.

- *Optimizarea modelului*: Pe baza performanței modelului, hiperparametrii sunt ajustați pentru a îmbunătăți acuratețea și robustetea predicțiilor. Acest proces poate implica căutarea pe o grilă (grid search) sau optimizarea randomizată (random search); Modelul final, cu hiperparametrii optimi, este evaluat din nou pe setul de testare pentru a confirma îmbunătățirile de performanță.
- *Implementarea și utilizarea modelului*: Modelul final este implementat într-un sistem de predicție în timp real care preia date de la senzori și oferă predicții ale mișcărilor brațului; Performanța modelului este monitorizată continuu, iar modelul este reantrenat periodic cu date noi pentru a îmbunătăți acuratețea și a menține relevanța în timp.

57. Am dezvoltat un model MatLab pentru SVR pentru antrenare cu datasetul construit. Codul MatLab realizează procesul de antrenare și evaluare a modelului de regresie cu vectori suport (SVR) pentru a prezice mișcările brațului pe baza mișcărilor trunchiului. Datele sunt încărcate din trei fișiere CSV și concatenate pentru a forma un set complet de date. Variabilele de intrare și de ieșire (etichetă) sunt extrase, indicând că modelul utilizează două variabile *predictor* pentru a estima trei variabile *răspuns*. Modelul SVR este antrenat pentru fiecare ieșire (răspuns), folosind un kernel Gaussian și parametri optimizați. După antrenare, se fac predicții și se calculează metrici de precizie, cum ar fi *eroarea pătratică medie* (MSE), *eroarea absolută medie* (MAE) și *coeficientul de determinare*  $R^2$ , pentru a evalua performanța modelului.

58. Am analizat rezultatele de precizie, și anume MAE și  $R^2$ : Rezultatele modelului SVR antrenat pentru predicția mișcărilor brațului pe baza mișcării trunchiului au fost evaluate folosind două metrici principale: Eroarea Absolută Medie (MAE) și coeficientul de determinare ( $R^2$ ).

- *Eroarea Absolută Medie (MAE)*: Prima dimensiune a ieșirii are MAE = 8,89; Interpretare: În medie, predicțiile modelului deviază cu aproximativ  $8,89^\circ$  față de valorile reale. Având în vedere scala valorilor măsurate  $[-90, 90^\circ]$ , această eroare este medie; A doua dimensiune a ieșirii are MAE = 4,778; Interpretare: Predicțiile sunt mai precise comparativ cu prima dimensiune, cu o deviație medie de  $4,78^\circ$ ; A treia dimensiune a ieșirii are MAE: 8,60; Interpretare: Eroarea este similară cu cea a primei dimensiuni, sugerând o precizie medie pentru domeniul de valori  $[-30, 120^\circ]$ .
- *Coeficientul de determinare ( $R^2$ )*: Prima dimensiune a ieșirii are  $R^2 = 0,921$ ; Interpretare: Modelul explică 92,14% din varianța observată în această dimensiune, ceea ce indică o potrivire excelentă între valorile prezise și cele reale; A doua dimensiune a ieșirii are  $R^2 = 0,883$ ; Interpretare: Cu un  $R^2$  de 88,34%, modelul

demonstrează o performanță bună, deși ușor inferioară comparativ cu prima dimensiune; A treia dimensiune a ieșirii are  $R^2 = 0,836$ ; Interpretare: Acesta este cel mai scăzut coeficient  $R^2$  dintre cele trei dimensiuni, indicând că modelul este mai puțin eficient în explicarea varianței în această parte a setului de date.

- *Concluzii:* MAE variază între  $4,78^\circ$  și  $8,89^\circ$ , indicând diferite nivele de precizie în funcție de dimensiunea mișcării;  $R^2$  variază între  $0,836$  și  $0,921$ , arătând că modelul se potrivește bine cu datele, dar există loc pentru îmbunătățiri, în special în a treia dimensiune. Aceste rezultate sugerează că modelul de regresie cu vectori suport (SVR) are o performanță solidă în predicția mișcărilor brațului, dar precizia variază în funcție de dimensiunea specifică a mișcării.

59. Am depus o cerere de brevet la OSIM având titlul: *Dispozitiv atașat unui veșmânt uman, destinat susținerii sau mișcării membrului superior al unei persoane, și numărul înregistrării: A/00813/30 dec 2021.*

## DEZVOLTĂRI ULTERIOARE

În ceea ce privește direcțiile de cercetare viitoare pot defini câteva propuneri principale:

- Am în vedere dezvoltarea suportului așezat pe spatele pacientului pentru a putea efectua și al doilea moment de mișcare, prin fragmentarea sectorului din zona umărului, care va avea o mobilitate independentă, aidoma omoplatului în deplasarea lui pe cutia toracică, pentru efectuarea mișcărilor de abducție și adducție verticale până la limitele maximale ale mișcărilor.
- Apoi am în vedere mărirea puterii de acționare a brațului prin utilizarea a două servomotoare în tandem pentru realizarea fiecărui tip de mișcare, astfel că și servomotorul care lasă firul liber pentru a urca brațul, îl va și ridica, prin utilizarea a două fulii pentru bobinarea cablului pe fiecare servomotor.
- Cu a treia propunere am în vedere realizarea unor prize pe manșoanele montate pe braț, care să aibă și funcția de verificare a tensiunii cablului și de ajustare a acesteia, pentru a fi în parametrii optimi.
- În a patra propunere am în vedere extinderea controlului mișcărilor și pentru articulația cotului și poate chiar pentru încheietura mâinii, și realizarea celor trei tipuri de control, prin scenarii, prin acțiunea utilizatorului și prin intermediul Inteligenței artificiale.

- Apoi îmi doresc să întregesc dispozitivul, pentru a putea controla și mișcările brațului stâng, pe lângă cele ale brațului drept, iar toate componentele hardware atașate suportului montat pe spatele pacientului să fie integrate în interiorul aceluși suport.

