



ŞCOALA DOCTORALĂ INTERDISCIPLINARĂ

Facultatea: Inginerie Tehnologică și Management Industrial

Ing. Georgiana VETRICE

# Cercetări privind echipamentele de reabilitare a articulației cotului acționate cu ajutorul mușchilor pneumatici

## Research concerning the elbow rehabilitation equipment actuated by pneumatic muscles

REZUMAT / ABSTRACT

Conducător științific

Prof.dr.ing. Andrea Cătălina DEACONESCU

BRAȘOV, 2022



D-lui (D-nei) .....

## COMPONENȚA

### Comisiei de doctorat

Numită prin ordinul Rectorului Universității Transilvania din Braşov

Nr. .... din .....

PREȘEDINTE:	Prof.dr.ing. Gheorghe OANCEA, Universitatea Transilvania din Braşov
CONDUCĂTOR ȘTIINȚIFIC:	Prof.dr.ing. Andrea Cătălina DEACONESCU, Universitatea Transilvania din Braşov
REFERENȚI:	Prof.dr.ing. Miron ZAPCIU, Universitatea Politehnică din București Prof.dr.ing. Cătălin Gabriel DUMITRAȘ, Universitatea Tehnică Gh. Asachi Iași Conf.dr.ing. Cristian PISARCIUC, Universitatea Transilvania din Braşov

Data, ora și locul susținerii publice a tezei de doctorat: ....., ora ....., sala .....

Eventualele aprecieri sau observații asupra conținutului lucrării vor fi transmise electronic, în timp util, pe adresa [vetrice.georgiana@unitbv.ro](mailto:vetrice.georgiana@unitbv.ro)

Totodată, vă invităm să luați parte la ședința publică de susținere a tezei de doctorat.

Vă mulțumim.

## CUPRINS

	Pg. teza	Pg. rezumat
PREFAȚĂ .....	5	-
CUPRINS .....	7	3
INTRODUCERE .....	13	9
<b>PARTEA I. STADIUL ACTUAL PRIVIND CONSTRUCȚIA ECHIPAMENTELOR DE REABILITARE A ARTICULAȚIEI COTULUI</b> .....	<b>15</b>	<b>11</b>
1. Reabilitarea articulației cotului .....	15	11
1.1 Introducere .....	15	11
1.1.1 Biomecanica umană .....	15	-
1.1.2 Biomecanica articulației cotului .....	16	11
1.1.3 Patologii ale articulației cotului .....	19	-
1.1.4 Lipsa mișcării și efectele sale asupra organismului .....	21	12
1.2 Reabilitarea articulației cotului .....	22	13
1.2.1 Recuperarea medicală .....	22	-
1.2.2 Tratamentul fizical-kinetic și recuperarea medicală a articulației cotului .....	24	-
1.2.3 Kinetoterapia .....	26	-
1.2.3.1 Tehnici utilizate în kinetoterapie .....	27	-
1.2.3.2 Metode utilizate în kinetoterapie .....	34	-
1.2.4 Mișcarea pasivă continuă .....	35	13
1.2.5 Planuri de tratament .....	37	-
1.2.6 Necesitatea utilizării echipamentelor de reabilitare .....	42	13
1.2.7 Eficiența utilizării echipamentelor de reabilitare prin mișcare pasivă continuă .....	44	-
1.2.8 Exemple de echipamente de reabilitare a articulației cotului .....	48	-
1.2.8.1 Echipamente de reabilitare acționate electric .....	48	-
1.2.8.2 Echipamente de reabilitare acționate pneumatic .....	56	-
1.3 Concluzii .....	59	14
2. Acționarea echipamentelor de reabilitare a articulației cotului .....	61	15
2.1 Tipuri de acționări .....	61	-

2.2 Acționări pneumatice .....	65	-
2.2.1 Generalități .....	65	-
2.2.2 Prepararea aerului comprimat .....	67	-
2.2.3 Actuatori pneumatici .....	70	-
2.3 Mușchii pneumatici .....	75	15
2.4 Concluzii .....	81	16
3. Obiectivele tezei .....	83	17
<b>PARTEA A II-A. STUDII TEORETICE PRIVIND POSIBILITATEA ACȚIONĂRII CU AJUTORUL MUȘCHILOR PNEUMATICI A ECHIPAMENTELOR DE REABILITARE A ARTICULAȚIEI COTULUI .....</b>	<b>85</b>	<b>19</b>
4. Structura și cinematica echipamentului pentru reabilitarea articulației cotului .....	85	19
.....		
4.1 Introducere .....	85	-
4.2 Analiza structurală a echipamentului de reabilitare .....	87	-
4.3 Analiza cinematică a sistemului .....	94	-
4.4 Calculul modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie .....	98	19
4.4.1 Analiza statică a modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie .....	105	23
4.4.2 Analiza dinamică a modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie .....	115	32
4.5 Calculul modulului de rotație destinat mișcărilor de pronție/supinație ...	119	33
4.5.1 Analiza statică a modulului de rotație destinat mișcărilor de pronție/supinație .....	122	34
4.5.2 Analiza dinamică a modulului de rotație destinat mișcărilor de pronție/supinație .....	128	39
4.6 Concluzii .....	131	40
5. Modelarea geometrică a echipamentului de reabilitare .....	133	41
6. Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului .....	139	43
6.1 Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului pentru mișcarea de flexie/extensie .....	146	44
6.2 Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului pentru mișcarea de pronție/supinație .....	150	45

6.3 Concluzii .....	151	45
 <b>PARTEA A III-A. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND PERFORMANȚELE UNUI ECHIPAMENT DE REABILITARE A ARTICULAȚIEI COTULUI, ACȚIONAT CU AJUTORUL MUȘCHILOR PNEUMATICI .....</b>		
7. Construcția echipamentului de reabilitare .....	153	46
8. Studii privind comportamentul în exploatare al echipamentului de reabilitare .....	159	49
8.1 Cercetări privind performanțele modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie .....	159	49
8.1.1 Etalonarea traductorului destinat măsurării unghiului de rotație al mișcărilor de flexie/extensie .....	159	49
8.1.2 Determinarea corelației unghi de rotire – presiune de alimentare .....	161	51
8.2 Cercetări privind performanțele modulului de rotație destinat mișcărilor de pronație/supinație .....	168	55
8.3 Concluzii .....	173	59
9. Concluzii și contribuții personale .....	175	60
9.1 Concluzii generale .....	175	60
9.2 Contribuții personale .....	177	62
9.3 Dezvoltări viitoare .....	178	63
9.4 Valorificarea tezei .....	178	63
Bibliografie (extras) .....	179	64
Anexe .....	189	-
Anexa 1, Succesiunea valorilor tensiunilor de ieșire (etalonarea traductorului de poziție .....	189	-
Anexa 2, Succesiunea valorilor presiunilor de alimentare și a tensiunilor de ieșire aferente mișcării de flexie/extensie (extras) .....	190	-
Anexa 3, Succesiunea valorilor presiunilor de alimentare și a tensiunilor de ieșire aferente mișcării de pronație/supinație (extras) .....	192	-
Anexa 4, Rezumat .....	194	67

## CONTENT

	Pg. thesis	Pg. abstract
PREFACE .....	5	-
CONTENT .....	7	3
INTRODUCTION .....	13	9
<b>PART I. STATE OF THE ART OF ELBOW JOINT REHABILITATION EQUIPMENTS</b>		
<b>CONSTRUCTION</b> .....	15	11
1. Elbow joint rehabilitation .....	15	11
1.1 Introduction .....	15	11
1.1.1 Human biomechanics .....	15	-
1.1.2 Elbow joint biomechanics .....	16	11
1.1.3 Elbow joint pathologies .....	19	-
1.1.4 Lack of movement and its effects .....	21	12
1.2 Elbow joint rehabilitation .....	22	13
1.2.1 Medical recovery .....	22	-
1.2.2 Kinetic physical therapy and medical recovery of the elbow joint .....	24	-
1.2.3 Kinesiotherapy .....	26	-
1.2.3.1 Techniques used in kinesiotherapy .....	27	-
1.2.3.2 Methods used in kinesiotherapy .....	34	-
1.2.4 Continuous passive motion .....	35	13
1.2.5 Treatment plans .....	37	-
1.2.6 The necessity of using rehabilitation equipments .....	42	13
1.2.7 The efficiency of using continuous passive motion rehabilitation equipments .....	44	-
1.2.8 Examples of elbow rehabilitation equipments .....	48	-
1.2.8.1 Electrically driven rehabilitation equipments .....	48	-
1.2.8.2 Pneumatically driven rehabilitation equipments .....	56	-
1.3 Conclusion .....	59	14
2. Actuation of elbow joint rehabilitation equipments .....	61	15
2.1 Types of actuations .....	61	-
2.2 Pneumatic actuation .....	65	-
2.2.1 Generalities .....	65	-

2.2.2 Compressed air preparation .....	67	-
2.2.3 Pneumatic actuators .....	70	-
2.3 Pneumatic artificial muscles .....	75	15
2.4 Conclusion .....	81	16
3. Thesis objectives .....	83	17
<b>PART II. THEORETICAL STUDIES ON THE ELBOW JOINT REHABILITATION EQUIPMENT ACTUATED BY PNEUMATIC ARTIFICIAL MUSCLES</b> .....	85	19
4. Structure and kinematics of elbow rehabilitation equipment .....	85	19
4.1 Introduction .....	85	-
4.2 Structural analysis of elbow rehabilitation equipment .....	87	-
4.3 Kinematic analysis of the system .....	94	-
4.4 Calculus of the rotation module responsible for conducting flexion/extension motions .....	98	19
4.4.1 Static analysis of the rotation module generating flexion/extension motions .....	105	23
4.4.2 Dynamic analysis of the rotation module generating flexion/extension motions .....	115	32
4.5 Calculus of the rotation module responsible for conducting pronation/supination motions .....	119	33
4.5.1 Static analysis of the rotation module generating pronation/supination motions .....	122	34
4.5.2 Dynamic analysis of the rotation module generating pronation/ supination motions .....	128	39
4.6 Conclusion .....	131	40
5. Geometric modeling of the elbow rehabilitation equipment .....	133	41
6. Mechanical stress evaluation of the equipment .....	139	43
6.1 Mechanical stress evaluation of the equipment for flexion/extension motions .....	146	44
6.2 Mechanical stress evaluation of the equipment for pronation/supination motions .....	150	45
6.3 Conclusion .....	151	45

<b>PART III. EXPERIMENTAL RESEARCH REGARDING PERFORMANCES OF ELBOW JOINT REHABILITATION EQUIPMENT ACTUATED BY PNEUMATIC MUSCLES .....</b>	<b>153</b>	<b>46</b>
7. Rehabilitation equipment construction .....	153	46
8. Studies on the operational behaviour of the rehabilitation equipment .....	159	49
8.1 Research on the performances of the rotation module for flexion/extension motions .....	159	49
8.1.1 Transducer calibration intended for measuring the rotation angle of flexion/extension motions .....	159	49
8.1.2 Establishing the correlation between rotation angle and supply pressure .....	161	51
8.2 Research on the performances of the rotation module for pronation/supination motions .....	168	55
8.3 Conclusion .....	173	59
9. Conclusion and personal contributions .....	175	60
9.1 General conclusion .....	175	60
9.2 Personal contributions .....	177	62
9.3 Further research .....	178	63
9.4 Dissemination of research results .....	178	63
References (extract).....	179	64
Annexes	189	-
Annex 1, Sequence of output voltage values (position transducer calibration)....	189	-
Annex 2, Sequence of supply pressure and output voltage values for flexion/extension motions (extract)	190	-
.....		
Annex 3, Sequence of supply pressure and output voltage values for pronation/supination motions (extract) .....	192	-
Annex 4, Abstract .....	194	67



## INTRODUCERE

Subiectul tratat în cadrul prezentei teze de doctorat este unul de mare actualitate la nivel mondial. Progresele înregistrate în ultimii ani în dezvoltarea echipamentelor de reabilitare prin mișcare pasivă continuă din ce în ce mai performante au determinat concentrarea cercetărilor pe dezvoltarea unui astfel de echipament de reabilitare a articulației cotului, acționat cu mușchi pneumatici. În acest sens, teza de doctorat este axată pe cercetări teoretice și experimentale privind conceperea, testarea și validarea modelului propus.

Teza este structurată în trei părți, acoperind astfel toate aspectele importante ale subiectului tratat. Prima parte conține o analiză detaliată a articulației cotului, precum și a stadiului actual al construcției echipamentelor de reabilitare pentru aceasta. În urma acestei analize a fost propusă construcția unui echipament de reabilitare a articulației cotului acționat cu mușchi pneumatici, pentru care, în partea a doua a tezei, s-au realizat studii teoretice (modelări cinematice, geometrice și verificări mecanice). În cea de-a treia parte a tezei este prezentat un prototip de echipament de reabilitare acționat cu mușchi pneumatici. Acesta a fost supus unor teste experimentale privind comportamentul și performanțele sale în exploatare, demonstrându-se astfel eficiența sa.

Cele 3 părți componente sunt structurate în 9 capitole, desfășurate pe 193 de pagini și cuprind 168 de figuri, 15 tabele, 75 de relații matematice de calcul și 128 de surse bibliografice.

**Partea I** a tezei de doctorat, intitulată „**Stadiul actual privind construcția echipamentelor de reabilitare a articulației cotului**” conține analiza stadiului actual al obiectului de cercetare și anume: fundamentarea conceptelor de bază cu privire la articulația cotului, informații despre tipurile de acționare posibile, precum și o prezentare a echipamentelor de reabilitare existente. **Capitolul 1**, denumit „**Reabilitarea articulației cotului**” prezintă noțiuni referitoare la biomecanica articulației cotului și patologiiile acesteia, kinetoterapie (accentul punându-se pe metoda mișcării pasive continue), importanța utilizării echipamentelor de reabilitare, precum și exemplificarea variantelor de echipamente de reabilitare a articulației cotului actuale. **Capitolul 2**, intitulat „**Acționarea echipamentelor de reabilitare a articulației cotului**” descrie trei tipuri de acționări: electrică, hidraulică și pneumatică, atenția îndreptându-se spre actuatori și mușchi pneumatici. În **Capitolul 3** sunt prezentate **obiectivul principal al tezei de doctorat** și anume conceperea unui echipament de reabilitare a articulației cotului acționat cu mușchi pneumatici, precum și **obiectivele specifice** care contribuie la îndeplinirea acestuia.

**Partea a II-a**, – „**Studii teoretice privind posibilitatea acționării cu ajutorul mușchilor pneumatici a echipamentelor de reabilitare a articulației cotului**” cuprinde 3 capitole, pe parcursul cărora s-au studiat:

structura, cinematica, modulele de rotație, modelarea geometrică și verificarea la solicitări mecanice a echipamentului propus. **Capitolul 4 – „Structura și cinematica echipamentului pentru reabilitarea articulației cotului”** cuprinde analiza structurală și cinematică a echipamentului de reabilitare, precum și dimensionarea modulelor de rotație destinate mișcărilor de flexie/extensie și pronție/supinație, atât prin analize statice, cât și dinamice. **Capitolul 5**, cu titlul **„Modelarea geometrică a echipamentului de reabilitare”** conține modelarea 3D a două variante constructive ale echipamentului de reabilitare în programul CAD CATIA și alegerea celei mai bune opțiuni. **Capitolul 6 – „Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului”** prezintă analiza cu element finit pentru mișcările de flexie/extensie și pronție/supinație, determinând zonele maxime de tensiune și deformările ce pot apărea.

**Partea a III-a** a tezei de doctorat, denumită **„Cercetări experimentale privind performanțele unui echipament de reabilitare a articulației cotului, acționat cu ajutorul mușchilor pneumatici”** cuprinde următoarele trei capitole:

**Capitolul 7 – „Construcția echipamentului de reabilitare”**, în cadrul căruia este prezentat prototipul echipamentului de reabilitare (construcția mecanică a acestuia și instalația pneumatică).

**Capitolul 8 – „Studii privind comportamentul în exploatare al echipamentului de reabilitare”** cuprinde etalonarea traductorului de poziție destinat măsurării unghiurilor de rotație, determinarea ecuațiilor ce descriu dependențele unghiurilor de rotație ale celor două module de presiunea de alimentare, definirea intervalelor de mișcare, precum și evidențierea fenomenului de histerezis.

**Capitolul 9 – „Concluzii și contribuții personale”** conține o sinteză a rezultatelor obținute și a contribuțiilor originale aduse tezei. De asemenea, sunt evidențiate modalitățile prin care acestea pot fi valorificate, precum și direcțiile viitoare de cercetare spre care trebuie concentrate eforturile.

Teza de doctorat aduce contribuții originale legate de conceperea unui echipament de reabilitare a articulației cotului acționat cu mușchi pneumatici, contribuind astfel la extinderea cercetărilor în domeniu și încurajând, de asemenea, inovarea în această direcție.

## PARTEA I. STADIUL ACTUAL PRIVIND CONSTRUCȚIA ECHIPAMENTELOR DE REABILITARE A ARTICULAȚIEI COTULUI

### Capitolul 1. Reabilitarea articulației cotului

#### 1.1 Introducere

##### 1.1.2 Biomecanica articulației cotului

Articulația cotului este una mobilă complexă, formată de extremitatea inferioară a osului humerus și extremitatea superioară a oaselor radius și ulna, după cum se poate observa în Fig. 1.2. Prin asocierea acestor trei oase se poate spune că se formează trei articulații (humero-ulnară, humero-radială și radio-ulnară), însă, fiind conectate în interiorul aceleiași capsule, unii autori sunt de părere că se formează o singură articulație [PAP87].

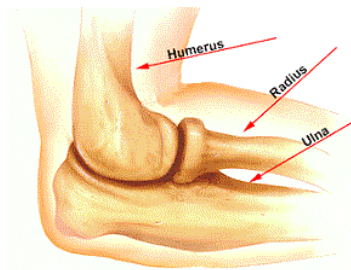


Fig. 1.2 Articulația cotului [\*\*\*01]

Această articulație reprezintă legătura dintre braț și antebraț. Mușchii implicați în mișcările cotului sunt flexori (dintre care cel mai important este bicepsul) și extensori (dintre care cel mai important este tricepsul).

Cotul este o articulație care asigură două grade de mobilitate și care permite efectuarea mișcărilor de flexie/extensie, respectiv pronație/supinație [MOR09]. Caracteristică mișcării de flexie/extensie este articulația humero-ulnară, iar celei de pronație/supinație articulația radio-ulnară.

Mișcarea de flexie, exemplificată în Fig. 1.3, se obține prin apropierea antebrațului de braț, unghiul maxim de rotație fiind de 150°. Cotul este funcțional și la o amplitudine a mișcării ce variază între 30° și 130°. Mișcarea de extensie se obține prin îndepărtarea antebrațului de braț, conform Fig. 1.4. Extensia poate avea valori cuprinse între 5° și 10° (hiperextensie).

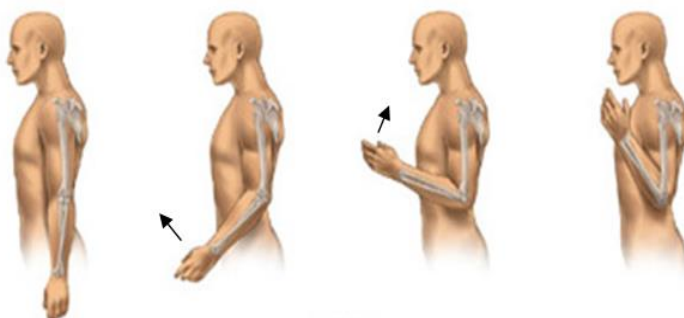


Fig. 1.3 Mișcarea de flexie [\*\*\*02]



Fig. 1.4 Mișcarea de extensie [\*\*\*02]

Pronosupinația constă în rotirea antebrăului în jurul axei sale longitudinale. În Fig. 1.5 este redată poziția de zero, atunci când brațul este fixat lângă trunchi, antebrăul flexat la  $90^\circ$ , iar palma are policele în sus. Mișcarea de pronație este mișcarea de rotație internă a antebrăului, prin care policele se apropie de trunchi, palma privind în jos. Unghiul maxim de rotație este de  $90^\circ$  (Fig. 1.6), însă și la o valoare de  $50^\circ$  cotul este funcțional.

Mișcarea de supinație reprezintă rotația externă a antebrăului, prin care policele se depărtează de trunchi, palma privind în sus. Unghiul maxim de rotație este de  $90^\circ$  (Fig. 1.7), însă analog cu mișcarea de pronație, la o amplitudine a mișcării de  $50^\circ$  cotul este considerat funcțional.

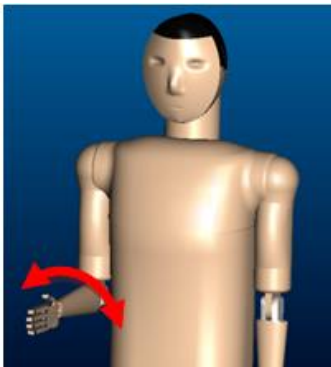


Fig. 1.5 Poziția de zero



Fig. 1.6 Mișcarea de pronație



Fig. 1.7 Mișcarea de supinație

Mișcările membrului superior sunt unele dintre cele mai importante pentru om, fiind o cerință esențială pentru independența personală. Folosirea eficientă a mâinii presupune ca articulația cotului să fie stabilă, fără a simți durere sau disconfort, pentru efectuarea majorității activităților zilnice [KOD13]. Sunt însă situații în care, din cauza lezării capsulei, a dezvoltării adeziunilor și a țesuturilor cicatriciale, articulația cotului este predispusă afecțiunilor posttraumatice.

#### 1.1.4 Lipsa mișcării și efectele sale asupra organismului

Rigiditatea articulației este una dintre cele mai frecvente probleme întâlnite în urma intervențiilor chirurgicale sau a traumelor suferite, traumă reprezentând orice leziune fizică a unei articulații.

Scăderea mobilității articulare în urma intervențiilor chirurgicale provoacă uneori chiar și dureri. Este demonstrat clinic faptul că imobilizarea prelungită are efecte negative asupra corpului uman, încetinind perioada de recuperare și procesul de vindecare [SAL89]. Pentru a preveni această situație, mobilizarea articulației trebuie inițiată cât mai curând posibil; în caz contrar crește riscul apariției rigidității pentru o perioadă mai îndelungată și recuperarea va dura mai mult timp, conform lucrării [KEE14].

În unele cazuri însă, repausul posttraumatic este eficient, cu condiția să nu depășească 2-3 zile. Prolungirea repausului atrage după sine efecte negative asupra diverselor structuri și funcții ale organismului [DEA09a].

Este cunoscut faptul că în lipsa mișcării sunt afectați și mușchii. Din cauza imobilizării, aceștia se atrofiază

[VET17a]. În cazul mușchiului atrofiat, mărimea, puterea și mobilitatea acestuia sunt diminuate, așadar refacerea tonusului muscular devine o cerință esențială.

Refacerea naturală a mobilității poate dura uneori chiar și câteva luni, însă folosirea metodelor adecvate împiedică formarea țesutului cicatricial, scade rigiditatea articulației și accelerează vindecarea [VET16a].

## **1.2 Reabilitarea articulației cotului**

### **1.2.4. Mișcarea pasivă continuă**

Mișcarea pasivă continuă (Continuous Passive Motion – CPM) este o procedură terapeutică ce constă în aplicarea asupra articulației afectate a unei serii de mișcări, fără efortul propriu al pacientului. Acest lucru se realizează cu ajutorul unui kinetoterapeut sau prin intermediul unui echipament special conceput.

Mișcarea pasivă continuă este prima etapă a procesului de reabilitare. Scopul acestei proceduri este acela de a ține sub control durerea postoperatorie, de a reduce inflamarea și de a furniza mișcări lente și neîntrerupte articulației lezate într-un anumit plan.

Pentru ca această tehnică să fie folosită corect trebuie cunoscute în prealabil anumite informații despre starea pacientului, printre cele mai importante numărându-se: diagnosticul, alte boli conexe, gradul de mobilitate articulară și starea morfo-patologică a regiunii asupra căreia se va interveni.

Studiile clinice au demonstrat următoarele beneficii ale utilizării mișcării pasive continue [\*\*\*13]:

- previne rigiditatea articulară și ajută la recuperarea mai rapidă a mișcărilor și funcțiilor normale ale articulației;
- previne adeziunile ce se formează în interiorul articulației și contracțiile din afara articulației;
- stimulează vindecarea și regenerarea cartilajului articular, prin creșterea activității metabolice și de nutriție;
- reduce necroza și îmbunătățește rezistența la tracțiune în tendon și ligament.

### **1.2.6. Necesitatea utilizării echipamentelor de reabilitare**

După cum s-a specificat anterior, mișcarea pasivă continuă se poate realiza fie cu ajutorul unui kinetoterapeut, fie prin intermediul unui echipament special conceput. Aceste echipamente destinate mișcării pasive continue oferă un confort sporit și siguranță în lucrul cu pacienții, motiv pentru care sunt de preferat în cadrul recuperării posttraumatice [ORA07].

