

UNIVERSITATEA TEHNICĂ
“GHEORGHE ASACHI” DIN IAȘI
Facultatea de Mecanică

INSA DE LYON, LaMCoS

**Contribuții privind perfecționarea
sistemelor mecatronice moderne
destinate recuperării medicale a
membrului inferior
- TEZĂ DE DOCTORAT -**

Conducători de doctorat:

Prof. univ. dr. Mihai Gafițanu

Conf.dr.ing. BENYEBKA BOU-SAÏD

Doctorand:

Ing. Ana Maria Amancea

IAȘI - 2012



UNIUNEA EUROPEANĂ



GUVERNUL ROMÂNIEI
MINISTERUL MUNCII, FAMILIEI ȘI
PROTECȚIEI SOCIALE
AMPOSDRU



Fondul Social European
POSDRU 2007-2013



Instrumente Structurale
2007-2013



MINISTERUL
EDUCAȚIEI
CERCETĂRII
TINERETULUI
ȘI SPORTULUI

OIPOSDRU



UNIVERSITATEA TEHNICĂ
"GHEORGHE ASACHI"
DIN IAȘI



UNIVERSITATEA TEHNICĂ "GHEORGHE ASACHI" DIN IAȘI

Facultatea de Mecanică



INSA DE LYON, LaMCoS

CONTRIBUȚII PRIVIND PERFEȚIONAREA SISTEMELOR MECATRONICE MODERNE DESTINATE RECUPERĂRII MEDICALE A MEMBRULUI INFERIOR

- TEZĂ DE DOCTORAT -

Conducător de doctorat:

Prof. univ. dr. Mihai Gafițanu

Conf.dr.ing. BENYEBKA BOU-SAÏD

Doctorand:

Ing. Ana Maria Amancea

IAȘI - 2012



UNIUNEA EUROPEANĂ



GUVERNUL ROMÂNIEI
MINISTERUL MUNCII, FAMILIEI ȘI
PROTECȚIEI SOCIALE
AMPOSDRU



Fondul Social European
POSDRU 2007-2013



Instrumente Structurale
2007-2013



MINISTERUL
EDUCAȚIEI
CERCETĂRII
ȘI SPORTULUI

OIPOSDRU



UNIVERSITATEA TEHNICĂ
"GHEORGHE ASACHI"
DIN IASI

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijinul financiar al proiectului „Burse Doctorale pentru Performanța în Cercetare la Nivel European (EURODOC)”.

Proiectul „Burse Doctorale pentru Performanța în Cercetare la Nivel European (EURODOC)”, POSDRU/88/1.5/S/59410, ID 59410, este un proiect strategic care are ca obiectiv general „Dezvoltarea capitalului uman pentru cercetare prin programe doctorale pentru îmbunătățirea participării, creșterii atractivității și motivației pentru cercetare. Dezvoltarea la nivel european a tinerilor cercetători care să adopte o abordare interdisciplinară în domeniul cercetării, dezvoltării și inovării.”.

Proiect finanțat în perioada 2009 - 2012.

Finanțare proiect: 18.943.804,97 RON

Beneficiar: Universitatea Tehnică “Gheorghe Asachi” din Iași

Partener: Universitatea „Babeș Bolyai” din Cluj-Napoca

Director proiect: Prof. univ. dr. ing. Mihaela-Luminița LUPU

Responsabil proiect partener: Prof. univ. dr. ing. Alexandru OZUNU



UNIUNEA EUROPEANĂ



GUVERNUL ROMÂNIEI
MINISTERUL MUNCII, FAMILIEI ȘI
PROTECȚIEI SOCIALE
AMPOSDRU



Fondul Social European
POSDRU 2007-2013



Instrumente Structurale
2007-2013



MINISTERUL
EDUCAȚIEI
CERCETĂRII
ȘI SPORTULUI

OIPOSDRU



UNIVERSITATEA TEHNICĂ
"GHEORGHE ASACHI"
DIN IAȘI

Mulțumiri

Cuprins

Cuprins	5
Listă de figuri și tabele	9
1. Introducere	13
1.1. Aspecte fundamentale privind mecatronica	13
1.2. Justificarea temei.....	16
1.3. Fizioterapeut vs. Sisteme mecatronice de recuperare medicală.....	18
1.4. Obiectivele tezei.....	22
1.5. Organizarea lucrării.....	23
2. Elemente de funcționalitate a articulației genunchiului	25
2.1. Anatomia articulației genunchiului	25
2.1.1. Descrierea aparatului locomotor.....	25
2.1.2. Cunoștințe fundamentale privind articulația genunchiului.....	25
2.1.2.1. Elemente de unire capsulo-ligamentare	26
2.1.2.2. Grupe musculare	27
2.2. Biomecanica articulației genunchiului.....	29
2.3. Patologia articulației genunchiului.....	33
2.3.1. Leziuni ale articulației genunchiului	33
2.3.2. Cauze de producere a leziunilor ligamentelor încrucișate.....	34
2.3.3. Cauze de producere a leziunilor ligamentelor laterale	34
3. Stadiul actual al cercetărilor privind utilizarea SM în recuperarea medicală	37
3.1. Introducere	37
3.2. Sisteme mecatronice utilizate în recuperarea membrului inferior	38
3.2.1. Exoscheleți.....	38
3.2.2. Platforme pentru recuperarea locomoției.....	42
3.2.3. Sisteme comerciale pentru mișcarea pasivă.....	44
3.2.4. Sisteme pentru mișcarea activă	45
3.2.5. Sisteme mecatronice hibride	46
3.3. Concluzii	47

4. Contribuții privind proiectarea și dezvoltarea sistemului mecatronic hibrid destinat recuperării medicale a articulației genunchiului.....	51
4.1. Motivația constructivă	51
4.2. Arhitectura generală a sistemului mecatronic dezvoltat.....	53
4.3. Conceperea sistemului mecatronic hibrid.....	55
4.3.1. Componentele mecanice	55
4.3.2. Sistemul de acționare	56
4.3.3. Principiul de funcționare	57
4.3.4. Sistemul senzorial	58
4.3.4.1. Senzori de presiune.....	58
4.3.4.2. Traductori electrorezistivi (TER)	59
4.3.4.3. Potențiometre.....	60
4.3.4.4. Senzori de temperatură și umiditate de contact	61
4.3.5. Componente electronice de achiziție și condiționare a semnalelor	61
4.3.6. Sistemul informatic	62
4.4. Dezvoltarea fizică a sistemului mecatronic prin integrare constructivă.....	63
4.5. Comanda și controlul sistemului mecatronic.....	64
4.5.1. Schema electrică generică de comandă pentru driver-ul motor și monitorizarea condiției de siguranță a pacientului (safety)	64
4.5.2. Microcontroller-ul Micro Maestro	67
4.5.3. Panoul de comandă	68
4.6. Concluzii.....	69
5. Modelarea matematică a structurii de tip orteză din componența sistemului mecatronic	73
5.1. Analiza cinematică a structurii de tip orteză	73
5.2. Analiza dinamică a structurii de tip orteză	80
5.2.1. Determinarea matricelor de rotație	81
5.2.2. Determinarea vectorilor de poziție.....	82
5.2.3. Determinarea matricelor de inerție	83
5.2.4. Calculul vitezelor și accelerațiilor.....	83
5.2.4.1. Propagarea vitezelor unghiulare	83
5.2.4.2. Propagarea accelerațiilor unghiulare	84
5.2.4.3. Propagarea vitezelor liniare	85
5.2.4.4. Propagarea accelerațiilor liniare	86

5.2.5. Determinarea accelerațiilor centrelor de masă	91
5.2.6. Calculul forțelor și momentelor.....	92
5.2.6.1. Determinarea vectorilor gravitaționali	92
5.2.6.2. Determinarea forțelor și momentelor	93
5.2.7. Ecuațiile dinamice de mișcare	102
5.3. Simularea numerică a parametrilor cinematici de poziție.....	104
6. Calibrarea sistemului mecatronic de recuperare medicală	107
6.1. Etalonarea senzorilor de presiune	107
6.1.1. Etalonarea senzorilor de presiune cu ajutorul tribometrului UMT-2	108
6.1.1.1. Descrierea echipamentului de testare.....	108
6.1.1.2. Principiul metodei	109
6.1.1.3. Achiziția de date.....	110
6.1.2. Calibrarea senzorilor pe baza greutăților etalonate	113
6.2. Calibrarea mărcilor tensometrice	116
6.2.1. Echipamente utilizate pentru testări experimentale - Descrierea echipamentului tensometric Vishay-Model P3	116
6.2.2. Principiul metodei	117
6.3. Studiul experimental al forțelor normale și tangențiale	118
7. Rezultate experimentale	121
7.1. Pregătirea pacienților pentru terapia cu sistemul mecatronic	121
7.2. Teste realizate pe subiect sănătos.....	123
7.3 Terapii de recuperare aplicate pacienților	129
7.4 Concluzii	132
8. Concluzii finale.....	133
8.1. Concluzii generale.....	133
8.2. Contribuții personale.....	134
8.3. Valorificare rezultate.....	137
8.4. Direcții viitoare de cercetare	137
Bibliografie	139
Anexa A. Software utilizat în comanda sistemului mecatronic	147
Anexa B. Progresul recuperativ al pacientului nr.2, după ligamentoplastie.....	155

Listă de figuri și tabele

Listă de figuri

Figura 1.1 Elementele structurale ale unui sistem mecatronic	14
Figura 2.1 Elemente componente ale articulației genunchiului, vedere anterioară.....	26
Figura 2.2 Grupe musculare la nivelul genunchiului	28
Figura 2.3 Poziție de referință la nivelul membrului inferior stâng	29
Figura 2.4 a. Flexia activă a genunchiului cu șoldul în flexie; b.flexia pasivă a genunchiului; c. flexia activă a genunchiului cu șoldul în extensie	30
Figura 2.5 Gradele de libertate ale articulației genunchiului și tipul de mișcare realizat pe fiecare axă	31
Figura 2.6 Mișcările de rotație.....	32
Figura 2.7 Mecanisme de producere a rupturii ligamentelor încrucișate	34
Figura 2.8 Mecanisme de producere a rupturii ligamentelor laterale.....	35
Figura 3.1 Orteză (Mavroidis și colab., 2005).....	40
Figura 3.2 Orteză (Sawicki și Ferris, 2009)	40
Figura 3.3 Orteză (Aguirre-Ollinger și colab., 2011).....	41
Figura 3.4 Sistem LOKOMAT (Colombo, 2000)	43
Figura 3.5 Dispozitiv pentru mișcare pasivă Knee Phoenix CPM.....	44
Figura 3.6 Sistem mecatronic hibrid (Hung Ho și colab., 2009).....	47
Figura 4.1 Etapele de proiectare ale sistemului biomecatronic hibrid	52
Figura 4.2 Arhitectura sistemului mecatronic dezvoltat.....	53
Figura 4.3 Reprezentarea generală a sistemului de acționare.....	56
Figura 4.4 Structura cinematică a sistemului mecatronic.....	57
Figura 4.5 Model tridimensional al ansamblului șurub cu bile –piuliță.....	58
Figura 4.6 Senzori de presiune FSR : a. elemente componente; b. variantă integrată	59
Figura 4.7 Potențiometre Vishay Spectrol	60
Figura 4.8 Amplificator operațional utilizat: a. Structura integrată; b. Conexiune pin.....	61
Figura 4.9 Schema amplificatorului de instrumentație.....	62

Figura 4.10 Sistem mecatronic dezvoltat.....	64
Figura 4.11 Diagrama Bloc a driverului L298N.....	64
Figura 4.12 Schema electrică de comandă și control a motorului de curent continuu	67
Figura 4.13 Microcontroller utilizat (Micro Maestro, (http://www.pololu.com/): a. forma integrată; b. configurare pini.....	68
Figura 4.14 Panoul de comandă.....	69
Figura 5.1 Mecanism serial cu 3 grade de mobilitate	74
Figura 5.2 Mecanismul corespunzător structurii de tip ortează a. poziția inițială; b. poziția în timpul funcționării.....	104
Figura 5.3 Variația unghiurilor α_2 și α_3	105
Figura 6.1 Micotribometrul UMT-2	108
Figura 6.2 Dispozitiv utilizat în testări experimentale pentru determinarea forței normale.....	109
Figura 6.3 Divizor de tensiune.....	110
Figura 6.4 Variația tensiunii înregistrate de senzori la aplicarea cu ajutorul microtribometrului a unor forțe în gama: crescător	111
Figura 6.5 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul aferent călcâiului	112
Figura 6.6 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul poziționat pe partea stângă	112
Figura 6.7 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul poziționat pe partea dreaptă.....	112
Figura 6.8 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul poziționat în față, corespunzător vârfului.....	113
Figura 6.9 Poziționarea senzorilor în raport cu forma piciorului uman.....	113
Figura 6.10 Procedeu experimental	114
Figura 6.11 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul poziționat în față.....	114
Figura 6.12 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul din dreapta	115
Figura 6.13 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul din stânga.....	115
Figura 6.14 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul din călcâi	115
Figura 6.15 Echipamentul tensometric Vishay-Model P3.....	116
Figura 6.16 Dispozitiv utilizat în testări experimentale pentru determinarea forței tangențiale	117
Figura 6.17 Caracteristicile elastice ale traductorilor: a. călcâi; b. vârf	118
Figura 7.1 Recuperare medicală de tip buclă închisă	122
Figura 7.2 Poziționarea subiectului sănătos în raport cu sistemul biomecatronic, în vederea realizării testelor experimentale.....	124
Figura 7.3 Referință unghi genunchi subiect sănătos	125
Figura 7.4 Referință forță tangențială călcâi subiect sănătos.....	126
Figura 7.5 Referință forță tangențială vârf subiect sănătos.....	126

Figura 7.6 Referință forță normală călcâi subiect sănătos.....	127
Figura 7.7 Referință forță normală față subiect sănătos	127
Figura 7.8 Referință forță normală dreapta subiect sănătos	128
Figura 7.9 Referință forță normală stânga subiect sănătos.....	128
Figura 7.10 Progresul recuperativ privind mobilitatea articulară la începutul și sfârșitul terapiei cu sistemul	130
Figura 7.11 Monitorizarea progresului recuperativ al pacientului la începutul și sfârșitul terapiei cu sistemul mecatronic, pe baza forței tangențiale dezvoltate.....	130
Figura 7.12 Forța tangențială în călcâi a pacientului supus recuperării vs. subiect sănătos	131
Figura 7.13 Forța normală dezvoltată în vârf.....	131
Figura 7.14 Forța normală dezvoltată în călcâi	131
Figura B.1 Forța tangențială în zona călcâiului în prima ședință de recuperare	155
Figura B.2 Forța tangențială în zona din față în prima ședință de recuperare.....	155
Figura B.3 Forța normală înregistrată pe senzorul din călcâi în prima ședință de recuperare	156
Figura B.4 Forța normală înregistrată pe senzorul din dreapta în prima ședință de recuperare	156
Figura B.5 Variația unghiului de la nivelul genunchiului în prima ședință de recuperare	156
Figura B.6 Variația unghiului de la nivelul gleznei în prima ședință de recuperare	157
Figura B.7 Variația unghiului de la nivelul șoldului în prima ședință de recuperare.....	157
Figura B.8 Forța tangențială în zona călcâiului în a patra ședință de recuperare.....	158
Figura B.9 Forța tangențială în zona din față în a patra ședință de recuperare	158
Figura B.10 Forța normală înregistrată pe senzorul din călcâi în a patra ședință de recuperare	158
Figura B.11 Forța normală înregistrată pe senzorul din dreapta în a patra ședință de recuperare	159
Figura B.12 Variația unghiului de la nivelul genunchiului în a patra ședință de recuperare	159
Figura B.13 Variația unghiului de la nivelul gleznei în a patra ședință de recuperare.....	159
Figura B.14 Variația unghiului de la nivelul șoldului în a patra ședință de recuperare	160

Listă de tabele

Tabelul 1.1 Explicitarea pozițiilor fundamentale utilizate în recuperarea medicală.....	19
Tabelul 1.2 Caracteristici comparative ale metodelor clasice (fizioterapeut) / sisteme moderne de recuperare medicală.....	21
Tabelul 2.1 Amplitudinea mișcărilor articulației genunchiului în flexie, extensie, rotație internă și externă	32
Tabelul 4.1 Caracteristici tehnice ale potențioanelor	60
Tabelul 4.2 Valori absolute maxime de funcționare a driverului L298N	65
Tabelul 4.3 Semnificația pinilor driverului L298N și conexiunea acestora.....	65
Tabelul 4.4 Tabel logică de comandă-driver motor	66
Tabelul 5.1 Parametrii Denavit-Hartenberg standard	74
Tabelul 7.1 Caracteristici generale privind subiectul sănătos supus testului	123
Tabel 7.2 Caracteristici generale privind pacientul supus ședinței de recuperare medicală ..	129



CAPITOLUL 1

Introducere

1.1 Aspecte fundamentale privind mecatronica

1.2 Justificarea temei

1.3 Fizioterapeut vs. Sisteme mecatronice de recuperare medicală

1.4 Obiectivele tezei

1.5 Organizarea lucrării

1.1 Aspecte fundamentale privind mecatronica

Conceptul de mecatronică definește o știință integratoare cu caracter profund interdisciplinar. Caracteristica de multidisciplinaritate a acestei tehnologii se referă la fuziunea transfrontalieră a științelor ingineresti, ca: ingineria mecanică, ingineria electrică, electronica, informatica.