## BIBLIOGRAFIE

- Agyeman, M. O., Al-Mahmood, A., & Hoxha, I. (2019, September). A home rehabilitation system motivating stroke patients with upper and/or lower limb disability. In *Proceedings of the 2019 3rd International Symposium on Computer Science and Intelligent Control* (pp. 1-6).  
doi.org/10.1145/3386164.3386168
- Ahearn, B. M., Shanley, E., Thigpen, C. A., Pill, S. G., & Kissenberth, M. J. (2021). Factors influencing time to return to sport following clavicular fractures in adolescent athletes. *Journal of shoulder and elbow surgery*.  
doi.org/10.1016/j.jse.2021.04.006
- AIZAWA, Junya, et al. Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. *Journal of biomechanics*, 2010, 43.15: 2915-2922.  
doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.006
- Al-Dahiree, O. S., Ghazilla, R. A. R., Tokhi, M. O., Yap, H. J., & Albaadani, E. A. (2022). Design of a compact energy storage with rotary series elastic actuator for lumbar support exoskeleton. *Machines*, 10(7), 584.  
doi.org/10.3390/machines10070584
- Alexanderson, H., Dastmalchi, M., Esbjörnsson-Liljedahl, M., Opava, C. H., & Lundberg, I. E. (2007). Benefits of intensive resistance training in patients with chronic polymyositis or dermatomyositis. *Arthritis Care & Research: Official Journal of the American College of Rheumatology*, 57(5), 768-777.  
doi.org/10.1002/art.22780
- Alexanderson, H., & Boström, C. (2020). Exercise therapy in patients with idiopathic inflammatory myopathies and systemic lupus erythematosus—A systematic literature review. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 101547.  
doi.org/10.1016/j.berh.2020.101547
- Allander, E., Björnsson, O. J., Olafsson, O., Sigfusson, N., & Thorsteinsson, J. (1974). Normal range of joint movements in shoulder, hip, wrist and thumb with special reference to side: a comparison between two populations. *International journal of epidemiology*, 3(3), 253-261.  
doi.org/10.1093/ije/3.3.253
- American Academy of Orthopaedic Surgeons. (1965). *Joint motion: method of measuring and recording*. Churchill Livingstone.
- Anggiat, L., Altavas, A. J., & Budhyanti, W. (2020). Joint Mobilization: Theory and evidence review. *International Journal of Sport, Exercise and Health Research*, 4(2), 86-90.
- Artemiadis, P. K., Katsiaris, P. T., & Kyriakopoulos, K. J. (2010). A biomimetic approach to inverse kinematics for a redundant robot arm. *Autonomous Robots*, 29, 293-308.  
doi.org/10.1007/s10514-010-9196-x
- Asgari, M., Phillips, E. A., Dalton, B. M., Rudl, J. L., & Crouch, D. L. (2021). Design and Preliminary Evaluation of a Wearable Passive Cam-Based Shoulder Exoskeleton.  
doi.org/10.21203/rs.3.rs-355805/v1

- BAI, Jing; SONG, Aiguo; LI, Huijun. Design and analysis of cloud upper limb rehabilitation system based on motion tracking for post-stroke patients. *Applied Sciences*, 2019, 9.8: 1620.  
doi.org/10.3390/app9081620
- BARNETT, N. D.; DUNCAN, R. D. D.; JOHNSON, G. R. The measurement of three dimensional scapulohumeral kinematics—a study of reliability. *Clinical Biomechanics*, 1999, 14.4: 287-290.  
doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00106-5
- BERGAMASCO, Massimo, et al. An arm exoskeleton system for teleoperation and virtual environments applications. In: *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, 1994. p. 1449-1454.  
doi.org/10.1109/ROBOT.1994.351286
- Biswas, S., & Biswas, S. (2018). Comparative study to find out the effectiveness of maitland mobilisation versus mulligan mobilisation with common use of ultrasound therapy in patients with shoulder adhesive capsulitis-pathoanatomical study. *Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences*, 7(4), 529-534.  
GALE|A535942850
- BLANCHET, Laurent, et al. A procedure to optimize the geometric and dynamic designs of assistive upper limb exoskeletons. *Multibody System Dynamics*, 2020, 1-25.  
doi.org/10.1007/s11044-020-09766-6
- Blanco-Ortega, A., Vázquez-Sánchez, L., Adam-Medina, M., Colín-Ocampo, J., Abúndez-Pliego, A., Cortés-García, C., & García-Beltrán, C. D. (2022). A Robust controller for upper limb rehabilitation exoskeleton. *Applied Sciences*, 12(3), 1178.  
doi.org/10.3390/app12031178
- BRADDOM, Randall L. *Physical medicine and rehabilitation e-book*. Elsevier Health Sciences, 2010.  
ISBN: 978-1-4137-70884-4
- Brahmi, B., Ahmed, T., El Bojairami, I., Swapnil, A. A. Z., Assad-Uz-Zaman, M., Schultz, K., ... & Rahman, M. H. (2021). Flatness Based Control of a Novel Smart Exoskeleton Robot. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 27(2), 974-984.  
doi:10.1109/TMECH.2021.3076956
- Brunetti, F., Moreno, J. C., Ruiz, A. F., Rocon, E., & Pons, J. L. (2006, August). A new platform based on IEEE802. 15.4 wireless inertial sensors for motion caption and assessment. In *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 6497-6500). IEEE.  
doi:10.1109/IEMBS.2006.260866  
ISBN:1-4244-0032-5
- BUCKLEY, M. A., et al. Dynamics of the upper limb during performance of the tasks of everyday living—a review of the current knowledge base. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 1996, 210.4: 241-247.  
doi.org/10.1243/PIME\_PROC\_1996\_210\_420\_02
- BUCKLEY, M. A.; JOHNSON, G. R. Computer simulation of the dynamics of a human arm and orthosis linkage mechanism. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 1997, 211.5: 349-357.  
doi.org/10.1243/0954411971534476
- BUCKLEY, M. A., et al. Dynamics of the upper limb during performance of the tasks of everyday living—a review of the current knowledge base. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 1996, 210.4: 241-247.  
doi.org/10.1243%2FPIME\_PROC\_1996\_210\_420\_02