Scopul pentru care au fost create a fost acela de a înlocui munca fizică depusă de kinetoterapeut pentru realizarea acestor mișcări, efectele fiind similare sau chiar superioare [VET17b].

Parametrii de execuție ai dispozitivelor ce folosesc tehnica mișcării pasive continue sunt: forța, viteza, durata și frecvența, mărimi care trebuie adaptate atât stării de sănătate a pacientului, cât și scopului propus.

Recuperarea pacienților presupune restabilirea în totalitate a funcțiilor motrice reduse sau pierdute. Procesul de vindecare începe în spital și se continuă, dacă este necesar și în afara lui. Acesta este principalul avantaj al echipamentelor, posibilitatea utilizării lor atât în unitățile de îngrijire, cât și la domiciliul pacientului.

Aceste echipamente se adresează unei categorii largi de pacienți, având posibilitatea utilizării lor începând cu ziua următoare intervenției chirurgicale suferite. Cercetările în domeniu au demonstrat eficiența utilizării acestor echipamente, rezultatele fiind: o recuperare rapidă și o durere postoperatorie minimă, iar astfel, cantitatea de medicamente consumată de pacienți este mai mică.

Dintre avantajele echipamentelor de rehabilitare se amintesc următoarele:

- vindecare rapidă a pacienților;
- utilizare facilă și sigură;
- sporirea confortului pacientului;
- rezultate finale mai bune;
- rezistență îndelungată;
- posibilitatea utilizării lor atât în unități specializate, cât și la domiciliul pacientului.

### **1.3 Concluzii**

Cotul este o articulație care produce cu mare ușurință redori, întrucât este puțin învelită de masă musculară, fiind însă înconjurată de tendoane. Acest lucru îngreunează procesul de recuperare. Traumatismele cotului variază de la contuzii, plăgi, entorse, fracturi până la leziuni ale nervilor. Acestea pot determina sechele ce limitează mobilitatea cotului sau a altor articulații învecinate (umărului, pumnului etc.) și afectează mușchii membrului superior. Recâștigarea mobilității unui cot deficitar (recuperarea mișcărilor de flexie/extensie și pronație/supinație) este indispensabilă funcționalității întregului membru superior.

Imobilizarea articulației cotului, exceptând cazurile când aceasta este benefică, are efecte negative asupra corpului uman. De aceea, este recomandat ca procesul de recuperare să înceapă cât mai repede posibil.

Recuperarea medicală este o activitate complexă ce presupune redobândirea funcțiilor motrice diminuate sau pierdute ale unei persoane, menite să îi asigure acesteia independența personală și economică. Pentru ca rehabilitarea posttraumatică sau postoperatorie să fie un succes, este necesar un plan de tratament individualizat. Însă, oricare ar fi cauzele care au condus la apariția unui cot deficitar, un plan de recuperare corect trebuie să aibă în vedere trei aspecte de bază:

- recâștigarea amplitudinilor de mișcare trebuie să se facă treptat, cerință indispensabilă pentru redobândirea funcțiilor motorii;
- mișcările să fie indolore, orice manevră nedorită provocând imediat inflamare și durere, dând

naștere la redoare articulară;

- atât recuperarea amplitudinii de mișcare, cât și redobândirea forței musculare.

Cea mai importantă metodă folosită în recuperarea posttraumatică este kinetoterapia. Scopul kinetoterapiei este recuperarea mobilității articulare, concomitent cu ameliorarea durerilor. Obiectivele kinetoterapiei sunt variate și urmăresc relaxarea pacientului, corectarea posturii, îmbunătățirea mobilității articulare, a forței și rezistenței musculare, precum și antrenarea la efort a acestuia.

Mișcarea pasivă continuă este o tehnică foarte des întâlnită în kinetoterapia pasivă, fiind executată de o forță exterioară, kinetoterapeut sau echipament de recuperare, fără participarea activă a pacientului. Aceasta este benefică în prevenirea rigidității articulare, în reducerea durerii în timpul recuperării și în prevenirea complicațiilor precum formarea țesutului cicatricial fibros sau atrofie musculară.

Utilizarea mișcării pasive continue s-a dovedit a fi foarte eficientă și la costuri mai scăzute comparativ cu alte terapii. Planul de recuperare este individualizat, perioada de utilizare variind de la câteva zile la câteva luni, în special în cazul folosirii echipamentelor de rehabilitare. Un mare avantaj al echipamentelor, pe lângă siguranță și confort, este acela că se pot folosi și la domiciliul pacientului, nu numai în unitățile medicale.

Majoritatea dispozitivelor de rehabilitare a articulației cotului comercializate în momentul de față este acționată cu motoare electrice, vitezele de rotație având valori cuprinse între  $0,6^\circ/s$  și  $4,5^\circ/s$ . După un studiu amănunțit al echipamentelor existente pe piață, acționate electric, s-a ajuns la concluzia că prețurile acestora sunt foarte mari. Astfel se explică necesitatea realizării unui echipament de rehabilitare a articulației cotului la costuri cât mai mici. În urma studiului brevetelor de invenție publicate în ultimii ani se constată o creștere a aplicabilității acționării pneumatice în construcția echipamentelor de rehabilitare a articulației cotului.

## **Capitolul 2. Acționarea echipamentelor de rehabilitare a articulației cotului**

### **2.3 Mușchii pneumatici**

Mușchiul pneumatic (Pneumatic Artificial Muscle – PAM) este unul dintre elementele care pot genera mișcarea în cadrul sistemelor de acționare pneumatice, transformând puterea pneumatică în forță de tragere. Elementul constitutiv de bază este o membrană elastică ce își mărește diametrul și își micșorează lungimea sub acțiunea aerului aflat la o presiune superioară celei atmosferice. Astfel, alimentarea cu aer comprimat îi permite mușchiului să efectueze o cursă proporțională cu valoarea presiunii de alimentare, după cum se poate observa în Fig. 2.14.

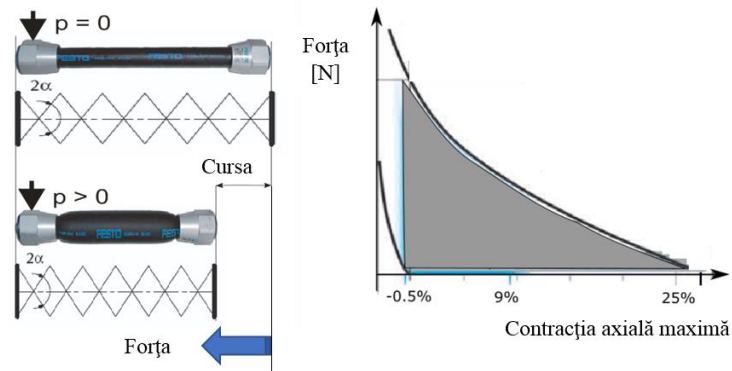


Fig. 2.14 Principiul și limitele de lucru al mușchilor pneumatici

Mușchiul pneumatic prezintă un capăt fix și unul mobil, cursa fiind realizată de capătul mobil al acestuia.

Pentru efectuarea cursei, fibrele se comportă asemănător unei perechi de foarfece, iar întreg ansamblu similar cu un resort, și anume: la capătul de cursă, forța dezvoltată de mușchi este nulă.

O proprietate importantă pe care mușchii pneumatici o manifestă este aceea de complianță ajustabilă. Actuatorii care manifestă o asemenea caracteristică sunt utilizați datorită avantajelor pe care le prezintă, dintre care se amintesc: capacitatea de diminuare a efectelor șocurilor mecanice, siguranța conferită în interacțiunea cu utilizatorul, precum și abilitatea de stocare și distribuire a energiei în componente elastice pasive.

Utilizarea actuatorilor cu complianță ajustabilă asigură adaptabilitatea sistemului acționat la situația concretă de lucru, uneori diferită de cea prevăzută inițial. Un sistem mecanic este adaptiv atunci când are capacitatea de a răspunde adecvat unor noi situații, în limitele lățimii de bandă mecanică, dictată de elasticitatea și de inerția sistemului, precum și de frecările interne. Într-un asemenea sistem nu este necesară prezența unor senzori sau a unor controllere complexe deoarece însuși sistemul mecanic este cel care asigură comportamentul adaptiv necesar [DEA17b].

În cazul sistemelor de rehabilitare, printr-un comportament adaptiv se înțelege răspunsul pe care sistemul îl oferă la apariția unui disconfort generat de durere în timpul derulării exercițiului de recuperare.

## 2.4 Concluzii

Sistemele de acționare pneumatice sunt preferate din ce în ce mai des în aplicații industriale, datorită caracteristicilor incontestabile, precum: robustețe, simplitate constructivă, fiabilitate, întreținere facilă și, nu în ultimul rând, cost de achiziție.

Elementele componente principale ale unui sistem pneumatic sunt generatorul de energie, grupul de preparare a aerului, distribuitorii și motoarele pneumatice. Acestea din urmă au rolul de a transforma energia pneumatică în energie mecanică, în scopul obținerii unei mișcări liniare sau rotative. Alegerea tipului de actuator se face în funcție de aplicație, de cerințele la care trebuie să răspundă și de mediul în



care va fi folosit.

Sistemele de acționare care utilizează mușchi pneumatici au cunoscut o largă răspândire datorită avantajelor pe care le posedă: greutate mică, forță dezvoltată mare, preț redus, compactitate, varietate mare de game dimensionale disponibile și capacitate de a genera forțe mari pe trasee scurte.

Cunoscute fiind avantajele (flexibilitate, siguranță în utilizare, silențiozitate, cost scăzut etc.) și performanțele mușchilor pneumatici Festo (comportament dinamic bun, valori mari ale forțelor dezvoltate, rezistență bună la coroziune), în această teză de doctorat s-a propus utilizarea lor pentru construcția echipamentelor de reabilitare a articulației cotului.

### Capitolul 3. Obiectivele tezei

Cunoscută fiind multitudinea dizabilităților provocate de afecțiunile posttraumatice ale articulației cotului și situația actuală existentă la nivel mondial în ceea ce privește construcția echipamentelor de reabilitare a articulației cotului, teza de doctorat își propune ca **obiectiv principal** construcția unui echipament de reabilitare a articulației cotului, caracterul de noutate absolută constând în modul de acționare – cu ajutorul mușchilor pneumatici.

*Caracterul fundamental* al cercetării îl reprezintă studiile teoretice realizate cu privire la situația actuală a echipamentelor de reabilitare a articulației cotului, a sistemelor de acționare utilizate și, în cadrul acestora, a performanțelor mușchilor pneumatici necesari construcției unui nou echipament.

*Caracterul aplicativ* al cercetării constă în realizarea prototipului echipamentului de reabilitare și testarea acestuia.

Pentru atingerea **obiectivului principal**, teza de doctorat are în vedere și realizarea următoarelor **obiective specifice**:

1. *Analiza stadiului actual privind construcția echipamentelor de reabilitare a articulației cotului*

a. Noțiuni teoretice referitoare la reabilitarea articulației cotului, cu privire la:

- biomecanica umană;
- biomecanica articulației cotului;
- patologii ale articulației cotului;
- noțiuni de kinetoterapie;
- metoda mișcării pasive continue;
- evidențierea importanței utilizării echipamentelor de reabilitare;
- variante constructive de echipamente de reabilitare a articulației cotului.

b. Considerații teoretice asupra stadiului actual al acționărilor echipamentelor de reabilitare a articulației cotului, făcându-se referire la:

- acționări electrice, hidraulice, pneumatice;
  - analizarea în detaliu a sistemelor pneumatice;
  - actuatori pneumatici;
  - mușchi pneumatici.
2. *Studii teoretice privind posibilitatea acționării cu ajutorul mușchilor pneumatici a echipamentelor de reabilitare a articulației cotului*
- a. Structura și cinematica echipamentului pentru reabilitarea articulației cotului:
- caracterizarea structurală a mecanismelor;
  - analiza cinematică a sistemului;
  - calculul modulelor de rotație destinate mișcărilor de flexie/extensie și pronație/supinație (analiză statică și dinamică);
  - determinarea rigidității și a complianței torsionale a modulelor de rotație.
- b. Modelarea geometrică a echipamentului de reabilitare;
- c. Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului.
3. *Cercetări experimentale privind performanțele unui echipament de reabilitare a articulației cotului, acționat cu mușchi pneumatici*
- a. construcția mecanică a echipamentului de reabilitare a articulației cotului;
- b. definitivarea schemei pneumatice de acționare;
- c. studierea comportamentului în exploatare al echipamentului de reabilitare:
- etalonarea traductorului destinat măsurării unghiurilor de rotație;
  - determinarea ecuațiilor ce descriu dependențele unghiurilor de rotație ale celor două module de presiunea de alimentare;
  - determinarea limitelor de mișcare;
  - evidențierea fenomenului de histerezis.

Finalul tezei de doctorat sintetizează concluziile generale desprinse din cercetările efectuate, contribuțiile personale aduse și modalitățile prin care acestea pot fi valorificate și integrate, precum și direcțiile ulterioare de cercetare în domeniu.

## PARTEA A II-A. STUDII TEORETICE PRIVIND POSIBILITATEA ACȚIONĂRII CU AJUTORUL MUȘCHILOR PNEUMATICI A ECHIPAMENTELOR DE REABILITARE A ARTICULAȚIEI COTULUI

### Capitolul 4. Structura și cinematica echipamentului pentru reabilitarea articulației cotului

#### 4.4. Calculul modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie

Construcția acestui modul pornește de la o analiză a forțelor și a momentelor necesare efectuării mișcărilor de flexie/extensie. Determinarea mărimii forței dezvoltate de biceps pornește de la schema generală descrisă în figura 4.19:

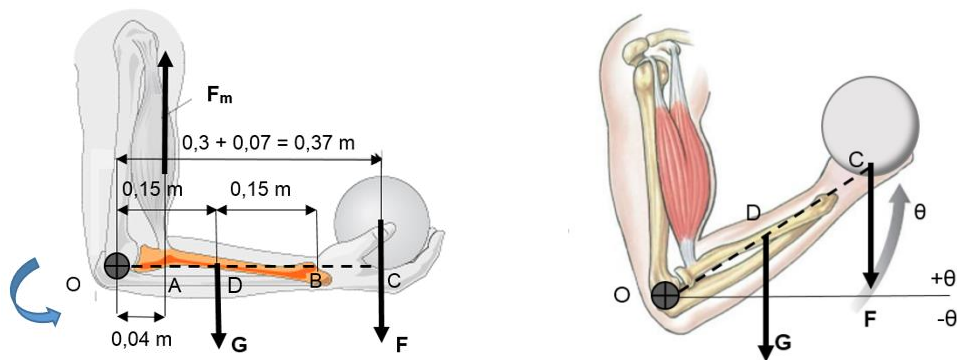


Fig. 4.19 Schema de dispunere a forțelor în cazul mișcărilor de flexie/extensie

Semnificațiile notațiilor din figura de mai sus sunt următoarele:

- Forța  $F$  este dată de suma dintre greutatea unui obiect ținut în mână, de masă  $m = 2$  kg, de exemplu, și greutatea mâinii (palmei). Pentru cazul analizat, forța  $F = (2 + 0,46) \cdot 9,81 = 24,13$  N.
- Forța notată cu  $G$  reprezintă greutatea antebrațului:  $G = 1,2 \cdot 9,81 = 11,77$  N.
- $F_m$  este forța necesar a fi dezvoltată de biceps pentru executarea mișcării de flexie.

Pentru sistemul analizat, ecuația de echilibru a momentelor la articulația O este:

$$\sum T_O = 0; \quad F \cdot OC \cdot \cos \theta + G \cdot OD \cdot \cos \theta - F_m \cdot OA = 0 \quad (4.5)$$

de unde rezultă relația de calcul a forței  $F_m$ :

$$F_m = \frac{(F \cdot OC + G \cdot OD) \cdot \cos \theta}{OA} = \frac{(24,13 \cdot 0,37 + 11,77 \cdot 0,15) \cdot \cos \theta}{0,04} = 267,34 \cdot \cos \theta \text{ [N]}$$

În cazul unui sistem de reabilitare a articulației cotului, forțele  $F$  și  $F_m$  nu mai apar, momentul la articulația O având o valoare calculată cu relația:

$$T_O = G' \cdot OD' \cdot \cos \theta = M_{Omax} \cdot \cos \theta \quad (4.6)$$

în care cu  $G'$  s-a notat suma greutăților mâinii, a antebrațului și cea a suportului mâinii ( $G' = 0,46 + 1,2 + 3) \cdot 9,81 = 45,71$  N), iar cu  $OD'$  – distanța de la axa de rotație până la punctul de aplicație al forței  $G'$  ( $OD' = 0,185$  m).

Momentul din articulația O este:

$$T_O = -(45,71 \cdot 0,185) \cdot \cos \theta = -8,45 \cdot \cos \theta \quad [N \cdot m]$$

unde  $T_{Omax} = -8,45 \text{ N}\cdot\text{m}$ . Semnul (-) a fost atribuit în mod convențional, deoarece momentul din articulație este unul rezistent, care trebuie să fie depășit de sistemul de acționare utilizat. Figura 4.20 prezintă dependența momentului din articulația O în funcție de mărimea unghiului de flexie/extensie. Zona hașurată corespunde intervalului unghiular de  $140^\circ$  necesar efectuării mișcărilor de flexie/extensie.

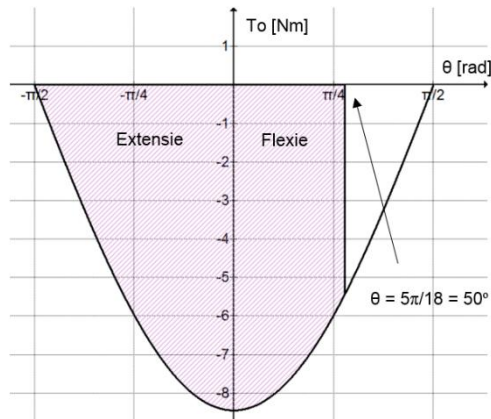


Fig. 4.20 Variația momentului în funcție de unghiul de flexie/extensie

Literatura studiată afirmă faptul că mărimea momentului mediu din articulația cotului, în cazul mișcărilor de flexie, este de aproximativ  $7 \text{ N}\cdot\text{m}$ , iar în cazul extensiei de aproximativ 10 ori mai mică [LAK03]. Pentru dimensionarea modului de rotație destinat obținerii mișcărilor de flexie/extensie se va lua în considerare valoarea acoperitoare de  $8,45 \text{ N}\cdot\text{m}$ .

La fel ca și în cazul bicepsului și a tricepsului, în cazul unui sistem mecanic mimetic care generează mișcare de rotație este nevoie de cuplarea a două motoare care să lucreze în contratimp. În timp ce unul dintre ele rotește o sarcină, celălalt acționează ca o frână, având și rolul de a opri mișcarea într-o anumită poziție de echilibru. La schimbarea sensului mișcării, rolul celor două motoare se inversează.

În cazul echipamentului de reabilitare propus în această teză de doctorat, mișcarea de rotație necesară efectuării flexiei/extensiei antebrațului este obținută cu ajutorul a doi mușchi pneumatici care lucrează în contratimp: atunci când unul se alungește, celălalt se scurtează și invers. În Fig. 4.21 este prezentat principiul de lucru al celor doi mușchi, notați cu  $M1$  și  $M2$ . În cazul prezentat este executată mișcarea de flexie.

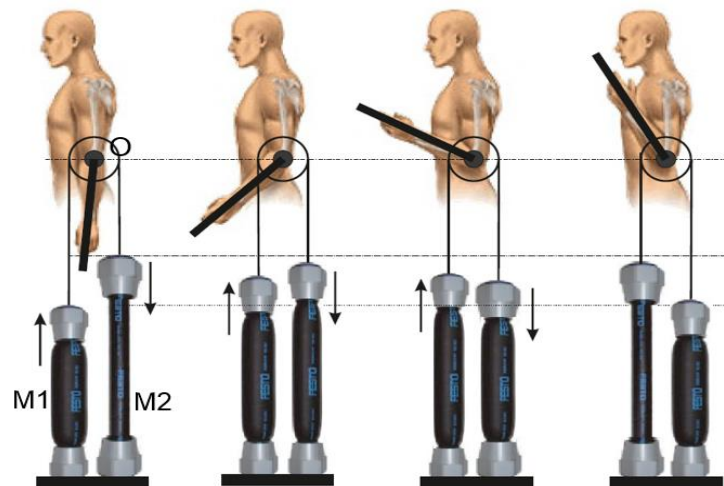


Fig. 4.21 Obținerea mișcării de flexie

Două cabluri de oțel sunt legate de extremitățile superioare ale celor doi mușchi pneumatici, trecute peste o rolă și fixate de aceasta, unghiul de înfășurare al fiecărui cablu peste rolă fiind de  $270^\circ$ , conform Fig. 4.22 [VET18b].

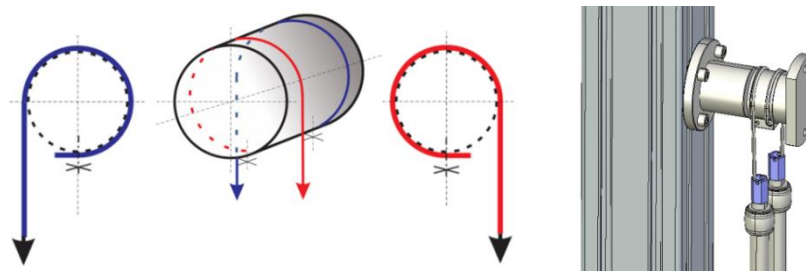


Fig. 4.22 Schema de înfășurare a cablurilor

Astfel, prin încărcarea, respectiv descărcarea în contratimp a celor doi mușchi se va genera o mișcare de rotație a rolei într-un sens, respectiv în celălalt.

Construcția modulului de rotație se bazează pe utilizarea a doi mușchi pneumatici astfel aleși încât să fie capabili să dezvolte forțele și momentele necesare reabilitării articulației cotului. În acest sens au fost aleși mușchi de tipul DMSP-20-300N-RM-CR (producție Festo, Germania), care au un diametru interior de 20 mm și o lungime a părții active de 300 mm. Con tracția axială a acestor mușchi, atunci când sunt încărcăți cu aer la o presiune de 6 bar, este  $\Delta L_{max} = 60$  mm (20% din lungimea inițială).

Principiul de lucru al modulului de rotație este prezentat în figura 4.25.

Inițial, cei doi mușchi pneumatici se află la o presiune  $p = 0$  bar, ei atârând liber de rolă. În vederea efectuării mișcărilor de rotație într-un sens sau altul, primul pas care trebuie făcut este acela al pretensionării simultane a celor doi mușchi pneumatici prin încărcarea lor cu aer comprimat până la o presiune  $p_0$  egală cu jumătate din presiunea maximă de lucru. Acest lucru determină o contracție axială a celor doi mușchi egală cu jumătate din cea maximă, care se obține la alimentarea mușchilor cu o presiune  $p = p_{max}$ . Astfel, atunci când  $p_0 = p_{max}/2$ , contracția axială a celor doi mușchi este egală cu  $\Delta L_{max}/2$ , cursa

efectuată de capetele inferioare ale celor doi mușchi pneumatici fiind limitată de un opritor fix.

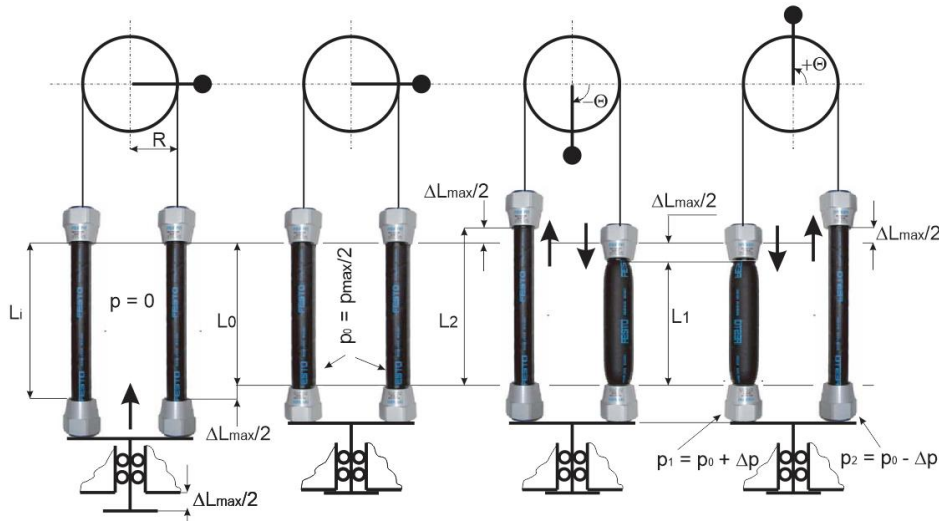


Fig. 4.25 Principiul de lucru al modului de rotație

Contrația axială specifică a unui mușchi,  $\varepsilon$ , este definită de relația:

$$\varepsilon = \frac{L_i - L}{L_i} \cdot 100 \quad [\%] = \frac{\Delta L}{L_i} \cdot 100 \quad [\%] \quad (4.7)$$

în care s-a notat cu  $L_i$  lungimea mușchiului în stare inițială (doar partea activă, fără racordurile sale), atunci când acesta nu este alimentat cu aer ( $p = 0$  bar), iar cu  $L$  lungimea mușchiului încărcat cu o presiune aleatoare  $p$ .