Mecatronica apare ca o necesitate a dorinței de perfecționare a sistemelor tehnice clasice existente în toate domeniile de activitate, rezultând sisteme simple, eficiente, economice, fiabile.

Această combinație echilibrată și proporțională a domeniilor menționate, definește particularitatea de structură și caracteristicile de funcționare a oricărui sistem mecatronic, prezentat în Fig. 1.1.

Componenta fundamentală a unui sistem mecatronic o constituie structura mecanică, constituită din mecanisme cu bare articulate, angrenaje, mecanisme de tip camă-tachet, fie din combinații ale acestora. Deoarece elementele mecanice sunt capabile să producă parametrii necesari mișcării, cunoașterea cinematicii și dinamicii acestora este esențială, iar aspectele ce țin de lubrifiere, frecare, uzură, mecanica contactului nu trebuie neglijate.

Posibilitatea de exercitare a unor acțiuni specifice sistemului mecatronic este asigurată prin intermediul sistemului de acționare ce are în componență actuatorii, transmisiile mecanice, sursa de energie. În funcție de natura operațiilor ce trebuie realizate de sistemul mecatronic se pot utiliza actuatori electrici, hidraulici, pneumatici, neconvenționali.

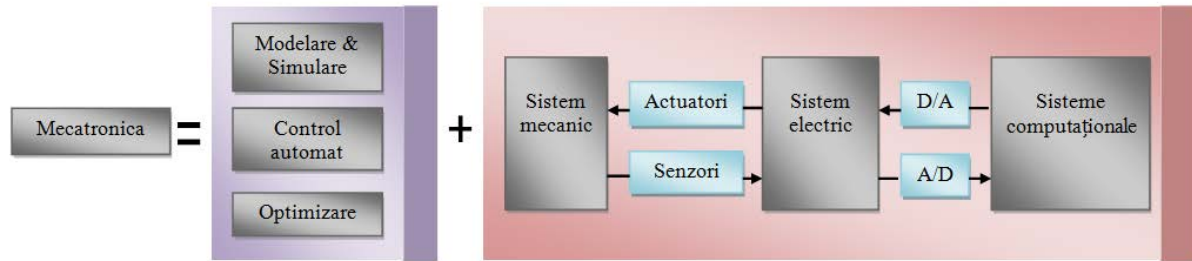


Fig.1.1 Elementele structurale ale unui sistem mecatronic

Evoluția surprinzătoare înregistrată în domeniul electronic și electric a facilitat integrarea acestor componente în structurile mecanice existente, ce au condus la simplificarea construcției mecanice. Practic, multe părți mecanice au fost înlocuite cu sisteme electronice mai fiabile, precise, ușor de întreținut, ieftine. Toate aceste elemente sunt esențiale în realizarea conexiunii dintre interfața electromecanică ce conține și sistemul senzorial, cu interfața hardware și software de control.

Senzorii (elemente sensibile) oferă posibilitatea de a preleva informații cu privire la starea sistemului sau a procesului tehnologic, a mediului în care acesta operează, modificări ale unor caracteristici funcționale ale dispozitivului. În același timp, permit și luarea unor decizii de comandă sau întrerupere a funcționării sistemelor în cazul unor avarii sau în anumite condiții limită. O mare diversitate de senzori pot fi plasați pe structura mecanică sau doar pe unele componente ale acesteia, funcție de parametrii de interes ai sistemului mecatronic.

Introducerea modulelor software (algoritmi evoluți de calcul pentru realizarea controlului, fluxului de informație, achiziție de date, interfața dintre operatorul uman-sistemul mecatronic prototipare virtuală, modelare, simulare, vizualizare) transformă sistemul mecatronic într-un sistem avansat, complex, automat, flexibil, inteligent. Flexibilitatea este caracterizată de ușurința sistemului de a fi adaptabil / a se adapta la schimbările ce apar în mediul lui de funcționare, aceasta fiind posibilă prin modificarea programelor software de control. Inteligența, ce definește din ce în ce mai multe sistemele mecatronice, este descrisă de capacitatea adaptivă a sistemului, bazată pe raționament, autoînvățare, reproducere a unor operațiuni de lucru, posibilitate de reconfigurare a sistemului în cazul unor funcționări defectuoase, diagnosticare a erorilor, etc.

Toate aceste caracteristici remarcabile oferă o imagine asupra complexității și diversității mecatronicii, ca știință interdisciplinară, iar principiile ei pot fi aplicate cu succes într-o mare varietate de domenii ale tehnicii. Practic, în prezent, nu există nici un domeniu în care sistemele mecatronice să nu aibă un rol predominant. Numeroase firme de profil au început să dezvolte și să producă sisteme mecatronice, cu rolul de a îmbunătăți performanțele funcționale ale sistemelor tehnice, sau să sporească calitatea și confortul vieții sociale a oamenilor. Dintre cele mai importante domenii de aplicabilitate ale mecatronicii, se pot aminti:

industria autovehiculelor; construcția vehiculelor neconvenționale (vagoane de marfă, electroscutere, cărucioare pentru invalizi); echipamente de birotică, calculatoare, electrocasnice, echipamente foto-video; agricultură; în dezvoltarea unor structuri robotice (manipulatoare) utilizate în industrie, a roboților sociali, umanoizi sau a roboților cu aplicații militare; construcții; comerț; transporturi; construcția mașinilor-unelte cu comandă numerică sau în automatizarea proceselor tehnologice; aviație, simulatoare pentru instruirea piloților și a operatorilor; dezvoltarea aparaturilor speciale utilizate în cercetare; industria farmaceutică și medicină.

Aplicațiile medicale sunt unele dintre cele mai promițătoare arii de aplicabilitate a mecatronicii. Integrarea acestora în domeniul medical face posibilă „modernizarea” echipamentelor și dispozitivelor utilizate, eficientizează intervențiile chirurgicale, terapiile medicale și ușurează activitatea medicilor.

În prezent, sistemele mecatronice s-au implementat pe:

- unele echipamente medicale de măsură, control;
- instrumente utilizate în intervenții chirurgicale de precizie și sensibilitate extrem de ridicată, cum ar fi: neurochirurgii, intervenții chirurgicale laparoscopice, oftalmologice;
 - imagistică medicală;
 - sutură asistată de calculator;
 - **sisteme mecatronice destinate recuperării medicale a membrilor inferioare - conceperea, dezvoltarea și perfecționarea unui nou prototip de sistem de acest gen, face și obiectul acestei lucrări.**

Beneficiile acestor sisteme mecatronice, care capătă valențe biomedicale, împiedică formarea „blocajelor” din spitale (generate de numărul mare de pacienți ce necesită îngrijiri medicale sau internări, aglomerații la cabinetele medicilor, timp de așteptare mare, extenuarea medicilor și a pacienților deopotrivă). Deasemenea, optimizarea instrumentelor folosite în chirurgii și microchirurgii, ce erau considerate cu grad complex de dificultate deoarece implicau întreruperea semnelor vitale ale pacienților preț de câteva ore (neurochirurgii, intervenții pe cord, etc), facilitează ușurința intervenției chirurgicale și se reduce astfel numărul deceselor înregistrate în sfera „intervențiilor de risc major”.

În concluzie, în timp ce medicii pot controla și monitoriza mai mulți pacienți, cu un volum mai mic de muncă și un mediu mai relaxant, senzația pacientului privind calitatea terapiei medicale este una încurajatoare. Au sentimentul că sunt mai bine tratați, controlați, monitorizați, deoarece aparatura folosită în diagnosticare, tratare, chirurgie a fost una modernă și eficientă. Se elimină astfel senzația de “diagnosticare greșită” sau „intervenție chirurgicală eșuată”, ce este frecvent percepută în rândul pacienților.

1.2 Justificarea temei

Membrul inferior este un segment anatomic ce are un rol definitoriu în asigurarea locomoției, a echilibrului și a stabilității în poziție de ortostatism. De cele mai multe ori accidentările acestuia, cu particularitate la nivelul articulației genunchiului, duc la pierderea temporară a funcției locomotorii.

Statisticile medicale și informațiile provenite din secțiile de ortopedie-traumatologie arată că, anual se produc numeroase accidentări la nivelul membrului inferior și că numărul lor este în creștere, cu precădere în perioada de iarnă. Mecanismele de producere a accidentărilor sunt numeroase: mersul pe un teren accidentat, alunecarea pe gheață, lovituri, contracții bruște ale unor mușchi, „încălzire” neadecvată a grupelor musculare în cazul sportivilor, accidente rutiere, etc. De remarcat este faptul că absolut toate categoriile sociale (femei, bărbați, copii, tineri, bătrâni, sportivi, etc) sunt vulnerabile și predispuse la accidentări locale.

Indiferent de tipul lor, ușoare sau mai grave, ce pot deveni chiar cronice, după tratarea acestora din punct de vedere medical, recuperarea fizică a funcțiilor temporar pierdute ale elementelor structurale ale articulației genunchiului este imperios necesară. În general, recuperarea medicală a acestuia este un proces îndelungat și continuu, ce poate dura și până la 6 luni. Ședințele de terapie fizică sunt realizate, fie de fizioterapeuți, fie de unele sisteme comerciale special dezvoltate pentru recuperarea genunchiului.

Un traumatism la nivelul membrului inferior poate avea consecințe negative și asupra vieții social – economice a pacientului, spre exemplu:

- imposibilitatea de mișcare a pacientului poate genera stări suplimentare de stres în cazul persoanelor dinamice;
- este necesară intervenția celorlalți membri ai familiei în sprijinul pacientului, de exemplu, în deplasarea acestuia la ședințele de recuperare fizică;
- lipsa prelungită de la serviciu poate genera pierderea locului de muncă;
- în cazul sportivilor, lipsa antrenamentelor sau a participării la activitățile sportive practicate declanșează pierderea temporară a performanțelor acestuia, implică și pierderea mobilității celorlalte articulații sau chiar poate avea și pierderi financiare.

Nevoia de recuperare medicală și de reluare, într-un timp cât mai scurt, a activităților cotidiene ale oamenilor și sportivilor, alături de progresele științifice avansate din domeniul sistemelor mecatronice au făcut posibile implementarea unor sisteme robotizate cu aplicabilitate în recuperarea medicală. Se dezvoltă astfel o nouă ramură a roboticii, numită generic “robotică de recuperare” ce este orientată pe conceperea unor sisteme mecatronice. Astfel de sisteme sunt capabile să restabilească funcția locomotorie a pacienților, dar în același timp și să ușureze / să înlocuiască terapia fizică clasică, realizată de fizioterapeuți.

Se creează astfel premisele apariției unui domeniu nou, în plină ascensiune, complex și multidisciplinar ce implică aplicarea cunoștințelor fundamentale de mecatronică, robotică, medicină, biomecanică și kinetoterapie. S-au deschis noi orizonturi pentru mulți oameni de știință pasionați de acest domeniu interactiv, iar sistemele de recuperare încep să-și facă apariția treptat pe piața și în cabinetele medicilor.

Succesul înregistrat de unele sisteme comerciale existente, cum ar fi Artromot, lansat de firma ORMED, specializată în producerea și comercializarea unei game largi de sisteme ortopedice, sau Kinetech, a atras atenția multor cercetători și a declanșat, fie tendința de perfecționare a acestor sisteme, fie de concepere a unor sisteme noi.

La momentul actual, impactul major pe care îl au sistemele mecatronice de recuperare medicală este fundamentat pe baza cercetărilor desfășurate la nivel național și internațional. Pe plan național există preocupări în acest domeniu, la universitățile de prestigiu din țară. Pe plan internațional, există asociații sau jurnale ce au un aport considerabil în sprijinirea, încurajarea, publicarea cercetărilor și a rezultatelor obținute. Dintre acestea se pot preciza: Rehabilitation Institute Research Corporation, Australian Rehabilitation and Assistive Technology Association, Journal of Rehabilitation Research and Development; Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation; IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Journal of Biomedical Engineering, Journal of Biomechanics, etc.

Toate aceste aspecte importante prezentate, subliniază motivarea temei și cercetările din această teză, ce vor fi orientate către studiul sistemelor mecatronice de recuperare medicală existente, în vederea unor posibile optimizări, precum și conceperea unui prototip original de dispozitiv destinat recuperării medicale a membrului inferior.

Motivația de dezvoltare sau optimizare a dispozitivelor destinate recuperării medicale a membrului inferior a fost influențată de mai mulți factori:

- prețul de cost ridicat al sistemelor comerciale existente;
- aspecte funcționale raportate la tipurile de mișcări necesare redobândirii funcționalității membrului;
- lipsa informațiilor cu privire la starea pacientului din timpul și după ședințele de terapie fizică;
- lipsa elementelor sensibile (senzori) ce ar oferi detalii privind forțele aplicate /generate de mușchi, încărcarea din articulație, forța tangențială și momentul dezvoltat în articulație, poziții unghiulare, etc;
- aspecte ce țin de dimensiune și gabarit;
- obligativitatea realizării terapiei fizice sub supravegherea fizioterapeutului ;
- dorința de diminuare a timpului alocat recuperării ;
- stabilirea unei “comunicări” cât mai eficientă dintre pacient și dispozitivul de recuperare;
- probleme ce țin de siguranța pacientului;

- recuperarea copiilor sau a persoanelor ce au și alte afecțiuni speciale;
- posibilitate de recuperare de genul "homemade";
- obținerea unei game cât mai vastă de mișcări pentru toate articulațiile membrului inferior;
- monitorizarea semnelor vitale ale pacienților;
- probleme generate pe partea de control a forțelor;
- posibilitatea de recuperare a ambelor membre inferioare;
- recuperarea unui număr cât mai vast de patologii ale genunchiului.

Domeniul de încadrare al temei, care este unul nou, în plină ascensiune, complex și multidisciplinar, precum și conceperea unui nou prototip de sistem mecatronic destinat recuperării medicale a membrului inferior, se încadrează în tendințele și prioritățile naționale și internaționale și fac, ca atât tema, cât și cercetările din această lucrare să fie de actualitate.

1.3 Fizioterapeut vs. Sisteme mecatronice de recuperare medicală

Pentru tratarea patologiilor de natură ortopedico-traumatologică se impune urmarea unui proces intensiv și riguros de recuperare medicală. Definiția cea mai sugestivă a recuperării medicale a fost formulată în 1974 de Academia Științelor Medicale la cea de a V-a Sesiune Științifică a Academiei de Științe Medicale Române și se referă la un „domeniu de activitate complexă medicală, educațională, socială și profesională prin care se urmărește restabilirea pe cât posibil a capacităților funcționale pierdute de către un individ în urma unei boli sau a unui traumatism, precum și dezvoltarea unor mecanisme compensatorii care să-i asigure în viitor posibilitatea de muncă sau autoservire, respectiv o viață independentă economic și/sau social”.

Pentru o bună înțelegere a conceptului de recuperare medicală, la care se va face referire în această lucrare, din prisma sistemului mecatronic dezvoltat în acest scop, este necesară definirea elementelor ce o compun, precum și terminologia specifică kinetoterapiei.

1. Mișcarea pasivă - mișcarea la care pacientul nu contribuie în nici un fel, datorită imposibilității de mișcare a articulației. Aceasta este de obicei realizată de un fizioterapeut.
2. Mișcarea activă - mișcare efectuată de pacient, fără nici un fel de asistență din partea fizioterapeutului.
3. Amplitudinea de mișcare - se referă la toată gama de mișcări permise și posibile ale unei articulații, apreciată de obicei în grade.
4. Spasticitatea - este caracterizată de o creștere a tonusului muscular, ca un răspuns imediat la o întindere musculară exagerată.
5. Atrofia musculară - efect al lipsei de mișcare.

Terminologia specifică kinetoterapiei adoptată după (Coțoman, 2006) și care provine în general din terminologia educației fizice, se referă la pozițiile uzuale adoptate de pacient în timpul ședinței de terapie fizică și sunt prezentate succint în Tabelul 1.1.