- BUMBEA, Ana Maria, et al. The shoulder-anatomical and biomechanics aspects. *PALESTRICA OF THE THIRD MILLENNIUM*, 2010, 215.
- Burmester, G. R., & Pope, J. E. (2017). Novel treatment strategies in rheumatoid arthritis. *The Lancet*, 389(10086), 2338-2348.  
doi.org/10.1016/S0140-6736(17)31491-5
- BUSHNELL, Brandon D.; CREIGHTON, R. Alexander; HERRING, Marion M. Bony instability of the shoulder. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2008, 24.9: 1061-1073.  
doi.org/10.1016/j.arthro.2008.05.015
- BUTLER, Terry; WISNER, Daniel. Exoskeleton technology: Making workers safer and more productive. In: ASSE Professional Development Conference and Exposition. OnePetro, 2017.  
Paper Number: ASSE-17-579
- Butnaru, D. (2021). Exoskeletons, Rehabilitation and Bodily Capacities. *Body & Society*, 27(3), 28-57.  
doi.org/10.1177%2F1357034X211025600
- Cardona, M., Destarac, M. A., & García, C. E. (2017, November). Exoskeleton robots for rehabilitation: State of the art and future trends. In 2017 IEEE 37th Central America and Panama Convention (CONCAPAN XXXVII) (pp. 1-6). IEEE.  
doi:10.1109/CONCAPAN.2017.8278480
- Carlstedt, T. (2016). New treatments for spinal nerve root avulsion injury. *Frontiers in neurology*, 7, 135.  
dx.doi.org/10.3389%2Ffneur.2016.00135  
PMID: 27602018
- Carlstedt, T., Misra, V. P., Papadaki, A., McRobbie, D., & Anand, P. (2012). Return of spinal reflex after spinal cord surgery for brachial plexus avulsion injury: Case report. *Journal of neurosurgery*, 116(2), 414-417.  
doi.org/10.3171/2011.7.JNS111106
- Cave, E. F., & Roberts, S. M. (1936). A method for measuring and recording joint function. *JBJS*, 18(2), 455-465.
- CHEN, Yanyan, et al. Design of a 6-DOF upper limb rehabilitation exoskeleton with parallel actuated joints. *Bio-medical materials and engineering*, 2014, 24.6: 2527-2535.
- Chiş, L. C., Copotoiu, M., & Moldovan, L. (2020). Different Types of Exoskeletons can Improve the Life of Spinal Cord Injury's Patients—a Meta-Analysis. *Procedia Manufacturing*, 46, 844-849.  
doi.org/10.1016/j.promfg.2020.04.014
- CHUNG, Kyung Won; CHUNG, Harold M. *Gross anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.  
ISBN 978-1-60547-745-9 (alk. paper)
- Clark, W. A. (1920). A system of joint measurements. *JBJS*, 2(12), 687-700.
- TM, C. (1990). Measurement of musculoskeletal function. *Krusen's handbook of physical medicine and rehabilitation*, 20-71.  
CRID: 1573387451041631360
- COLLINGER, Jennifer L., et al. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2008, 89.4: 667-676.  
doi.org/10.1016/j.apmr.2007.09.052
- COOPER, Juliette E., et al. Elbow joint restriction: effect on functional upper limb motion during performance of three feeding activities. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 1993, 74.8: 805-809.



- doi.org/10.1016/0003-9993(93)90005-U
- Crouch, D. L., Plate, J. F., Li, Z., & Saul, K. R. (2013). Biomechanical contributions of posterior deltoid and teres minor in the context of axillary nerve injury: a computational study. *The Journal of hand surgery*, 38(2), 241-249.  
doi.org/10.1016/j.jhsa.2012.11.007
- CUCCURULLO, Sara J. *Physical medicine and rehabilitation board review*. Springer Publishing Company, 2019.
- CULHAM, Elsie; PEAT, Malcolm. Functional anatomy of the shoulder complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1993, 18.1: 342-350.  
www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1993.18.1.342
- Cyriax, J. (1975). Textbook of orthopaedic medicine. In *Textbook of orthopaedic medicine* (pp. xii-756). ID: biblio-925139
- Dalla Gasperina, S., Roveda, L., Pedrocchi, A., Braghin, F., & Gandolla, M. (2021). Review on patient-cooperative control strategies for upper-limb rehabilitation exoskeletons. *Frontiers in Robotics and AI*, 8, 745018.  
doi.org/10.3389/frobt.2021.745018
- Davis, B. P., Shybut, T. B., Coleman, M. M., & Shah, A. A. (2021). Risk factors for hardware removal following operative treatment of middle-and distal-third clavicular fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 30(3), e103-e113.  
doi.org/10.1016/j.jse.2020.06.034
- De Sapia, V., Warren, J., & Khatib, O. (2006). Predicting reaching postures using a kinematically constrained shoulder model. In *Advances in Robot Kinematics: Mechanisms and Motion* (pp. 209-218). Springer Netherlands.  
doi.org/10.1007/978-1-4020-4941-5\_23; ISBN: 978-1-4020-4940-8
- Ellatif, M., Razi, F., Hogarth, M., Thakkar, D., & Sahu, A. (2021). Bilateral gluteus medius and minimus calcific tendonitis in a patient with previous bilateral calcific tendonitis of the shoulder: A case report. *Radiology Case Reports*, 16(11), 3222-3225.  
doi.org/10.1016/j.radcr.2021.07.074
- GUIZZO, Erico. By leaps and bounds: An exclusive look at how boston dynamics is redefining robot agility. *IEEE Spectrum*, 2019, 56.12: 34-39.  
doi.org/10.109/MSPEC.2019.8913831
- SAMPER-ESCUADERO, José Luis, et al. A Cable-Driven Exosuit for Upper Limb Flexion Based on Fibres Compliance. *IEEE Access*, 2020, 8: 153297-153310.  
doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3018418
- FAIZ, Omar; BLACKBURN, Simon; MOFFAT, David. *Anatomy at a Glance*. John Wiley & Sons, 2011. ISBN 0-632-05934-6
- Farris, D. J., Harris, D. J., Rice, H. M., Campbell, J., Weare, A., Risius, D., ... & Rayson, M. P. (2022). A systematic literature review of evidence for the use of assistive exoskeletons in defence and security use cases. *Ergonomics*, 1-27.  
doi.org/10.1080/00140139.2022.2059106
- FOLGHERAITER, Michele, et al. Design of a Bio-Inspired Wearable Exoskeleton for Applications in Robotics. *BIODEVICES*, 2009, 2009: 414-421.  
doi.org/10.5220/0001550704140421
- Frank, T., Seltser, A., Grewal, R., King, G. J., & Athwal, G. S. (2019). Management of chronic distal biceps tendon ruptures: primary repair vs. semitendinosus autograft reconstruction. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 28(6), 1104-1110.  
doi.org/10.1016/j.jse.2019.01.006
- FRISOLI, Antonio, et al. A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2009, 6.2: 115-126.  
doi.org/10.1080/11762320902959250