Contrația axială specifică maximă  $\varepsilon_{\max}$  unui mușchi pneumatic este:

$$\varepsilon_{\max} = \frac{\Delta L_{\max}}{L_i} \cdot 100 \quad [\%] \quad (4.8)$$

unde cu  $\Delta L_{\max}$  s-a notat cursa maximă efectuată de extremitatea liberă a unui mușchi, atunci când presiunea din interiorul acestuia este maximă.

După pretensionare, mușchii pneumatici vor avea lungimea  $L_0$ , iar contrația axială specifică a fiecăruia dintre ei devine  $\varepsilon_0$ , calculabilă cu relația:

$$\varepsilon_0 = \frac{\Delta L_{\max}}{L_i} \cdot 100 = \frac{\Delta L_{\max}}{2 \cdot L_i} \cdot 100 \quad [\%] \quad (4.9)$$

Pentru obținerea unei rotații cu un unghi  $\theta$ , unul dintre mușchi va fi încărcat cu aer până la valoarea presiunii  $p_1 = p_0 + \Delta p$ , iar cel de-al doilea mușchi se va destinde, presiunea fiind  $p_2 = p_0 - \Delta p$ . Prin această alimentare la presiuni diferite, lungimile mușchilor vor suferi modificări față de starea lor inițială, astfel: mușchiul încărcat la presiunea  $p_1$  se va micșora până la o lungime de  $L_1 = L_0 - \Delta L_1$ , iar mușchiul destins se va întinde până la  $L_2 = L_0 + \Delta L_2$ .

La rotirea articulației până la valoarea  $\theta_{max}$ , contracțiile axiale specifice ale celor doi mușchi vor fi:

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_0 + \frac{R \cdot \theta_{max}}{L_i} = \frac{\Delta L_{max}}{L_i} \cdot 100 \quad [\%] \quad (4.10)$$

$$\varepsilon_2 = \varepsilon_0 - \frac{R \cdot \theta_{max}}{L_i} = 0 \quad [\%] \quad (4.11)$$

unde cu  $R$  s-a notat raza rolei peste care este trecut firul ce leagă capetele libere ale celor doi mușchi pneumatici.

Din relațiile (4.9) și (4.10) se poate determina formula de dimensionare a razei rolei  $R$ , cunoscut fiind faptul că unghiul maxim de rotație, în raport cu poziția de echilibru, este  $\theta_{max} = \pi/2 = 90^\circ$ . Astfel,

$$R = \frac{\Delta L_{max}}{\pi} = \frac{60}{\pi} = 19,1 \text{ mm} \quad (4.12)$$

#### 4.4.1 Analiza statică a modului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie

Studiul privind comportamentul static al modului de rotație se va face, în continuare, prin prisma a două abordări. Prima dintre ele, prin similitudine cu modelul biologic, are în vedere influența mărimilor de control neuronale asupra forțelor dezvoltate de cei doi mușchi, în timp ce cea de-a doua abordare vizează determinarea forțelor cu ajutorul unor relații care țin cont de parametrii constructivi ai mușchilor și de presiunile de încărcare.

În cadrul primei abordări, relația generală care descrie evoluția forței statice dezvoltate de un singur mușchi se poate exprima sub forma:

$$F = u \cdot F_{max} \cdot \left(1 - \frac{\varepsilon}{\varepsilon_{max}}\right) \quad (4.13)$$

unde cu  $F_{max}$  s-a notat forța maximă exercitată de mușchi atunci când contracția axială este nulă, iar  $u$  este o mărime de control neuronală cu valori cuprinse între 0 și 1 ( $0 \leq u \leq 1$ ) [HOG84], [DEA18a]. Impulsurile nervoase (mărimile de control  $u$ ) sunt generate de motoneuronii alfa, ele producând contracția fibrelor musculare și, implicit, forță și deplasare.

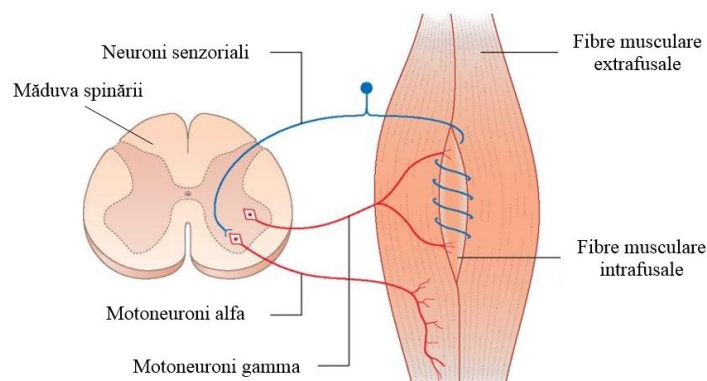


Fig. 4.27 Excitarea mușchiului de către motoneuronii alfa

Un motoneuron alfa este localizat în măduva spinării, axonul său (fibra) proiectându-se în afara acesteia pentru a controla direct organele efectoare, în principal fibrele musculare extrafusale. Motoneuronul intră în contact cu fibra musculară scheletică prin intermediul unei structuri specializate denumită sinapsă neuromusculară, al cărei rol este acela de a transmite o comandă de acțiune unidirecțională de la terminația nervoasă motorie la fibra musculară, cu frecvența și amplitudinea stabilite de sistemul nervos [\*\*\*35].

Sub acțiunea antagonică a celor doi mușchi pneumatici, în articulație se dezvoltă un moment a cărui relație este:

$$T = R \cdot (F_1 - F_2) \quad (4.14)$$

în care cu  $F_1$  și  $F_2$  s-au notat forțele dezvoltate de cei doi mușchi (forța agonistă și cea antagonistă).

Aplicând relația (4.13) pentru fiecare forță rezultă:

$$F_1 = u_1 \cdot F_{max} \cdot \left(1 - \frac{\varepsilon_1}{\varepsilon_{max}}\right) \quad (4.15)$$

$$F_2 = u_2 \cdot F_{max} \cdot \left(1 - \frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_{max}}\right) \quad (4.16)$$

în care mărimile de control  $u_i$  îndeplinesc condiția:  $u_1 + u_2 = 1$ .

Introducând în relația (4.14) formulele (4.15) și (4.16), și făcând apel la expresiile (4.9...4.11), se poate scrie faptul că momentul  $T$  este:

$$T = R \cdot F_{max} \cdot \left(1 - \frac{\varepsilon_0}{\varepsilon_{max}}\right) \cdot (u_1 - u_2) - \frac{F_{max} \cdot R^2}{L_i \cdot \varepsilon_{max}} \cdot (u_1 + u_2) \cdot \theta \quad (4.17)$$

Dacă se fac notațiile [TON07]:

$$K_1 = R \cdot F_{max} \cdot \left(1 - \frac{\varepsilon_0}{\varepsilon_{max}}\right) \quad (4.18)$$

$$K_2 = \frac{F_{max} \cdot R^2}{L_i \cdot \varepsilon_{max}} \quad (4.19)$$

se poate scrie:

$$T = K_1 \cdot (u_1 - u_2) - K_2 \cdot (u_1 + u_2) \cdot \theta \quad (4.20)$$

În situația în care momentul  $T$  este nul, se poate defini o poziție de echilibru a articulației:

$$\theta_{ech} = \frac{K_1 \cdot (u_1 - u_2)}{K_2 \cdot (u_1 + u_2)} \quad (4.21)$$

Dacă modulul de rotație este scos din starea de echilibru de către o forță exterioară, ajungându-se într-o nouă poziție  $\theta_{ech} \pm \Delta\theta$ , sistemul tinde să revină la poziția inițială datorită unui moment de revenire  $T_{rev}$  [TON07].

$$T_{rev} = -K_2 \cdot (u_1 + u_2) \cdot \Delta\theta = -k \cdot \Delta\theta \quad (4.22)$$

unde cu  $k$  s-a notat rigiditatea torsională (rezistența opusă mișcării de rotație) a articulației.



$$k = \frac{dT}{d\theta} = -K_2 \cdot (u_1 + u_2) \quad (4.23)$$

În raport cu poziția inițială a brațului acționat de modulul de rotație, cea corespunzătoare unei presiuni de alimentare a mușchilor egală cu  $p_0 = p_{max}/2$  (v. Fig. 4.25), prin mișcarea antagonică a acestora se va obține o amplitudine unghiulară a mișcării egală cu:

$$\theta_{max} = \pm \frac{(\varepsilon_{max} - \varepsilon_0) \cdot L_i}{R} \quad (4.24)$$

Pentru cazul concret analizat, cel al folosirii a doi mușchi pneumatici de tip DMSP-20-300N-RM-CR, din fișa tehnică a acestora și din informațiile furnizate de programul MuscleSim v. 2.0.1.5, datele de interes necesare efectuării calculelor sunt următoarele:  $\varepsilon_{max} = 20\%$ ;  $\Delta L_{max} = 60$  mm;  $\varepsilon_0 = 10\%$ ;  $F_{max} = 1552,9$  N (v. Tabelul 4.2). Cu aceste valori, unghiul maxim de rotație, de o parte sau de cealaltă a poziției de echilibru este  $\theta_{max} = \pm \pi/2$ .

Din relațiile (4.18) și (4.19) rezultă:

$$K_1 = R \cdot F_{max} \cdot \left(1 - \frac{\varepsilon_0}{\varepsilon_{max}}\right) = 0,0191 \cdot 1552,9 \cdot \left(1 - \frac{0,1}{0,2}\right) = 14,83$$

$$K_2 = \frac{F_{max} \cdot R^2}{L_i \cdot \varepsilon_{max}} = \frac{1552,9 \cdot 0,0191^2}{0,3 \cdot 0,2} = 9,44$$

Valorile maxime ale momentului din articulație sunt obținute atunci când cele două mărimi de control sunt  $u_1 = 1$  și  $u_2 = 0$  sau  $u_1 = 0$  și  $u_2 = 1$ , situații corespunzătoare unei contracții maxime a unuia dintre mușchi, respectiv minime a celuilalt. În acest caz, momentul maxim este:

$$T_{max}(\theta) = K_1 \cdot (1 - 0) - K_2 \cdot (1 + 0) \cdot \theta = K_1 - K_2 \cdot \theta \quad (4.25)$$

Diferite valori ale momentelor  $T_{max}(\theta)$  sunt calculate în continuare:

$$T_{max}\left(-\frac{\pi}{2}\right) = K_1 - K_2 \cdot \left(-\frac{\pi}{2}\right) = 14,83 + 9,44 \cdot \frac{\pi}{2} = 29,65 \quad N \cdot m$$

$$T_{max}(0) = K_1 - K_2 \cdot 0 = 14,83 \quad N \cdot m$$

$$T_{max}\left(\frac{\pi}{2}\right) = K_1 - K_2 \cdot \frac{\pi}{2} = 14,83 - 9,44 \cdot \frac{\pi}{2} = 0,009 \quad N \cdot m$$

De interes pentru studiul acestei articulații este și efectuarea așa-numitului "test gravitațional", care ține cont de influența greutății maselor aflate în mișcare. În Fig. 4.29 este prezentată schema pe baza căreia se efectuează calculele, datele concrete fiind următoarele:  $G$  - suma greutăților mâinii, antebrațului și cea a suportului mâinii [ $G = (0,46+1,2+3) \cdot 9,81 = 45,71$  N];  $a$  - distanța față de axa de rotație a punctului de aplicație a greutății ( $a = 0,185$  m). Cu aceste date, momentul generat de greutate este:

$$T_g = (45,71 \cdot 0,185) \cdot \cos \theta = 8,45 \cdot \cos \theta \quad [N \cdot m]$$

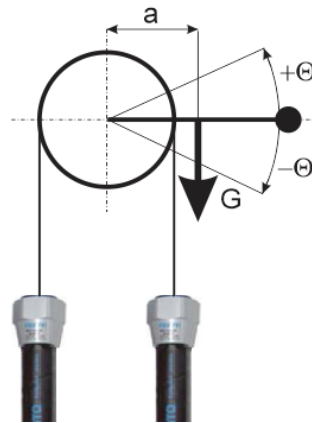


Fig. 4.29 Efectul greutateii maselor în mișcare asupra modulului de rotație

În Fig. 4.30 este prezentată variația cu mărimea unghiului de rotație a momentului generat de cei doi mușchi pneumatici, a momentului indus de greutatea maselor în mișcare și a momentului total.

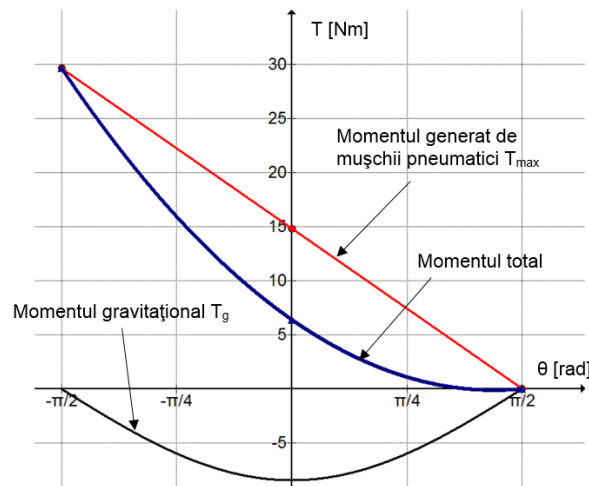


Fig. 4.30 Variația momentului total în articulația modulului de rotație

Cea de-a doua abordare a comportamentului static al modulului de rotație presupune o altă modalitate de exprimare a mărimii forței statice dezvoltate de un mușchi pneumatic de tip Festo, și anume cea prezentată în lucrările [ZHA08], [TON05], în care:

$$F = p \cdot \frac{\pi}{4} \cdot d^2 \cdot [a \cdot (1 - c \cdot \varepsilon)^2 - b] \quad (4.26)$$

unde:

$$a = \frac{3}{(\tan \alpha_{min})^2} \quad (4.27)$$

$$b = \frac{1}{(\sin \alpha_{min})^2} \quad (4.28)$$

- $p$  este presiunea de alimentare a mușchiului,
- $d$  este diametrul interior al acestuia, atunci când mușchiul este relaxat,
- $\alpha$  este unghiul de înfășurare a firelor care formează țesătura protectoare a mușchiului (Fig. 4.31),
- $c$  este un coeficient dedus pe cale experimentală, care ține cont de faptul că deformarea pe

direcție radială a mușchiului pneumatic nu-i conferă acestuia o formă perfect cilindrică, presiunea de încărcare netransmițându-se integral în țesătura acestuia [TON05]. Acest coeficient are rolul de a mări contractia axială specifică, pentru mușchiul DMSP-20-300N putându-se adopta valoarea  $c = 1,5$ .

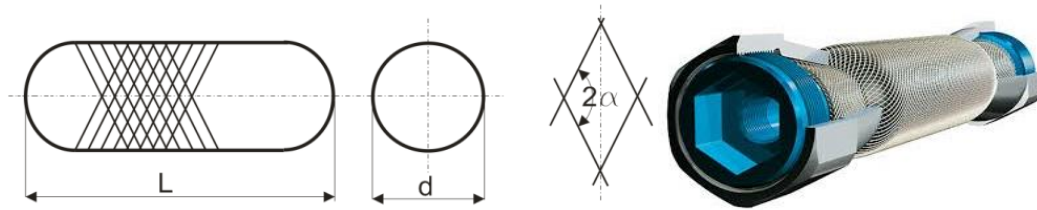


Fig. 4.31 Înfășurarea țesăturii protectoare a mușchiului pneumatic

Valorile limită ale unghiului  $\alpha$  rezultă din aplicarea relației furnizată de [HES03]:

$$F = p \cdot \frac{\pi}{4} \cdot d^2 \cdot \left[ \frac{3 \cdot (\cos \alpha)^2 - 1}{1 - (\cos \alpha)^2} \right] \quad (4.29)$$

de unde:

- $\alpha_{\max}$  se obține atunci când forța dezvoltată de mușchi este zero  $\rightarrow \alpha_{\max} = 54,7^\circ$ .
- $\alpha_{\min}$  se obține atunci când forța dezvoltată de mușchi este maximă. Astfel, de exemplu, pentru un mușchi pneumatic de tip DMSP-20-300N, forța maximă dezvoltată este 1552,9 N, de unde rezultă  $\alpha_{\min} = 24,94^\circ$ .

Relația (4.29) scoate în evidență câteva caracteristici importante ale mușchilor pneumatici:

- forța statică dezvoltată este proporțională cu presiunea de lucru  $p$ , parametru care, în acest caz, poate prelua rolul mărimii de control  $u$ , analizată anterior;
- forța statică este proporțională cu secțiunea geometrică inițială a mușchiului pneumatic (neîncărcat cu aer sub presiune);
- forța statică descrește pe măsură ce contractia axială specifică este tot mai mare.

Pentru mușchiul pneumatic DMSP-20-300N-RM-CR, cu un unghi  $\alpha_{\min} = 24,94^\circ$ , din relațiile (4.27) și (4.28) rezultă valorile coeficienților  $a$  și  $b$ :  $a = 13,87$  și  $b = 5,62$ , relația (4.26) devenind:

$$F = p \cdot \pi \cdot [13,87 \cdot (1 - 1,5 \cdot \varepsilon)^2 - 5,62] \quad (4.30)$$

În situația unui montaj antagonic a doi mușchi pneumatici DMSP-20-300N, momentul dezvoltat la articulația modulului de rotație este:

$$T = R \cdot (F_1 - F_2) = R \cdot \pi \cdot \frac{d^2}{4} \{ p_1 \cdot [13,87 \cdot (1 - 1,5 \cdot \varepsilon_1)^2 - 5,62] - p_2 \cdot [13,87 \cdot (1 - 1,5 \cdot \varepsilon_2)^2 - 5,62] \} \quad (4.31)$$

sau, prin neglijarea termenilor de tip  $\varepsilon^2$ ,

$$T = R \cdot \pi \cdot \frac{d^2}{4} [p_1 \cdot (8,25 - 41,61 \cdot \varepsilon_1) - p_2 \cdot (8,25 - 41,61 \cdot \varepsilon_2)] \quad (4.32)$$

Utilizând relațiile (4.10) și (4.11) rezultă:

Cercetări privind echipamentele de reabilitare a articulației cotului  
acționate cu ajutorul mușchilor pneumatici

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_0 + \frac{R \cdot \theta}{L_i} = 0,1 + \frac{0,191 \cdot \theta}{300} = 0,1 + 0,0636 \cdot \theta \quad (4.33)$$

$$\varepsilon_2 = \varepsilon_0 - \frac{R \cdot \theta}{L_i} = 0,1 - \frac{0,191 \cdot \theta}{300} = 0,1 - 0,0636 \cdot \theta \quad (4.34)$$

Înlocuind ecuațiile de mai sus în (4.32) se obține în final:

$$T = 24,52 \cdot (p_1 - p_2) - 15,83 \cdot (p_1 + p_2) \cdot \theta \quad (4.35)$$

sau, cu notațiile:  $K_1 = 24,52$  și  $K_2 = 15,83$  rezultă:

$$T = K_1 \cdot (p_1 - p_2) - K_2 \cdot (p_1 + p_2) \cdot \theta \quad (4.36)$$

În situația în care momentul  $T$  este nul, se poate defini o poziție de echilibru a articulației:

$$\theta_{ech} = \frac{K_1 \cdot (p_1 - p_2)}{K_2 \cdot (p_1 + p_2)} \quad (4.37)$$

Pentru diferite perechi de valori ( $p_1; p_2$ ), cu  $p_1$  și  $p_2$  variind în contratimp între 0 și 6 bar, se pot calcula unghiurile de echilibru ale articulației, mărimi date în Tabelul 4.3.

Tabelul 4.3 Valori de echilibru ale unghiului  $\theta$

$p_1$ [bar]	0	1	2	3	4	5	6
$p_2$ [bar]	6	5	4	3	2	1	0
$\theta_{ech}$ [rad]	-1,548	-1,03	-0,516	0	0,516	1,03	1,548
$\theta_{ech}$ [°]	-88,79	-59,19	-29,57	0	29,57	59,19	88,79

Rigiditatea torsională a articulației se poate calcula cu relația [DEA18c]:

$$k = \frac{dT}{d\theta} = -K_2 \cdot (p_1 + p_2) \quad (4.38)$$

Unghiul maxim de rotație, de o parte sau de cealaltă a poziției de echilibru rezultă din relația (4.24) și este  $\theta_{max} = \pm \pi/2$ .

Valorile maxime ale momentului din articulație sunt obținute atunci când cele două presiuni de alimentare sunt  $p_1 = 6 \text{ bar}$  și  $p_2 = 0 \text{ bar}$  sau  $p_1 = 0 \text{ bar}$  și  $p_2 = 6 \text{ bar}$ , situații ce corespund unei contracții maxime a unuia dintre mușchi, respectiv destinderea completă a celuilalt. În acest caz, momentul maxim este:

$$T_{max}(\theta) = [K_1 \cdot (6 - 0) - K_2 \cdot (6 + 0) \cdot \theta] \cdot 10^{-1} = 6 \cdot (K_1 - K_2 \cdot \theta) \cdot 10^{-1} \quad (4.39)$$

Pentru ca mărimea momentului maxim să fie obținută în [N·m] a fost necesară introducerea în relația de mai sus a factorului  $10^{-1}$ , în condițiile în care presiunea este exprimată în [bar], iar cei doi coeficienți  $K_1$  și  $K_2$  sunt dați în [cm<sup>3</sup>].

Diferite valori ale momentului maxim  $T_{max}(\theta)$  sunt calculate în continuare.

$$T_{max}\left(-\frac{\pi}{2}\right) = [6 \cdot (K_1 - K_2 \cdot \theta)] \cdot 10^{-1} = \left\{6 \cdot \left[24,52 - 15,83 \cdot \left(-\frac{\pi}{2}\right)\right]\right\} \cdot 10^{-1} = 29,62 \quad N \cdot m$$

$$T_{max}(0) = [6 \cdot (K_1 - K_2 \cdot 0)] \cdot 10^{-1} = 14,71 \quad N \cdot m$$

$$T_{max} \left( \frac{\pi}{2} \right) = [6 \cdot (K_1 - K_2 \cdot \theta)] \cdot 10^{-1} = \left\{ 6 \cdot \left[ 24,52 - 15,83 \cdot \left( \frac{\pi}{2} \right) \right] \right\} \cdot 10^{-1} = -0,199 \quad N \cdot m$$

Este de remarcat faptul că valorile obținute mai sus sunt aproape identice cu cele calculate în cazul în care forța dezvoltată de mușchii pneumatici a fost determinată prin intermediul mărimilor de control neuronale  $u$ . Ca urmare, corectitudinea graficelor din Fig. 4.30 este confirmată.

Sistemul de acționare antagonică a modului de rotație este unul de tipul MIMO (multiple input-multiple output), care are ca mărimi de intrare cele două presiuni de alimentare  $p_1$  și  $p_2$ , iar ca mărimi de ieșire momentul static  $T$ , unghiul de rotație  $\theta$  și rigiditatea torsională  $k$ .

În cazul sistemului de antrenare a articulației care permite efectuarea mișcărilor de flexie/extensie, principalul scop urmărit este acela al obținerii unui unghi de rotație  $\theta$  cât mai precis. Controlul poziției unghiulare devenind astfel prioritar, se urmărește transformarea sistemului de antrenare dintr-unul de tip MIMO într-unul de tip SISO (single input-single output), a cărei unică mărime de ieșire este unghiul  $\theta$ . Ca mărime de intrare va fi considerată variabila  $\Delta p$ , a cărei semnificație este presiunea cu care, în mod simetric, este încărcat unul dintre mușchi și descărcat celălalt.

Pornindu-se de la momentul la care cei doi mușchi pneumatici sunt încărcăți simultan până la presiunea  $p_0 = p_{max}/2 = 3 \text{ bar}$ , mișcarea de rotație într-un sens sau în celălalt al articulației presupune faptul că în timp ce unul dintre mușchi este alimentat cu aer sub presiune, celălalt este descărcat cu aceeași cantitate  $\Delta p$  ( $\Delta p = 0 \dots 3 \text{ bar}$ ). Astfel, rezultă că:

$$p_1 = p_0 + \Delta p \quad (4.40)$$

$$p_2 = p_0 - \Delta p \quad (4.41)$$

de unde relația (4.36) devine:

$$T = 2 \cdot K_1 \cdot \Delta p - 2 \cdot K_2 \cdot p_0 \cdot \theta \quad (4.42)$$

Dacă momentul  $T$  este nul, se poate defini o poziție de echilibru a articulației:

$$\theta_{ech} = \frac{K_1 \cdot \Delta p}{K_2 \cdot p_0} = 0,516 \cdot \Delta p \quad (4.43)$$

Dependența unghiului de echilibru de diferența de presiune  $\Delta p$  poate fi vizualizată în graficul din Fig. 4.32.