Tabelul 1.1 Explicarea pozițiilor fundamentale utilizate în recuperarea medicală (Coțoman, 2006)

Terminologie specifică educației fizice	Terminologie specifică kinetoterapiei
Stând	Ortostatism
Pe genunchi	Pe genunchi
Așezat	Așezat cu genunchii extinși
Culcat	Decubit
Atârnat	Atârnat
Sprijinit	Sprijinit

Recuperarea medicală este bazată pe diverse tipuri de exerciții fizice (gimnastică recuperatorie), și are următoarele caracteristici și obiective, conform (Mircea, 2004):

- Obiectivul principal îl constituie reeducarea funcțională a membrului inferior, în scopul de a restabili într-un timp cât mai scurt, capacitățile funcționale reduse sau parțial pierdute, în urma unui accident;
- Exercițiile și tehnica de recuperare sunt particularizate pentru fiecare pacient, în funcție de diagnostic și recomandarea medicului;
- Recuperarea este benefică pentru a preveni instalarea sau permanentizarea deficitului funcțional, reducându-se astfel consecințele negative ale traumatismelor asupra activității funcționale a pacientului;
- Această tehnică are rolul de a ajuta la obținerea stabilității, care este de fapt principala funcție a genunchiului;
- Redobândirea mobilității articulare, a mișcărilor permise din articulație, tonifierea musculară, sunt elemente cheie în cadrul unei recuperări fizice;
- Activitatea de recuperare medicală impune stabilirea unui plan reabilitativ (cuprinde obiectivele generale, etapele reabilitării, echipa) pe baza căruia se organizează programul de terapie fizică (stabilirea mijloacelor și tehnicilor de recuperare utilizate, modul de aplicare al lor, estimarea perioadei de recuperare până la vindecarea completă a pacientului);
- Este extrem de importantă monitorizarea evoluției reabilitative în timpul programului de recuperare, iar aprecierea finală a rezultatelor se realizează prin modalitate clinic - subiectivă (aprecieri în funcție de percepția medicului și a pacientului, mai ales când subiectul este pus să facă anumite mișcări, să stea în poziție de ortostatism, să urce sau

să coboare scări, analiza mersului, etc, raportat la gradul de durere al pacientului), cât și prin modalitate obiectivă (scale de evaluare : KOOS, WOMAC, Oxford Knee Score);

- Durerea este un factor determinant, ce însoțește recuperarea medicală și lipsa acesteia, după multe ședințe de recuperare, poate ajuta la estimarea gradului de vindecabilitate al subiectului;
- Menținerea activității și stabilitatea grupelor musculare;
- Restabilirea rezistenței musculare pentru a stabili și proteja articulația de eventualele accidentări;
- Reluarea activității genunchiului în locomoție pentru a preveni suprasolicitarea șoldului sau a celuilalt picior;
- Alegerea unui regim alimentar adecvat pentru optimizarea greutateii corporale, pentru a împiedica suprasolicitarea membrelor.

În general, fizioterapeutul este persoana responsabilă și abilitată pentru a ajuta sau a asista pacienții în terapia lor de reabilitare fizică. În prima fază a terapiei, fizioterapeutul realizează mișcarea pasivă a pacientului, executând exerciții multiple și repetitive. Cele mai aplicate exerciții se referă la: asistarea și asigurarea mișcării de flexie și extensie; întinderea gambei; exerciții pentru controlul mișcării pasive; exerciții pentru asigurarea mișcărilor de rotație internă și externă; exerciții de urcare și coborâre a unor scări; terapii ce prevăd reducerea treptată a durerii; îmbunătățirea funcționalității genunchiului; creșterea mobilității și rezistenței structurilor ce înconjoară articulația; normalizarea deficiențelor locomotorii, etc. Pe tot parcursul terapiei se monitorizează amplitudinea de mișcare. Aceasta este evaluată de fizioterapeut cu ajutorul unui goniometru, ce reprezintă un instrument special destinat măsurării unghiurilor formate între două segmente anatomice. O atenție deosebită se acordă evaluării mișcării active ce constă în monitorizarea activității musculare pe baza procedurii electromiografice (EMG). Această tehnică se referă la înregistrarea activității spontane a unui mușchi (repaus și în timpul unei mișcări voluntare) cu ajutorul unui electrod sub formă de ac fixat între mușchi și piele ce este conectat apoi la aparate speciale de afișare a contracției musculare.

Introducerea sistemelor mecatronice în terapia de recuperare fizică a pacienților s-a dovedit extrem de benefică, iar medicii încurajează și solicită prezența în cabinetele lor a unor astfel de sisteme, eficiente și complexe. În urma utilizării unor sisteme comerciale deja existente, medicii au fost fie mulțumiți de unele dintre ele, fie foarte critici cu altele, sesizând o serie de aspecte ce trebuiesc îmbunătățite, pentru a obține o recuperare medicală de succes. Astfel, ei devin extrem de receptivi în colaborarea profesională inginer - medic, cu scopul de a obține dispozitive cât mai performante, care să asigure recuperarea unui număr cât mai mare de pacienți, într-un timp cât mai scurt, asigurându-le totodată inginerilor aspectele medicale importante de care trebuie să țină cont pentru a proiecta și implementa cu succes un astfel de

Tabelul 1.2 Caracteristici comparative ale metodelor clasice (fizioterapeut)/ sisteme moderne de recuperare medicală

Fizioterapeut			Sisteme mecatronice	
Mișcare pasivă	Da	Observații	Da	Observații
Monitorizare mișcare activă	Da	Tehnică auxiliară EMG	Tehnică EMG inclusă în sistem	
Apreciere amplitudine de mișcare	Da	Auxiliar prin utilizarea unui goniometru	Afișare automată	
Fizioterapeut			Sisteme mecatronice	
Forța aplicată	Imprecisă	Forța aplicată de fizioterapeut	Foarte precisă și controlabilă	
Exerciții programabile și repetitive	Da	Generează oboseala fizioterapeutului		
Număr de pacienți recuperați zilnic	Redus	Se impune un fizioterapeut pentru un singur pacient	Mare	Terapia se desfășoară mult mai repede.
Siguranța pacientului	Asigurată		Asigurată	
Comunicarea cu pacientul	Excelentă		Da	Protocoloale speciale
Monitorizare semne vitale: puls, temperatură, tensiune arterială	Da	Auxiliar	Da- Senzori speciali implementați pe sistem	
Confort pacient	Uneori stresant	Generat de mediul din clinică	Relaxant- recuperarea poate fi făcută și de acasă	
Posibilități de reglare a vitezei, amplitudinea de mișcare, forței	Minime			
Obligativitatea deplasării la clinică pentru realizarea recuperării	Da		Nu, poate fi făcută și de acasă	
Tipuri de exerciții	Întotdeauna aplicate și repetate de fizioterapeut, pentru fiecare pacient în parte		Le poate învăța singur și aplica apoi, nemaifiind necesară prezența fizioterapeutului	
Monitorizarea performanțelor pacientului	Redusă		Imediată, în timp real, afișează, înregistrează și memorează pozițiile unghiulare, forțele dezvoltate, etc	
Evaluarea oboselii musculare	Comunicată de pacient		Afișată	
Fizioterapeut			Sisteme mecatronice	
Implicarea aparținătorilor pacientului în recuperarea medicală	Da- deplasarea pacientului la clinică		Nu	
Timp de așteptare privind începerea și desfășurarea ședințelor de recuperare	Uneori mare și depinde de numărul de pacienți programați pe zi / fizioterapeut		Mic	

sistem. Deasemenea, aceștia apreciază intenția inginerilor de a crea sisteme mecatronice moderne cu aplicabilitate în domeniul lor de interes, mai ales că, în momentul actual, clinicile și spitalele se confruntă cu o “criză” a dispozitivelor speciale de recuperare medicală, iar numărul pacienților ce necesită astfel de manevre crește considerabil.

Atât fizioterapeutul, cât și sistemele specializate au același „numitor comun”, și anume recuperarea pacientului. Se pot evidenția însă, câteva dintre aspectele esențiale ce caracterizează cele două posibilități de recuperare medicală, prezentate în Tabelul 1.2, de unde se poate observa clar, că recuperarea prin tehnica modernă (sisteme mecatronice) este net superioară celei clasice (fizioterapeut).

1.4 Obiectivele tezei

Sistemele mecatronice pot avea aplicabilitate în orice domeniu medical. În recuperarea fizică a diverselor patologii ale membrului inferior, acestea sunt bine cunoscute, datorită beneficiilor multiple pe care le pot aduce terapiei.

Inițierea prezentei teze de doctorat se datorează în primul rând importanței pe care o are pe plan național și internațional, în domeniul recuperării medicale a membrului inferior. Analiza acestei probleme, bazată pe incidența crescută a accidentărilor de la nivelul acestuia, a condus la ideea necesității studierii în amănunt a mecanismelor de producere a accidentărilor, metodelor de recuperare medicală, precum și a algoritmului de proiectare a unui sistem mecatronic modern, care să permită recuperarea unei game cât mai diversificate de patologii.

Recuperarea articulației genunchiului, în special, este cea pe care se va pune accent în această lucrare, deoarece accidentările apărute la nivelul ei sunt caracterizate printr-un grad ridicat de gravitate. Dacă în cazul unei leziuni, de exemplu, la nivelul articulației gleznei mișcarea membrului inferior nu este în totalitate pierdută, datorită posibilității de îndoire a genunchiului, un traumatism în zona genunchiului duce efectiv la blocarea membrului inferior.

În acest context, obiectivul general al tezei este orientat spre *cercetarea, conceperea și implementarea unui sistem mecatronic original de recuperare medicală a articulației genunchiului*, care va fi destinat recuperării unei game vaste de patologii.

Sistemul nou dezvoltat se va adresa tuturor categorii de persoane (femei, bărbați, copii, tineri, bătrâni) care necesită o tehnică de recuperare medicală, dacă: au suferit injurii sau au fost supuse unor intervenții chirurgicale; sportivilor,; persoanelor care au suferit leziuni ușoare sau mai grave ce pot deveni chiar cronice; persoanelor vârstnice sau a celor sedentare care necesită exerciții de reabilitare neuromotorie.

Deoarece în timpul terapiei pacientul interacționează direct cu sistemul mecatronic, siguranța acestuia a fost elementul primordial de care s-a ținut cont încă din faza de proiectare a dispozitivului și până la recuperarea efectivă a pacientului, cu ajutorul dispozitivului. Una

din cele mai sigure măsuri de protecție o constituie controlul forței exercitate de dispozitiv asupra pacientului. Acesta nu trebuie să aplice o forță mai mare decât limita maximă suportabilă de structurile articulației umane, în caz contrar, o forță excesiv de mare ar putea înrăutăți starea pacientului care tocmai a început terapia de recuperare, sau i-ar provoca leziuni și mai grave.

Plecând de la acest aspect, se conturează al doilea obiectiv al lucrării, axat pe determinarea forțelor dezvoltate în ligamentele articulației genunchiului cu ajutorul unui model 3D. Cunoașterea forțelor din ligamente, pe de o parte, este utilă pentru a aprecia limita maximă a forței care poate provoca ruptura acestora. Pe de altă parte, și forțele generate de principalii mușchi responsabili de mișcările genunchiului, trebuiesc măsurate în același timp ce pacientul realizează terapia.

Al treilea obiectiv al tezei constă în adoptarea celei mai adecvate soluții constructive a sistemului mecatronic, care să răspundă și să reproducă ferm condiția de realizare a mișcării de bază din genunchi. Se urmărește realizarea unui model 3D, prin tehnici moderne de modelare CAD care să simuleze cinematica sistemului, eliminând astfel orice dubiu legat de unele probleme ce pot apărea în funcționarea acestuia.

Pe baza stabilirii soluției constructive optime, s-a stabilit un nou *obiectiv* al lucrării ce constă în realizarea fizică a prototipului conceput. Finalizarea acestuia creează premisele următorului obiectiv și anume, comanda și controlul dispozitivului.

Recuperarea medicală a pacienților cu noul sistem mecatronic dezvoltat, a permis validarea experimentală a sistemului, precum și obținerea celor mai bune rezultate privind mișcarea, recuperarea articulației, a calității terapiei, dar și a siguranței pacientului.

1.5 Organizarea lucrării

Lucrarea este structurată în 8 capitole și se încheie cu referințele bibliografice. În continuare se prezintă rezumatul capitolelor.

În *Capitolul 1* intitulat „*Introducere*” sunt prezentate câteva aspecte generale privind sistemele mecatronice și importanța lor în recuperarea medicală, motivând astfel necesitatea temei de cercetare. Deasemenea, face o scurtă comparație a metodelor clasice și moderne de recuperare fizică și propune o serie de obiective, ce vor fi parcurse ulterior.

În *Capitolul 2* intitulat „*Biomecanica articulației genunchiului*” se definesc câteva aspecte generale privind anatomia articulației genunchiului, mișcările permise, patologia și mecanismele de producere a acestora, precum și câteva posibilități de recuperare medicală.

Capitolul 3, intitulat *Stadiul actual al cercetărilor privind sistemele mecatronice utilizate în recuperarea medicală a genunchiului*, face o trecere în revistă a unor sisteme existente. Plecând de la concluziile desprinse din acest capitol, în capitolele următoare, autoarea vine cu unele contribuții proprii, orientate pe implementarea unui sistem mecatronic original de recuperare medicală a articulației genunchiului.

În cadrul *Capitolului 4, Contribuții privind proiectarea și dezvoltarea sistemului mecatronic hibrid destinat recuperării medicale a articulației genunchiului*, este subliniată motivația dezvoltării unui nou sistem mecatronic hibrid. De asemenea, sunt prezentate arhitectura generală a sistemului mecatronic, elementele de concepție ce intră în componența sa, etapele dezvoltării fizice a prototipului, precum și modalitățile de comandă și control ale acestuia.

Pentru a calcula momentul efectiv dezvoltat pe parcursul ședințelor de recuperare, este necesară modelarea matematică (cinematică și dinamică), realizată în capitolul 5, *Modelarea matematică a structurii de tip orteză din componența sistemului mecatronic*. În acest caz, structura de tip orteză a fost aproximată cu un mecanism serial cu structură plană, cu trei grade de mobilitate. În urma acestei modelări a fost posibilă compararea rezultatelor analitice cu cele obținute experimental, precum și determinarea variației pozițiilor unghiulare ale articulației membrului inferior.

Capitolul 6, Calibrarea sistemului mecatronic de recuperare medicală, oferă informații cu privire la metodele și echipamentele utilizate pentru etalonarea senzorilor de presiune și calibrarea mărcilor tensometrice. Mai mult, prezintă un studiu experimental al forțelor normale și tangențiale, studiu imperios necesar din punct de vedere al evaluării terapiei de recuperare.

În *Capitolul 8, Concluzii finale*, se prezintă concluziile generale asupra tezei, contribuțiile proprii, precum și direcțiile ulterioare de cercetare.

CAPITOLUL 2

Elemente de funcționalitate a articulației genunchiului

2.1 Anatomia articulației genunchiului

2.2 Biomecanica articulației genunchiului

2.3 Patologia articulației genunchiului

2.4 Aspecte de analiză mecanică a articulației genunchiului

2.1 Anatomia articulației genunchiului

2.1.1 Descrierea aparatului locomotor

Aparatul locomotor este alcătuit atât din totalitatea structurilor osoase legate între ele prin articulații, cât și din mușchi, înglobând trei sisteme principale: sistemul osos, sistemul articular și sistemul muscular.

Funcția de bază a acestui aparat o constituie locomoția, adică deplasarea individului în spațiu, precum și mobilizarea diverselor segmente ale organismului, unele în raport cu altele (Papilian, 1998).

Scheletul membrului inferior responsabil pentru locomoția umană este format din: oasele coapsei, oasele gambei și oasele piciorului. Oasele coapsei sunt în număr de două, și anume: *femurul* ce reprezintă cel mai lung os al corpului uman și *patela* (rotula) ce este un os mai scurt, turtit și situat în continuarea femurului. Oasele gambei sunt reprezentate de două oase: *tibia* ce constituie un os medial, situat vertical, este un os puternic ce suportă greutatea corporală și care se articulează cu femurul și *fibula* (peroneul) ce este situat lateral de tibie, fiind un os lung și mai subțire.

2.1.2 Cunoștințe fundamentale privind articulația genunchiului

Articulația genunchiului este cea mai mare și mai complexă articulație din corpul uman și are un rol biomecanic extrem de important, atât în statică cât și în locomoție. Acestei articulații i se acordă o atenție deosebită datorită câtorva observații generale de ordin medical, și anume: 1) comparativ cu alte articulații mari (șold, scapulo umerală), este mai puțin acoperită și protejată de părțile moi, ceea ce explică frecvențele sale expuneri la factorii externi; 2) este foarte mult solicitată în statică și locomoție, fapt ce grăbește uzura mai accentuată a elementelor sale componente; 3) articulația genunchiului are numeroase implicații în patologie, fiind sediul a numeroase traumatisme și a unor procese inflamatorii și tumorale.