- GAPONOV, Igor, et al. Auxilio: A portable cable-driven exosuit for upper extremity assistance. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 2017, 15.1: 73-84.  
doi.org/10.1007/s12555-016-0487-7
- Ge, S., & Fan, G. (2015). Articulated Non-Rigid Point Set Registration for Human Pose Estimation from 3D Sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 15(7), 15218–15245.  
doi.org/10.3390/s150715218
- Georgarakis, A. M., Song, J., Wolf, P., Riener, R., & Xiloyannis, M. (2020, November). Control for gravity compensation in tendon-driven upper limb exosuits. In 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob) (pp. 340-345). IEEE.  
doi:10.1109/BioRob49111.2020.9224460
- Gijbels, D., Lamers, I., Kerkhofs, L., Alders, G., Knippenberg, E., & Feys, P. (2011). The Armeo Spring as training tool to improve upper limb functionality in multiple sclerosis: a pilot study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 8, 1-8.
- Gouwanda, D., & Senanayake, S. M. N. A. (2008). Emerging trends of body-mounted sensors in sports and human gait analysis. In 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008: BIOMED 2008 25–28 June 2008 Kuala Lumpur, Malaysia (pp. 715-718). Springer Berlin Heidelberg.  
doi.org/10.1007/978-3-540-69139-6\_178  
ISBN: 978-3-540-69138-9
- Grahame, R. (2000). HYPERMOBILITY-NOT A CIRCUS ACT. *International journal of clinical practice*, 54(5), 314-315.  
doi.org/10.1111/j.1742-1241.2000.tb11910.x
- Greene, W. B., Heckman, J. D., & American Academy of Orthopaedic Surgeons. (1994). *The clinical measurement of joint motion*. (No Title).  
ISBN: 0892030909
- Gross, J. M., Fetto, J., & Rosen, E. (2015). *Musculoskeletal examination*. John Wiley & Sons.  
ISBN: 978-1-118-96276-3
- Gstoettner, C., Mayer, J. A., Rassam, S., Hruby, L. A., Salminger, S., Sturma, A., ... & Aszmann, O. C. (2020). Neuralgic amyotrophy: a paradigm shift in diagnosis and treatment. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 91(8), 879-888.  
http://dx.doi.org/10.1136/jnnp-2020-323164
- GÜNAL, I., KÖSE, N., Erdogan, O., GÖKTÜRK, E., & Seber, S. (1996). Normal range of motion of the joints of the upper extremity in male subjects, with special reference to side. *JBJS*, 78(9), 1401.
- GUPTA, Akash, et al. Developments and clinical evaluations of robotic exoskeleton technology for human upper-limb rehabilitation. *Advanced Robotics*, 2020, 34.15: 1023-1040.  
doi.org/10.1080/01691864.2020.1749926
- Gupta, A., Singh, A., Verma, V., Mondal, A. K., & Gupta, M. K. (2020). Developments and clinical evaluations of robotic exoskeleton technology for human upper-limb rehabilitation. *Advanced Robotics*, 34(15), 1023-1040.  
doi.org/10.1080/01691864.2020.1749926
- Hayes, K. W., & Petersen, C. M. (2001). Reliability of assessing end-feel and pain and resistance sequence in subjects with painful shoulders and knees. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(8), 432-445.  
www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2001.31.8.432
- HENMI, Shunichi, et al. A biomechanical study of activities of daily living using neck and upper limbs with an optical three-dimensional motion analysis system. *Modern rheumatology*, 2006, 16.5: 289-293.  
doi.org/10.3109/s10165-006-0499-x

- HUANG, Jian, et al. Control of upper-limb power-assist exoskeleton using a human-robot interface based on motion intention recognition. *IEEE transactions on automation science and engineering*, 2015, 12.4: 1257-1270.  
doi.org/10.1109/TASE.2015.2466634
- Hunt, J., & Lee, H. (2023). U.S. Patent No. 11,590,647. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.  
US11590647B2, 2023-02-28
- Ikemoto, S., Kimoto, Y., & Hosoda, K. (2015). Shoulder complex linkage mechanism for humanlike musculoskeletal robot arms. *Bioinspiration & biomimetics*, 10(6), 066009.  
doi:10.1088/1748-3190/10/6/066009
- Islam, M. R., Assad-Uz-Zaman, M., & Rahman, M. H. (2020). Design and control of an ergonomic robotic shoulder for wearable exoskeleton robot for rehabilitation. *International Journal of Dynamics and Control*, 8, 312-325.  
doi.org/10.1007/s40435-019-00548-3
- IZUMI, Tomoki, et al. Stretching positions for the coracohumeral ligament: strain measurement during passive motion using fresh/frozen cadaver shoulders. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 2011, 3.1: 1-11.  
doi.org/10.1186/1758-2555-3-2
- Jaikish, S., & Sambandam, B. (2021). Functional Outcome of Open Reduction and Internal Fixation of Displaced Extra-Articular Scapula Fractures. *Indian Journal of Orthopaedics*, 55(3), 708-713.  
doi.org/10.1007/s43465-020-00297-y
- James, B., & Parker, A. W. (1989). Active and passive mobility of lower limb joints in elderly men and women. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 68(4), 162-167.  
doi.org/10.1097/00002060-198908000-00002  
PMID: 2765206
- John, T. S., Fishman, F., Sharkey, M. S., & Carter, C. W. (2020). Current concepts review: peripheral neuropathies of the shoulder in the young athlete. *The Physician and sportsmedicine*, 48(2), 131-141.  
doi.org/10.1080/00913847.2019.1676136
- Johnson, J., & Silverberg, R. (1995). Serial casting of the lower extremity to correct contractures during the acute phase of burn care. *Physical Therapy*, 75(4), 262-266.  
doi.org/10.1093/ptj/75.4.262
- Joyce, C. D., Seidl, A., & Boileau, P. (2020). Concept of neutral rotation sling for non-operative treatment of proximal humerus fractures.  
http://dx.doi.org/10.21037/aoj-19-189
- Kibler, W. B., Herring, S. A., Press, J. M., & Lee, P. A. (1998). Functional rehabilitation of sports and musculoskeletal injuries. (No Title).  
ISBN: 0834206129
- KIM, Sunwook, et al. Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part I—"Expected" effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance. *Applied ergonomics*, 2018, 70: 315-322.  
doi.org/10.1016/j.apergo.2018.02.025
- Kisner, C., Colby, L. A., & Borstad, J. (2017). *Therapeutic exercise: foundations and techniques*. Fa Davis.  
ISBN: 9780803658509
- KOBAYASHI, Hiroshi; HIRAMATSU, Kazuaki. Development of muscle suit for upper limb. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004. IEEE, 2004. p. 2480-2485. doi.org/10.1109/ROBOT.2004.1307433*