Rigiditatea torsională a articulației se poate calcula în acest caz cu relația:

$$k = \frac{dT}{d\theta} = -2 \cdot K_2 \cdot p_0 \cdot 10^{-1} = -9,498 \quad N \cdot m / rad \quad (4.44)$$

Din relațiile (4.43) și (4.44) se remarcă faptul că o anumită poziție de echilibru se poate obține variind diferența de presiune  $\Delta p$ , în condițiile în care rigiditatea torsională a articulației rămâne constantă.

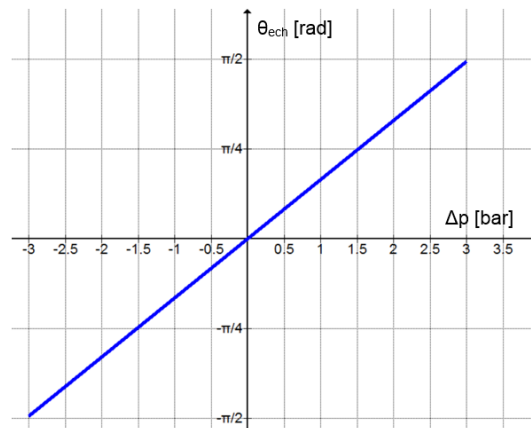


Fig. 4.32 Variația cu  $\Delta p$  a mărimii unghiului  $\theta_{ech}$

În ceea ce privește rigiditatea torsională, din relația (4.38) se desprinde concluzia că aceasta poate fi reglată prin modificarea sumei ( $p_1 + p_2$ ), conform graficului din Fig. 4.33.

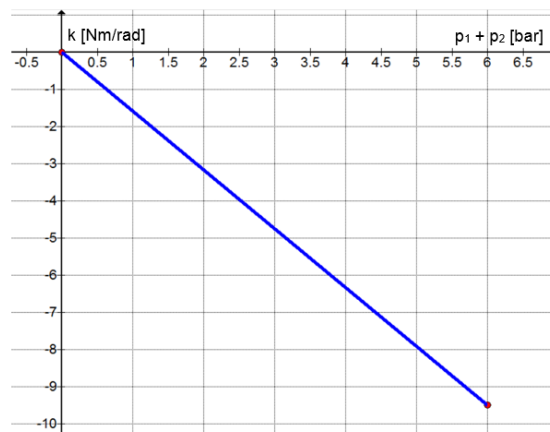


Fig. 4.33 Reglarea rigidității torsionale prin modificarea valorii sumei presiunilor de alimentare

Odată cu creșterea sumei presiunilor de alimentare, rigiditatea torsională va avea valori mai mari, fapt ce conduce la concluzia conform căreia dacă se dorește o precizie mare de poziționare, acest lucru presupune alimentarea celor doi mușchi la presiuni ridicate.

*Complianța* este acea proprietate a unui motor care, în eventualitatea apariției asupra sistemului acționat a unor forțe exterioare, admite deviații de la poziția de echilibru. Când vine vorba de mușchi pneumatici, este o complianță ajustabilă (reglabilă), utilizarea unor actuatori care au această proprietate asigurând adaptabilitatea sistemului acționat la situația reală de lucru, care în unele situații diferă față de cea plănuită inițial [DEA18a].

Inversa rigidității torsionale este cunoscută sub numele de complianță torsională, relația ei de calcul fiind:

$$C = k^{-1} = \left(\frac{dT}{d\theta}\right)^{-1} = \frac{1}{K_2 \cdot (p_1 + p_2)} \quad (4.45)$$

În Fig. 4.34 este arătată evoluția complianței odată cu modificarea sumei ( $p_1 + p_2$ ):

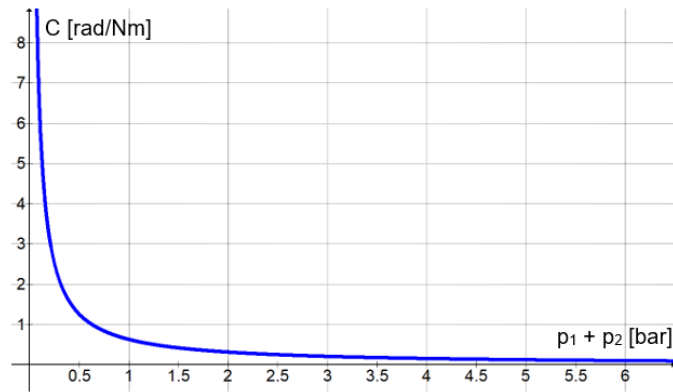


Fig. 4.34 Modificarea complianței torsionale prin modificarea valorii sumei presiunilor de alimentare

Pe măsură ce suma presiunilor de alimentare este mai mare, complianța torsională va avea valori mai mici, fapt ce conduce la concluzia conform căreia dacă se dorește o adaptabilitate mai mare la cerințele pacientului, acest lucru presupune alimentarea celor doi mușchi la presiuni scăzute.

În Fig. 4.35 sunt prezentate variațiile momentelor de torsiune pentru două cazuri distincte: într-unul, suma presiunilor este egală cu 6 bar, ceea ce presupune o rigiditate torsională mare a sistemului, iar în celălalt caz,  $p_1 + p_2 = 2$  bar, ceea ce conduce la obținerea unei rigidități scăzute.

Este de remarcat faptul că dacă sistemul este scos din poziția de echilibru, rotindu-se cu o cantitate  $\Delta\theta$ , el tinde să revină la poziția inițială, acest fapt datorându-se apariției unui moment de revenire a cărui relație de calcul este:

$$T_{rev} = -K_2 \cdot (p_1 + p_2) \cdot \Delta\theta = -k \cdot \Delta\theta \quad (4.46)$$

Din relația de mai sus și din Fig. 4.35 rezultă faptul că pe măsură ce rigiditatea torsională  $k$  este mai mare, cu atât valoarea momentului de revenire este mai ridicată.

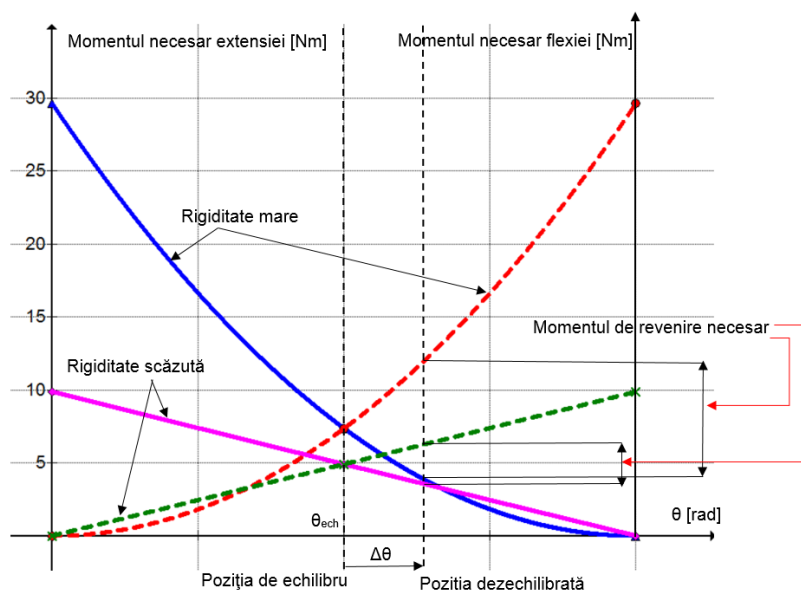


Fig. 4.35 Coactivarea mușchilor pneumatici pentru obținerea a două niveluri de rigiditate torsională

#### 4.4.2 Analiza dinamică a modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie

Pornind de la notațiile din Fig. 4.29, ecuațiile modelului dinamic ale sistemului analizat sunt:

$$\begin{cases} \dot{\theta} = \omega \\ J \cdot \frac{d\omega}{dt} = T - T_g \end{cases} \quad (4.47)$$

în care  $J$  = momentul de inerție al maselor aflate în mișcare;  $\omega$  = viteza unghiulară;  $T$  = momentul total din articulație;  $T_g$  = momentul gravitațional.

Ultima relație a sistemului de ecuații (4.47) se poate dezvolta după cum urmează:

$$J \cdot \ddot{\theta} = 2 \cdot K_1 \cdot \Delta p - 2 \cdot K_2 \cdot p_0 \cdot \theta - 8,45 \cdot \cos \theta \quad (4.48)$$

sau

$$J \cdot \ddot{\theta} + 2 \cdot K_2 \cdot p_0 \cdot \theta + 8,45 \cdot \cos \theta - 2 \cdot K_1 \cdot \Delta p = 0 \quad (4.49)$$

în care  $\ddot{\theta} = \frac{d^2\theta}{dt^2}$

În conformitate cu teorema axelor paralele (teorema Huygens - Steiner), momentul de inerție al maselor aflate în mișcare în raport cu o axă care coincide cu cea a rolei modulului de rotație este dat de relația:

$$J = J_{cm} + m \cdot a^2 = \frac{1}{12} \cdot m \cdot (2 \cdot a)^2 + m \cdot a^2 \quad (4.50)$$

unde cu  $J_{cm}$  s-a notat momentul de inerție al sistemului analizat raportat la o axă care trece prin centrul de masă al acestuia,  $m$  = masa întregului ansamblu mobil, iar  $a$  este distanța dintre centrul masic și axa de rotație (axa rolei).

Pentru valorile:  $m = 4,66$  kg și  $a = 0,185$  m, momentul de inerție  $J_{cm} = 0,05316$  kg·m<sup>2</sup>, iar  $J = 0,2126$ kg·m<sup>2</sup>.

Se consideră în continuare un model dinamic simplificat, la care se renunță la termenul dat de momentul gravitațional. În aceste condiții, pornind de la (4.48) și înlocuind cu valori coeficienții din relație, se poate scrie:

$$0,2126 \cdot \ddot{\theta} = 2 \cdot 24,52 \cdot \Delta p - 2 \cdot 15,83 \cdot 3 \cdot \theta$$

sau

$$0,2126 \cdot \ddot{\theta} + 94,98 \cdot \theta = f(\Delta p)$$

cu  $f(\Delta p) = 2 \cdot 24,52 = 49,04 \cdot \Delta p$ .

Relația de mai sus este o ecuație diferențială de ordinul 2 neomogenă, a cărei soluție generală este egală cu suma dintre soluția ecuației omogene atașată și o soluție particulară.

Soluția ecuației diferențiale omogene se determină prin rezolvarea relației:

$$0,2126 \cdot \ddot{\theta} + 94,98 \cdot \theta = 0$$



ea fiind:

$$\theta(t) = C_1 \cdot \cos(21,13 \cdot t) + C_2 \cdot \sin(21,13 \cdot t)$$

Pentru determinarea soluției particulare se remarcă faptul că funcția  $f(\Delta p)$  este un polinom de gradul 1, fapt ce presupune faptul că soluția particulară este un polinom de același grad, cu coeficienți determinați prin identificare. Astfel, se poate scrie:

$$f(\Delta p) = a \cdot \Delta p + b$$

$$\dot{f}(\Delta p) = a; \quad \ddot{f}(\Delta p) = 0$$

Înlocuind în ecuația principală se obține:

$$0,2126 \cdot 0 + 94,98 \cdot (a \cdot \Delta p + b) = 49,04 \cdot \Delta p$$

de unde, prin identificarea termenilor rezultă:  $a = 0,516$  și  $b = 0$ .

Cu aceste rezultate se poate scrie soluția generală a ecuației diferențiale ca fiind:

$$\theta(t) = C_1 \cdot \cos(21,13 \cdot t) + C_2 \cdot \sin(21,13 \cdot t) + 0,516 \cdot \Delta p$$

#### 4.5 Calculul modulului de rotație destinat mișcărilor de pronatie/supinație

La fel ca și la mișcarea de flexie/extensie, mișcarea de rotație necesară efectuării pronosupinației este obținută cu ajutorul a doi mușchi pneumatici care lucrează în contratimp.

Construcția acestui modul de rotație utilizează doi mușchi pneumatici de tipul DMSP-10-300N-RM-CR (producție Festo, Germania), care au un diametru interior de 10 mm și lungimea părții active de 300 mm. Con tracția axială a acestor mușchi, atunci când sunt încărcăți cu aer la o presiune de 6 bar, este  $\Delta L_{max} = 60$  mm (20% din lungimea inițială).

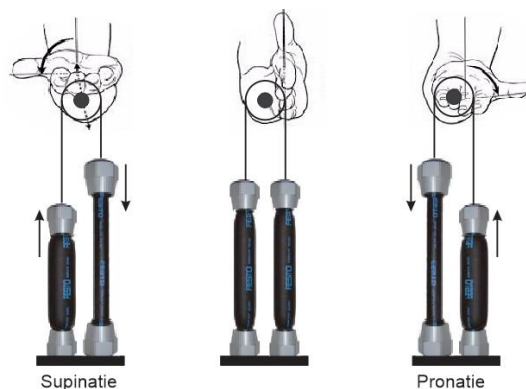


Fig. 4.38 Obținerea mișcării de pronatie/supinație

Principiul de lucru al modulului de rotație în acest caz este identic cu cel prezentat în cazul mișcării de flexie/extensie.

Mișcarea de rotație într-un sens sau în celălalt cu un unghi  $\theta$  are loc în momentul în care presiunile din cei doi mușchi variază antagonic. Variația antagonică a presiunilor de alimentare ale celor doi mușchi pneumatici are ca efect modificări ale lungimilor acestora, precum și ale forțelor dezvoltate. De îndată ce

apare o diferență între mărimile forțelor dezvoltate de cei doi mușchi pneumatici,  $\Delta F$ , începe mișcarea de rotație a modulului. În Fig. 4.42 sunt arătate stările succesive ale celor doi mușchi pneumatici atunci când rola modulului se rotește într-un sens cu un unghi  $\theta = \pi/2$ :

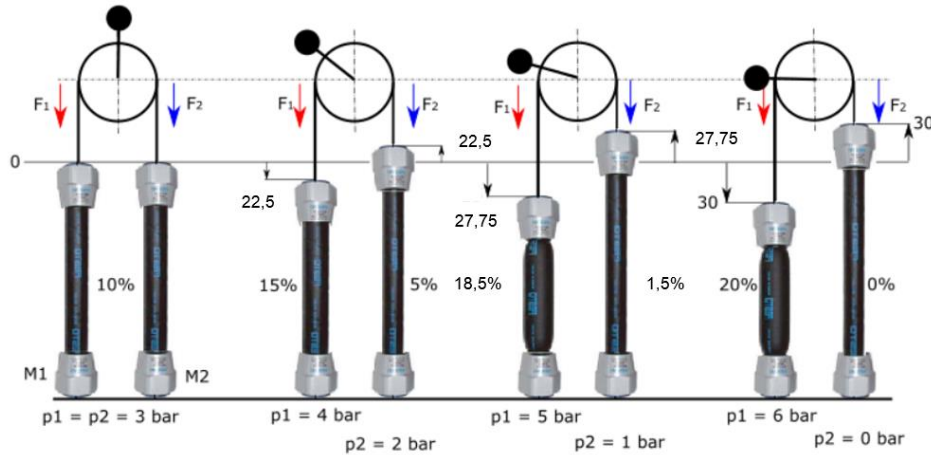


Fig. 4.42 Rotirea cu un unghi  $\theta = \pi/2$  a rolei modulului de rotație

Contrațiile axiale specifice ale celor doi mușchi, la rotirea articulației până la valoarea  $\theta_{max}$ , sunt date de relațiile (4.10) și (4.11). La fel ca și în cazul modulului destinat mișcărilor de flexie/extensie, și în acest caz raza rolei ( $R$ ) peste care este trecut firul ce leagă capetele libere ale celor doi mușchi pneumatici are valoarea de 19,1 mm (din relația (4.12)).

#### 4.5.1 Analiza statică a modulului de rotație destinat mișcărilor de pronăție/supinație

Din fișa tehnică a celor doi mușchi pneumatici de tip DMSP-10-300N-RM-CR și din informațiile furnizate de programul MuscleSim v. 2.0.1.5, datele de interes necesare efectuării calculului necesare analizei statice sunt următoarele:  $\varepsilon_{max} = 20\%$ ;  $\Delta L_{max} = 60$  mm;  $\varepsilon_0 = 10\%$ ;  $F_{max} = 475,8$  N. Cu aceste valori, unghiul maxim de rotație, de o parte sau de cealaltă a poziției de echilibru este  $\theta_{max} = \pm \pi/2$ .

Utilizând relațiile (4.18) și (4.19) pot fi calculați coeficienții  $K_1$  și  $K_2$  care intervin în formula momentului de torsiune dezvoltat de cei doi mușchi care formează motorul torsional. Astfel,

$$K_1 = R \cdot F_{max} \cdot \left(1 - \frac{\varepsilon_0}{\varepsilon_{max}}\right) = 0,0191 \cdot 475,8 \cdot \left(1 - \frac{0,1}{0,2}\right) = 4,54$$

$$K_2 = \frac{F_{max} \cdot R^2}{L_i \cdot \varepsilon_{max}} = \frac{475,8 \cdot 0,0191^2}{0,3 \cdot 0,2} = 2,89$$

Momentul maxim în articulație este obținut atunci când mărimile de control au valorile:  $u_1 = 1$  și  $u_2 = 0$  sau  $u_1 = 0$  și  $u_2 = 1$ . Pentru prima situație, momentul maxim este:

$$T_{max}(\theta) = K_1 \cdot (1 - 0) - K_2 \cdot (1 + 0) \cdot \theta = K_1 - K_2 \cdot \theta = 4,54 - 2,89 \cdot \theta \quad (4.52)$$

Diferite valori ale momentelor  $T_{max}(\theta)$  sunt calculate în continuare.

$$T_{max} \left( -\frac{\pi}{2} \right) = K_1 - K_2 \cdot \left( -\frac{\pi}{2} \right) = 4,54 + 2,89 \cdot \frac{\pi}{2} = 9,07 \quad N \cdot m$$

$$T_{max} (0) = K_1 - K_2 \cdot 0 = 4,54 \quad N \cdot m$$

$$T_{max} \left( \frac{\pi}{2} \right) = K_1 - K_2 \cdot \frac{\pi}{2} = 4,54 - 2,89 \cdot \frac{\pi}{2} = 0,0027 \quad N \cdot m$$

Efectuarea “testului gravitațional” în cazul acestui modul pornește de la schema din figura următoare.

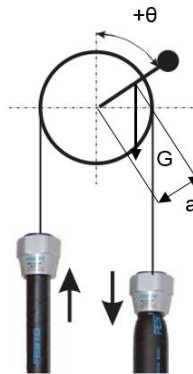


Fig. 4.44 Efectul greutății maselor în mișcare asupra modului de rotație

Masele în mișcare sunt, în acest caz, cea a mâinii și cea a antebrațului ( $0,46 + 1,2 = 1,66$  kg), punctul de aplicație al greutății în raport cu axa de rotație fiind situat la o distanță  $a = 6$  cm. Cu aceste date, momentul generat de greutatea  $G$  va fi:

$$T_g = (1,66 \cdot 9,81 \cdot 0,06) \cdot |\sin \theta| = 0,977 \cdot |\sin \theta| \quad [N \cdot m]$$

În figura 4.45 este prezentată variația cu mărimea unghiului de rotație a momentului generat de cei doi mușchi pneumatici, a momentului indus de greutatea maselor în mișcare și a momentului total.

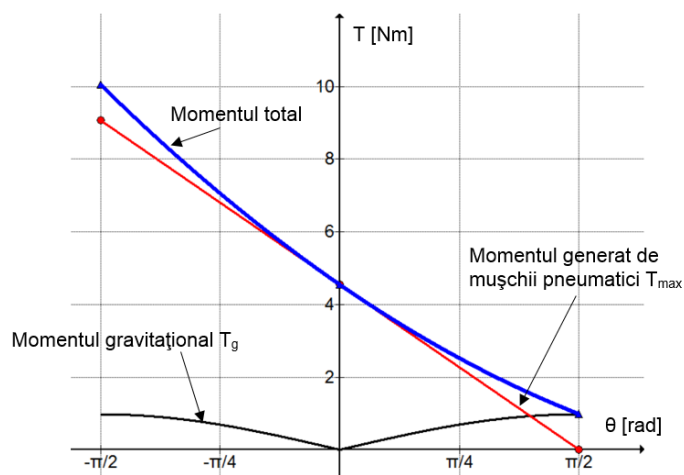


Fig. 4.45 Variația momentului total în articulația modului de rotație

Analiza statică a modului de rotație poate fi realizată și pe baza exprimării mărimii forței dezvoltate de mușchii pneumatici conform relațiilor (4.26...4.29). În urma efectuării calculelor se obțin următoarele

valori:

- $\alpha_{\max}$  rezultă atunci când forța dezvoltată de mușchi este zero  $\rightarrow \alpha_{\max} = 54,7^\circ$ .
- $\alpha_{\min}$  se obține atunci când forța dezvoltată de mușchi este maximă. Astfel, pentru mușchiul pneumatic de tip DMSP-10-300N, forța maximă dezvoltată este 475,8 N, de unde rezultă  $\alpha_{\min}=23^\circ$ . Pentru această valoare a lui  $\alpha_{\min}$ , coeficienții  $a$  și  $b$  devin:  $a = 16,65$  și  $b = 6,55$ .

Coeficientul  $c$  din relația (4.26), determinat pe cale experimentală, are pentru mușchiul pneumatic DMSP-10-300N valoarea egală cu 1,6.

Relația (4.26) devine:

$$F = p \cdot \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot [16,65 \cdot (1 - 1,6 \cdot \varepsilon)^2 - 6,55] \quad (4.53)$$

Momentul dezvoltat în articulația modulului de rotație se determină cu relația:

$$T = R \cdot (F_1 - F_2) = R \cdot \pi \cdot \frac{d^2}{4} \{p_1 \cdot [16,65 \cdot (1 - 1,6 \cdot \varepsilon_1)^2 - 6,55] - p_2 \cdot [16,65 \cdot (1 - 1,6 \cdot \varepsilon_2)^2 - 6,55]\} \quad (4.54)$$

Prin neglijarea termenilor de tip  $\varepsilon^2$  se va obține:

$$T = R \cdot \pi \cdot \frac{d^2}{4} [p_1 \cdot (10,1 - 53,28 \cdot \varepsilon_1) - p_2 \cdot (10,1 - 53,28 \cdot \varepsilon_2)] \quad (4.55)$$

Introducând în relația de mai sus formulele (4.33) și (4.34) se obține:

$$T = 7,15 \cdot (p_1 - p_2) - 5,07 \cdot (p_1 + p_2) \cdot \theta \quad (4.56)$$

Notând cu  $K_1 = 7,15$  și cu  $K_2 = 5,07$ , rezultă:

$$T = K_1 \cdot (p_1 - p_2) - K_2 \cdot (p_1 + p_2) \cdot \theta \quad (4.57)$$

Poziția de echilibru a articulației se obține atunci când momentul  $T$  este egal cu zero:

$$\theta_{ech} = \frac{K_1 \cdot (p_1 - p_2)}{K_2 \cdot (p_1 + p_2)} \quad (4.58)$$

Pentru diferite perechi de valori ( $p_1$ ;  $p_2$ ), cu  $p_1$  și  $p_2$  variind în contratimp între 0 și 6 bar, se pot calcula unghiurile de echilibru ale articulației, mărimi date în Tabelul 4.5:

Tabelul 4.5 Valori de echilibru ale unghiului  $\theta$

$p_1$ [bar]	0	1	2	3	4	5	6
$p_2$ [bar]	6	5	4	3	2	1	0
$\theta_{ech}$ [rad]	-1,41	-0,94	-0,47	0	0,47	0,94	1,41
$\theta_{ech}$ [°]	-80,82	-53,88	-26,94	0	26,94	53,88	80,82

Valoarea maximă a momentului în articulație este obținut atunci când  $p_1 = 6 \text{ bar}$  și  $p_2 = 0 \text{ bar}$  sau  $p_1 = 0 \text{ bar}$  și  $p_2 = 6 \text{ bar}$  (relația 4.39).

Diferite valori ale momentului maxim  $T_{max}(\theta)$  sunt calculate în continuare.

$$T_{max}\left(-\frac{\pi}{2}\right) = [6 \cdot (K_1 - K_2 \cdot \theta)] \cdot 10^{-1} = \left\{6 \cdot \left[7,15 - 5,07 \cdot \left(-\frac{\pi}{2}\right)\right]\right\} \cdot 10^{-1} = 9,06 \quad N \cdot m$$

$$T_{max}(0) = [6 \cdot (K_1 - K_2 \cdot 0)] \cdot 10^{-1} = 4,29 \quad N \cdot m$$

$$T_{max}\left(\frac{\pi}{2}\right) = [6 \cdot (K_1 - K_2 \cdot \theta)] \cdot 10^{-1} = \left\{6 \cdot \left[7,15 - 5,07 \cdot \left(\frac{\pi}{2}\right)\right]\right\} \cdot 10^{-1} = -0,486 \quad N \cdot m$$

Se remarcă faptul că valorile obținute mai sus sunt apropiate de cele calculate prin aplicarea formulei (4.52).