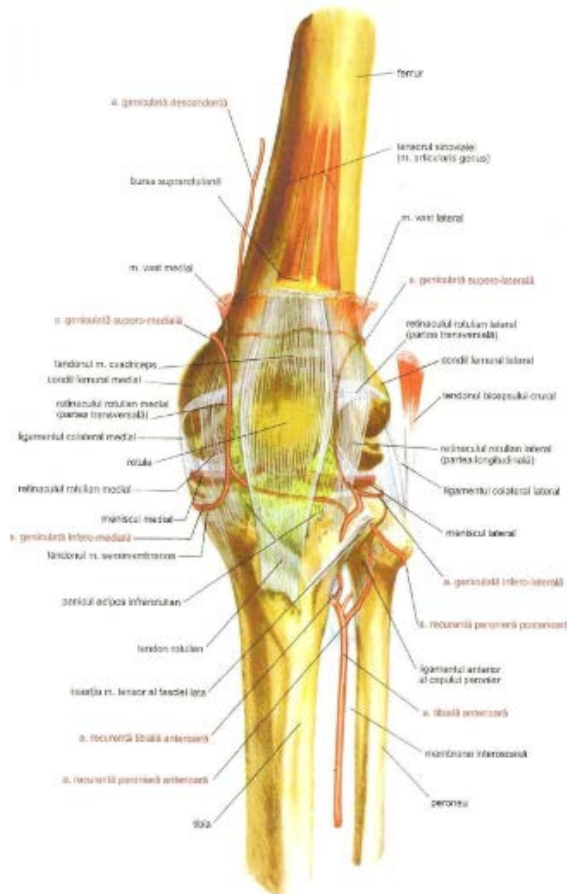


Fig. 2.1 Elemente componente ale articulației genunchiului, vedere anterioară

2.1.2.1 Elemente de unire capsulo-ligamentare

Elementele de unire ale articulației capsulo-ligamentare, și într-o oarecare măsură și meniscurile genunchiului, au un rol foarte important în stabilitatea genunchiului. Antonescu (2008) în lucrarea sa, prezintă elementele de unire capsulo-ligamentare și rolul lor:

- capsula articulară este rezistentă și suportă tracțiuni de până la 300 kg;
- ligamentele sunt structuri fibroase care unesc doua structuri osoase având rolul de a stabili o articulație opunându-se unor anumite tipuri de mișcări;
- ligamentele încrucișate anterior și posterior, au o direcție inversă unul față de celălalt, cu un rol esențial în biomecanica genunchiului, fiind situate în centrul acestei articulații. Ambele unesc tibia de femur, iar denumirea lor provine de la faptul că se încrucișează între ele, unul fiind antero-extern și celălalt postero-intern. Rolul lor constă în limitarea mișcării de alunecare a tibiei față de femur în plan antero-posterior, împiedică hiperextensia genunchiului, furnizează stabilitate în mișcările de rotație a tibiei;
- ligamentele colaterale sunt situate pe părțile laterale ale genunchiului. Acestea controlează deplasările laterale la nivelul genunchiului și stabilizează articulația;
- ligamentul patelar face parte din aparatul extensor al genunchiului.

Elementele capsulo-ligamentare descrise au o rezistență mecanică pasivă limitată, cu mult inferioară necesităților mecanicii genunchiului.

Meniscurile genunchiului au o formă triunghiulară pe secțiunea frontală, cu baza aderentă de capsula articulară și cu vârful insinuat între femur și tibie. Acesta au o importanță funcțională deoarece:

- anulează incongruența femuro-tibială, completând golurile existente prin așezarea condililor femurali rotunzi pe platourile tibiale întinse
- concentrează tensiunile transmise anarhic prin condilii femurali, către centrul platourilor tibiale, unde cartilajul articular este cel mai gros și consistent
- repartizează uniform sinoviala articulară în interiorul genunchiului, contribuind astfel la lubrifierea egală a suprafețelor cartilaginoase
- absorb șocurile mecanice pe care le transmite cartilajul, la un nivel tensional moderat
- reduc frecarea articulară
- contribuie la stabilizarea femurului prin mișcarea femurului față de tibie, stabilizează poziția finală femuro-tibială către care s-a făcut mișcarea, iar prin deformarea lor, scad frecarea la care este supus cartilajul articular.

2.1.2.2 Grupe musculare

A. Mușchi flexori

I. Mușchii ischiogambieri, extensori ai coapsei și flexori ai genunchiului

1. *Bicepsul crural*: porțiunea lungă provine din partea posterioară a tuberozității ischiatice și se unește cu porțiunea scurtă, apoi se inseră pe partea mijlocie a interstițiului liniei pentru a se atașa la apofiza stiloidă a peroneului și la tuberozitatea tibială externă.

2. *Semimembranosul* se inseră pe fața posterioară a tuberozității ischiace, alunecă în spatele condilului intern și se împarte în trei fascicule care se fixează la nivelul tuberozității tibiale interne și care ranforsează ligamentul posterior al articulației genunchiului.

3. *Semitendinosul* se inseră pe tuberozitatea ischiatică și se fixează la partea superioară a feței interne a tibiei.

II. Mușchii labei de gâscă

1. *Mușchiul croitor, flexor, adductor, rotator extern al coapsei și flexor al genunchiului* - provine de la spina iliacă antero-superioară și se fixează printr-o aponevroză extinsă pe partea anterioară a tuberozității tibiale interne.

2. *Dreptul intern flexor al genunchiului și adductor al gambei și al coapsei* - se inseră pe fața anterioară a pubisului și pe marginea inferioară a ramurii ischiopubiene și se fixează pe fața superioară a feței tibiale interne.

3. *Semitendinosul* a fost prezentat mai sus.

III. Mușchiul popliteu, flexor al genunchiului și rotator intern

Se inseră la nivelul fosetelor inferioare a feței externe a condilului extern și se fixează pe fața posterioară a tibiei.

IV. Mușchii gemeni, extensori ai gleznei

Se inseră la nivelul condililor și se unesc cu solearul pentru a forma tendonul lui Achille.

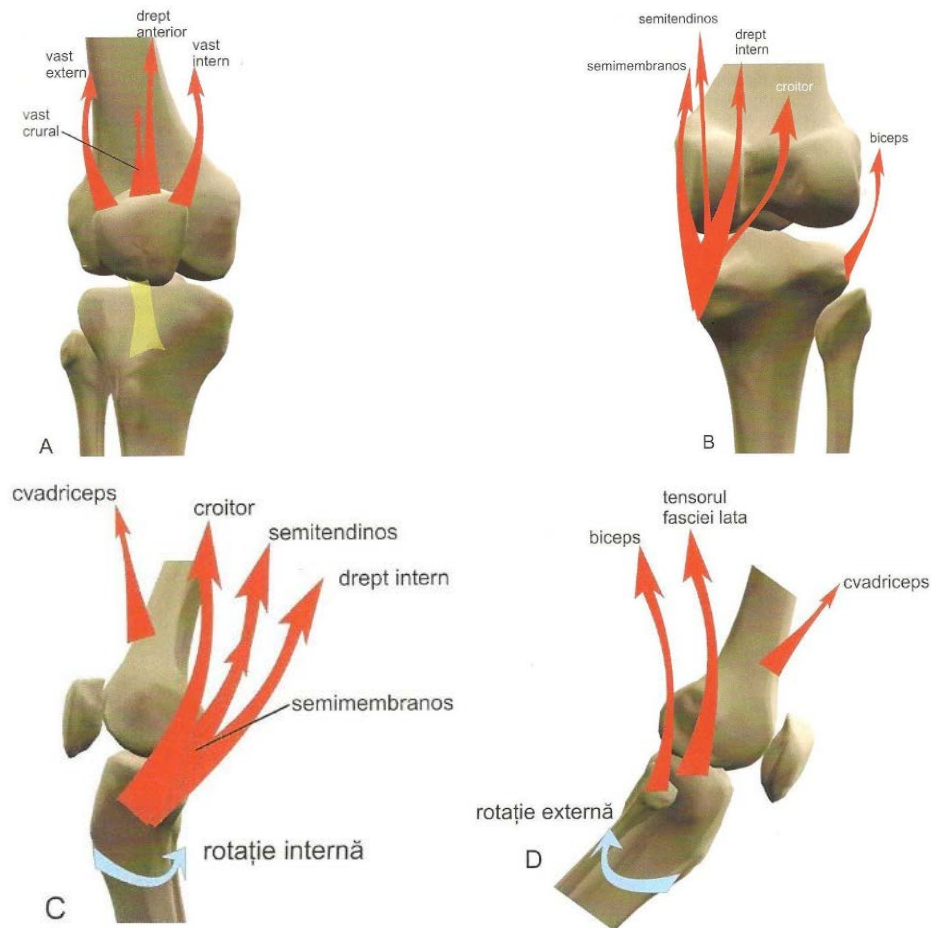


Fig. 2.2 Grupe musculare la nivelul genunchiului: A. Mușchi extensori; B. Mușchi flexori; C. Mușchi rotatori interni; D. Mușchi rotatori externi (Sîrbu, 2004)

B. Mușchii extensori

1. *Cvadricepsul*, format din crural, vast intern, vast extern și dreptul anterior, realizează extensia genunchiului. Echilibrul celor doi mușchi vaști creează o forță în axa coapsei.

2. *Tensorul fasciei lata* se inseră pe creasta iliacă externă și se fixează pe fascia lata care se inseră pe tuberculul lui Gerdy și pe marginea externă a rotulei. Contribuie la extensia genunchiului ca urmare a acțiunii cvadricepsului.

C. Mușchii rotatori

1. În exterior:

- bicepsul crural
- tensorul fasciei lata care în timpul flexiei genunchiului joacă un rol de flexor rotator extern.

2. În interior:

- cei trei mușchi ai labei de gâscă
- semimembranosul
- mușchiul popliteu.

Grupele musculare prezentate anterior, conform autorului Sîrbu (2004), sunt sistematizate în Fig. 2.2.

2.2 Biomecanica articulației genunchiului

Mișcările de bază ale articulației genunchiului sunt cele de flexie și extensie iar amplitudinea lor este măsurată de la poziția de referință stabilită de următoarele criterii: axa gambei este colineară cu axa coapsei (Fig. 2.3) astfel încât văzută din lateral, axa femurului prelungeste direct axa gambei. În această poziție de referință, lungimea membrului inferior este maximă.



Fig. 2.3 Poziție de referință la nivelul membrului inferior stâng (Sîrbu, 2004)

Plecând din poziția anatomică, o mișcare ce apropie fețele posterioare ale gambei și coapsei se numește flexia gambei. În cadrul flexiei active mușchii flexori contractându-se formează o masă posterior de oasele gambei și coapsei și limitează flexia. Flexia pasivă este mai amplă (mușchii flexori sunt destiși și permit comprimarea).

Mișcarea de flexie începe cu o rostogolire și se termină cu o rotație pe loc. Limita flexiei o reprezintă întâlnirea fețelor posterioare ale segmentelor (coapsă și gambă). Principalii flexori ai genunchiului (în lanț cinematic deschis) sunt: bicepsul femural și semimembranosul, la care se asociază și semitendinosul, gemenii (din tricepsul sural), soleus și croitorul.

Atunci când membrul inferior lucrează în lanț cinematic deschis articulația femuro-tibială joacă rol de pârghie de gradul III, iar în lanț cinematic închis articulația joacă rol de pârghie de gradul I.

Gradul de flexie a genunchiului variază în raport cu poziția șoldului sau dacă este activă sau pasivă.

Flexia activă atinge o amplitudine de 140° dacă șoldul este deja flectat (Fig 2.4.a) și numai 120° dacă șoldul este extins (Fig. 2.4.c). Această diferență se datorează faptului că tendoanele genunchiului pierd o parte a eficienței odată cu extensia șoldului. Dacă tendoanele se contractă brusc și puternic, genunchiul este proiectat în flexie iar finalul extensie active este urmat de un grad de extensie pasivă.

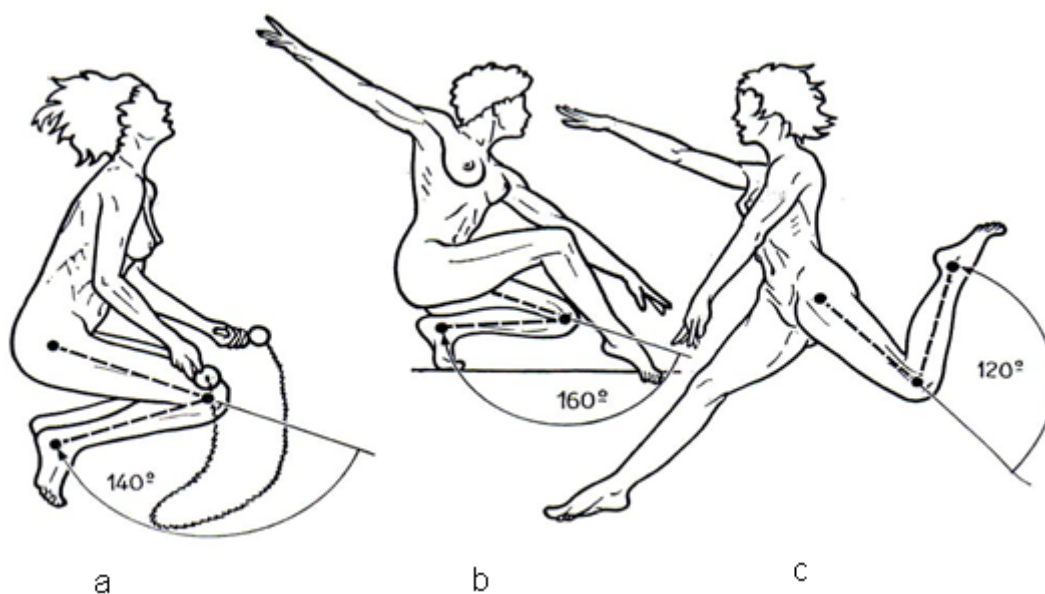


Fig. 2.4 a. Flexia activă a genunchiului cu șoldul în flexie; b.flexia pasivă a genunchiului; c. flexia activă a genunchiului cu șoldul în extensie

Flexia pasivă a genunchiului atinge o amplitudine de 160° (Fig. 2.4.b) și permite călcâiului să atingă fesele. Această mișcare subliniază importanța testării clinice a libertății de flexie a genunchiului și amplitudinea flexiei pasive a genunchiului poate fi exprimată în termeni de distanță dintre călcâi și fese.

Extensia gambei reprezintă mișcarea opusă flexiei cu revenire la poziția anatomică. Nu există mișcări de extensie care să o depășească pe aceasta cu excepția genului recurvatum la persoanele hiperlaxe. Amplitudinea extensiei crește cu extensia coapsei și scade dacă

coapsa este în flexie. În aceste poziții ale coapsei se modifică tensiunea mușchilor ischiogambieri.

Mișcarea de extensie începe cu rotația extremității femurului și se termină cu rostogolirea pe platoul tibial. Extensia asociază și o rotație externă a gambei (datorită bicepsului femural). Extensia este limitată de ligamentul încrucișat anterior și posterior, ligamentele colaterale și mușchii ischiogambieri. În extensie completă se obține poziția de „înzăvorâre” în care forța musculară nu mai este necesară. Principalii extensori sunt cvadricepsul și tensorul fasciei lata; la acțiune se asociază tendonul cvadricepsului și rotula care fac parte din aparatul complex de extensie al genunchiului. Extensorii, fiind mușchi antigravitaționali, au forță de acțiune totală mai mare ca cea a flexorilor.

Flexia asociază și o mișcare de rotație internă.

Rotația internă – externă se datorează înălțimii diferite a condililor femurali și a ligamentelor încrucișate; rotația normală maximă activă este de 15-20°, iar cea pasivă de 35-40° și se realizează în jurul unui ax vertical care trece prin centrul spinelor tibiale. Rotația externă este realizată de bicepsul femural, iar cea internă de semimembranos, popliteu, semitendinos, dreptul intern și croitor. Musculatura rotatoare internă este mult mai bine reprezentată decât cea externă, deoarece rotația internă este o mișcare obișnuită asociată flexiei, pe când rotația externă este excepțională. Înclinarea laterală - este limitată de ligamentele colaterale; acestea sunt tensionate la maxim în extensie și complet relaxate în semiflexie.

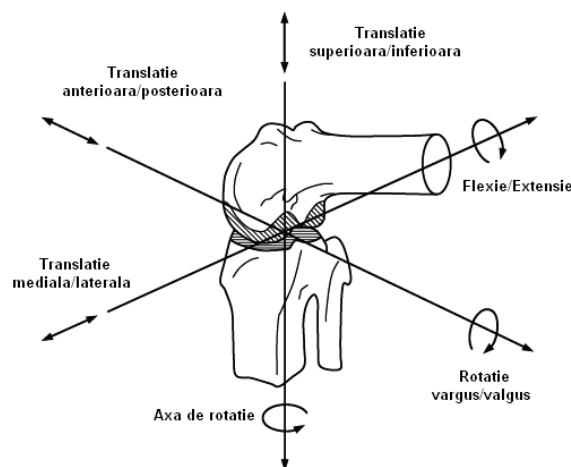


Fig. 2.5 Gradele de libertate ale articulației genunchiului și tipul de mișcare realizat pe fiecare axă. (Translație \longleftrightarrow ; Rotație \curvearrowright) (Machado, 2010)

Deplasarea înainte-înapoi a platoului tibial pe condilii femurali este limitată de ligamentele încrucișate.