- KOONTZ, Alicia M., et al. Shoulder kinematics and kinetics during two speeds of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2002, 39.6: 635-650. ISSN: 0748-7711
- Lamari, N. M., Chueire, A. G., & Cordeiro, J. A. (2005). Analysis of joint mobility patterns among preschool children. *Sao Paulo Medical Journal*, 123, 119-123. doi.org/10.1590/S1516-31802005000300006
- LESSARD, Steven, et al. A soft exosuit for flexible upper-extremity rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018, 26.8: 1604-1617. doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2854219
- LESSARD, Steven, et al. A soft exosuit for flexible upper-extremity rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018, 26.8: 1604-1617. doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2854219
- LEVANGIE, Pamela K.; NORKIN, Cynthia C. *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. 2011. ISBN: 978-0-8036-2362-0
- Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2011). *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. FA Davis. ISBN-13: 978-0-8036-2362-0
- LI, Zhijun, et al. Nonlinear disturbance observer-based control design for a robotic exoskeleton incorporating fuzzy approximation. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2015, 62.9: 5763-5775. doi.org/10.1109/TIE.2015.2447498
- LUDEWIG, P. M.; COOK, T. M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 2000, 80.3: 276-291. doi.org/10.1093/ptj/80.3.276; PMID: 10696154
- LUGO, Roberto; KUNG, Peter; MA, C. Benjamin. Shoulder biomechanics. *European journal of radiology*, 2008, 68.1: 16-24. doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.02.051
- Lundberg, I. E., Miller, F. W., Tjärnlund, A., & Bottai, M. (2016). Diagnosis and classification of idiopathic inflammatory myopathies. *Journal of internal medicine*, 280(1), 39-51. doi.org/10.1111/joim.12524
- Lung, K., & Lui, F. (2020). Anatomy, thorax, serratus anterior muscles. *StatPearls [Internet]*. PMID: 30285352
- MacConaill, M. A., & Basmajian, J. V. (1977). *Muscles and movements: a basis for human kinesiology*. (No Title). ISBN: 0882753983
- MACKEY, Anna H.; WALT, Sharon E.; STOTT, N. Susan. Deficits in upper-limb task performance in children with hemiplegic cerebral palsy as defined by 3-dimensional kinematics. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2006, 87.2: 207-215. doi.org/10.1016/j.apmr.2005.10.023
- MAGERMANS, D. J., et al. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical biomechanics*, 2005, 20.6: 591-599. doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.02.006
- Magermans, D. J., Chadwick, E. K. J., Veeger, H. E. J., & Van Der Helm, F. C. T. (2005). Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical biomechanics*, 20(6), 591-599. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.02.006
- Maldonado, K. A., & Tadi, P. (2020). Anatomy, Thorax, Medial Pectoral Nerves. *StatPearls [Internet]*.

- PMID: 32310519
- MAO, Ying; AGRAWAL, Sunil Kumar. Design of a cable-driven arm exoskeleton (CAREX) for neural rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics*, 2012, 28.4: 922-931.  
doi.org/10.1109/TRO.2012.2189496
- MAY-LISOWSKI, Terri L.; KING, Phyllis M. Effect of wearing a static wrist orthosis on shoulder movement during feeding. *American Journal of Occupational Therapy*, 2008, 62.4: 438-445.  
doi.org/10.5014/ajot.62.4.438
- May-Lisowski, T. L., & King, P. M. (2008). Effect of wearing a static wrist orthosis on shoulder movement during feeding. *The American Journal of Occupational Therapy*, 62(4), 438-445.  
https://doi.org/10.5014/ajot.62.4.438
- McCarthy, M. M., & McCarty, E. (2018). Treatment of Articular Cartilage Injuries in the Glenohumeral Joint. *Sports medicine and arthroscopy review*, 26(3), 120-128.  
doi:10.1097/JSA.0000000000000201
- Mereu, F., Leone, F., Gentile, C., Cordella, F., Gruppioni, E., & Zollo, L. (2021). Control Strategies and Performance Assessment of Upper-Limb TMR Prostheses: A Review. *Sensors*, 21(6), 1953.  
doi.org/10.3390/s21061953
- MISSIROLI, Francesco, et al. Relationship between muscular activity and assistance magnitude for a myoelectric model based controlled exosuit. *Frontiers in Robotics and AI*, 2020, 7: 190.  
doi.org/10.3389/frobt.2020.595844
- Moore, M. L. (1949). The measurement of joint motion: part II: the technic of goniometry. *Physical Therapy*, 29(6), 256-264.  
doi.org/10.1093/ptj/29.6.256
- MORTON, David A.; FOREMAN, Kenneth Bo; ALBERTINE, Kurt H. *Gross anatomy: The big picture*. McGraw-Hill, 2011.
- Barrios-Muriel, J., Romero-Sánchez, F., Alonso-Sánchez, F. J., & Rodriguez Salgado, D. (2020). Advances in orthotic and prosthetic manufacturing: A technology review. *Materials*, 13(2), 295.  
doi.org/10.3390/ma13020295
- NAMDARI, Surena, et al. Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 2012, 21.9: 1177-1183.  
doi.org/10.1016/j.jse.2011.07.032
- NEUMANN, Donald A. *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences, 2013.  
ISBN: 9780323039895
- Donald, A. (2009). *Neumann-Kinesiology of the Musculoskeletal System*.
- Ning, Y., Wang, H., Tian, J., Yan, H., Tian, Y., Yang, C., ... & Niu, J. (2022). An eight-degree-of-freedom upper extremity exoskeleton rehabilitation robot: design, optimization, and validation. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 36(11), 5721-5733.  
doi.org/10.1007/s12206-022-1034-5
- NORKIN, Cynthia C.; WHITE, D. Joyce. *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. FA Davis, 2016.  
ISBN: 9780803645660
- O'NEILL, OWEN R., et al. Compensatory motion in the upper extremity after elbow arthrodesis. *Clinical orthopaedics and related research*, 1992, 281: 89-96.  
PMID: 1499233