Considerând modulul de rotație ca fiind un sistem de tip SISO, cu mărimea de intrare variabila  $\Delta p$  și cea de ieșire unghiul  $\theta$ , ținând cont de relațiile (4.40 și 4.41), relația momentului din articulație devine:

$$T = 2 \cdot K_1 \cdot \Delta p - 2 \cdot K_2 \cdot p_0 \cdot \theta \quad (4.59)$$

iar poziția de echilibru a articulației (atunci când  $T = 0$ ) va fi:

$$\theta_{ech} = \frac{K_1 \cdot \Delta p}{K_2 \cdot p_0} = 0,47 \cdot \Delta p \quad (4.60)$$

Dependența unghiului de echilibru de diferența de presiune  $\Delta p$  poate fi vizualizată în graficul din Fig. 4.46. Din această figură și din datele din Tabelul 4.5 rezultă faptul că modulul de rotație antrenat de cei doi mușchi pneumatici de tip DMSP-10-300N are ca limite de mișcare  $\theta = \pm 80,82^\circ$ , adică mai puțin decât  $\pm 90^\circ$ , atât cât ar fi necesar reabilitării complete a articulației generatoare a mișcărilor de pronație/supinație. Pentru atingerea valorilor impuse ar fi necesară utilizarea unor mușchi mai puternici, de tip DMSP-20-300N, la fel ca cei folosiți în cazul modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie.

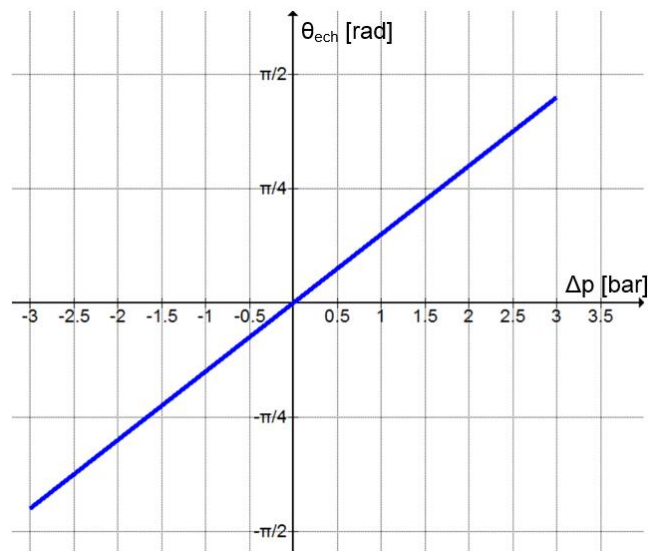


Fig. 4.46 Variația cu  $\Delta p$  a mărimii unghiului  $\theta_{ech}$

În continuare se va considera faptul că amplitudinea unghiulară obținută cu mușchii DMSP-10-300N este suficientă pentru o reabilitare aproape completă a articulației destinată obținerii mișcărilor de pronație/supinație.

Rigiditatea torsională a acestei articulații se determină cu relația (4.61), în Fig. 4.47 fiind prezentată dependența ei de modificarea sumei ( $p_1 + p_2$ ).

$$k = \frac{dT}{d\theta} = -2 \cdot K_2 \cdot p_0 \cdot 10^{-1} = -3,042 \text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad} \quad (4.61)$$

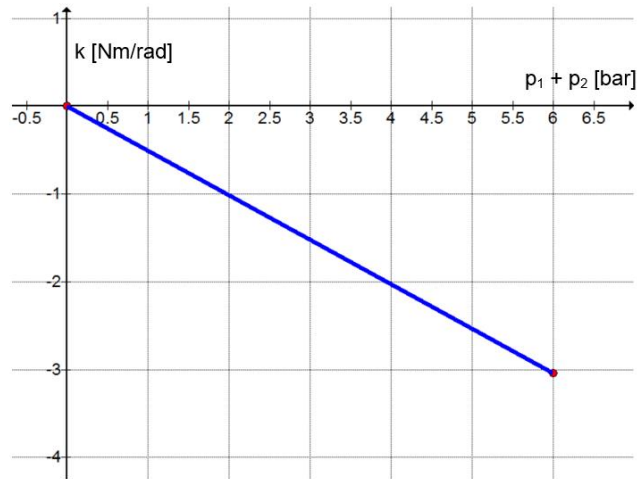


Fig. 4.47 Reglarea rigidității torsionale prin modificarea valorii sumei presiunilor de alimentare

În Fig. 4.48 este arătată și evoluția complianței odată cu modificarea sumei ( $p_1 + p_2$ ):

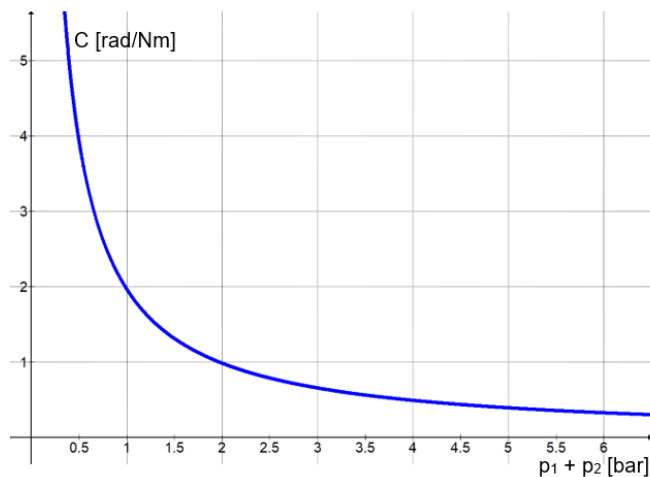


Fig. 4.48 Modificarea complianței torsionale prin modificarea valorii sumei presiunilor de alimentare

Complianța torsională va avea valori din ce în ce mai odată cu creșterea sumei presiunilor de alimentare. Astfel, dacă se dorește o adaptabilitate mai mare a echipamentului de reabilitare la cerințele pacientului, acest lucru presupune alimentarea celor doi mușchi la presiuni scăzute.

Dacă sistemul este scos din poziția de echilibru, rotindu-se cu o cantitate  $\Delta\theta$ , el tinde să revină la poziția inițială, acest fapt datorându-se apariției unui moment de revenire a cărui relație de calcul este (4.46). Din această relație rezultă faptul că pe măsură ce rigiditatea torsională  $k$  este mai mare, cu atât valoarea momentului de revenire este mai ridicată.

#### 4.5.2 Analiza dinamică a modului de rotație destinat mișcărilor de pronăție/supinație

Pornind de la relația (4.59) și cunoscând faptul că momentul generat de greutatea  $G$  este  $T_g = 0,977 \cdot |\sin \theta|$ , ecuațiile modelului dinamic ale sistemului analizat sunt:

$$\begin{cases} \dot{\theta} = \omega \\ J \cdot \ddot{\theta} = 2 \cdot K_1 \cdot \Delta p - 2 \cdot K_2 \cdot p_0 \cdot \theta - 0,977 \cdot |\sin \theta| \end{cases} \quad (4.62)$$

Ultima relație a sistemului de ecuații se poate scrie și sub forma:

$$J \cdot \ddot{\theta} + 2 \cdot K_2 \cdot p_0 \cdot \theta + 0,977 \cdot |\sin \theta| - 2 \cdot K_1 \cdot \Delta p = 0 \quad (4.63)$$

Pornind de la notațiile din Fig. 4.44, momentul de inerție al maselor aflate în mișcare în raport cu o axă care coincide cu cea a rolei modului de rotație este dat de relația următoare.

$$J = J_{cm} + m \cdot a^2 = \frac{1}{12} \cdot m \cdot (2 \cdot a)^2 + m \cdot a^2 \quad (4.64)$$

Pentru valorile  $m = 1,66$  kg și  $a = 0,06$  m, momentul de inerție  $J = 0,007968$  kg·m<sup>2</sup>.

Ecuația modelului dinamic simplificat, la care se neglijează termenul dat de momentul gravitațional, este:

$$0,007968 \cdot \ddot{\theta} + 2 \cdot 5,07 \cdot p_0 \cdot \theta - 2 \cdot 7,15 \cdot \Delta p = 0$$

sau

$$0,007968 \cdot \ddot{\theta} + 30,42 \cdot \theta = f(\Delta p)$$

cu  $f(\Delta p) = 2 \cdot 7,15 = 14,3 \cdot \Delta p$ .

Relația de mai sus este o ecuație diferențială de ordinul 2 neomogenă, cu o soluție generală dată de suma dintre soluția ecuației omogene atașată și o soluție particulară.

Soluția ecuației diferențiale omogene se determină prin rezolvarea relației:

$$0,007968 \cdot \ddot{\theta} + 30,42 \cdot \theta = 0$$

ea fiind:

$$\theta(t) = C_1 \cdot \cos(61,78 \cdot t) + C_2 \cdot \sin(61,78 \cdot t)$$

Funcția  $f(\Delta p)$  este un polinom de gradul 1, fapt ce presupune că soluția particulară a ecuației diferențiale este un polinom de același grad, cu coeficienți determinați prin identificare. Astfel, se poate scrie:

$$f(\Delta p) = a \cdot \Delta p + b$$

$$\dot{f}(\Delta p) = a; \quad \ddot{f}(\Delta p) = 0$$

Înlocuind în ecuația principală se obține:

$$0,007968 \cdot 0 + 30,42 \cdot (a \cdot \Delta p + b) = 14,3 \cdot \Delta p$$

de unde, prin identificarea termenilor rezultă:  $a = 0,47$  și  $b = 0$ .

Cu aceste rezultate se poate scrie soluția generală a ecuației diferențiale ca fiind:

$$\theta(t) = C_1 \cdot \cos(61,78 \cdot t) + C_2 \cdot \sin(61,78 \cdot t) + 0,47 \cdot \Delta p \quad (4.65)$$

#### 4.6 Concluzii

Pornindu-se de la modelul biomecanic al articulației cotului s-a ajuns la concluzia conform căreia un echipament de rehabilitare trebuie să ofere posibilitatea efectuării mișcărilor de rotație în jurul a două axe perpendiculare între ele. În acest scop, echipamentul de rehabilitare a capsulei articulare a cotului propus în această teză de doctorat conține două module de rotație, câte unul pentru fiecare mișcare. Ambele module de rotație sunt antrenate în mișcare de câte un motor torsional alcătuit din câte doi mușchi pneumatici ce lucrează în contratimp.

Soluția de echipament propusă a fost supusă unor analize matematice, structurale și cinematice, pe baza cărora s-au dimensionat, prin analiză statică și dinamică, modulele de rotație aferente fiecărei mișcări în parte (flexie/extensie și pronație/supinație).

Din studiile efectuate au rezultat următoarele concluzii:

- pentru mișcarea de flexie/extensie, utilizarea unor mușchi pneumatici cu diametrul interior de 20 mm permite efectuarea rotațiilor într-un interval unghiular de  $\pm 88,79^\circ$ . Aceste valori sunt acoperitoare pentru mișcarea de flexie, iar extensia se poate realiza aproape în totalitate (un minus de  $1,21^\circ$ ).
- momentul total dezvoltat de motorul torsional destinat mișcărilor de flexie/extensie este suficient pentru efectuarea exercițiilor de rehabilitare.
- în cazul mișcărilor de pronație/supinație, folosirea unei perechi de mușchi pneumatici cu diametrul interior de 10 mm asigură o amplitudine unghiulară de  $\pm 80,82^\circ$ , insuficientă reabilitării complete a articulației vizate. Atingerea valorilor impuse presupune utilizarea unor mușchi mai puternici, de tip DMSP-20-300N, la fel ca cei folosiți în cazul modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie.
- momentul total dezvoltat de motorul torsional destinat mișcărilor de pronație/supinație este suficient pentru efectuarea exercițiilor de rehabilitare.
- rigiditatea torsională a unui asemenea motor poate fi reglată prin modificarea sumei presiunilor de alimentare a celor doi mușchi pneumatici ( $p_1 + p_2$ ). Odată cu creșterea sumei presiunilor de alimentare rigiditatea torsională are valori mai mari, ceea ce implică faptul că dacă se dorește o precizie mare de poziționare, alimentarea celor doi mușchi trebuie făcută la presiuni ridicate.
- complianța torsională are valori din ce în ce mai mici în timp ce suma presiunilor de alimentare crește. Astfel, dacă se dorește o adaptabilitate mai mare a echipamentului de rehabilitare la cerințele pacientului, acest lucru presupune alimentarea celor doi mușchi la presiuni scăzute. În



cazul echipamentelor de rehabilitare primează cerința de confort a pacientului și mai puțin cea de precizie. În consecință, alimentarea mușchilor pneumatici cu aer la presiuni mai mici este necesară.

- scoaterea dintr-o poziție de echilibru a motorului torsional implică apariția unui moment de revenire. Mărimea acestuia este direct proporțională cu cea a rigidității torsionale.

## Capitolul 5. Modelarea geometrică a echipamentului de rehabilitare

Echipamentul pentru rehabilitarea articulației cotului trebuie să întrunească următoarele caracteristici [LIȘ13]:

- cinematica lui trebuie să permită copierea mișcărilor umane, fără a compromite sau limita în vreun fel abilitatea pacientului de a executa mișcărilor naturale;
- design ergonomic, pentru o interacțiune bună între om și echipament;
- siguranță în utilizare și complianță.

Pentru o rehabilitare completă a articulației cotului, echipamentul trebuie să îndeplinească următoarele cerințe:

- mobilizarea articulației cotului pe întregul domeniu de mișcare a acesteia;
- posibilitatea reglării unghiurilor și vitezelor de deplasare;
- fixarea antebrăului într-un suport în timpul funcționării echipamentului;
- poziția confortabilă a pacientului.

Ținând cont de aceste cerințe specifice au fost proiectate, într-o primă etapă, două variante de echipament de rehabilitare. Cele două variante se deosebesc prin soluția adoptată pentru pretensionarea simultană a celor doi mușchi atunci când aceștia sunt alimentați cu aer la o presiune  $p_0$  egală cu jumătate din presiunea maximă de lucru. Această pretensionare determină o contracție axială a celor doi mușchi egală cu jumătate din cea maximă, care se obține la încărcarea mușchilor cu o presiune  $p = p_{max}$ . Astfel, atunci când  $p_0 = p_{max}/2$ , contracția axială a celor doi mușchi este egală cu  $\Delta L_{max}/2$ , cursa efectuată de capetele inferioare ale celor doi mușchi pneumatici fiind limitată de un opritor fix.

În cazul primei variante (V1), soluția adoptată pentru pretensionare este arătată în Fig. 5.2. Capetele inferioare ale fiecărei perechi de mușchi pneumatici sunt legate între ele prin intermediul unei plăcuțe metalice care culisează de-a lungul a două tije. Lungimea de culisare este reglabilă prin intermediul a două șuruburi [VET17d].

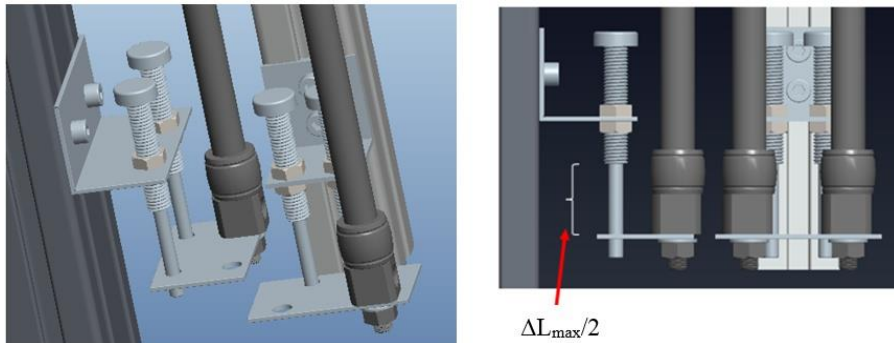


Fig. 5.2 Limitarea contractării axiale a mușchilor pneumatici în faza de pretensionare (V1)

La varianta V2, capetele inferioare ale fiecărei perechi de mușchi sunt legate de câte un culisor a cărui lungime de alunecare poate fi, de asemenea, reglată cu ajutorul unui opritor (nefigurat în desen).

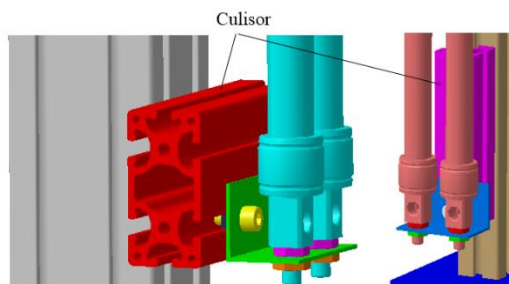


Fig. 5.3 Limitarea contractării axiale a mușchilor pneumatici în faza de pretensionare (V2)

În continuare, studiul amănunțit al echipamentului de reabilitare a vizat varianta 2, aceasta fiind considerată optimă. Motivul principal al alegerii acestei variante este determinat de faptul că greutatea culisorului facilitează revenirea mușchilor pneumatici la lungimea inițială atunci când presiunea de alimentare este nulă.

Din punct de vedere constructiv, cele mai importante componente care alcătuiesc această variantă de echipament sunt următoarele, exemplificate în Fig. 5.4:

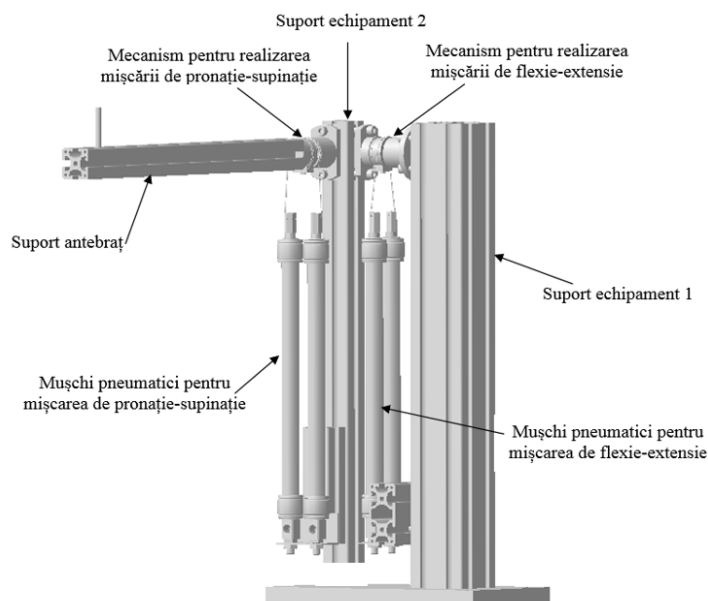


Fig. 5.4 Componentele echipamentului de reabilitare

Prin notația „Suport echipament 1” s-a avut în vedere subansamblul destinat efectuării mișcării de flexie/extensie, iar prin notația „Suport echipament 2” s-a avut în vedere subansamblul destinat efectuării mișcării de pronație/supinație.

În figurile următoare sunt arătate câteva vederi ale celor două module de rotație.

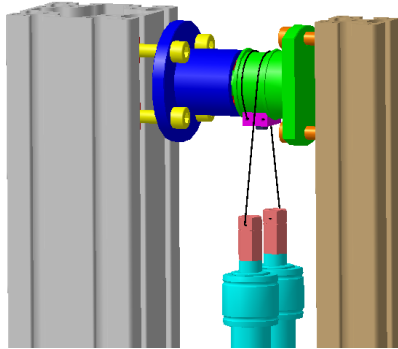


Fig. 5.5 Modulul de rotație pentru mișcarea de flexie/extensie

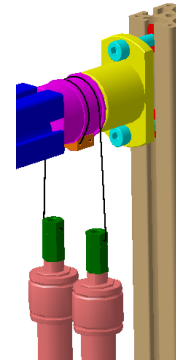


Fig. 5.6 Modulul de rotație pentru mișcarea de pronație/supinație

Se remarcă faptul că de fiecare extremitate liberă a celor patru mușchi pneumatici este legat câte un cablu flexibil de oțel. Acesta este apoi trecut peste o rolă, înfășurat 270°, celălalt capăt al său fiind fixat de rolă (Fig. 5.7). În acest fel, contractarea/destinderea simultană, în contratimp, a mușchilor pneumatici generează o mișcare de rotație a arborelui, care antrenează suportul antebrațului.

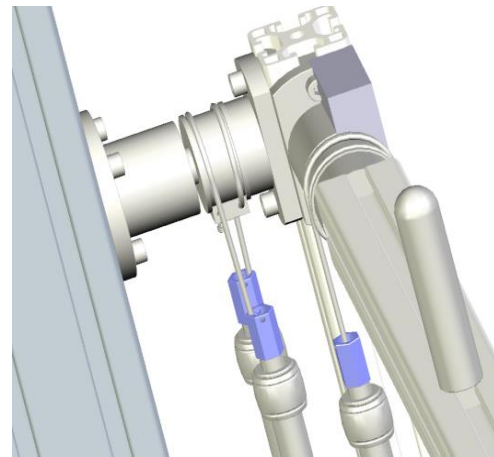


Fig. 5.7 Fixarea capetelor cablurilor de antrenare

Realizarea modelului geometric al echipamentului reprezintă o etapă indispensabilă premergătoare construcției fizice a acestuia. Modelul 3D reprezintă, de asemenea, și baza viitoarelor analize ce se vor efectua pentru verificarea robusteții și performanțelor atât ale componentelor, cât și ale ansamblului. Astfel, acestea pot fi evaluate și îmbunătățite înainte de realizarea prototipului. În capitolul următor este prezentată o astfel de simulare.

## Capitolul 6. Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului

Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului s-a realizat cu ajutorul metodei elementelor finite (FEM – Finite Element Method). ANSYS este o platformă software de analiză cu element finit utilizată cu precădere în industrie și cercetare, având ca scop simularea răspunsului unui sistem fizic în fața diferitelor solicitări. În acest caz se urmărește verificarea la solicitări mecanice. Scopul principal al analizei cu element finit este acela de a determina valorile maxime ale tensiunilor și deformațiilor structurii studiate în cazul

mișcărilor de flexie/extensie, respectiv de pronație/supinație.

Condițiile la limită ale echipamentului au fost stabilite după cum urmează:

Pentru mișcarea de flexie/extensie:

- amplitudine de mișcare:  $-90^{\circ} \dots +50^{\circ}$
- presiune:  $0 \dots 0,6$  MPa
- durata mișcării:  $0 \dots 30$  s.

Pentru mișcarea de pronație/supinație:

- amplitudine de mișcare:  $-90^{\circ} \dots +90^{\circ}$
- presiune:  $0 \dots 0,6$  MPa
- durata mișcării:  $0 \dots 30$  s.

### 6.1 Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului pentru mișcarea de flexie/extensie

În Fig. 6.13 și Fig. 6.14 sunt prezentate tensiunile și deformațiile plastice ale suportului de care se prind capetele fixe ale mușchilor pneumatici. Acesta are o deformație plastică maximă de aproximativ 1%, zonă reprezentată cu roșu în Fig. 6.14.

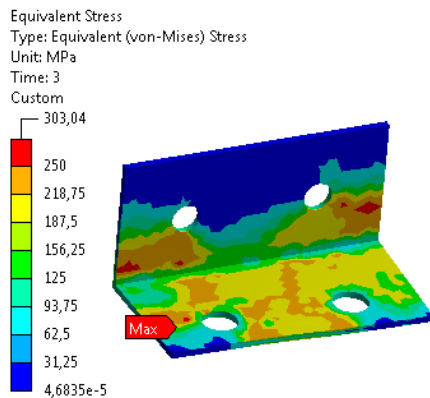


Fig. 6.13 Variația tensiunilor în suportul mușchilor pneumatici

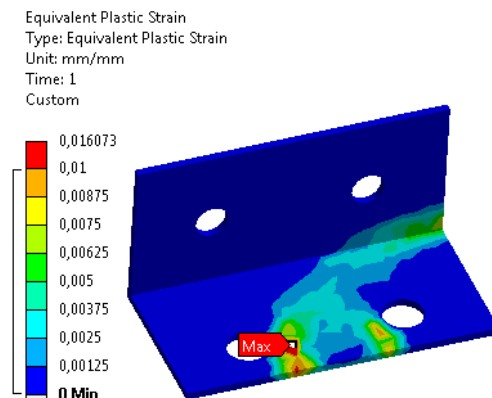


Fig. 6.14 Deformația suportului mușchilor pneumatici (1%)

În Fig. 6.16 și Fig. 6.17 sunt reprezentate variațiile tensiunilor și deformațiile modului de rotație destinat efectuării mișcărilor de flexie/extensie. Tensiunile maxime sunt de aproximativ 220 MPa, în timp ce deformația plastică maximă este de aproximativ 1,3%.