Mișcarea de flexie-extensie nu se face în jurul unui ax fix datorită formei volute a condililor femurali. Deplasarea segmentelor diferă după modul de acțiune a membrului

inferior: în lanț cinematic deschis femurul rămâne fix, tibia alunecă pe el; în lanț cinematic închis tibia rămâne fixă, femurul alunecând pe tibia.

Pe lângă mișcările de flexie și extensie mai pot apărea și mișcări secundare de rotație (internă și externă) și, de asemenea, poate să apară și o foarte redusă mișcare de înclinare laterală.

Articulația genunchiului are 6 grade de libertate: 3 rotații și 3 translații în plan transvers, sagital și longitudinal (Fig. 2.5).

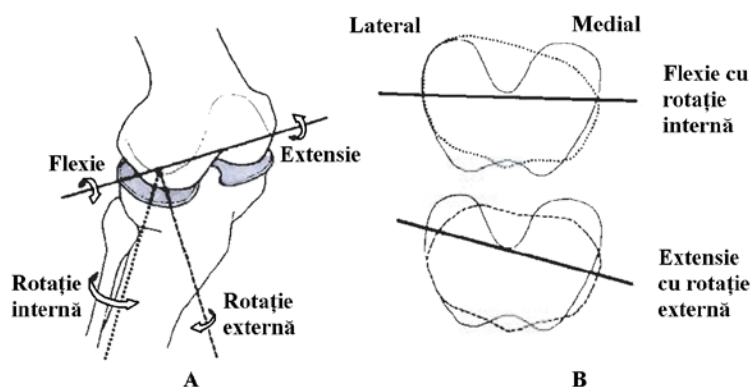


Fig. 2.6 Mișcările de rotație

Tabel 2.1 Amplitudinea mișcărilor articulației genunchiului în flexie, extensie, rotație internă și externă.

Tip de mișcare: Extensie, Flexie, Rotație internă și externă	Amplitudine de mișcare (°)	Observații
Extensia activă	Nu există grad de extensie	Deoarece în starea de referință, extensia este maximă.
Extensia pasivă	5-10°	De la poziția de referință.
Flexia activă	140° 120°	Dacă șoldul este flectat. Dacă șoldul este extins.
Flexia pasivă	160°	Permite călcâiului să atingă fesele.
Rotație activă	15-20°	
Rotație pasivă	35-40°	

2.3 Patologia articulației genunchiului

2.3.1 Leziuni ale articulației genunchiului

În acest paragraf se vor aminti doar câteva elemente de patologie a articulației genunchiului.

Entorsa genunchiului este o leziune a ligamentelor acestuia, mergând de la simpla întindere (entorsa benignă) la ruptura completă (entorsa gravă). Ea este adesea cauzată de o mișcare de torsiune forțată a piciorului, survenind îndeosebi în timpul practicării anumitor sporturi ca fotbalul sau schiul. Entorsele benigne se traduc printr-o durere și o umflare a articulației. Purtatul unui simplu bandaj sau a unui gips timp de 3 săptămâni permite calmarea durerii.

Entorsele grave se caracterizează printr-o durere vie și hemartroza (sângerare în cavitatea articulară). Subiectul, când stă în picioare, are impresia că îi fuge genunchiul. Ruptura completă a unui ligament lateral necesită o imobilizare gipsată de 6 săptămâni.

Ruptura unui ligament încrucișat anterior nu necesită imobilizare gipsată, în afară de cazul în care este reparat chirurgical, prin suturarea sau transpoziționarea ligamentară (cu ajutorul unui fragment de tendon prelevat de pe mușchii învecinați sau de la tendonul rotulian); această reparație, constrângătoare pentru pacient, nu trebuie să fie propusă decât sportivilor de performanță. În fapt, o simplă reeducare, care de altfel oricum trebuie să urmeze, duce aproape întotdeauna la rezultate excelente și la reluarea majorității activităților sportive.

Leziunile meniscurilor genunchiului, frecvente la sportivii de performanță, sunt în principal rupturi, mergând uneori până la ruptura completă. Tratamentul lor este chirurgical. După intervenție, este recomandat subiectului să își reia mersul cât mai repede posibil.

Luxația genunchiului se caracterizează prin pierderea contactului între suprafețele articulare ale femurului și tibiei; leziunile arterei poplitee și ale nervului sciatic, care trece prin spatele regiunii poplitee, sunt posibile. Luxația genunchiului necesită o reparație chirurgicală.

Gonartroza este cauzată de degenerarea cartilajului articular, fiind cea mai frecventă formă de boală reumatică a genunchiului (60%), fiind și cea mai răspândită, 10% din întreaga populație de peste 60 de ani.

Alte patologii se mai observă pentru genunchi, care poate fi contaminat cu un germene ce antrenează apariția unei artrite septice, poate fi sediul unei boli inflamatorii afectând sinoviala (membrana care acoperă fața internă a capsulei articulare), ca poliartrita reumatoidă, sau o boală degenerativă care afectează cartilajele prin uzură treptată, ca artroza. Tumori pot să se dezvolte plecând de la sinovială, de la oase sau de la părțile moi înconjurătoare. În sfârșit, hidrartroza genunchiului, denumită în mod curent scurgere de sinovie sau "apă la genunchi", este cel mai des consecința unui traumatism, unei artroze sau unei poliartrite reumatoide.

2.3.2 Cauze de producere a leziunilor ligamentelor încrucișate

Leziunile ligamentare reprezintă alterarea structurii anatomice normale a acestora și sunt clasificate în trei grade, gradul 3 reprezentând ruptura completă. Cel mai frecvent, ruptura LIA (Fig.2.3) apare ca și consecință a unei forțe care produce pivotarea genunchiului cu

picioarul fixat la sol (cum se poate întâmpla la fotbal, ski, etc) sau în contextul unor traumatisme de mare energie, mai complexe, care pot produce leziuni multiple articulare (mai multe ligamente, meniscuri, capsula articulară, eventual fracturi intraarticulare asociate). Pot fi menționate și alte cauze cunoscute ce determină rupturi ale ligamentului încrucișat anterior, cum ar fi: schimbări rapide de direcție; opriri bruște; decelerari bruște în timpul alergării; aterizarea incorectă din saritură; contact/impact direct.

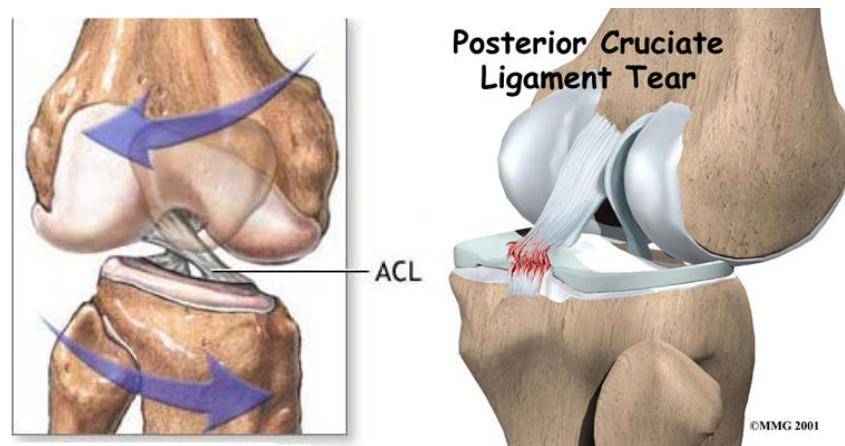


Fig.2.7 Mecanisme de producere a rupturii ligamentelor încrucișate

Câteva studii au arătat că femeile care practică sportul de performanță au o incidență mai mare a rupturii de LIA decât sportivii de performanță de sex masculin. S-a sugerat că acest lucru se datorează diferenței de condiție fizică, forței musculare și controlului neuromuscular. Alți autori sugerează drept cauze: diferențele de conformație a pelvisului și axare a membrului inferior, laxitate ligamentară crescută, efectul estrogenilor asupra structurilor ligamentare.

Rupturile incomplete de LIA sunt rare. Majoritatea rupturilor de LIA sunt complete și se asociază cu leziunile altor structuri de la nivelul genunchiului: meniscuri, cartilaj articular, alte ligamente.

2.3.3 Cauze de producere a leziunilor ligamentelor laterale

Leziunile ligamentelor colaterale ale genunchiului sunt generate de o forță puternică care determină întinderea acestor ligamente și, în final, ruperea lor. Ruptura poate să apară în regiunea de mijloc sau la oricare dintre capete, acolo unde se fixează la nivelul osului. Dacă impactul este foarte puternic, pot să apară leziuni și la nivelul altor structuri ale genunchiului. Cea mai frecventă combinație este ruptura LCM și cea a ligamentului încrucișat anterior.

Rupturile LCM sunt mai frecvente decât cele ale ligamentului lateral, dar o ruptură a LCL (Fig. 2.8) are mai mari șanse de a cauza instabilitatea genunchiului. Explicația este dată de faptul că suprafața superioară a tibiei prezintă o depresiune în vecinătatea LCM și este netedă în vecinătatea LCL, favorizând alunecările și generând în consecință instabilitate.

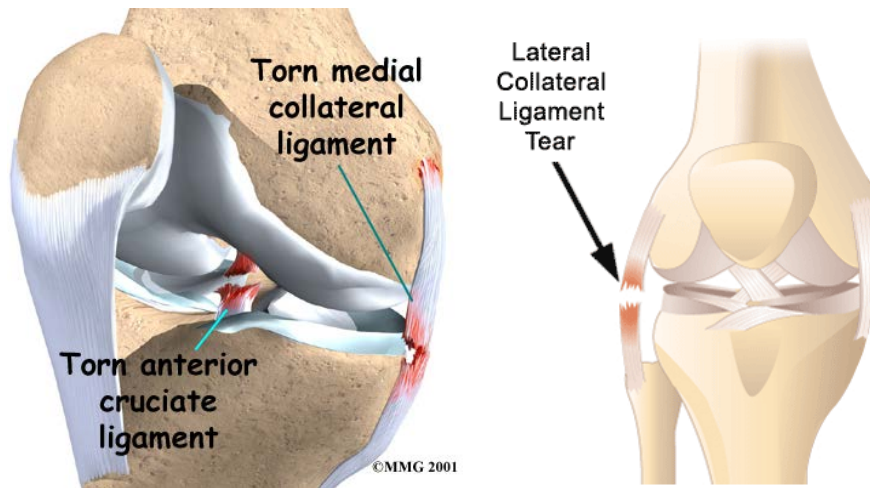


Fig.2.8 Mecanisme de producere a rupturii ligamentelor laterale

Leziunile la acest nivel apar în timpul desfășurării activităților sportive, precum schiatul sau fotbalul, atunci când mișcarea gambei este forțată spre una dintre cele două părți: medial, spre celălalt genunchi, sau lateral. O lovitură aplicată în porțiunea externă a genunchiului în timp ce talpa este fixată la sol poate genera ruperea LCM. Alunecând pe gheață, piciorul se deplasează spre exterior. Greutatea corpului generează o forță neobișnuită care se transmite spre interiorul genunchiului și poate rupe LCM.

LCL se rupe sub acțiunea unei forțe care acționează din interior și împinge genunchiul spre exterior, sau în caz de hiperextensie a genunchiului.



CAPITOLUL 3

Stadiul actual al cercetărilor privind utilizarea sistemelor mecatronice în recuperarea medicală

3.1 Introducere

3.2 Sisteme mecatronice utilizate în recuperarea membrului inferior

3.3 Concluzii

3.1 Introducere

În ultimii ani, cercetările efectuate în domeniul sistemelor mecatronice destinate recuperării medicale au crescut considerabil (Lee și colab., 2005). Astfel, s-au conceput și implementat numeroase sisteme moderne (Kamnik și Bajd, 2007), (Emken și colab., 2006), (Costa și colab., 2006), (Mavroidis și colab., 2005), (Pratt și colab., 2004), ce pot fi aplicate în terapiile fizice de reabilitare medicală a unor segmente corporale. Dezvoltarea acestora s-a produs treptat, fiind particularizate în funcție de patologii, în special provenite din sfera ortopedie - traumatologie.

Sistemele mecatronice utilizate în recuperarea medicală pot fi o alternativă la recuperarea clasică, datorită performanțelor acestora: sunt capabile să restabilească unele deficiențe majore ale pacienților, contribuie la refacerea mobilității articulațiilor, creșterea activității musculare, permit aplicarea unor protocoale de recuperare (Cai și colab., 2011) prin exerciții programate și repetitive, oferă posibilitatea de a urmări și evalua progresul recuperativ al pacientului (Lan și colab., 2010). Dispozitivele ușurează și munca fizioterapeutului (îl pot ajuta sau chiar înlocui) în unele procese de recuperare intensivă și de durată, ce ar genera oboseala fizică a acestora (Zhang și colab., 2010).

Deși tendința actuală este orientată spre obținerea unor sisteme mecatronice cât mai complexe sau chiar inteligente, complexitatea acestora ridică însă unele probleme generate de interacțiunea pacient - sistem mecatronic, mai ales că pacientul este conectat direct la sistemul de recuperare (Hoogen și colab., 2002).

Pentru a evita unele situații critice, ce ar putea afecta pacientul, sunt necesare metode speciale de implementare a măsurilor de siguranță, precum și alegerea celor mai eficiente metode de comandă și control ale sistemelor. Aceste aspecte au fost studiate de numeroși cercetători (Ju și colab., 2005), (Bernhardt și colab., 2005), (Okada și Sakaki, 2000), (Richardson și colab., 2005).

În concluzie, pentru utilizarea și includerea sistemelor mecatronice în terapiile fizice de recuperare, trebuie luate în considerare următoarele aspecte: patologii ce se doresc a fi recuperate, tipul de mișcare (pasivă, activă), dacă este sau nu necesară prezența fizioterapeutului, verificarea condițiilor de siguranță pentru pacient, etc.

3.2 Sisteme mecatronice utilizate în recuperarea membrului inferior

Diversitatea sistemelor medicale concepute pentru recuperarea medicală a fost o consecință a multiplilor traumatisme ce afectează funcționalitatea membrului inferior.

Datorită faptului că patologii ce afectează membrul inferior sunt multiple, diferite, s-au conceput dispozitive specializate pentru recuperarea acestora. Astfel, sistemele de recuperare pot fi clasificate și particularizate în funcție de afecțiunea căreia îi sunt destinate, tipul de recuperare aplicat.

3.2.1 Exoscheleți

În termeni generali, un exoschelet (orteză) reprezintă un dispozitiv aplicat pe o parte a corpului (membre inferioare sau superioare) cu scopul de a îmbunătăți starea funcțională a unei articulații, de a corecta (trata) unele disfuncții sau sprijini și asista anumite mișcări, cum ar fi: mersul, urcatul/coborâtul scărilor, ridicarea de pe scaun, etc.

Sistemele au fost concepute pe baza caracteristicilor antropometrice ale segmentelor corporale umane, pentru a facilita fixarea externă a acestora pe unul din membre. Inițial, acest tip de sisteme a fost destinat altor aplicații (Zoss și colab., 2005), însă, în prezent, sunt recunoscute și acceptate ca fiind o alternativă modernă la recuperarea medicală. Pentru o funcționare corespunzătoare, cunoașterea anatomiei și biomecanicii membrelor pe care ortezele sunt aplicate este esențială (Dollar și Herr, 2008).

Multe studii raportate în literatură au la bază conceperea sau optimizarea structurilor de tip exoschelet. Astfel, s-au creat premisele apariției unui număr impresionant de dispozitive (Nikitczuk și colab., 2009), (Pratt și colab., 2004), (Sawicki și colab., 2009), (Ackermann și Cozman, 2009) cu scopul de a fi cât mai eficiente în recuperarea unei game diversificate de patologii ale membrului inferior. Sistemele dezvoltate pot fi totale (pentru toate articulațiile membrului) sau parțiale (concepute special pentru o singură articulație).

În funcție de capacitățile lor de asistare a terapiei, se pot distinge două categorii de exoscheleți: pasivi și activi. Sistemele pasive sunt utilizate în general pentru: a asigura stabilitatea în momentul transferului greutății corporale pe membrul respectiv, suportul și sprijinul monopodal, creșterea eficienței musculare, (Banala și colab., 2006). Orteza activă contribuie la realizarea mișcărilor din articulații și conform lui (Hillman, 2005) și (Cai și colab., 2011) prima orteză activă apare în anii 1960, cu scopul de a ajuta pacienții paralizați să-și miște picioarele, asigurându-le în același timp o posibilitate de recuperare.