- Olar, M. L., Risteiu, M., Panaite, A. F., Rebrisoreanu, M., & Musetoiu, O. (2020). Controlling a robotic arm with Augmented reality. In *MATEC Web of Conferences* (Vol. 305). EDP Sciences.  
doi.org/10.1051/mateconf/202030500022
- Olar, M. L., Leba, M., & Rosca, S. (2020, April). Design and control of a biologically inspired shoulder joint. In *World Conference on Information Systems and Technologies* (pp. 765-774). Cham: Springer International Publishing.  
doi.org/10.1007/978-3-030-45691-7\_72  
ISBN: 978-3-030-45690-0
- OOSTERWIJK, Anouk M., et al. Shoulder and elbow range of motion for the performance of activities of daily living: A systematic review. *Physiotherapy theory and practice*, 2018, 34.7: 505-528.  
doi.org/10.1080/09593985.2017.1422206
- Ortega-Cebrián, S., Girabent-Farrés, M., Whiteley, R., & Bagur-Calafat, C. (2021). Physiotherapy Rehabilitation in Subjects Diagnosed with Subacromial Impingement Syndrome Does Not Normalize Periscapular and Rotator Cuff Muscle Onset Time of Activation. *International journal of environmental research and public health*, 18(17), 8952.  
doi.org/10.3390/ijerph18178952
- Ortiz-Catalan, M., Mastinu, E., Sassu, P., Aszmann, O., & Brånemark, R. (2020). Self-contained neuromusculoskeletal arm prostheses. *New England Journal of Medicine*, 382(18), 1732-1738.  
doi:10.1056/NEJMoa1917537  
N Engl J Med 2020; 382:1732-1738
- Page, R. S., Fraser-Moodie, J. A., Bayne, G., Mow, T., Lane, S., Brown, G., & Gill, S. D. (2021). Arthroscopic repair of inferior glenoid labrum tears (Down Under lesions) produces similar outcomes to other glenoid tears. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1-7.  
doi.org/10.1007/s00167-021-06702-9
- PAINE, Russell M.; VOIGHT, Michael. The role of the scapula. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1993, 18.1: 386-391.  
doi.org/10.2519/jospt.1993.18.1.386
- Paine R, Voight ML. The role of the scapula. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2013 Oct;8(5):617-629.  
PMID: 24175141  
PMCID: PMC3811730
- PALASTANGA, Nigel; SOAMES, Roger. Anatomy and human movement, structure and function with PAGEBURST access, 6: anatomy and human movement. Elsevier Health Sciences, 2011.  
ISBN 978 0 7020 4053 5
- PAN, Guo-xin, et al. Research on bionic mechanism of shoulder joint rehabilitation movement. In: *Wearable Sensors and Robots*. Springer, Singapore, 2017. p. 181-194.  
doi.org/10.1007/978-981-10-2404-7\_15
- Paris, S. V. (1980). *Extremity dysfunction and mobilization*. Institute of Graduate Health Sciences.
- Patel, V., Chesmore, A., Legner, C. M., & Pandey, S. (2022). Trends in workplace wearable technologies and connected-worker solutions for next-generation occupational safety, health, and productivity. *Advanced Intelligent Systems*, 4(1), 2100099.  
doi:10.1002/aisy.202100099
- Petersen, C. M., & Hayes, K. W. (2000). Construct validity of Cyriax's selective tension examination: association of end-feels with pain at the knee and shoulder. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 30(9), 512-527.

- www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2000.30.9.512
- PETTY, Nicola J. Principles of Neuromusculoskeletal Treatment and Management E-Book: A Handbook for Therapists. Elsevier Health Sciences, 2011.  
ISBN (Print) 9780443067990
- PETUSKEY, Kyria, et al. Upper extremity kinematics during functional activities: three-dimensional studies in a normal pediatric population. *Gait & posture*, 2007, 25.4: 573-579.  
doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.06.006
- PINHO, João Pedro, et al. Shoulder muscles electromyographic responses in automotive workers wearing a commercial exoskeleton. In: 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). IEEE, 2020. p. 4917-4920.  
doi.org/10.1109/EMBC44109.2020.9175895
- Pollind, M., & Soangra, R. (2020). Development and validation of wearable inertial sensor system for postural sway analysis. *Measurement*, 165, 108101.  
doi.org/10.1016/j.measurement.2020.108101
- FORNER-CORDERO, A., et al. Basis for bioinspiration and biomimeticism in wearable robots. *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*, 2008, 17.  
doi.org/10.1002/9780470987667.ch2
- Popescu, D., Manta, F., Rusu, L., Avramescu, T. E., & Zavaleanu, M. (2018). Upper limb rehabilitation robotic system requirements analysis. In *Advances in Service and Industrial Robotics: Proceedings of the 26th International Conference on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region, RAAD 2017* (pp. 919-927). Springer International Publishing.  
doi.org/10.1007/978-3-319-61276-8\_98
- Pribicevic, M., Pollard, H., App, G. D. C. G. D., & Bonello, R. The treatment of Shoulder Pain.
- PRICE, Christopher IM, et al. Active and passive scapulohumeral movement in healthy persons: a comparison. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2000, 81.1: 28-31.  
doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90217-X
- Qassim, H. M., & Wan Hasan, W. Z. (2020). A review on upper limb rehabilitation robots. *Applied Sciences*, 10(19), 6976.  
doi.org/10.3390/app10196976
- Qassim, H. M., & Wan Hasan, W. Z. (2020). A review on upper limb rehabilitation robots. *Applied Sciences*, 10(19), 6976.  
doi.org/10.3390/app10196976
- RAO, Sreasha S., et al. Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1996, 4.3: 152-160.  
doi.org/10.1109/86.536770
- Rapczyński M, Werner P, Handrich S, Al-Hamadi A. A Baseline for Cross-Database 3D Human Pose Estimation. *Sensors*. 2021; 21(11):3769.  
doi.org/10.3390/s21113769
- Redler, L. H., & Dennis, E. R. (2019). Treatment of adhesive capsulitis of the shoulder. *JAAOS- Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 27(12), e544-e554.  
doi:10.5435/JAAOS-D-17-00606
- Rickert, M. M., Cannon, J. G., & Kirkpatrick, J. S. (2019). Neuropathic arthropathy of the shoulder: A systematic review of classifications and treatments. *JBJS reviews*, 7(10), e1.  
doi:10.2106/JBJS.RVW.18.00155
- Ristoiu, M., Leba, M., & Arad, A. (2019). Exoskeleton for improving quality of life for low mobility persons. *Calitatea*, 20(S1), 341.
- Ristoiu, M. N., & Leba, M. (2020, April). Right arm exoskeleton for mobility impaired. In *World Conference on Information Systems and Technologies* (pp. 744-754). Cham: Springer International Publishing.  
doi.org/10.1007/978-3-030-45691-7\_70