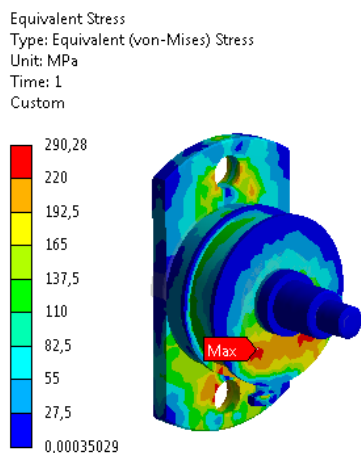


Fig. 6.16 Variația tensiunilor în modulul de rotație

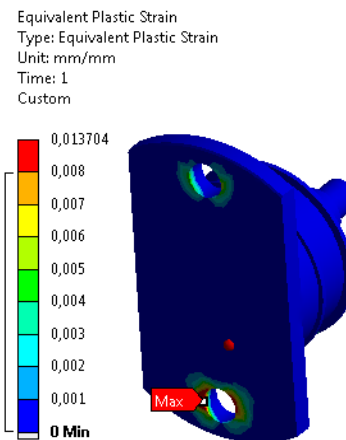


Fig. 6.17 Deformația plastică a modului de rotație

## 6.2 Verificarea la solicitări mecanice a echipamentului pentru mișcarea de pronție/supinație

În Fig. 6.20 și Fig. 6.21 sunt reprezentate variațiile tensiunilor în suportul mușchilor pneumatici, respectiv în modulul de rotație destinat mișcărilor de pronție/supinație. Deformațiile plastice, în ambele cazuri, sunt minime, aflate în domeniul admisibil.

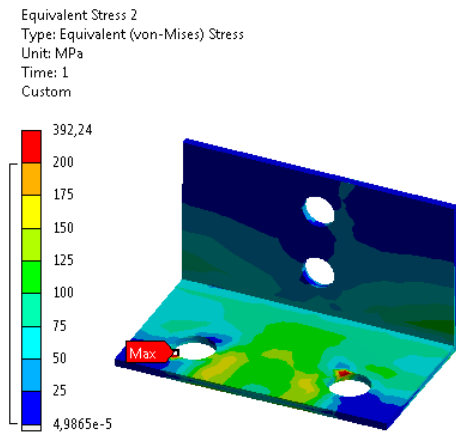


Fig. 6.20 Variația tensiunilor în suportul mușchilor pneumatici

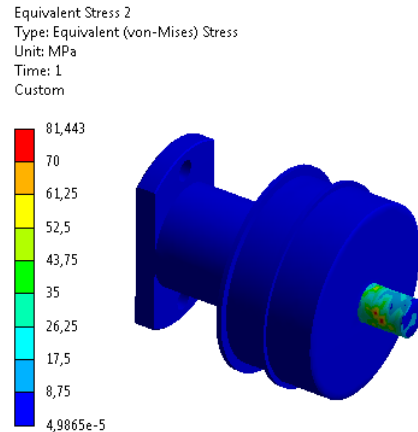


Fig. 6.21 Variația tensiunilor în modulul de rotație

## 6.3 Concluzii

Verificarea la solicitări mecanice este o etapă esențială în construcția echipamentului, aceasta constând în simularea comportamentului componentelor și ansamblului în anumite condiții date. Analiza cu element finit este utilizată pe scară largă pentru redarea în condiții cât mai asemănătoare cu cele reale a fenomenelor fizice și pentru a reduce nevoia de prototipuri construite, permițând totodată optimizarea componentelor și ansamblului.

Pentru verificarea statică a echipamentului la solicitări mecanice s-a folosit software-ul Ansys, o platformă de analiză cu element finit foarte des utilizată în industrie. Prima parte a analizei a presupus pregătirea modelului 3D, a modelului discret împărțit în elemente finite, realizarea contactelor dintre suprafețe, identificarea materialelor componentelor, a proprietăților acestora și stabilirea condițiilor la limită. Ulterior, pe baza studiilor teoretice efectuate în capitolele anterioare s-au stabilit cazurile de încărcare pentru fiecare mișcare în parte (flexie/extensie și pronție/supinație). Rezultatele au fost favorabile, astfel:

- pentru mișcarea de flexie/extensie: deformația plastică maximă a suportului de care se prind capetele fixe ale mușchilor pneumatici a fost de aproximativ 1%, iar deformația plastică maximă a modulului de rotație a fost de aproximativ 1,3%.
- pentru mișcarea de pronție/supinație deformațiile au fost aproape nule.

În urma analizei cu element finit s-a ajuns la concluzia că această soluție constructivă a echipamentului de rehabilitare poate realiza amplitudinile de mișcare dorite atât pentru flexie/extensie, cât și pentru pronție/supinație, fără a apărea deformații.

## PARTEA A III-A. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND PERFORMANȚELE UNUI ECHIPAMENT DE REABILITARE A ARTICULAȚIEI COTULUI, ACȚIONAT CU AJUTORUL MUȘCHILOR PNEUMATICI

### Capitolul 7. Construcția echipamentului de rehabilitare

Pe baza modelului geometric prezentat anterior a fost realizat un prototip al echipamentului de rehabilitare a articulației cotului. În Fig. 7.1 sunt prezentate câteva vederi ale acestuia.



Fig. 7.1 Construcția echipamentului de rehabilitare

Acest echipament execută mișcările de recuperare în mod separat pentru cele două axe de rotație, la un moment dat fiind posibilă doar generarea mișcărilor de flexie/extensie sau a celor de pronatie/supinație. În acest sens, în continuare este prezentată separat construcția echipamentului destinată efectuării mișcărilor de flexie/extensie, urmată de cea destinată pronatiei/supinației.

Efectuarea mișcărilor de flexie/extensie este realizată cu ajutorul construcției din Fig. 7.2. Sistemul este acționat cu ajutorul unei perechi de mușchi pneumatici care, prin mișcarea lor în contratimp, generează rotirea articulației de interes.

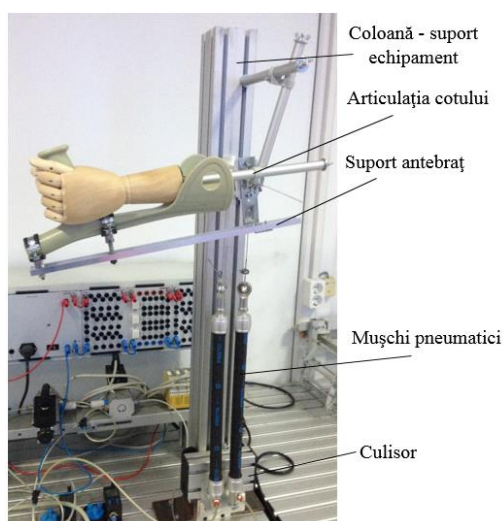


Fig. 7.2 Construcția modulului destinat efectuării mișcărilor de flexie/extensie

Capetele superioare ale celor doi mușchi pneumatici sunt conectate prin câte un cablu flexibil din oțel de rola care materializează axa de rotație (Fig. 7.3), în timp ce capetele inferioare ale lor sunt atașate unui cărucior culisant (Fig. 7.4).

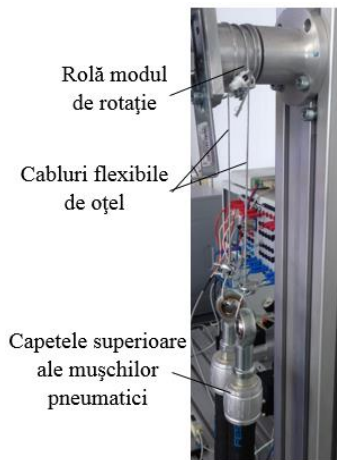


Fig. 7.3 Legătura mușchilor pneumatici cu modulul de rotație

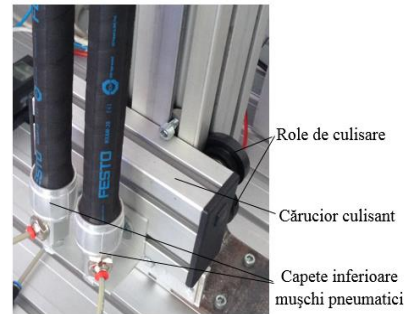


Fig. 7.4 Legătura mușchilor pneumatici cu căruciorul culisant

La momentul inițial, atunci când cei doi mușchi pneumatici nu sunt alimentați cu aer comprimat, ei atârnă liber, împreună cu căruciorul culisant, de rola modulului de rotație. Pretensionarea simultană a celor doi mușchi se face prin alimentarea lor cu aer la o presiune  $p_0$  egală cu jumătate din presiunea maximă de lucru ( $p_0 = 3$  bar). Acest lucru determină o contracție axială a celor doi mușchi egală cu jumătate din cea maximă posibilă. Deplasarea capetelor inferioare ale celor doi mușchi determină ridicarea căruciorului culisant pe o distanță egală cu  $\Delta L_{max}/2$ , cursa efectuată de cărucior fiind limitată de un opritor fix.

După etapa de precomprimare a celor doi mușchi și blocarea culisorului în opritor, în vederea executării mișcărilor de flexie/extensie (de rotație a articulației) urmează alimentarea în contratimp a actuatorilor pneumatici. Astfel, unul dintre mușchi va fi alimentat cu aer până la valoarea presiunii  $p_1 = p_0 + \Delta p$ , iar cel de-al doilea mușchi se va destinde, presiunea fiind  $p_2 = p_0 - \Delta p$ .

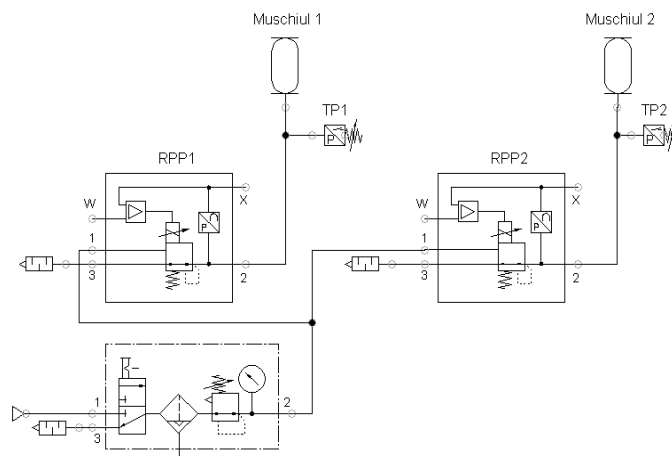


Fig. 7.6 Acționarea modulului de rotație

Schema pneumatică de acționare a modulului de rotație destinat efectuării mișcărilor de flexie/extensie



este prezentată în Fig. 7.6.

Alimentarea cu aer a celor doi mușchi pneumatici este realizată prin intermediul a două regulatoare proporționale de presiune (RPP1 și RPP2) de tip MPPES-3-1/4-6-010 (Festo). Un asemenea regulator de presiune include în construcția sa un senzor de presiune care monitorizează permanent presiunea aerului la racordul de ieșire din aparat. O unitate electronică de control compară această presiune cu mărimea valorii de referință. În cazul în care presiunea la ieșirea din regulator nu coincide cu valoarea de referință, unitatea de control emite un semnal electric analog de corecție până când cele două valori coincid [DEA18a].

Comanda fiecărui regulator proporțional de presiune se realizează cu ajutorul a câte unui modul de referință MPZ-1-24DC-SGH-6-SW. Un asemenea modul asigură până la 6 valori distincte ale tensiunii de referință. Acestea pot fi reglate cu ajutorul unor potențiometre rotative. Tensiunea constantă, dependentă de tensiunea de referință, este asigurată de ieșirea din modul, iar comanda se realizează printr-un controller digital. În situația în care nu se primește semnal electric de referință, la acest modul de referință se poate cupla un potențiomtru extern, care reglează tensiunea de ieșire.

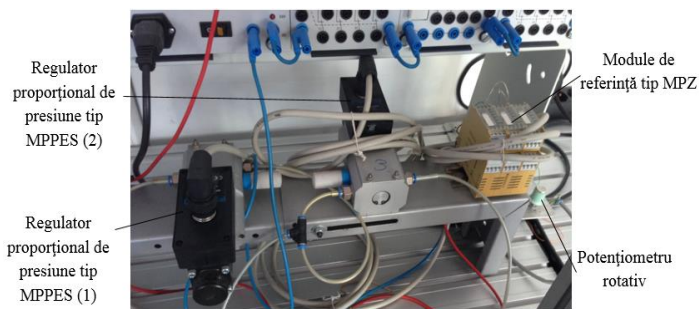


Fig. 7.7 Comanda modulului de rotație

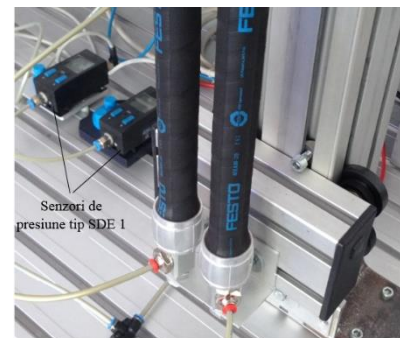


Fig. 7.9 Amplasarea senzorilor de presiune

Monitorizarea presiunilor din cei doi mușchi pneumatici se realizează cu ajutorul a doi senzori analogici de presiune cu afișaj SDE 1 (Festo), exemplificați în Fig. 7.9. Aceștia trimit informația primită din sistem către computer printr-o unitate de conexiuni analogice și o interfață analog/digitală de tip EasyPort DA (Festo).

Fluxul informațiilor transmise de la senzorii de presiune către computer este arătat în Fig. 7.10. Semnalele captate de cei doi senzori de presiune sunt prelucrate în calculator cu ajutorul programului FluidLab®-P V1.0. furnizat de firma Festo.



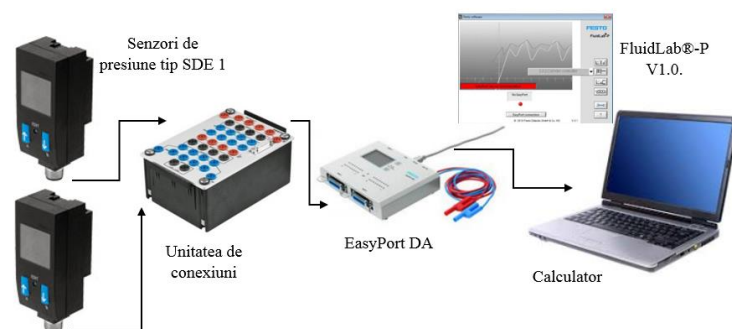


Fig. 7.10 Monitorizarea presiunilor din cei doi mușchi pneumatici

În concluzie, în ceea ce privește construcția echipamentului, trebuie menționat faptul că sistemul este acționat cu ajutorul unei perechi de mușchi pneumatici. Alimentarea cu aer a mușchilor pneumatici se realizează prin intermediul a două regulatoare proporționale de presiune, comanda fiecărui regulator realizându-se prin intermediul unui modul de referință, proiectat astfel încât să asigure valori în contratimp ale tensiunii de referință, valori reglabile cu ajutorul unui potențiomtru dublu rotativ. Presiunile din cei doi mușchi pneumatici sunt monitorizate cu ajutorul a doi senzori analogici de presiune cu afișaj. Fluxul informațiilor transmise de la aceștia sunt prelucrate în calculator cu ajutorul programului FluidLab®-P V1.0., furnizat de firma Festo, rezultând variația semnalului de ieșire în funcție de mărimea unghiului de rotație.

## Capitolul 8. Studii privind comportamentul în exploatare al echipamentului de rehabilitare

### 8.1 Cercetări privind performanțele modului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie

#### 8.1.1 Etalonarea traductorului destinat măsurării unghiului de rotație al mișcărilor de flexie/extensie

Conform studiilor efectuate asupra biomecanicii articulației cotului au rezultat limitele de variație ale unghiurilor necesare efectuării mișcărilor de flexie/extensie, acestea fiind de  $-90^{\circ}$ .... $+50^{\circ}$  (amplitudine de  $140^{\circ}$ ), după cum se poate vedea în Fig. 8.1.

Construcția modului de rotație destinat efectuării acestor mișcări permite rotirea suportului antebrațului cu un unghi de  $\pm 90^{\circ}$ . Măsurarea acestui unghi este realizată cu ajutorul unui potențiomtru rotativ de  $20\text{ k}\Omega$ , a cărei procedură de etalonare este arătată în figura 8.2.

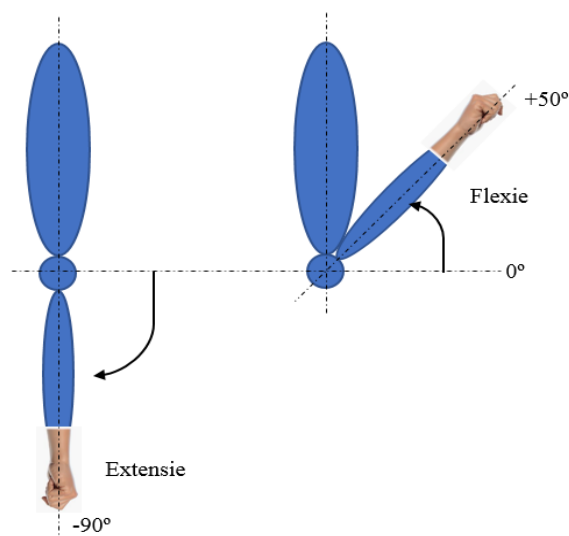


Fig. 8.1 Limitele unghiurilor de flexie/extensie

Axul potențiometrului este amplasat coaxial cu cel al modului de rotație și legat rigid de acesta (Fig. 8.2).

Imprimându-se o mișcare de rotație într-un sens și în celălalt suportului antebrațului (în limitele  $\pm 90^\circ$ ), axul potențiometrului se rotește și el, modificând rezistența interioară a acestuia. Legăturile electrice ale potențiometrului transmit informația primită către placa de achiziții de date și, de aici mai departe, către calculator unde este prelucrată cu ajutorul programului FluidLab®-P V1.0. Semnalul de ieșire captat este cuprins în intervalul 0...10 Vcc.

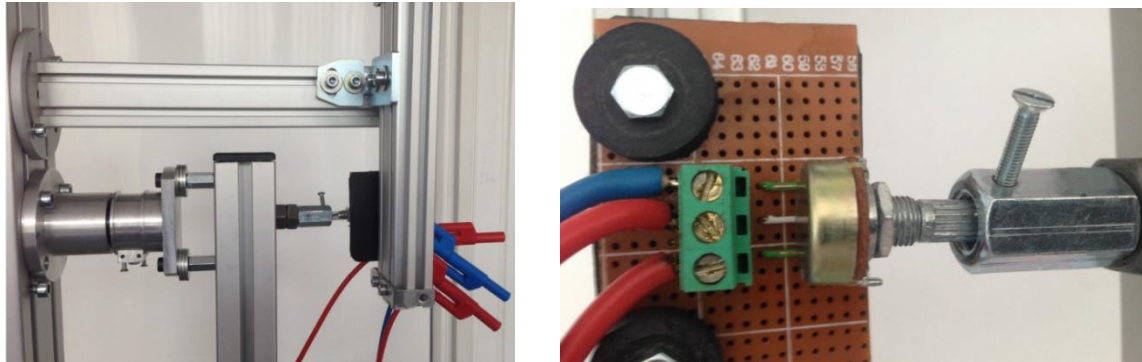


Fig. 8.2 Poziționarea traductorului destinat măsurării unghiurilor mișcărilor de flexie/extensie

Inițial, pentru poziția de zero grade a antebrațului (Fig. 8.1), axul potențiometrului rotativ este reglat la mijlocul cursei sale, fapt ce generează un semnal cu valoarea de 5 V. Orice deplasare față de această poziție generează modificarea semnalului de ieșire spre 0 V sau către 10 V. În figura 8.3 este arătată variația în timp a semnalului de ieșire U [V] la rotirea într-un sens sau în celălalt a suportului antebrațului.

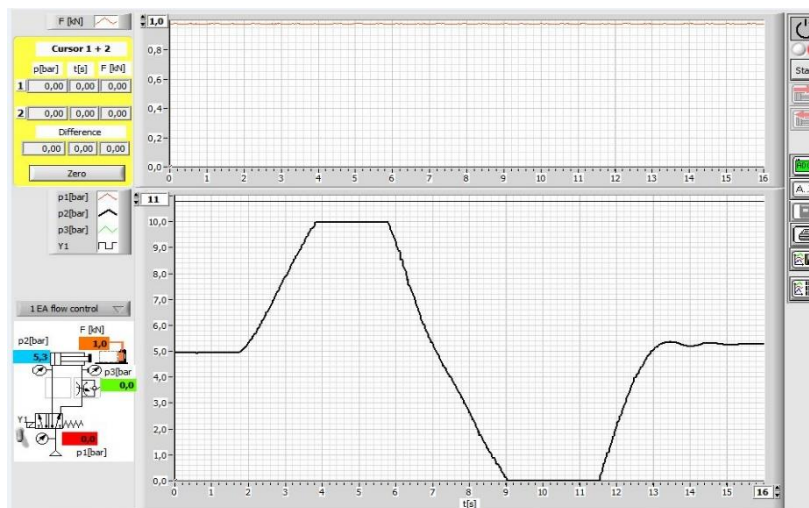


Fig. 8.3 Variația în timp a semnalului de ieșire din traductorul de mișcare

Prin rotirea modulului de rotație într-un sens și în celălalt în poziții unghiulare bine stabilite (cu unghiuri cunoscute), sunt determinate valorile tensiunilor furnizate de potențiometru. Valorile limită de 0 V, respectiv 10 V, sunt corespunzătoare atingerii limitelor mișcărilor de rotație, respectiv a unghiurilor de  $\pm 90^\circ$ . Programul FluidLab®-P V1.0. furnizează și un fișier text în care este arătată succesiunea valorilor tensiunilor de ieșire odată cu scurgerea timpului.

Variația semnalului de ieșire în funcție de mărimea unghiului de rotație este arătată în graficul din figura

8.4.

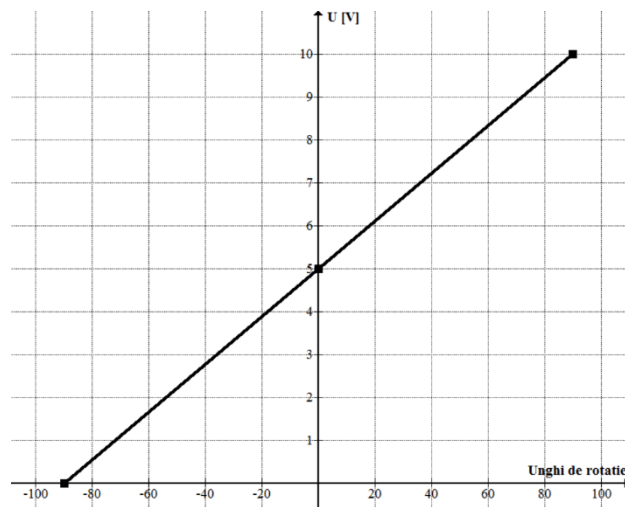


Fig. 8.4 Dreapta de etalonare a traductorului de poziție

Ecuția dreptei de etalonare din figura de mai sus este:

$$U(\theta) = 5 + 0,0556 \cdot \theta \quad (8.1)$$

#### 8.1.2 Determinarea corelației unghi de rotire – presiune de alimentare

Cercetările experimentale au avut ca obiect, în această etapă, studiul comportamentului modului de rotație destinat realizării mișcărilor de flexie/extensie. În acest scop a fost utilizat programul FluidLab®-P V1.0., util pentru culegerea și reprezentarea grafică a datelor tehnice: pneumatice (presiuni, debite) și mecanice (unghi de rotație), prin utilizarea senzorilor analogici de presiune și de deplasare.

După cum s-a specificat anterior, înregistrarea datelor se realizează cu ajutorul programului FluidLab®-P V1.0, un software dezvoltat de Festo Ag & Co, utilizat pentru colectarea și procesarea datelor de natură pneumatică și mecanică, prin utilizarea senzorilor analogici de presiune și de deplasare. În cazul de față s-au stocat date referitoare la presiune, debit și unghi de rotație. Experimentele sunt defalcate pe trei domenii: experimente de bază, comutare cilindri și aparatură proporțională și sunt asistate de diagrame, descrieri și soluții de probă.

Întrucât programul permite măsurarea doar a două canale la un moment dat, s-au măsurat presiunea dintr-un mușchi pneumatic și semnalul furnizat de traductorul de poziție. Curba albastră reprezintă semnalul de ieșire al traductorului de poziție (V), iar curba roșie este caracteristică presiunii de încărcare (bar).