Dispozitivele portabile (orteza sau exoschelet) sunt, în general, simplu de implementat și pot genera forțele necesare producerii mișcărilor de bază din articulații. Cel mai adesea, sunt realizate din elemente rigide și sunt acționate electric (cel mai frecvent), hidraulic sau pneumatic. Însă, cu toate acestea, în literatură sunt menționate câteva deficiențe, ce apar la interacțiunea dintre dispozitiv și pacient:

- Elementele rigide utilizate în construcția lor pot fi incomode pentru pacient, în special la contactul dintre piele și dispozitiv (dacă acestea sunt aplicate direct), iar frecările suplimentare apărute, pot provoca leziuni la nivelul suprafeței pielii.
- Forma și greutatea sistemului extern - acesta trebuie să fie cât mai ușor pentru a le permite pacienților să se deplaseze cu ușurință. Alegerea unor materiale adecvate, pentru a fi utilizate în construcția ortezelor și protezelor a făcut și obiectul de studiu al unor cercetători ca (Herr și Kornblu, 2004), (Jardim și Siqueira, 2009).
- Alinierea necorespunzătoare dintre articulația umană și orteză - problemă semnalată și de (Stienen și Hekman, 2009), (Jarrasse și Morel, 2009).
- Incapacitatea sistemelor de monitorizare în timp real a reacției pacientului și a procesului de recuperare.
- La unele dispozitive controlul forțelor este deficitar, iar consecința directă se reflectă asupra pacientului. Spre exemplu, aplicarea unei forțe excesive și imposibilitatea ajustării acesteia în timp real, poate aduce membrul inferior într-o poziție forțată de hiperextensie.
- Ortezele totale (complete) ce implică și mișcarea simultană a celorlalte articulații ale membrului inferior, nu permit exerciții individualizate pentru o singură articulație. Această limitare face dificilă diagnosticarea, tratamentul și evaluarea procesului recuperativ al unei articulații (Cai și colab., 2011).

Plecând de la aceste aspecte amintite, unele studii din literatură (Fleischer și Hommel, 2008), (Sawicki și Ferris, 2009), (Mavroidis și colab., 2005) s-au axat pe introducerea unor tehnici speciale de monitorizare a mișcării active, de evaluare a forțelor aplicate, strategii de control pentru interacțiunea dintre pacient și sistemul portabil.

Dispozitivul conceput de (Mavroidis și colab., 2005), prezentat în Fig 3.1, este unul complex și destinat recuperării medicale a unor multiple afecțiuni ale genunchiului, asigurând mișcare pasivă sau activă asistată (pentru primele două săptămâni după intervenția chirurgicală).

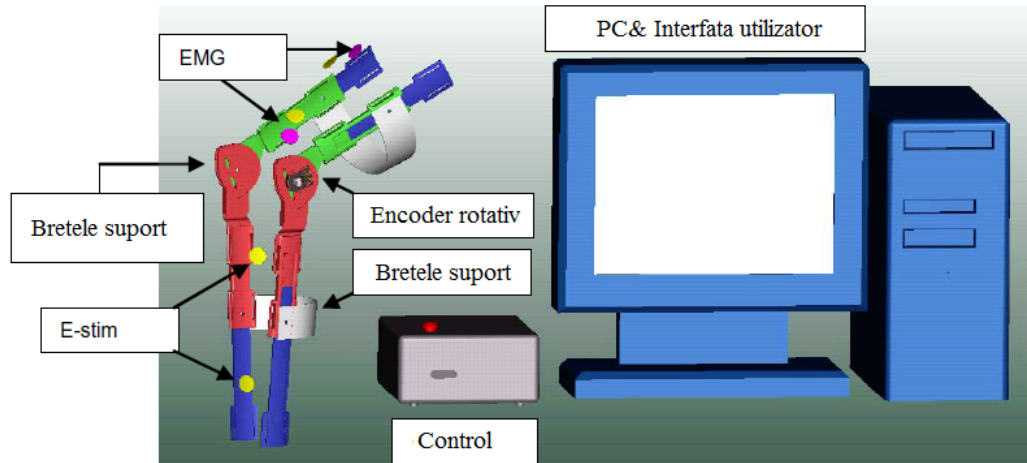


Fig. 3.1 Orteză (Mavroidis și colab., 2005)

Sistemul are încorporat o unitate EMG și una E-Stim (stimulare electrică) utilă pentru activarea grupelor musculare din jurul genunchiului responsabile de mișcarea articulației, fără ca pacientul să depună vreun efort. Aceste două unități permit îmbunătățirea recuperării neuromotorii pentru mușchii atrofiați. Introducerea acestora, alături de encoderul rotativ, face posibilă monitorizarea progresului recuperativ al pacientului, prin intermediul calculatorului și al unei interfețe grafice de control ce permite și afișarea răspunsului sistemului.

Implementarea tehnicii electromiografiei și a controlului mioelectric pe unele sisteme de recuperare a mai fost abordată de (Fleischer și colab., 2004), (Kawamoto și colab., 2003), (Rosen și colab., 2001), (Ferris și colab., 2006).

Proiectul realizat de (Sawicki și Ferris, 2009) se referă la o orteză ușoară (2.9 ± 1.3 kg) și compactă, dezvoltată pentru sistemul anatomic genunchi - gleznă - picior (KAFO), ce acționează prin intermediul mușchilor artificiali pneumatici. Autorii testează performanțele mecanice ale prototipului prezentat în Fig. 3.2, în timpul locomoției.

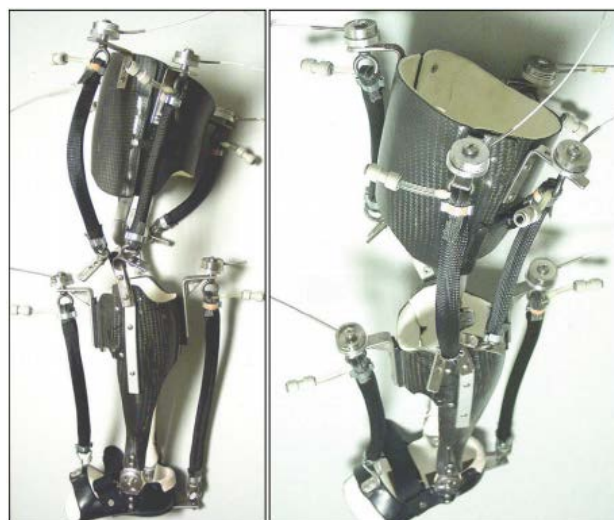


Fig. 3.2 Orteză (Sawicki și Ferris, 2009)

Materialele utilizate în construcția ortezei sunt: polipropilenă (pentru zona de fixare a piciorului) și fibră de carbon (pentru coapsă și gambă). Articulațiile de tip balama permit flexia dorsală și plantară a gleznei, dar și flexia - extensia genunchiului.

Orteza utilizează șase mușchi artificiali pneumatici (câte unul pentru fiecare flexie a gleznei și câte doi pentru flexorii, respectiv extensorii genunchiului), ce sunt controlați pe baza semnalelor electromiografice (EMG) și mioelectrice. Această modalitate de control furnizează informații privind mușchii contractați, durata și amplitudinea forței dezvoltate.

Acționarea pneumatică a fost adoptată și în construcția ortezelor realizate de (Luna și colab., 2008), (Belforte și colab., 2001), (Knestel și colab., 2008).

Autorii (Aguirre-Ollinger și colab., 2011) propun o structură de tip exoschelet (Fig. 3.3.a, 3.3.b) capabilă să crească ușurința de realizare a mișcării de flexie - extensie. Dispozitivul este utilizat cu scopul de a investiga efectele dinamicii exoscheletului asupra cinematicii piciorului, în mișcarea de balansare (legănare), specifică mersului. Utilizând dispozitivul la diferite viteze de mișcare, membrul inferior se comportă ca un pendul ce oscilează în jurul frecvenței naturale proprii. Deoarece majoritatea structurilor de tip exoschelet existente în literatură tind să reducă frecvența naturală de oscilare a piciorului, autorii propun o metodă de control bazată pe compensarea inerției ortezei, astfel încât, aceasta să nu împiedice mișcarea naturală a utilizatorului.

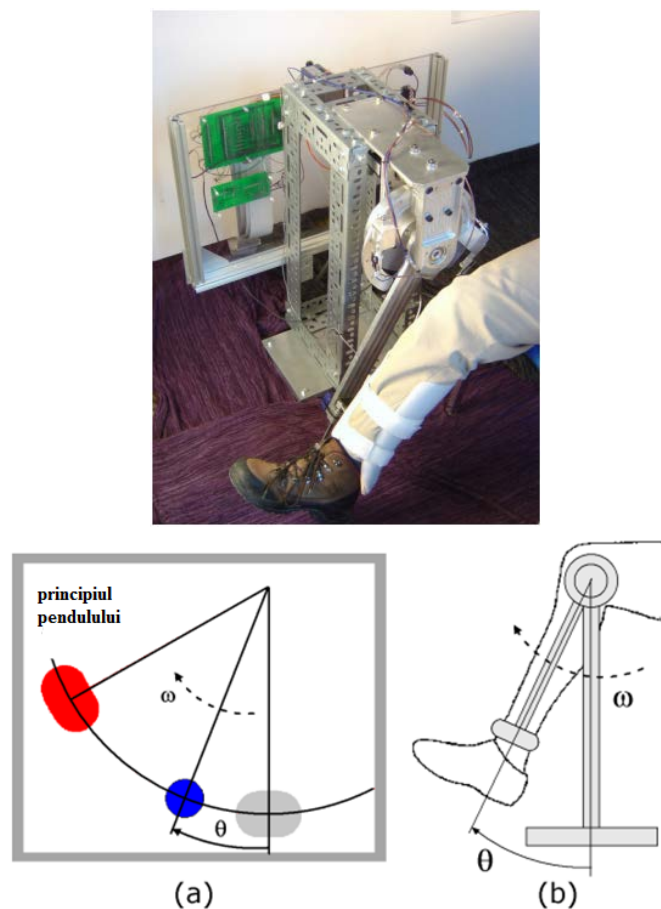


Fig. 3.3 Orteză (Aguirre-Ollinger și colab., 2011)

3.2.2 Platforme pentru recuperarea locomoției

Conceperea unor platforme care să asigure reeducarea mersului, restabilirea funcției locomotorii sau crearea senzației de mers, a făcut obiectul de studiu și pentru (Iwatta și Yoshida, 1999), (Wang și colab., 2003), (Miyasato, 2000), (Christensen și colab., 2000).

Aceste sisteme se pretează a fi utilizate în recuperarea pacienților ce au suferit accidente cerebrale sau leziuni la nivelul măduvii spinării, accidente ce afectează implicit funcția locomotorie (De Leon și colab., 2002), (Volpe și colab., 2000), (Reinkensmeyer și colab., 2004), (Schmidt și colab., 2002).

Dispozitivele de acest gen sunt frecvent utilizate în clinici, în condițiile în care incidența atacurilor cerebrale crește în rândul populației (The World Health Report, 2011). Conform lui (Jorgensen și Nakayama, 1995), imediat după producerea accidentului vascular, doar 37% din supraviețuitori sunt capabili să meargă și 21% din pacienții cu pareze ușoare își mai redobândesc funcția locomotorie (Wandel și colab., 2000). Consecințele negative ale accidentelor cerebrale asupra membrului inferior se referă la: imposibilitatea de mișcare, pierderea mobilității, instabilitate, spasticitate, slăbiciune musculară, etc.

Utilizarea sistemelor de recuperare a locomoției, îi permit pacientului (ce este menținut în poziție verticală cu ajutorul unor curele), să meargă normal pe o suprafață mobilă ce se mișcă în direcția opusă celei de mers (Kommu, 2007). Înclinarea platformei (în cazul sistemului Sarcos) între $+14^\circ$ până la -5.4° , îi permite pacientului să simuleze urcarea unei rampe.

Dintre aspectele pozitive ale platformelor de reeducare a mersului sau de creare a senzației de mers, se pot menționa: asigură mișcarea pasivă, permit efectuarea mișcărilor normale efectuate de o persoană în orice activitate zilnică, au o construcție simplă.

Există însă și unele deficiențe ce trebuiesc îmbunătățite, cum ar fi:

- Sistemele trebuie să se miște în concordanță cu limitele fiziologice de mișcare ale pacientului (prevenirea unor noi posibile accidentări sau agravări a bolii);
- Gabaritul acestora le limitează doar la utilizarea în clinici de recuperare (reducerea dimensiunilor acestui sistem ar permite utilizarea lor și la domiciliul pacientului);
- Prezența fizioterapeutului este necesară;
- Actuatorii hidraulici din componența unor astfel de sisteme nu sunt recomandați a fi utilizați în scopuri medicale, deoarece sunt greu de întreținut și controlat (deși ei pot asigura balansarea greutateii corporale a pacienților);
- În ceea ce privește interfața sistemului cu pacientul, dispozitivul ar trebui să nu constrângă mișcarea pacientului (nu este întotdeauna posibil), ci trebuie să îi permită să meargă “liber” în orice direcție, cu ce viteză dorește, etc;
- Probleme ce țin de incapacitatea sistemelor de a oferi informații privind progresul recuperativ al pacienților;

-
- Trebuie să aibă suprafața mobilă suficient de lungă pentru a forța/obliga pacientul să meargă cât mai mult.

Cele mai cunoscute platforme de recuperare a mersului sunt cele realizate de (Mankala și colab., 2009), (Veneman și colab., 2007), (Reinkensmeyer și colab., 2006), (Hesse și Uhlenbrock, 2000), (Schmidt și colab., 2007) însă unul dintre cele mai utilizate sisteme este cel realizat în Elveția, de Gery Colombo și colaboratorii săi în anul 2000. În prezent, sistemul LOKOMAT prezentat în Fig. 3.4 se regăsește în peste 130 de centre de reabilitare din lume.



Fig. 3.4 Sistem LOKOMAT (Colombo, 2000)

Sistemul este destinat în special pacienților ce au suferit accidente cerebrale și care au rămas cu semiparalizii, însă acesta poate fi utilizat și pentru redobândirea mobilității unor articulații ce au fost implicate în accidentări locale. Platforma Lokomat conține două orteze și o suprafață mobilă, pe fiecare orteză fiind implementați senzorii de forță și de poziție, pentru măsurarea deplasărilor unghiulare și cuplul dezvoltat la nivelul articulațiilor. Principalul avantaj al utilizării acestui sistem îl constituie faptul că acesta asigură locomoția, implicând în același timp toate articulațiile principale ale membrului inferior. Câteva dintre limitările acestui dispozitiv se referă la faptul că: poate fi utilizat doar în clinici (în special datorită dimensiunilor acestuia), recuperarea medicală se realizează numai în prezența unuia sau a mai multor fizioterapeuți (pentru a ghida picioarele pacienților de-a lungul benzii orizontale), iar durata ședinței de recuperare depinde de starea de oboseală a fizioterapeutului (Mankala și colab., 2009), (Behrman și Harkema, 2000), (Dobkin și colab., 2006).

3.2.3 Sisteme comerciale pentru mișcarea pasivă

Conceptul de mișcare pasivă a fost introdus prima oară în 1970 de (Salter și Simmonds, 1980). Autorii dezvoltă un dispozitiv care să asigure mișcarea pasivă continuă, iar după câteva teste pe un iepure, observă că sistemul este eficient pentru îmbunătățirea imperfecțiunilor din cartilajul articular și a fracturilor intraarticulare. Principiul de aplicare a acestei mișcări asupra pacienților a fost studiat și de (O'Driscoll și Giori, 2000).

Multe studii existente în literatură prezintă rolul și importanța utilizării unor astfel de sisteme pentru recuperarea unor disfuncții articulare, precum și efectele aplicării acestora asupra pacienților. Recuperarea fizică prin tehnica aplicării mișcării pasive este însă controversată, unii autori o recomandă Johnson (1990), Harms și Engstrom (1991) ca metodă de recuperare, iar alții precum Nielson și colab. (1988), Kumar și colab. (1996), Pope și colab. (1997) consideră că folosirea dispozitivelor pentru asigurarea mișcării pasive nu aduce nici un beneficiu semnificativ recuperării articulațiilor umane.

Însă, cu toate acestea, sistemele pentru recuperarea mișcării pasive au continuat să se dezvolte, existând în prezent numeroase sisteme comerciale (Chattanooga Group, OptiFlex³), (Otto Bock, 480 E PRO Knee CPM), (Medcom Group, Kinetec), (Ormed, Artromot), (The Furniss Corporation, 1850 Knee CPM), ce sunt utilizate deja în multe centre de recuperare cu scopul de a ajuta pacienții să își redobândească mobilitatea unor articulații (genunchiului, cotului, șoldului, gleznei, etc).