ISBN: 978-3-030-45690-0

- Risteiu, M., Leba, M., Stoicuta, O., & Ionica, A. (2020, June). Study on ANN based upper limb exoskeleton. In 2020 IEEE 20th Mediterranean Electrotechnical Conference (MELECON) (pp. 402-405). IEEE.  
doi:10.1109/MELECON48756.2020.9140691
- Risteiu, M., Leba, M., Stoicuta, O., & Ionica, A. (2020, June). Study on ANN based upper limb exoskeleton. In 2020 IEEE 20th Mediterranean Electrotechnical Conference (MELECON) (pp. 402-405). IEEE.  
doi:10.1109/MELECON48756.2020.9140691
- Roman, N. A., Tuchel, V. I., Nicolau, C., Grigorescu, O. D., & Necula, R. (2023). Functional Electrostimulation in Patients Affected by the Most Frequent Central Motor Neuron Disorders—A Scoping Review. *Applied Sciences*, 13(6), 3732.  
doi.org/10.3390/app13063732
- Romero, Neider Nadid; Vieira, Rodrigo S; Martins, Daniel (2023). A screw theory-based methodology for approximate static balancing of mechanisms. *TechRxiv*. Preprint.  
doi.org/10.36227/techrxiv.24013764.v1
- Rondinelli, R. D., Genovese, E., Brigham, C. R., & American Medical Association. (2008). *Guides to the evaluation of permanent impairment*. (No Title).  
ISBN: 9781579478889
- Rosca, S., Risteiu, M., Leba, M., Negru, N., & Ridzi, M. (2020). Artificial arm for manipulations in toxic atmospheres based on EEG-EMG signals. In *MATEC Web of Conferences* (Vol. 305). EDP Sciences.  
doi:10.1051/mateconf/202030500007
- Russek, L. N. (1999). Hypermobility syndrome. *Physical therapy*, 79(6), 591-599.  
doi.org/10.1093/ptj/79.6.591
- Safae-Rad R, Shwedyk E, Quanbury AO, Cooper JE. Normal functional range of motion of upper limb joints during performance of three feeding activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1990 Jun;71(7):505-509.; PMID: 2350221
- Sakai, N., Sawae, Y., & Murakami, T. (2006, February). A development of joint mechanism of robot arm based on human shoulder morphology. In *The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, 2006. BioRob 2006*. (pp. 982-987). IEEE.  
doi:10.1109/BIOROB.2006.1639219
- Samper-Escudero, J. L., Contreras-González, A. F., Ferre, M., Sánchez-Urán, M. A., & Pont-Esteban, D. (2020). Efficient multiaxial shoulder-motion tracking based on flexible resistive sensors applied to exosuits. *Soft robotics*, 7(3), 370-385.  
doi.org/10.1089/soro.2019.0040
- Sbenghe, T. (1987). *Kinetologie profilactică, terapeutică și de recuperare*. Editura Medicală.
- SCHIELE, André; VISENTIN, Gianfranco. The ESA human arm exoskeleton for space robotics telepresence. In: *7th International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space*. 2003. p. 19-23.
- Sensinger, J. W., & Dosen, S. (2020). A review of sensory feedback in upper-limb prostheses from the perspective of human motor control. *Frontiers in Neuroscience*, 14, 345.  
doi.org/10.3389/fnins.2020.00345
- M. F. Shah, S. Hussain, R. Goecke and P. K. Jamwal, "Mechanism Design and Control of Shoulder Rehabilitation Robots: A Review," in *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 5, no. 4, pp. 780-792, Nov. 2023  
doi:10.1109/TMRB.2023.3310086.
- SHANKMAN, Gary A.; MANSKE, Robert C. *Fundamental Orthopedic Management for the Physical Therapist Assistant-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2014.



ISBN: 978-0-323-02002-2

- SHEIKHZADEH, Ali, et al. Three-dimensional motion of the scapula and shoulder during activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 2008, 17.6: 936-942.  
doi.org/10.1016/j.jse.2008.04.008
- Shen, Y., Ferguson, P. W., & Rosen, J. (2020). Upper limb exoskeleton systems—overview. *Wearable Robotics*, 1-22.  
doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00001-1
- Shen, Y., & Rosen, J. (2020). EXO-UL upper limb robotic exoskeleton system series: from 1 DOF single-arm to (7+ 1) DOFs dual-arm. In *Wearable Robotics* (pp. 91-103). Academic Press.  
doi.org/10.1016/B978-0-12-814659-0.00005-9
- Silver, D. (1923). Measurement of the range of motion in joints. *JBJS*, 5(3), 569-578.
- Smail, L. C., Neal, C., Wilkins, C., & Packham, T. L. (2021). Comfort and function remain key factors in upper limb prosthetic abandonment: findings of a scoping review. *Disability and rehabilitation: Assistive technology*, 16(8), 821-830.  
doi.org/10.1080/17483107.2020.1738567
- Smits-Engelsman, B., Klerks, M., & Kirby, A. (2011). Beighton score: a valid measure for generalized hypermobility in children. *The Journal of pediatrics*, 158(1), 119-123.  
doi.org/10.1016/j.jpeds.2010.07.021
- Spruyt, V., Ledda, A., & Philips, W. (2014). Robust arm and hand tracking by unsupervised context learning. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(7), 12023–12058.  
doi.org/10.3390/s140712023
- Standring, S. (Ed.). (2021). *Gray's anatomy e-book: the anatomical basis of clinical practice*. Elsevier Health Sciences.  
ISBN: 978-0-7020-7705-0
- Stewart, D. (1965). A platform with six degrees of freedom. *Proceedings of the institution of mechanical engineers*, 180(1), 371-386.  
doi.org/10.1243/PIME\_PROC\_1965\_180\_029\_02
- STRUYF, F., et al. Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 2011, 21.3: 352-358.  
doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01274.x
- DAYANIDHI, Sudarshan, et al. Scapular kinematics during humeral elevation in adults and children. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20.6: 600-606.  
doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.03.002
- SUI, Dongbao, et al. Design of a wearable upper-limb exoskeleton for activities assistance of daily living. In: 2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM). IEEE, 2017. p. 845-850.  
doi.org/10.1109/AIM.2017.8014123
- SUPRAK, David N., et al. Shoulder joint position sense improves with elevation angle in a novel, unconstrained task. *Journal of orthopaedic research*, 2006, 24.3: 559-568.  
doi.org/10.1002/jor.20095
- Takebayashi, T., Takahashi, K., Amano, S., Uchiyama, Y., Gosho, M., Domen, K., & Hachisuka, K. (2018). Assessment of the efficacy of ReoGo-J robotic training against other rehabilitation therapies for upper-limb hemiplegia after stroke: Protocol for a randomized controlled trial. *Frontiers in neurology*, 9, 730.  
doi.org/10.3389/fneur.2018.00730
- Tang, G., Sheng, J., Wu, C., Wang, D., & Men, S. (2022). Kinematic analysis of seven-degree-of-freedom exoskeleton rehabilitation manipulator. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 19(1), 17298814211067668.