Cercetări privind echipamentele de reabilitare a articulației cotului  
acționate cu ajutorul mușchilor pneumatici

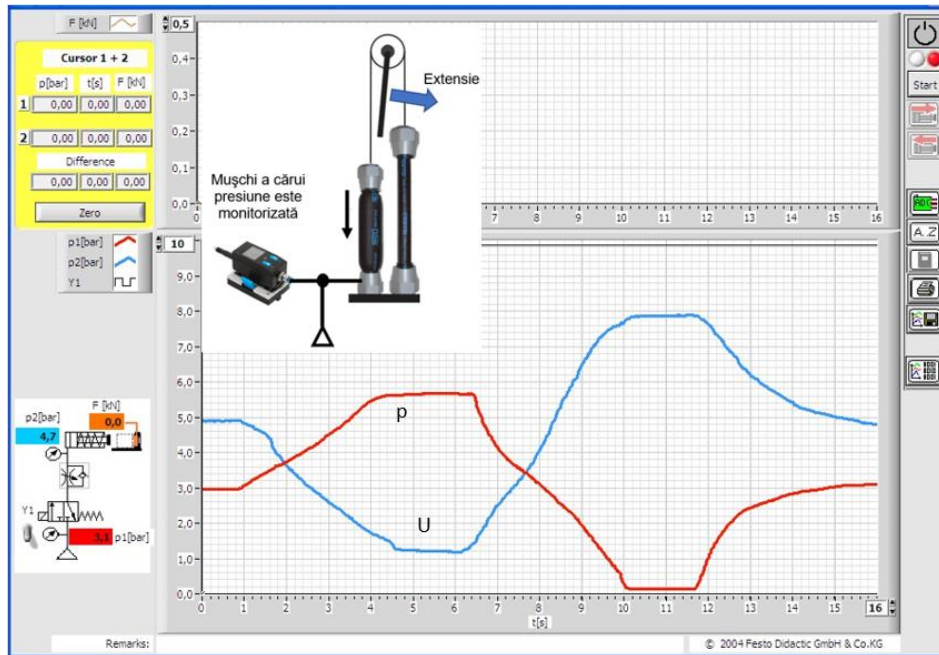


Fig. 8.7 Variația în timp a tensiunii semnalului de ieșire și a presiunii de alimentare

Pentru mușchiul a cărui presiune este măsurată se observă faptul că tensiunea semnalului de ieșire a traductorului de poziție scade odată cu creșterea presiunii aplicate mușchiului pneumatic. Dat fiind faptul că alimentarea cu aer comprimat a mușchiului generează mișcarea de extensie, iar relaxarea acestuia mișcarea de flexie, reiese că o creștere a tensiunii determină mișcarea de flexie. Dacă monitorizarea presiunii s-ar fi realizat pentru celălalt mușchi pneumatic, interpretarea variației de tensiune ar fi fost inversă.

Pornind de la curbele din figura de mai sus, pe baza informațiilor din Anexa 2 sintetizate în Tabelul 8.3, folosind și relația (8.1), cu ajutorul softului Graph s-au trasat graficele ce prezintă dependența tensiunii semnalului de ieșire din traductorul de poziție în raport cu presiunea aerului comprimat din interiorul mușchiului pneumatic, precum și dependența valorilor unghiulare aferente mișcărilor de flexie/extensie în funcție de presiunea aerului comprimat.

Tabelul 8.3. Sinteză a datelor furnizate de Anexa 2.

Încărcare mușchi pneumatic							
p [bar]	0	1	2	3	4	5	6
U [V]	7.856	7.529	6.846	5.176	3.662	2.441	0.998
$\theta$ [°]	51.36	45.48	33.20	3.16	-24.06	-46.02	-71.97
Descărcare mușchi pneumatic							
p [bar]	6	5	4	3	2	1	0
U [V]	0.998	2.168	3.027	4.648	6.689	7.422	7.856
$\theta$ [°]	-71.97	-50.93	-35.48	-6.33	30.37	43.56	51.36

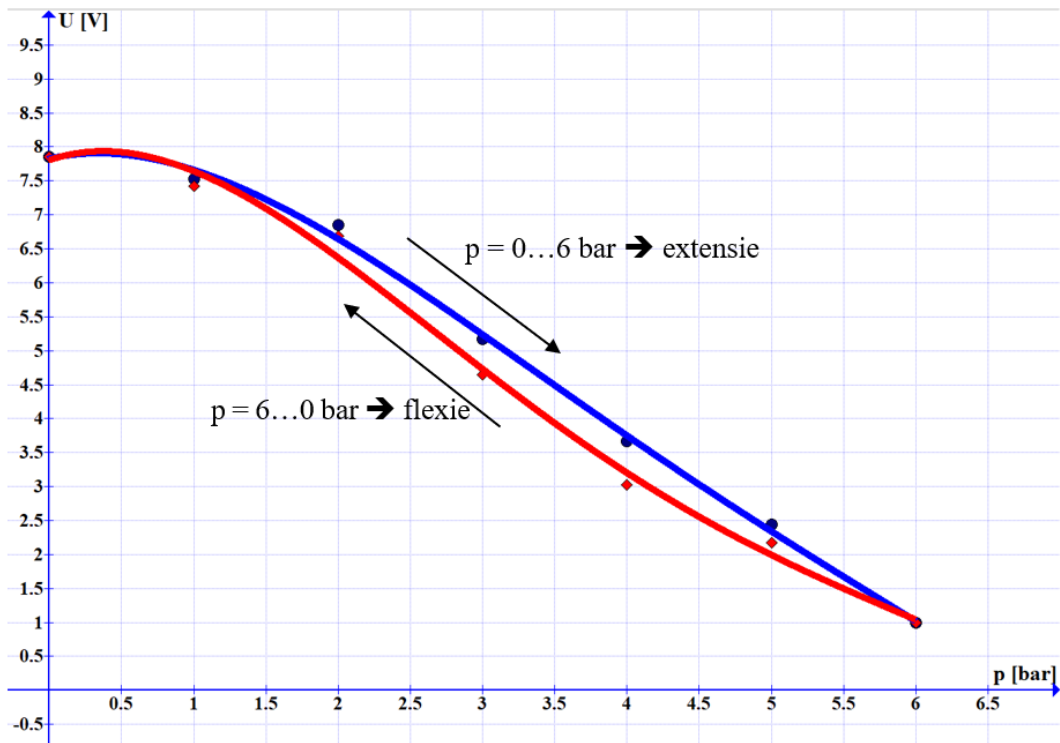


Fig. 8.8  $U = f(p)$

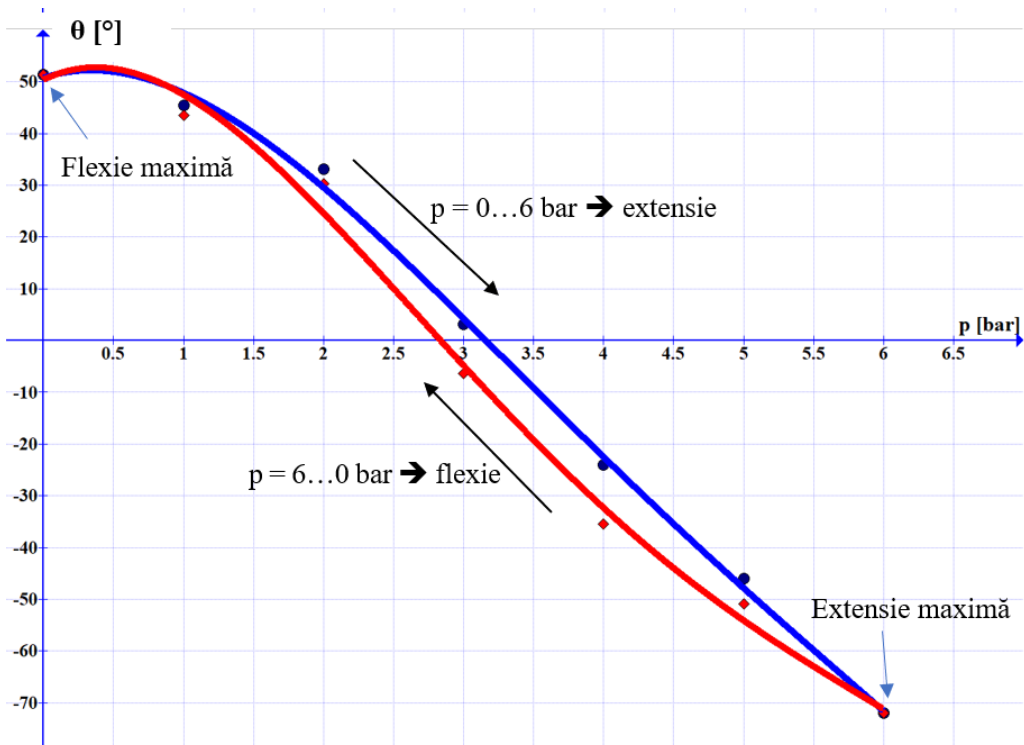


Fig. 8.9  $\theta = f(p)$

Din cele doua grafice se desprind câteva concluzii de interes. Astfel, pentru fiecare grafic se remarcă existența a două curbe, una pentru realizarea mișcării de extensie și alta pentru flexie. Existența celor două curbe este determinată de apariția fenomenului de histererezis, specific funcționării mușchilor

pneumatici. Existența acestuia reprezintă un dezavantaj considerabil al mușchilor pneumatici, el reprezentând o sursă de eroare dificil de controlat într-un sistem care necesită o precizie mare de poziționare.

Histerezisul mușchilor pneumatici este cauzat de deformarea tubului flexibil, dar și de frecarea internă manifestată între fiecare fibră de aramidă și materialul elastic care o înconjoară. Toate aceste fenomene introduc și o așa-numită presiune de prag, care se manifestă printr-o stagnare a deformației axiale a mușchiului pneumatic chiar dacă presiunea de alimentare se modifică [BAB12], [DEA16].

În cazul echipamentului de rehabilitare a articulației cotului propus în această teză de doctorat, nefiind vorba despre un sistem care trebuie să asigure deplasări de mare precizie, apariția histerzizului este un dezavantaj care are o influență minoră asupra funcționării sale.

În ceea ce privește limitele de mișcare ale articulației descrise, se observă faptul că este realizat unghiul maxim de flexie ( $51,36^\circ$ ), extensia maximă ajungând însă doar până la  $-71,97^\circ$ . Neatingerea limitei de  $-90^\circ$  se poate explica prin faptul că pe măsură ce unghiul de rotire crește, momentul dezvoltat de cei doi mușchi scade ca valoare, nemaifiind capabil să rotească ansamblul mobil. Acest fapt constituie un dezavantaj al echipamentului de rehabilitare propus, depășirea sa putând fi făcută printr-o creștere a presiunilor de lucru până la aproximativ 8 bar.

Pornind de la curbele din Fig. 8.9, relațiile matematice care descriu variația unghiului de rotație  $\theta$  în funcție de presiunea aerului comprimat în cazul flexiei și al extensiei sunt următoarele:

$$\theta_{flexie} = -0,2 \cdot p^4 + 3,45 \cdot p^3 - 18,97 \cdot p^2 + 12,92 \cdot p + 50,39 \quad (8.2)$$

$$\theta_{extensie} = -0,11 \cdot p^4 + 2,06 \cdot p^3 - 13,1 \cdot p^2 + 8,29 \cdot p + 50,78 \quad (8.3)$$

Pentru cele două funcții, coeficienții de determinare ( $r^2$ ) au valorile 0,995, respectiv 0,9981, ceea ce confirmă faptul că expresiile de mai sus descriu cu fidelitate fenomenul studiat.

Ecuatiile (8.2) și 8.3) sunt importante pentru comanda reguletoarelor proporționale de presiune. Un program de calculator special dezvoltat, bazat pe aceste ecuații polinomiale determinate experimental, este încărcat pe un PLC. PLC-ul trimite un semnal electric reguletoarelor de presiune a căror tensiune este modificată continuu conform funcțiilor polinomiale obținute experimental. Acest lucru determină variația presiunii aerului în mușchii pneumatici și, în consecință, contracțiile lor axiale și unghiurile de rotație dorite.

Pentru un ciclu de încărcare-descărcare a mușchilor pneumatici care realizează mișcarea de flexie/extensie, evoluția presiunilor mușchilor pneumatici este reprezentată în Fig. 8.10. Inițial, ambii mușchi au fost încărcăți până la presiunea de 3 bar, iar apoi, pe rând, unul dintre mușchi a fost alimentat cu aer comprimat (presiunea maximă 6 bar), iar celălalt a fost descărcat cu aceeași cantitate de aer comprimat.

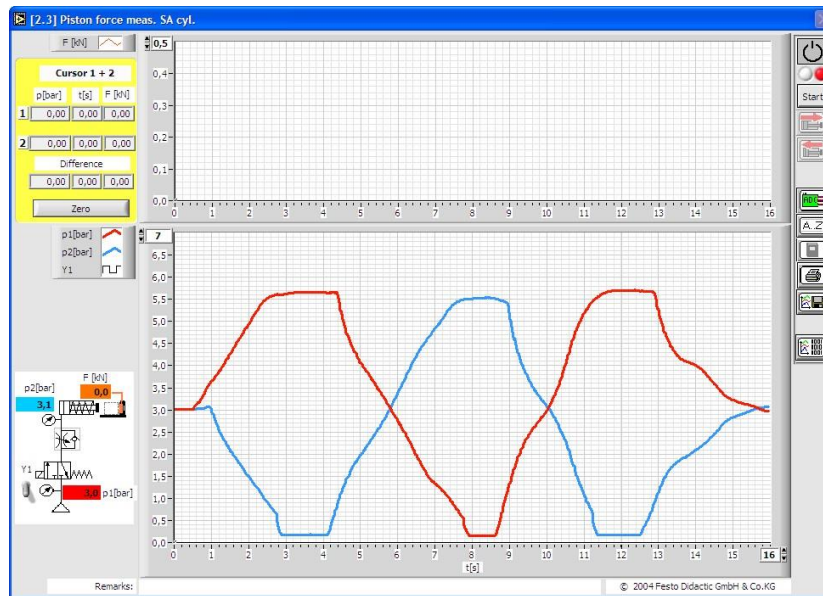


Fig 8.10 Evoluția în contratimp a presiunilor celor doi mușchi pneumatici

## 8.2 Cercetări privind performanțele modului de rotație destinat mișcărilor de pronație/supinație

În urma studiilor efectuate asupra biomecanicii articulației cotului s-a demonstrat că limitele de variație ale unghiurilor necesare efectuării mișcărilor de pronație/supinație sunt de  $\pm 90^\circ$  (amplitudine de  $180^\circ$ ), după cum se poate vedea în Fig. 8.11.

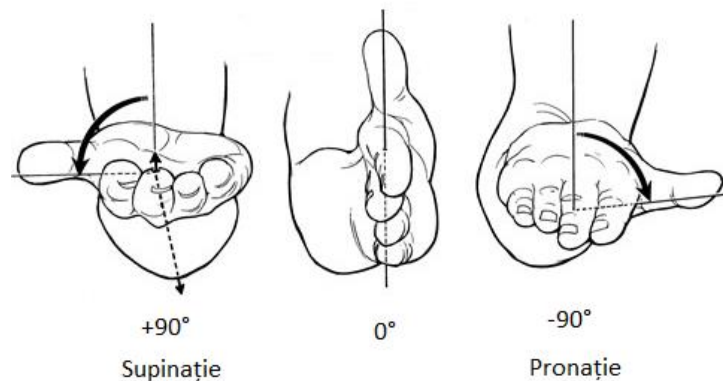


Fig. 8.11 Limitele unghiurilor de pronație/supinație

Astfel, modulul de rotație destinat efectuării acestor mișcări permite rotirea suportului antebrăului cu un unghi de  $\pm 90^\circ$ . Pentru a măsura acest unghi se folosește un potențiomtru rotativ de 20 k $\Omega$ , al cărui amplasament este arătat în Fig. 8.12.





Fig. 8.12 Poziționarea traductorului destinat măsurării unghiurilor mișcărilor de pronatie/supinație

Potențiometrul se montează astfel încât axa acestuia să fie coaxială cu cea a modulului de rotație. Astfel, odată cu realizarea mișcării de rotație a suportului antebrăzului într-un sens și în celălalt (în limitele  $\pm 90^\circ$ ), se rotește și axul potențiometrului, iar rezistența interioară a acestuia se modifică. Asemenea procedurii de etalonare prezentate în cazul mișcării de flexie/extensie, potențiometrul trimite un semnal electric către placa de achiziții de date și apoi către calculator, iar cu ajutorul programului FluidLab®-P V1.0 acesta este prelucrat. Semnalul de ieșire captat variază între 0 și 10 Vcc.

Pentru poziția de zero grade a antebrăzului (Fig. 8.11), potențiometrul rotativ este montat la mijlocul cursei sale unghiulare, situație ce corespunde unui semnal cu valoarea de 5 V. Rotirea către stânga sau dreapta față de această poziție determină modificarea semnalului de ieșire spre 0 V sau 10 V.

#### Determinarea corelației unghi de rotire – presiune de alimentare

Conexiunile dintre senzorii destinați efectuării măsurărilor și calculator sunt aceleași ca în cazul mișcării de flexie/extensie.

Schema pneumatică de acționare a modulului de rotație, exemplificată în Fig. 7.6, are în componență două traductoare de presiune destinate determinării în timp real a acestei mărimi. Ajustarea în contratimp a celor două presiuni necesare alimentării mușchilor pneumatici se realizează cu ajutorul a două regulatoare proporționale de presiune. Pentru înregistrarea și salvarea datelor se utilizează programul FluidLab®-P V1.0. În acest caz s-au adunat date privitoare la presiune și unghi de rotație.

Cei doi mușchi pneumatici au fost alimentați cu aer comprimat la diferite presiuni, iar pe baza sistemului de măsurare prezentat în Fig. 8.5, s-au generat curbele din Fig. 8.13. Cum programul folosit permite măsurarea doar a două canale simultan, s-au măsurat presiunea dintr-un mușchi pneumatic și semnalul furnizat de traductorul de poziție. Semnalul de ieșire al traductorului de poziție (V) este reprezentat de curba de culoare albastră, iar presiunea de încărcare (bar) de curba de culoare roșie.



Cercetări privind echipamentele de rehabilitare a articulației cotului  
acționate cu ajutorul mușchilor pneumatici

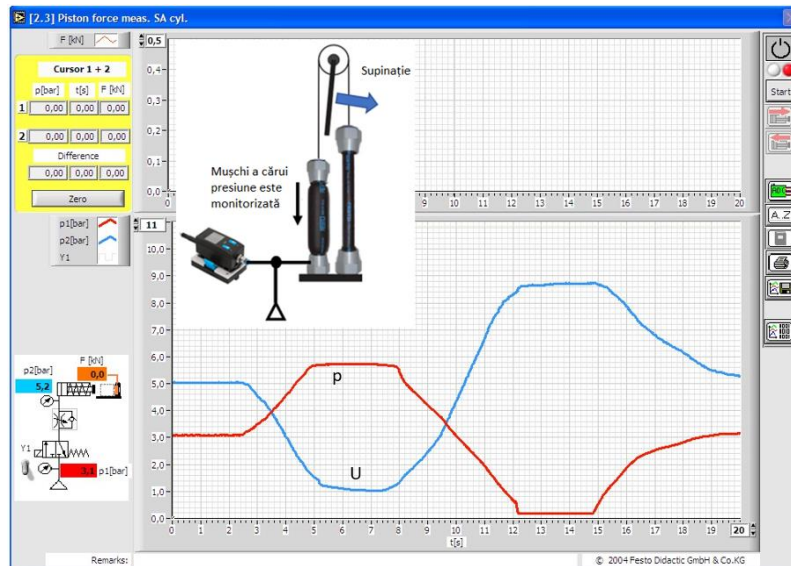


Fig. 8.13 Variația în timp a tensiunii semnalului de ieșire și a presiunii de alimentare

După cum se poate observa în Fig. 8.13, semnalul de ieșire al traductorului de poziție și presiunea mușchiului pneumatic sunt mărimi invers proporționale: tensiunea semnalului de ieșire scade concomitent cu creșterea presiunii aplicate mușchiului pneumatic. Întrucât alimentarea cu aer comprimat a mușchiului pneumatic generează mișcarea de supinație, iar relaxarea acestuia mișcarea de pronție, rezultă că o creștere a tensiunii este corespunzătoare mișcării de pronție. Presupunând că s-ar fi monitorizat presiunea celuilalt mușchi pneumatic, interpretarea variației de tensiune ar fi fost inversă.

Corelând curbele din Fig. 8.13, datele sintetizate în Tabelul 8.5 (sinteză a tensiunii semnalului de ieșire și a presiunii de alimentare) și relația (8.1), cu ajutorul softului Graph s-au schițat graficele ce arată interdependența dintre tensiunea semnalului de ieșire din traductorul de poziție și presiunea aerului comprimat din interiorul mușchiului pneumatic (Fig. 8.14). De asemenea, a fost evidențiată și corelația între valorile unghiulare aferente mișcărilor de pronție/supinație și presiunea aerului comprimat (Fig. 8.15).

Tabelul 8.5. Sinteză a datelor furnizate de Anexa 3.

Încărcare mușchi pneumatic							
p [bar]	0	1	2	3	4	5	6
U [V]	8.672	8.623	7.656	5.293	4.033	2.695	1.465
$\theta$ [°]	66.043	65.162	47.769	5.090	-17.392	-41.456	-63.579
Descărcare mușchi pneumatic							
p [bar]	6	5	4	3	2	1	0
U [V]	1.465	2.129	3.037	4.619	6.631	8.096	8.672
$\theta$ [°]	-63.579	-51.637	-35.306	-6.853	29.335	55.683	66.043

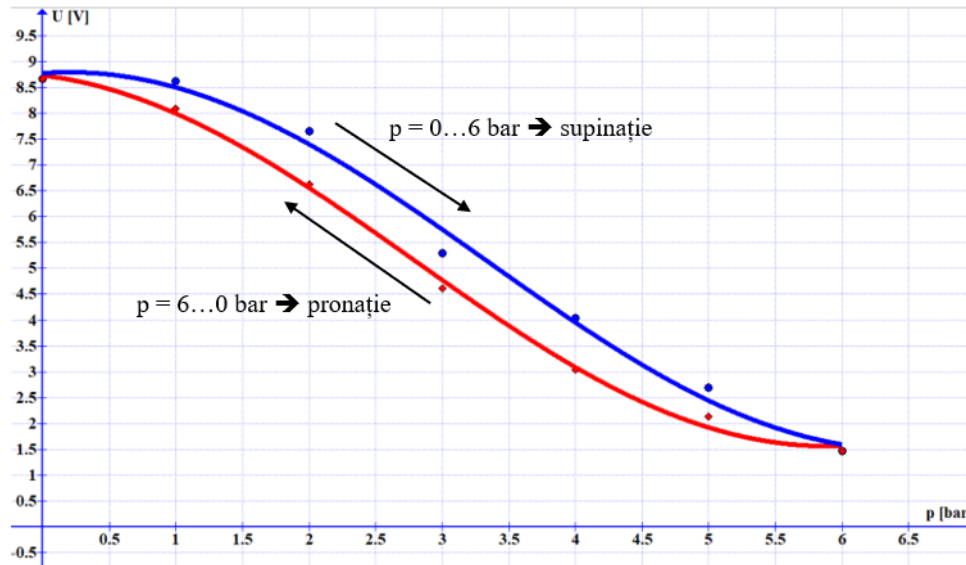


Fig. 8.14  $U = f(p)$

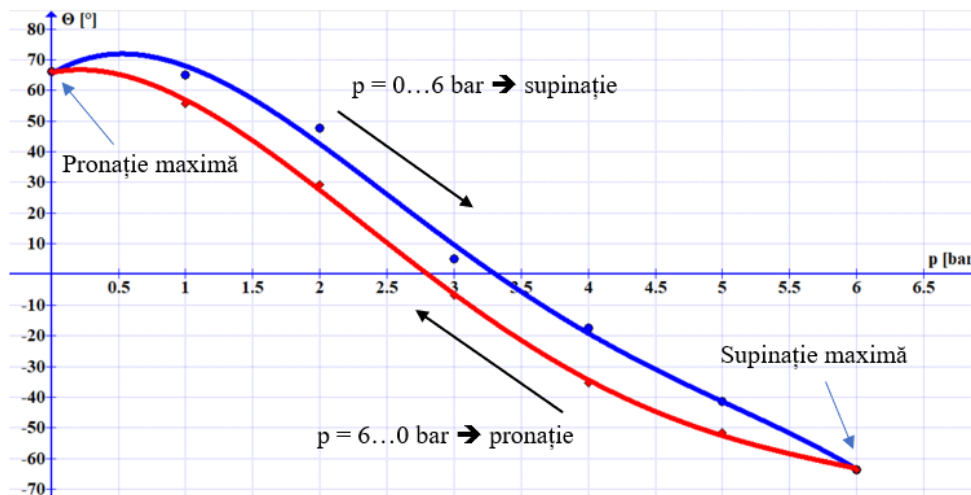


Fig. 8.15  $\theta = f(p)$

Relațiile matematice care descriu variația unghiului de rotație  $\theta$  în funcție de presiunea aerului comprimat în cazul pronației și al supinației sunt următoarele:

$$\theta_{pronație} = -0,26 \cdot p^4 + 4,27 \cdot p^3 - 21,35 \cdot p^2 + 8,57 \cdot p + 65,73 \quad (8.4)$$

$$\theta_{supinație} = -0,37 \cdot p^4 + 5,61 \cdot p^3 - 28,15 \cdot p^2 + 25,38 \cdot p + 65,47 \quad (8.5)$$

Și aceste două ecuații sunt utile în vederea comandării reguletoarelor proporționale de presiune. Aceste ecuații polinomiale sunt introduse în programul de calculator specializat și încărcate pe un PLC. PLC-ul trimite semnale electrice reguletoarelor proporționale de presiune care variază presiunea aerului în mușchii pneumatici. Rezultă astfel unghiurile de rotație cu valorile dorite.