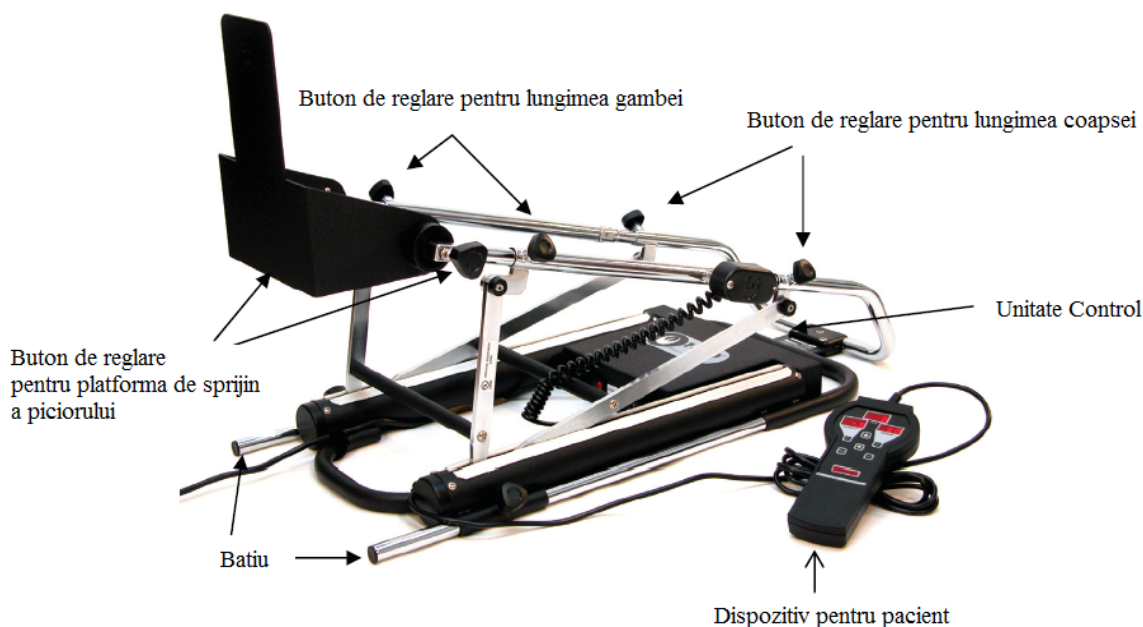


Fig.3.5 Dispozitiv pentru mișcare pasivă Knee Phoenix CPM

Sistemul Knee Phoenix CPM (Fig. 3.5) produs de firma The Furniss Corporation LTD, este destinat exercițiilor de redobândire a mișcării pasive a unei articulații (genunchi, șold) și refacerea mobilității acesteia. Dispozitivul asigură mișcarea de flexie în domeniul 0°-110° și

cea de extensie între -5 până la 105 grade. Pacientul are posibilitatea să își selecteze manual amplitudinea de mișcare (flexie - extensie), viteza sau durata de realizare a terapiei prin intermediul unui dispozitiv special. Câteva dintre avantajele pe care le oferă în timpul terapiei sunt: menține un domeniu larg de mișcare; îmbunătățește starea cartilajului articular, a ligamentelor și tendoanelor; previne apariția artrozei generată de uzura ce intervine la nivelul articulației și care contribuie la creșterea rigidității articulare; reduce durerea instalată la nivelul articulației; poate fi utilizat și după intervenții chirurgicale în zona genunchiului; datorită design-ului ce nu pune în pericol starea pacientului, poate fi utilizat și acasă.

Sistemele comerciale, ca și cel prezentat, au marele dezavantaj că nu asigură mișcarea activă, sunt incapabile să urmărească reacțiile și evoluția recuperativă a pacientului și sunt, în general, foarte scumpe. De aceea este necesar un sistem complex care să integreze și posibilitatea de realizare a mișcării active, dar și să monitorizeze progresul pacientului.

3.2.4 Sisteme pentru mișcarea activă

În mișcarea activă pacientul poate interveni voluntar pentru realizarea unor mișcări. Această mișcare este extrem de importantă pentru a evalua gradul de recuperare al acestuia. Practic, după ce pacientul a fost recuperat pasiv (faza de început a terapiei fizice de reabilitare) în momentul în care acesta poate să realizeze anumite mișcări, se poate aplica tehnica recuperării mișcării active. În această tehnică, manevrele de întărire a activității musculare sunt esențiale și se pot aplica următoarele tipuri de exerciții:

- **exerciții active asistate**- exerciții de contrabalansare a membrului cu greutate atașate pe picior sau fără (în acest caz balansul este generat de greutatea proprie a tibiei)
- **exerciții active**- exercițiile voluntare ale pacientului ce pot fi: statice, kinetice, isokinetice. Exercițiile statice (isometrice) se referă la o contracție împotriva unei rezistențe (obstacol) fixe, pentru un unghi prestabilit de flexie. Exercițiile cinetice (isometrice), descriu posibilitatea pacientului de a mișca rezistența (obstacolul), pe un anumit domeniu de mișcare. În timpul acestora, nu se produce nici o modificare a unghiului din articulație. Exercițiile isokinetice sunt realizate în general cu ajutorul unor sisteme specializate ce facilitează creșterea rezistenței musculare într-o mișcare constantă a membrului.

Numeroase studii (Miyaguchi și colab., 2003), (Topp și colab., 2002), au arătat că exercițiile de întărire musculară (de rezistență musculară) au efecte pozitive asupra recuperării medicale a unei articulații disfuncționale, pentru îmbunătățirea mobilității și stabilității articulațiilor, reducerea durerii, eficiența lor pentru pacienții cu artrită reumatoidă sau artoză (Vlieland, 2003), (Huang și colab., 2003), (Stevens și colab., 2003).

Sistemul produs de (Lubken și colab., 2006) care se regăsește pe piață, este unul din sistemele ce asigură recuperarea mișcării active a genunchiului. Prototipul dezvoltat conține

un sistem mecanic asemănător unei biciclete, ce poate limita mișcarea, astfel încât să îi permită pacientului să intervină voluntar în acționarea pedalelor.

Proiectul dezvoltat de (Bradley și colab., 2009) este eficient în recuperarea mișcării de flexie-extensie a genunchiului și a șoldului realizând în același timp și exerciții active, pasive, rezistive. Un alt sistem, Multi-Iso conceput de (Moughamir, 2002) este utilizat doar în recuperarea mișcării de flexie-extensie a genunchiului și oferă posibilitatea unor exerciții active, pasive, rezistive, întocmai ca și sistemul NeXOS. Acesta utilizează metode clasice de control a vitezei, forței, poziției, însă sunt dezvoltate cu tehnici de control fuzzy.

3.2.5 Sisteme mecatronice hibride

Sistemul mecatronic hibrid definește un sistem capabil să-i asigure pacientului, atât mișcarea pasivă, cât și cea activă, devenind astfel cel mai complet dispozitiv de recuperare.

Această categorie de sisteme reprezintă o tehnologie modernă și cea mai recentă cercetare în domeniul dezvoltării sistemelor de recuperare medicală, devenind o tendință nouă și de actualitate, spre care mulți cercetători se îndreaptă. De menționat este faptul că dispozitivele de acest tip se regăsesc și sunt prezentate în literatură, într-un număr mult mai restrâns (Bradley și colab., 2009), (Bradley și colab., 2000), (Van der Loos, 2004), (Moughamir și colab., 2002), (REHAROB, 2008), comparativ cu celelalte categorii de sisteme de recuperare.

În anul 2007 cercetătorii (Kamnik și Bajd, 2007) implementează un sistem special conceput pentru a ajuta persoanele cu dizabilități locomotorii să realizeze manevra de așezare - ridicare (de pe un scaun) și este acționat prin intermediul unui servosistem electrohidraulic. Proiectul realizat de (Wongnangam și colab., 2008) se referă la un dispozitiv capabil să asigure mișcarea pasivă și activă, pacienților cu proteze totale de genunchi.

Sistemul conceput de (Dong și colab., 2006) este destinat pacienților cu afecțiuni neuromusculare sau celor ce au suferit diferite accidentări la nivelul membrului. Acesta este capabil să asigure o rezistență pasivă, astfel încât să îi permită pacientului să intervină activ în terapia de recuperare, prin contracția musculară. Dispozitivul este eficient în realizarea exercițiilor de mobilitate articulară și întărire a forței musculare.

În anul 2009 (Akdoğan și colab., 2009) propune o structură robotică de tip manipulator pentru executarea mișcării de flexie - extensie a genunchiului. Dispozitivul este acționat electric, în timp ce senzorii de forță și poziție implementați în sistem oferă informații necesare controlului dispozitivului, precum și posibilitatea de urmărire a reacțiilor pacientului pe parcursul terapiei.

În același an, se dezvoltă și proiectul lui Hung Ho și colaboratorii (2009), prezentat în Fig. 3.6, ce este realizat plecând de la varianta comercială a sistemului Artromot.

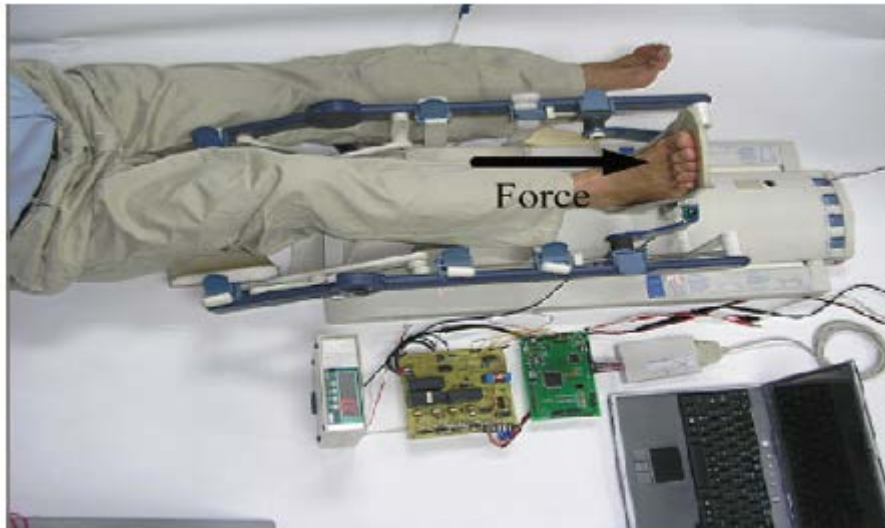


Fig.3.6 Sistem mecatronic hibrid (Hung Ho și colab., 2009)

Optimizarea sistemului comercial în scopul obținerii și a mișcării active s-a realizat prin introducerea unui controller, ce permite un algoritm de control evoluat (logica fuzzy). Sistemul este controlat astfel încât motorul electric din componența acestuia să dezvolte o forță rezistentă, ce trebuie să se opună forței aplicate de pacient asupra suportului de fixare a piciorului. Pe acest suport se găsesc implementați senzori de forță, iar deplasările sunt monitorizate prin intermediul unui potențiomtru. În acest sens, dispozitivul este capabil să realizeze ambele tipuri de mișcări necesare unei terapii reușite, oferă posibilitatea de observare a performanțelor pacientului, însă forțele musculare dezvoltate în timpul intervenției voluntare a pacientului nu sunt evidențiate.

3.3 Concluzii

Evaluarea critică a literaturii existente demonstrează că sistemele mecatronice sunt frecvent utilizate, în domeniul recuperării medicale, pentru o multitudine de aplicații.

Analiza cercetărilor în domeniu evidențiază o varietate de abordări constructive și tehnologii avansate ce sunt adaptate și utilizate în construcția unor astfel de dispozitive. Deasemenea, s-a putut distinge clar că sistemele sunt concepute în concordanță cu afecțiunile ce se doresc a fi recuperate și că unele procese de reabilitare fizică sunt intensive și de durată.

Cu toate acestea, indiferent de tipul patologiei, sistemele trebuie să satisfacă câteva cerințe minime, necesare în orice tehnică de recuperare medicală și anume: să asiste persoanele cu afecțiuni pentru că acestea să își poată relua într-un timp cât mai scurt activitățile curente; să asigure redobândirea mobilității articulare și a activității musculare.

Pe baza studierii literaturii existente, se poate spune că utilizarea sistemelor mecatronice, ca alternativă modernă la recuperarea medicală clasică, este extrem de benefică. Cu toate acestea, dispozitivele nu sunt utilizate pe scară largă, iar introducerea acestora în

clinicile de recuperare și cabinetele medicilor este limitată de unele deficiențe și probleme tehnice majore:

- probleme ce apar la interacțiunea dintre pacient și sistemul de recuperare (se cunoaște faptul că în timpul terapiei, pacientul este conectat direct la dispozitivul de recuperare);
- absența unor măsuri suplimentare de control pentru garantarea siguranței pacientului în timpul ședinței de recuperare;
- unele dispozitive sunt incapabile de a realiza mișcările în concordanță cu limitele fiziologice de mișcare ale pacientului (nerespectarea cerințelor anatomice și biomecanice), ajungând astfel să constrângă mișcarea în loc să o recupereze;
- lipsa unor protocoale de comunicare și afișare în timp real a reacției pacientului la tehnica de recuperare aplicată, precum și de monitorizare a progresului recuperativ al acestuia;
- individualizarea unor sisteme pentru o singură patologie, respectiv un singur membru inferior, pe baza diagnosticului primit și a recomandărilor furnizate de medici;
- imposibilitatea reefectuării, de către pacient, a unor ședințe de recuperare la domiciliu (în general, acestea se efectuează numai în clinici și cu prezența fizioterapeutului);
- la unele dispozitive, controlul forțelor este deficitar, iar consecința directă se reflectă asupra pacientului. Spre exemplu, aplicarea unei forțe excesive și imposibilitatea ajustării acesteia în timp real, poate aduce membrul inferior într-o poziție forțată de hiperextensie.
- incapacitatea acestora de a gestiona unele situații critice apărute în timpul terapiei (de natură tehnică) sau modificări ce țin de starea funcțională a pacientului. Este cunoscut faptul că, în timpul procesului de recuperare, uneori, pacienții au o tendință să își miște brusc picioarele, ca urmare a unor reflexe spontane. Un astfel de reflex, apărut în timpul utilizării sistemului, poate forța piciorul să se deplaseze peste amplitudinea lui maximă de mișcare, generându-i leziuni suplimentare la nivelul celorlalte elemente din structura articulației (ligamente, tendoane, întinderi musculare, etc).
- interfețe complicate de operare/comandă (deoarece sistemele se adresează în exclusivitate pacienților, medicilor, fizioterapeuților și nu specialiștilor din domeniul tehnic, este necesară o interfață cât mai simplă și prietenoasă).
- lipsa unor sisteme care să permită monitorizarea semnelor vitale ale pacientului;
- unele aspecte constructive ale unor sisteme de recuperare (materiale inadecvate utilizate în construcția lor; forma și dimensiunile de gabarit) fac dificilă manevrarea acestora.

Pentru rezolvarea acestor dificultăți cu care se confruntă sistemele de recuperare medicală, este necesară utilizarea unor metode speciale de control, care să-i garanteze recuperarea medicală și să îi mențină siguranța pe toată perioada în care acesta utilizează sistemul.

Efectuarea unui control, în condiții optime, impune alegerea celui mai adecvat tip de acționare, dar și a unor algoritmi evaluați de control. Acționarea electrică este cea mai bună

soluție și este recomandată în aplicațiile medicale, iar o comandă a sistemului cu tensiuni mici (+5V, 12V) ar garanta siguranța pacientului.

Utilizarea unor controllere avansate cu posibilitate de comunicare în timp real, ar putea conduce la îmbunătățirea preciziei de funcționare a sistemului, dar ar permite și obținerea unui “feedback” din partea pacientului. În acest fel se stabilește o “comunicare” directă și o interfață “prietenosă” între sistem și pacient, ce îi permite acestuia să își monitorizeze și evalueze progresul terapiei.

După cum se poate observa din literatura existentă, un sistem care asigură doar un anumit tip de mișcare, nu este suficient de eficient pentru obținerea unei recuperări totale. Cel mai complet și eficient rămâne sistemul mecatronic hibrid, deși prezintă și acesta unele deficiențe ce trebuiesc perfecționate.

Deși literatura actuală remarcă o multitudine de sisteme utilizate în recuperarea medicală, se poate spune că, momentan încă nu există un sistem care să satisfacă în totalitate nevoia de recuperare a pacientului și care să nu se confrunte cu toate problemele tehnice menționate anterior.

În consecință, conceperea, dezvoltarea și implementarea unui prototip original de sistem biomecatronic flexibil și adaptabil la nevoile pacientului este justificată și va face obiectul de studiu al acestei lucrări. Acesta va fi destinat recuperării unei game diversificate de patologii ale membrului inferior (în special pentru articulația genunchiului).