- doi.org/10.1177/17298814211067668  
Online ISSN: 1729-8814
- Tessler, J., & Talati, R. (2019). Axillary Nerve Injury. PMID: 30969717
- Thangarajah, T., & Lambert, S. (2016). Management of the unstable shoulder. *British Journal of Sports Medicine*, 50(7), 440-447.  
<http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2015-h2537rep>
- Thøgersen, M. B., Mohammadi, M., Gull, M. A., Bengtson, S. H., Kobbelgaard, F. V., Bentsen, B., ... & Andreasen Struijk, L. N. (2022). User based development and test of the EXOTIC exoskeleton: empowering individuals with tetraplegia using a compact, versatile, 5-DoF upper limb exoskeleton controlled through intelligent semi-automated shared tongue control. *Sensors*, 22(18), 6919.  
doi.org/10.3390/s22186919
- TRIFFITT, Paul D. The relationship between motion of the shoulder and the stated ability to perform activities of daily living. *JBJS*, 1998, 80.1: 41-6.  
doi.org/10.2106/00004623-199801000-00008
- VAN ANDEL, Carolien J., et al. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & posture*, 2008, 27.1: 120-127.  
doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.002
- van Anel, C. J., Wolterbeek, N., Doorenbosch, C. A., Veeger, D. H., & Harlaar, J. (2008). Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait & posture*, 27(1), 120-127.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.002>
- Van Engelhoven, L., & Kazerooni, H. (2019, March). Design and intended use of a passive actuation strategy for a shoulder supporting exoskeleton. In *2019 Wearable Robotics Association Conference (WearRAcon)* (pp. 7-12). IEEE.  
ISBN:978-1-5386-8057-5  
doi:10.1109/WEARRACON.2019.8719402
- VARGHESE, Rejin John, et al. Wearable robotics for upper-limb rehabilitation and assistance: A review of the state-of-the-art challenges and future research. In: *Wearable Technology in Medicine and Health Care*. Elsevier, 2018. p. 340.
- Vazzoler, G., Bilancia, P., Berselli, G., Fontana, M., & Frisoli, A. (2022). Analysis and Preliminary Design of a Passive Upper Limb Exoskeleton. *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, 4(3), 558-569.  
doi:10.1109/TMRB.2022.3186903
- Verweij, L. P., Pruijssen, E. C., Kerkhoffs, G. M., Blankevoort, L., Sierevelt, I. N., van Deurzen, D. F., & van den Bekerom, M. P. (2021). Treatment type may influence degree of post-dislocation shoulder osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 29(7), 2312-2324.  
doi.org/10.1007/s00167-020-06263-3
- VLACHOS, Evgenios; JOCHUM, Elizabeth; DEMERS, Louis-Philippe. HEAT: The harmony exoskeleton self-assessment test. In: *2018 27th IEEE international symposium on robot and human interactive communication (RO-MAN)*. IEEE, 2018. p. 577-582.  
doi.org/10.1109/ROMAN.2018.8525775
- Wahab, H., Hasan, O., Habib, A., & Baloch, N. (2019). Arthroscopic removal of loose bodies in synovial chondromatosis of shoulder joint, unusual location of rare disease: a case report and literature review. *Annals of Medicine and Surgery*, 37, 25-29.  
doi.org/10.1016/j.amsu.2018.11.016

- Watanabe, H., Ogata, K., Amano, T., & Okabe, T. (1979). The range of joint motions of the extremities in healthy Japanese people--the difference according to the age (author's transl). *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, 53(3), 275-261.  
PMID: 448214
- Ward, S. R., Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2011). Biomechanical applications to joint structure and function. *Joint Structure and Function*. 5th ed. Philadelphia, PA: FA Davis, 3-63.
- WEI, Ruihua, et al. Adaptive iterative learning control design for RUPERT IV. In: 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. IEEE, 2008. p. 647-652.  
doi.org/10.1109/BIOROB.2008.4762841
- West, C. C. (1945). Measurement of joint motion. *Archives of Physical Medicine*, 26, 414-425.
- White, A. A. P. M. (1990). Clinical biomechanics of the spine. *Clinical biomechanics of the spine*.  
CRID: 1570291225216893568
- Wittmann, F., Lamercy, O., & Gassert, R. (2019). Magnetometer-based drift correction during rest in IMU arm motion tracking. *Sensors*, 19(6), 1312.  
doi.org/10.3390/s19061312
- Wolf, S. L., Sahu, K., Bay, R. C., Buchanan, S., Reiss, A., Linder, S., ... & Alberts, J. (2015). The HAAP (Home Arm Assistance Progression Initiative) trial: a novel robotics delivery approach in stroke rehabilitation. *Neurorehabilitation and neural repair*, 29(10), 958-968.  
doi.org/10.1177/15459683155756
- WU, Ge, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 2005, 38.5: 981-992.  
doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... & Buchholz, B. (2005). International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, 38(5), 981-92.  
doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
- Xue, Y., Ju, Z., Xiang, K., Chen, J., & Liu, H. (2018). Multimodal human hand motion sensing and analysis—A review. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*, 11(2), 162-175.  
doi:10.1109/TCDS.2018.2800167
- Yahya, M., Shah, J., Kadir, K., Warsi, A., Khan, S., & Nasir, H. (2019, May). Accurate shoulder joint angle estimation using single RGB camera for rehabilitation. In 2019 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) (pp. 1-6). IEEE.  
doi:10.1109/I2MTC.2019.8827104; ISBN:978-1-5386-3461-5
- YAVER, Jeff. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. Physical Therapy, 2002, 82.6: 626.  
ISBN: 0-8016-7205-8
- ZHAO, K. D., et al. Scapulothoracic and Glenohumeral Kinematics During Daily Tasks in Users of Manual Wheelchairs. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 3: 183.  
http://dx.doi.org/10.3389/fbioe.2015.00183
- Zhao, T. J., Yuan, J., Zhao, M. Y., & Tan, D. L. (2006, December). Research on the Kinematics and Dynamics of a 7-DOF Arm of Humanoid Robot. In 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (pp. 1553-1558). IEEE.  
doi:10.1109/ROBIO.2006.340175

- ZHOU, Zhihao; WANG, Zilu; WANG, Qining. On the Design of Rigid-Soft Hybrid Exoskeleton Based on Remote Cable Actuator for Gait Rehabilitation. In: 2020 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM). IEEE, 2020. p. 1902-1907.  
doi.org/10.1109/AIM43001.2020.9159027
- Zimmermann, Y., & Hutter, M. (2022). Performing Activities of Daily Living with a Fully Actuated 9-DOF Shoulder and Arm Exoskeleton. In 39th IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2022) (p. 120A). ETH Zurich.  
doi.org/10.3929/ethz-b-000587321
- <http://www.ancaarau.ro/2020/01/romania-inregistreaza-anual-60-000-de-cazuri-de-accident-vascular-cerebral-dintre-care-8-200-sfarsesc-prin-decese-desi-exista-tratamente-eficiente-de-preventie/> (Apr 2020)
- <http://www.albertaoandp.com/shoulder-orthoses> (Nov 2021)
- <http://www.hotnews.ro/stiri-sanatate-23235497-4-romani-mor-fiecare-ora-din-cauza-unui-accident-vascular-cerebral-medicii-cer-finantare-centre-noi-pentru-putea-reduce-numarul-deceselor.htm> (Nov. 2021)
- [www.who.int/publications/i/item/9789241512480](http://www.who.int/publications/i/item/9789241512480) (Nov 2021)