Analizând graficele din Fig. 8.14 și Fig. 8.15, pot fi extrase câteva concluzii importante pentru subiectul de studiu al acestei teze. Astfel, se poate observa că fiecare grafic este caracterizat de două curbe, specifice mișcărilor de supinație, respectiv de pronație. Fenomenul de histerezis, specific funcționării mușchilor pneumatici, determină apariția celor două curbe și în acest caz.

Limitele de mișcare pe care echipamentul le poate executa sunt  $-63.579^\circ$  (supinație maximă) și  $+66,043^\circ$  (pronație maximă). Motivul pentru care nu sunt atinse limitele de  $\pm 90^\circ$  este dat de faptul că odată cu creșterea unghiului de rotație, momentul dezvoltat de cei doi mușchi scade, echipamentul nemaiputând să rotească ansamblul mobil. Acest lucru poate fi rezolvat fie prin creșterea presiunii de lucru, fie prin utilizarea unor mușchi pneumatici cu diametru mai mare.

### 8.3 Concluzii

Cercetările experimentale realizate în acest capitol au vizat testarea performanțelor echipamentului de rehabilitare a articulației cotului acționat cu mușchi pneumatici.

Pentru măsurarea unghiului ce poate fi obținut în urma rotirii suportului antebrațului s-a utilizat un potențiomtru rotativ cu rezistența de 20 k $\Omega$ , amplasat coliniar cu modulul de rotație. Analiza comportamentelor celor două module de rotație ale echipamentului de rehabilitare a presupus pe de o parte determinarea tensiunii semnalului de ieșire a traductorului de poziție în raport cu presiunea de alimentare a mușchiului pneumatic, iar pe de altă parte influența unghiului de rotație în raport cu presiunea de alimentare. În acest sens, pentru culegerea și redarea grafică a datelor (pneumatice și mecanice) s-a folosit programul FluidLab<sup>®</sup>-P V1.0.

Referitor la limitele de mișcare ale articulației cotului pentru mișcarea de flexie/extensie ( $-90^\circ \dots +50^\circ$ ), se observă faptul că unghiul maxim de flexie ( $51,36^\circ$ ) a fost realizat, însă extensia maximă a ajuns doar până la  $-71,97^\circ$ . Aceste valori pot fi explicate prin faptul că pe măsură ce unghiul de rotație crește, momentul dezvoltat de cei doi mușchi scade, nemaivând forță să continue mișcarea.

Limitele de mișcare pe care echipamentul le poate executa în cadrul mișcării de pronație/supinație sunt  $-63.579$  (supinație maximă) și  $+66,043$  (pronație maximă). Motivul pentru care nu sunt atinse limitele de  $\pm 90^\circ$  este același ca în cazul mișcării de flexie/extensie, și anume faptul că odată cu creșterea unghiului de rotație, momentul dezvoltat de cei doi mușchi scade, echipamentul nemaifiind capabil să rotească ansamblul mobil. O soluție identificată pentru a remedia aceste situații în care nu au fost atinse limitele maxime de mișcare ar fi creșterea presiunilor de lucru până la aproximativ 8 bar.

În ambele cazuri s-a remarcat apariția fenomenului de histerezis manifestat de mușchii pneumatici, determinat de tensiunile interne cauzate de deformarea tubului flexibil, dar și de frecarea internă între tubul elastic și straturile de țesătură acoperitoare. Întrucât echipamentul nu trebuie să asigure deplasări de mare precizie, acest fenomen nu este considerat un dezavantaj major.

Pe baza rezultatelor obținute în urma experimentelor efectuate în acest capitol, se poate concluziona faptul că metoda de acționare cu mușchi pneumatici poate fi recomandată pentru construcția echipamentului de rehabilitare. Existența proprietății de complianță reglabilă pe care o manifestă mușchii pneumatici constituie un avantaj al acestui tip de acționare.

## Capitolul 9. Concluzii și contribuții personale

### 9.1 Concluzii generale

Teza de doctorat tratează un subiect de mare actualitate, și anume reabilitarea posttraumatică a articulației cotului. În ultimii ani, acest subiect a făcut obiectul multor cercetări științifice în domeniu.

Obiectivul principal al acestei lucrări îl constituie realizarea studiilor teoretice și a cercetărilor experimentale privind performanțele unui echipament de rehabilitare a articulației cotului folosind mișcarea pasivă continuă. În acest sens a fost propusă o soluție constructivă inovativă, caracterul de noutate constând în modul de acționare, mai exact cu mușchi pneumatici. Avantajele neîndoielnice pe care acest actuator le are îl recomandă atât din punct de vedere tehnic, economic, cât și al interacțiunii cu pacientul.

Etapele parcurse și concluziile rezultate din cercetările efectuate pe parcursul elaborării tezei de doctorat sunt următoarele:

I. Prima parte a tezei de doctorat a constat în analiza stadiului actual al obiectului de cercetare. Astfel, o analiză atentă a publicațiilor științifice din ultimii ani, precum și a literaturii de specialitate din domeniul medical a condus la explorarea următoarelor subiecte:

- biomecanica umană, cu precădere biomecanica articulației cotului;
- patologiiile articulației cotului;
- metodele de recuperare medicală, interesul major reprezentându-l mișcarea pasivă continuă;
- planurile de tratament utilizând mișcarea pasivă continuă;
- necesitatea și eficiența utilizării echipamentelor de rehabilitare;
- studiul complex al stadiului actual privind echipamentele de rehabilitare a articulației cotului.

În urma acestei analize s-a ajuns la concluzia că majoritatea dispozitivelor de rehabilitare a articulației cotului sunt acționate electric. Cum însă sistemul de acționare pneumatic prezintă o serie de avantaje constructive și funcționale, a fost propusă realizarea unui echipament de rehabilitare a articulației cotului acționat pneumatic. În acest sens s-au studiat diferite variante constructive de actuatori pneumatici. Pe baza acestui studiu amănunțit a fost propusă proiectarea și analiza teoretică și experimentală a unui echipament de rehabilitare a articulației cotului acționat cu mușchi pneumatici.

II. În a doua parte a tezei de doctorat au fost efectuate studii teoretice privind posibilitatea acționării cu ajutorul mușchilor pneumatici a echipamentelor de rehabilitare.

Luând în considerare modelul biomecanic al articulației cotului s-a constatat că echipamentul trebuie să efectueze mișcări de rotație în jurul a două axe perpendiculare între ele. Pornind de la analize matematice, structurale și cinematice au fost dimensionate, static și dinamic, două module de rotație. Analiza statică s-a realizat prin două metode, una luând în considerare influența mărimilor de control neuronale asupra

forțelor dezvoltate de cei doi mușchi și cea de-a doua cu ajutorul unor relații ce țin cont de parametrii constructivi ai mușchilor pneumatici și de presiunile de încărcare.

Concluziile care s-au desprins în urma acestor studii sunt următoarele:

- mișcarea de flexie/extensie poate fi realizată într-un interval unghiular de  $\pm 88,79^\circ$  prin utilizarea unor mușchi pneumatici cu diametrul interior de 20 mm. Aceste valori sunt acoperitoare pentru mișcarea de flexie, extensia putându-se realiza aproape în totalitate (un minus de  $1,21^\circ$ ).
- mișcarea de pronație/supinație asigură o amplitudine unghiulară de numai  $\pm 80,82^\circ$  atunci când sunt folosiți doi mușchi pneumatici cu diametrul interior de 10 mm. Atingerea valorilor impuse ( $\pm 90^\circ$ ) presupune utilizarea unor mușchi mai puternici, de tip DMSP-20-300N, la fel ca cei folosiți în cazul modulului de rotație destinat mișcărilor de flexie/extensie.

Din punct de vedere geometric au fost propuse spre analiză două variante constructive ale echipamentului, deosebirea dintre ele constând în modalitatea de pretensionare a celor două perechi de mușchi pneumatici. S-a optat pentru varianta utilizării culisorului în detrimentul plăcuței metalice.

Pentru realizarea analizei cu element finit a echipamentului a fost utilizat software-ul Ansys, cu ajutorul său determinându-se tensiunile și deformațiile maxime ce pot apărea în exploatare. Rezultatele obținute au fost favorabile, demonstrând astfel rezistența echipamentului la solicitările impuse.

III. Cea de-a treia parte a tezei conține atât construcția fizică a echipamentului de rehabilitare a articulației cotului, cât și cercetări experimentale efectuate asupra acestuia.

Din punct de vedere constructiv, echipamentul este acționat cu două perechi de mușchi pneumatici. Cu ajutorul a două regulatoare proporționale de presiune se realizează alimentarea cu aer comprimat a acestora. Monitorizarea presiunilor celor doi mușchi pneumatici se realizează prin intermediul a doi senzori analogici de presiune cu afișaj. Semnalele pe care aceștia le furnizează sunt transmise către calculator prin intermediul unei plăci de achiziții de date tip EasyPort (Festo), iar cu ajutorul programului FluidLab®-P V1.0. pot fi ulterior vizualizate și prelucrate.

Cercetările experimentale efectuate au vizat studiul comportamentului mușchilor pneumatici și a performanțelor echipamentului de rehabilitare. Pentru măsurarea unghiului de rotație a suportului antebrațului s-a folosit un potențiomtru rotativ de 20 k $\Omega$ . Pot fi formulate următoarele concluzii:

- echipamentul prezintă siguranță în utilizare;
- echipamentul de rehabilitare prezintă câteva diferențe față de studiile teoretice efectuate, astfel:
  - o limita pentru mișcarea de flexie a fost obținută ( $51,36^\circ$ ), însă cea pentru extensie a ajuns doar până la  $-71,97^\circ$  (nu  $-90^\circ$  cum ar fi trebuit). Această valoare poate fi atinsă prin creșterea presiunii de alimentare până la 8 bar;

- o amplitudinea de mișcare maximă nu a fost realizată nici în cazul mișcării de pronație (doar  $+66,043^\circ$ ), nici în cel al supinației (doar  $-63.579^\circ$ ), față de valoarea de  $\pm 90^\circ$  cum ar fi cerut o recuperare completă. Valorile ideale pot fi atinse fie prin folosirea unor mușchi pneumatici de diametre mai mari, fie prin creșterea presiunii de alimentare la 8 bar.
- echipamentul permite reglarea vitezei de mișcare;
- mușchii pneumatici au manifestat fenomenul de histerezis, însă nefiind nevoie de deplasări de mare precizie, influența acestuia pentru recuperare este considerată minoră;
- complianța mușchilor pneumatici, adică proprietatea care acceptă deviații de la o anumită poziție de echilibru în eventualitatea în care asupra sistemului acționat apar forțe exterioare a fost demonstrată prin observarea apariției unor momente de revenire.

*Concluzia generală care se desprinde din cercetările întreprinse în teza de doctorat este aceea că rezultatele obținute atestă performanța echipamentului de rehabilitare a articulației cotului și, astfel, obiectivul principal al tezei a fost îndeplinit.*

## **9.2 Contribuții personale**

Aportul de originalitate al tezei de doctorat constă în caracterul inovativ al echipamentului de rehabilitare a articulației cotului, și anume în modul său de acționare - cu mușchi pneumatici. Contribuțiile personale la elaborarea acestei teze de doctorat sunt prezentate în continuare:

1. Studiul amănunțit al articulației cotului (biomecanica articulației cotului, patologii și tratamente, terapia prin mișcare pasivă continuă, eficiența utilizării echipamentelor de rehabilitare).
2. Analiza sistematică a stadiului actual al echipamentelor de rehabilitare a articulației cotului existente în funcție de tipul de acționare (comercializate sau brevetate).
3. Studiul mușchilor pneumatici ca variantă de acționare a echipamentului de rehabilitare.
4. Analiza structurală a echipamentului de rehabilitare.
5. Analiza cinematică a echipamentului de rehabilitare.
6. Dimensionarea modulelor de rotație destinate mișcărilor de flexie/extensie și pronație/supinație prin analize statice. Calculele au vizat atât influența mărimilor de control neuronale asupra forțelor celor doi mușchi pneumatici, cât și folosirea unor relații ce iau în considerare parametrii constructivi ai mușchilor și presiunile de încărcare pentru determinarea forțelor.
7. Determinarea rigidității torsionale și a complianței torsionale pentru cele două module de rotație.
8. Analiza dinamică a modulelor de rotație destinate ambelor mișcări de interes.
9. Stabilirea amplitudinilor mișcărilor unghiulare ale modulelor de rotație, atât prin studii de biomecanică a articulației cotului, cât și prin analiza posibilităților de mișcare ale celor două perechi de mușchi pneumatici.
10. Modelarea 3D a variantei constructive a echipamentului de rehabilitare în programul CAD CATIA.

11. Analiza cu element finit a echipamentului pentru ambele mișcări pe care le poate efectua.
12. Execuția prototipului echipamentului de rehabilitare a articulației cotului și a instalației pneumatice.
13. Efectuarea măsurărilor pentru determinarea comportamentului echipamentului.
14. Etalonarea traductorului de poziție și determinarea funcției care definește dependența dintre semnalul de ieșire și mărimea unghiului de rotație.
15. Determinarea variației în timp a tensiunii semnalului de ieșire și a presiunii de alimentare.
16. Determinarea dependenței tensiunii semnalului de ieșire față de presiunea de alimentare.
17. Determinarea ecuațiilor ce descriu dependențele unghiurilor de rotație ale celor două module față de presiunea de alimentare, utile pentru comandarea reguletoarelor proporționale de presiune.
18. Evidențierea fenomenului de histerezis.

### **9.3 Dezvoltări viitoare**

Rezultatele obținute în cadrul acestei teze de doctorat reprezintă doar un prim pas în studiul și dezvoltarea echipamentelor de rehabilitare a articulației cotului antrenate cu mușchi pneumatici. În acord cu limitele identificate, rezultatele obținute în cadrul acestei teze de doctorat pot constitui fundamentul următoarelor direcții de dezvoltare, întrucât dinamica cercetării la nivel mondial în domeniul abordat este ridicată:

- îmbunătățirea limitelor de mișcare pentru a atinge amplitudinea unghiulară maximă. În teză au fost identificate deja soluțiile aplicabile;
- proiectarea unui nou design mai atrăgător;
- exploatarea echipamentului într-o unitate medicală în vederea îmbunătățirii performanțelor.

### **9.4 Valorificarea tezei**

Rezultatele obținute în urma cercetărilor desfășurate pe parcursul elaborării tezei de doctorat au fost valorificate prin publicarea a opt lucrări științifice la conferințe naționale și internaționale, toate ca prim autor, cinci dintre ele fiind indexate ISI Web of Science, iar trei BDI.

### **Bibliografie (extras)**

- [DEA09a] Deaconescu, T., Deaconescu, A., *“Pneumatic Muscle Actuated Isokinetic Equipment for the Rehabilitation of Patients with Disabilities of the Bearing Joints”*, Proceedings of the International MultiConference of Engineers and Computer Scientists, pp. 1823-1827, Hong Kong, 2009
- [DEA16] Deaconescu T, Deaconescu A., *„Study concerning the Hysteresis of Pneumatic Muscles”*, Optirob 2016, Applied Mechanics and Materials Vol. 841, pp. 209-214, Trans Tech Publications, Switzerland, doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.841.209. ISSN 1662-7482
- [DEA17b] Deaconescu, T., Deaconescu, A., *“Pneumatic Muscle-Actuated Adjustable Compliant Gripper System for Assembly Operations”*, Strojniški vestnik - Journal of Mechanical Engineering 63(2017)4, 225-234, Journal of Mechanical Engineering, DOI:10.5545/sv-jme.2016.4239
- [DEA18a] Deaconescu, T., *“Pneumatică aplicată ”*, Editura Lux Libris, 2018, ISBN 978-973-131-409-9
- [DEA18c] Deaconescu, T., Deaconescu, A., *„Establishing the torsional rigidity of a rotation module responsible for the flexion-extension motions of the elbow”*, MATEC Web of Conferences, Volume 178, 07006 (2018), 22nd International Conference on Innovative Manufacturing Engineering and Energy - IManE&E 2018, Chișinău, eISSN: 2261-236X, DOI: <https://doi.org/10.1051/mateconf/201817807006>
- [HES03] Hesse S., *“The Fluidic Muscle in Application. 150 practical examples using the Pneumatic muscle”*, Blue Digest on Automation, Esslingen, 2003.
- [HOG84] Hogan N., *“Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles”*, IEEE Transactions on Automatic Control, Vol. AC-29, no. 8, 1984.
- [KEE14] Keener, J.D., Galatz, L.M., Stobbs-Cucchi, G., Patton, R., Yamaguchi, K., *“Rehabilitation following arthroscopic rotator cuff repair: A prospective randomized trial of immobilization compared with early motion”*, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 96, pp. 11-19, 2014
- [KOD13] Kodde, I.F., van Rijn, J., van den Bekerom, M.P.J., Eygendaal, D., *“Surgical treatment of post-traumatic elbow stiffness: a systematic review”*, Journal of shoulder and elbow surgery, Vol. 22, pp. 574-580, 2013
- [LAK03] Laksanachareon S., Wongsiri S. - Design of Apparatus to study human elbow motion. Biomedical Engineering, pp. 236-237, 2003.
- [LIŠ13] Liska, O., More, M., Janacova, D., Charvatova, H., *“Design of rehabilitation robot based on pneumatic artificial muscles”*, Mathematical Methods and Optimization Techniques in Engineering, Antalya, 2013, pp. 151, 2013



- [LAK03] Laksanachareon S., Wongsiri S. - Design of Apparatus to study human elbow motion. Biomedical Engineering, pp. 236-237, 2003.
- [MIR17] Miriyev A., Stack K., Lipson H., "Soft material for soft actuators", Nature Communications, volume 8, Article number: 596 (2017), doi:10.1038/s41467-017-00685-3.
- [MOR09] Morrey, B.F., Sanchez-Sotelo, J., "The elbow and its disorders", The Mayo Clinic Foundation, 2009
- [NGU20] Nguyen, H.T., Trinh, V.C., Le, T.D., "An adaptive fast terminal sliding mode controller of exercise-assisted robotic arm for elbow joint rehabilitation featuring pneumatic artificial muscle actuator", Actuators, 9, 118, 2020, <https://doi.org/10.3390/act9040118>
- [ORA07] Oravițan, M., "Dispozitivele de mișcare pasivă continuă între lux și necesitate în reabilitarea posttraumatică", Analele UVT-Seria EFS, Nr. 9, pp. 39-43, 2007
- [PAN21] Pan, M., Yuan, C., Liang, X., Dong, T., Liu, T., Zhang, J., Zou, J., Yang, H., Bowen, C., "Soft Actuators and Robotic Devices for Rehabilitation and Assistance", Advanced Intelligence Systems, 2100140, 2021, <https://doi.org/10.1002/aisy.202100140>
- [PAP87] Papilian, V., "Anatomia omului", Vol. I, Editura ALL, București, 2003, ed. rev. Albu I. et al.
- [PET16] Petterson, P. M., Eriksson, J., Bratberg, H., Myrseth, L. E., Bjørnstad, L. G., Johansen, M., Husby, T., "Increased ROM and high patient satisfaction after open arthrolysis: a follow-up-study of 43 patients with posttraumatic stiff elbows", BMC Musculoskeletal Disorders, Vol. 17, pp. 74-79, 2016
- [SAL89] Salter, R.B., "The Biologic Concept of Continuous Passive Motion of Synovial Joints: The First 18 Years of Basic Research and Its Clinical Application", Clinical Orthopaedics and Related Research", Vol. 242, pp. 12-25, 1989
- [SAN15] Santora, M., "Membrane technology flexes its muscle – precisely", Pneumatic Tips. A Fluid Power World Resource, 2015.
- [TON05] Tondu B., Ippolito S., Guiochet J., Daidie A., "A Seven-degrees-of freedom Robot-arm Driven by Pneumatic Artificial Muscles for Humanoid Robots", The International Journal of Robotics Research, Vol. 24, No. 4, April 2005, pp. 257-274, DOI: 10.1177/0278364905052437 ©2005 Sage Publications.
- [TON07] Tondu B., "Artificial Muscles for Humanoid Robots, Humanoid Robots: Human-like Machines", Book edited by: Matthias Hackel, ISBN 978-3-902613-07-3, pp. 642, Intech, Vienna, Austria, June 2007.

- [ȚĂR14] Țărliman, D., "*Cercetări privind sistemele de prehensiune ale roboților industriali acționate cu ajutorul mușchilor pneumatici*", Teză de doctorat, Universitatea Transilvania din Brașov, 2014
- [VET16a] Vetrice, G., Deaconescu, T., "*Actuating systems of elbow rehabilitation devices*", *Annals of the Academy of Romanian Scientists*, ISSN 2066 – 8570, Vol. 8, No. 1, pp. 67-78, 2016
- [VET16b] Vetrice, G., Deaconescu, A., "*Pneumatic muscle actuated equipment for the rehabilitation of patients with post-traumatic affections of the elbow joint*", *Creativity and innovation Journal*, ISSN 2537-5997, Vol. 8, pp. 36-40, 2016
- [VET17a] Vetrice, G., Deaconescu, A., "*Elbow joint rehabilitation equipment actuated by pneumatic muscles*", *The 4th International Conference on Computing and Solutions in Manufacturing Engineering 2016 – CoSME'16*, *MATEC Web of Conferences* Vol. 94, Art. No. 07010, DOI:10.1051/mateconf/20179407010, 2017
- [VET17b] Vetrice, G., Deaconescu, A., "*Kinematic analysis of elbow rehabilitation equipment*", *Bulletin of the Transilvania University of Brașov*, Vol. 10 (59) No. 2, pp. 107-112 Series I: Engineering Sciences, 2017
- [VET17c] Vetrice, G., Deaconescu, A., "*Development of elbow rehabilitation equipment using pneumatic muscles*", *8<sup>th</sup> International Conference on Manufacturing Science and Education– MSE 2017 "Trends in New Industrial Revolution"*, *MATEC Web of Conferences* Vol.121, Art. No. 01017, DOI: 10.1051/mateconf/201712101017, 2017
- [VET17d] Vetrice, G., Deaconescu, A., "*Comparison between two models of elbow rehabilitation equipment*", *8<sup>th</sup> International Conference on Manufacturing Science and Education– MSE 2017 "Trends in New Industrial Revolution"*, *MATEC Web of Conferences* Vol. 121, Art. No. 01018, DOI: 10.1051/mateconf/201712101018, 2017
- [VET18a] Vetrice, G., Deaconescu, A., "*Structural and kinematic analysis of elbow rehabilitation equipment*", *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* 400 Art. No. 022058, DOI:10.1088/1757-899X/400/2/022058, 2018
- [VET18b] Vetrice, G., Deaconescu, A., "*Pneumatic muscle actuated rotation modules for elbow rehabilitation equipment*", *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* 400 Art. No. 022059, DOI:10.1088/1757-899X/400/2/022059, 2018
- [ZHA08] Zhang Jia-Fan, Yang Can-Jun, Chen Ying, Zhang Yu, Dong Yi-Ming, "*Modeling and control of a curved pneumatic muscle actuator for wearable elbow exoskeleton*", *Mechatronics*, 18 (2008) 448–457.

## **Anexa 4**

### **REZUMAT**

Pe parcursul ultimilor ani, studiile au arătat că leziunile articulației cotului au înregistrat o creștere semnificativă în rândul persoanelor de toate vârstele, din multiple motive. Fiind cunoscută importanța acestei articulații pentru desfășurarea activităților zilnice, dar și pentru reintegrarea socială, această teză de doctorat propune un echipament de reabilitare dedicat, oferind pacienților posibilitatea unei recuperări mai rapide și mai confortabile.

Echipamentul folosește mișcarea pasivă continuă, aplicând constant mișcări articulației lezate într-un interval controlat, fără participarea activă a musculaturii pacientului. Originalitatea acestuia constă în tipul de acționare: antrenat de mușchii pneumatici.

Cadrul teoretic al tezei de doctorat argumentează teorii relevante bazate pe o analiză a literaturii de specialitate privind posibilitatea utilizării mușchilor pneumatici ca actuatori, iar studiile experimentale demonstrează viabilitatea echipamentului. Avantajele incontestabile dovedite îl recomandă atât din punct de vedere tehnic, cât și al confortului pacientului.

### **ABSTRACT**

During the past years, studies have shown that multiple factors have led to an increase in elbow injuries among people of all ages. The importance of this joint is hugely relevant for daily activities and also for social reintegration. This doctoral thesis proposes a dedicated rehabilitation equipment, offering the patients the possibility of a faster and more comfortable rehabilitation.

The equipment is using continuous passive motion, constantly moving the joint through a controlled range of motion, without active involvement of the patient's muscles. The originality of it consists in the actuation type: driven by pneumatic muscles.

The theoretical framework of the doctoral thesis argues relevant theories based on a literature review concerning the possibility of using pneumatic muscles as actuators, and the experimental studies have proven its viability. The indisputable advantages recommend it both from a technical point of view as well as from the patient's comfort.