CAPITOLUL 4

Contribuții privind conceperea și dezvoltarea sistemului mecatronic hibrid destinat recuperării medicale a articulației genunchiului

4.1 Motivația constructivă

4.2 Arhitectura generală a sistemului mecatronic dezvoltat

4.3 Conceperea sistemului mecatronic hibrid

4.4 Dezvoltarea fizică a sistemului mecatronic prin integrare constructivă

4.5 Comanda și controlul sistemului mecatronic

4.6 Concluzii

4.1 Motivația constructivă

Motivația care a stat la baza conceperii unui sistem de recuperare, nou și original, pentru recuperarea medicală a articulației genunchiului, a fost bazată pe cerințele medicilor ortopezi de a avea un sistem complex și capabil să asigure o recuperare totală a pacienților. De asemenea, aceștia semnalează o incidență crescută a accidentărilor de la nivelul membrului inferior ce conduc, în general, la pierderea temporară a funcției locomotorii.

După tratarea acestora din punct de vedere medical, recuperarea fizică a capacităților funcționale pierdute temporar ale articulației genunchiului, mușchilor, tendoanelor și ligamentelor, este foarte importantă. Ședințele de terapie fizică sunt de obicei realizate de fizioterapeuți sau de unele sisteme comerciale ce asigură recuperarea pasivă, recuperarea completă fiind un proces îndelungat și continuu. Aceasta presupune: “reeducarea” funcțională a genunchiului ce implică realizarea mișcării de flexie și extensie (într-un mod de recuperare pasiv și activ); refacerea mobilității articulare; restabilirea domeniului de mișcare în concordanță cu limitele fiziologice ale pacientului; îmbunătățirea stării cartilajului articular, a ligamentelor și tendoanelor, creșterea rezistenței musculare, etc.

De cele mai multe ori, numărul mare de pacienți ce solicită ajutorul fizioterapeuților, le creează acestora un volum imens de lucru, uneori fiind de-a dreptul depășiți de situație.

Dorința de reluare, într-un timp cât mai scurt, a activităților cotidiene ale oamenilor și sportivilor, a încurajat dezvoltarea sistemelor de recuperare, capabile să facă legătura între pacient – medic-fizioterapeut. Însă, în urma utilizării unor sisteme comerciale deja existente, rezultatul obținut nu s-a ridicat la nivelul așteptărilor medicilor, aceștia au fost foarte critici cu

acestea, și au sesizat o serie de aspecte ce trebuiesc îmbunătățite, pentru a obține o recuperare medicală de succes. Aceștia informează că, la momentul actual, clinicile și spitale se confruntă cu o “criză” a unor sisteme ce pot asigura o recuperare medicală completă, care ar fi extrem de benefice pentru toate părțile implicate direct în recuperarea medicală.

Pe de altă parte, nici analiza stadiului actual al cercetărilor în domeniu nu evidențiază existența unui sistem care să satisfacă în totalitate nevoia de recuperare a pacientului.

Plecând de la aceste premise, s-a creat motivația de a studia în amănunt posibilitățile de reabilitare fizică cu ajutorul unui sistem biomecatronic destinat următoarelor tipuri de patologii: entorse; ligamentoplastii; fracturi în vecinătatea articulației; fracturi ale rotulei sau platoului tibial; șold operat; endoproteză de genunchi.

Plecând de la obiectivul general al tezei, pentru realizarea sistemului mecatronic de recuperare s-au luat în calcul o serie de elemente constructive și funcționale, stabilindu-se astfel etapele de proiectare, conform diagramei din Fig. 4.1:

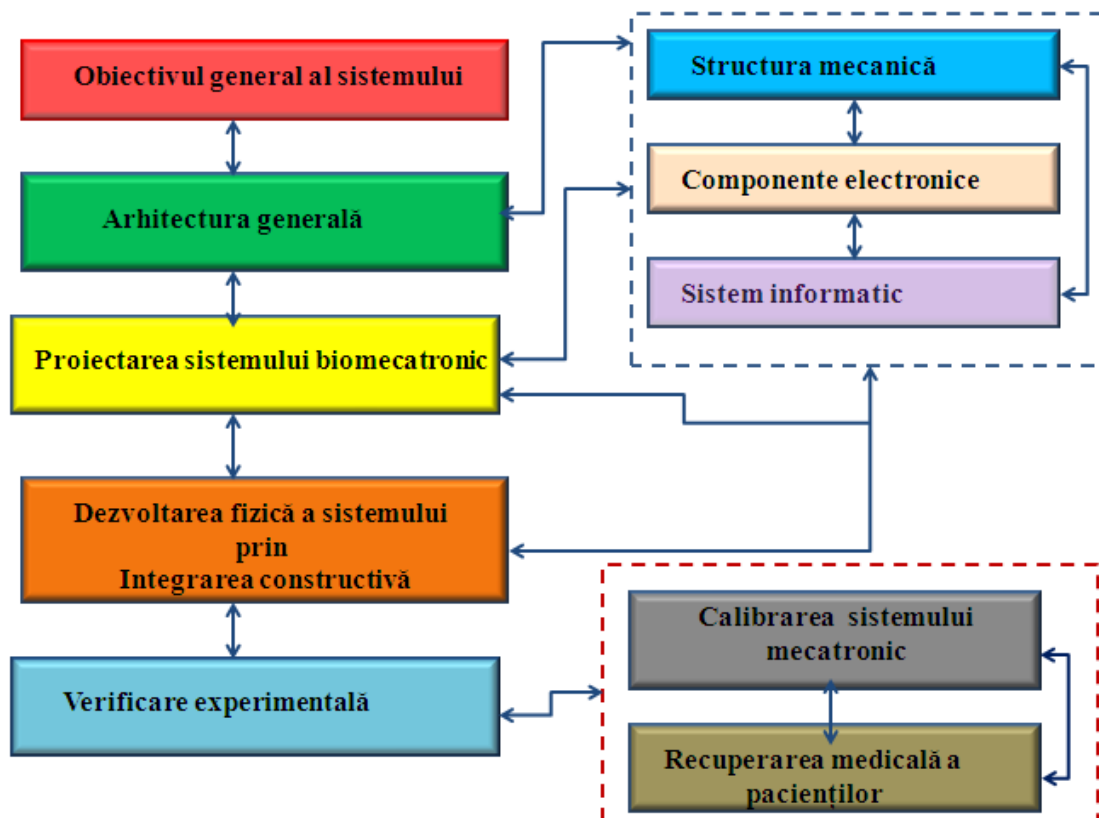
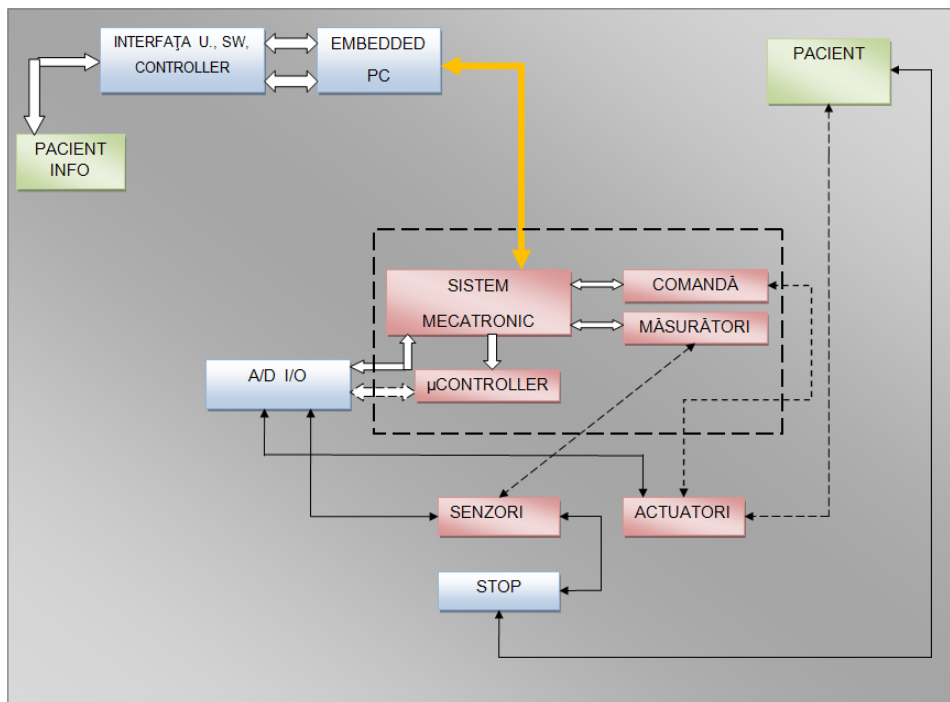


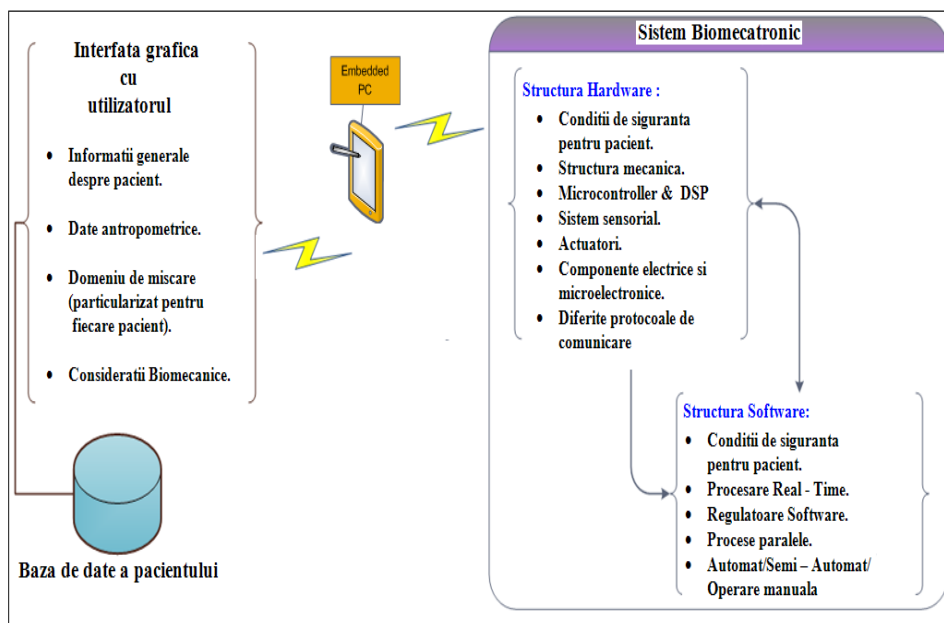
Fig. 4.1 Etapele de proiectare ale sistemului mecatronic hibrid

4.2 Arhitectura generală a sistemului mecatronic dezvoltat

Sistemul mecatronic de recuperare medicală a membrului inferior ce a fost propus și implementat fizic conține o componentă hardware, una software și partea de comunicare cu calculatorul, forma generală a acestuia fiind prezentată în Fig. 4.2.



a.



b.

Fig. 4.2 Arhitectura sistemului mecatronic dezvoltat:
a. schema generală; b. interfața grafică cu utilizatorul

Structura hardware a sistemului conține următoarele elemente: structura mecanică, microcontroller, sistemul senzorial, actuatorii, componente electrice și microelectronice, și diferite protocoale de comunicație cu structura software.

La nivelul structurii software se regăsesc implementate criteriile privind siguranța pacientului, secvențe de răspuns în timp real, regulate software, dar și trei posibilități de oprire a sistemului: automată, semiautomată și manuală.

Interfața grafică cu utilizatorul se prezintă sub forma unui display ce conține câteva dintre informațiile de bază ale pacientului: datele antropometrice (sex, vârstă, înălțime, greutate corporală), domeniul de mișcare particularizat pentru fiecare pacient în parte, considerații biomecanice, permițând și afișarea informațiilor privind starea pacientului. Această bază de date va fi regăsită și în calculator, utilizat pentru memorări de date, prelucrări și procesări.

Sistemul dezvoltat, a fost gândit astfel încât să asigure mișcarea principală din articulația genunchiului, și anume flexia - extensia. Un alt criteriu important de care s-a ținut cont se referă la condițiile de siguranță pentru pacient. Pentru a evita alte posibile accidentări ale pacientului, de exemplu, când sistemul aplică o forță mai mare pentru a realiza o mișcare de flexie sau extensie, s-au stabilit următoarele criterii:

- Forțele musculare ale principalilor mușchi responsabili de mișcările genunchiului, vor fi măsurate în timp ce pacientul realizează terapia, cu ajutorul sistemului. Astfel că pentru o anumită valoare a forței, sistemul mecatronic trebuie să știe să aplice o forță mai mică sau cel puțin egală cu cea măsurată prin intermediul electromiografiei, pentru a evita alte posibile accidentări.
- Se vor realiza două limitări: una la nivel hardware și una la nivel software. Limitarea de la nivel hardware ține de construcția sistemului și de prezența butonului de siguranță, iar cele de la nivel software se stabilesc prin linii de program, ce oferă cele trei posibilități de oprire amintite mai sus.

Informațiile despre pacient sunt transmise calculatorului și apoi sistemului mecatronic prin protocoalele de comunicație. La nivelul sistemului mecatronic se poate lua următoarea decizie: se activează blocul de comandă prin intermediul actuatorilor ce vor genera forța necesară mișcării membrului pacientului, urmând apoi activarea blocului de măsurători, pe baza informațiilor provenite de la senzori. Comanda și controlul actuatorilor se face prin intermediul microcontroller-ului, ce poate avea intrări și ieșiri analogice sau digitale. Prin utilizarea algoritmilor evoluți de control alături de senzori, se va dezvolta posibilitatea sistemului de putea urmări reacțiile pacientului, de a ști când să alterneze mișcările (pasivă-activă și invers), să schimbe domeniul de mișcare prin aplicarea unei forțe mai mari sau mai mici, în funcție de necesitatea pacientului.

Avantajele utilizării unui astfel de sistem mecatronic constau în următoarele: sunt ușor adaptabile, pot fi folosite individual, nu mai necesită prezența fizioterapeutului, va asigura atât mișcarea pasivă cât și cea activă, va permite exerciții repetitive.

4.3 Conceperea sistemului mecatronic hibrid

4.3.1 Componentele mecanice

Structura mecanică prezentată, a sistemului mecatronic, este una integrată, ce îmbină două sisteme care funcționează simultan, într-o singură formă compactă: un ansamblu bazat pe o transmisie șurub cu bile-piuliță și un mecanism articulat cu bare, de care se va fixa membrul inferior.

Ansamblul șurub cu bile-piuliță s-a utilizat deoarece s-a urmărit obținerea unei mișcări liniare. Deși existau mai multe mecanisme ce puteau fi utilizate în scopul obținerii acestei mișcări, s-a ales această soluție, din următoarele considerente: oferă cea mai bună posibilitate de control; coeficient de frecare mic; jocuri neglijabile; foarte utilizat în construcții de roboți industriali. Aceste avantaje recomandă ansamblul șurub-piuliță și în aplicațiile medicale, în special cele care vizează recuperarea mișcării de flexie-extensie a genunchiului, în defavoarea celorlalte mecanisme, cum ar fi:

- Bielă manivelă - brațul manivelei trebuie să fie mare; prezența jocurilor în cuple ce duc la șocuri; frecări pe ghidaje; control deficitar al mecanismului; la schimbarea direcției apar forțe ce nu pot fi controlate; control complicat; schimbarea sensului este dificilă;
- Cremaliera - frecări mari în ghidaje; construcția cremalierii este complicată; angrenarea nu este continuă (intrarea și ieșirea din angrenare este cu microșocuri);
- Cama spațială - mișcarea tachelului era imprimată de un cilindru cu canal; control dificil, la capăt de cursă s-ar fi putut produce un blocaj; încărcarea pe tachel putea genera blocarea întregului sistem.

Structură de tip orteză - s-a folosit cu scopul de a stabiliza membrul inferior pe tot parcursul terapiei de recuperare. Elementele flexibile și ajustabile din construcția acestuia se aliniază perfect la caracteristicile antropometrice ale pacientului, permițându-i acestuia să realizeze mișcări în limitele fiziologice.

O astfel de structură flexibilă a facilitat implementarea unor potențioetre, corespunzătoare fiecărei articulații implicate în mișcare, cu scopul de a urmări modificările succesive ale pozițiilor unghiulare, pe parcursul terapiei. Monitorizarea în timp real a pozițiilor unghiulare, este extrem de importantă pentru evaluarea progresului terapeutic al pacientului, reprezentând în același timp și un criteriu de începere și finalizare a recuperării medicale. Înainte de începerea recuperării, pacientului i se măsoară limita lui de mișcare.

4.3.2 Sistemul de acționare

Sistemul de acționare al sistemului mecatronic, prezentat în Fig. 4.3 este format dintr-o sursă de energie, un sistem de conversie a energiei electrice în energie mecanică (motor de curent continuu), un sistem de transmisie mecanică și o structură de control.

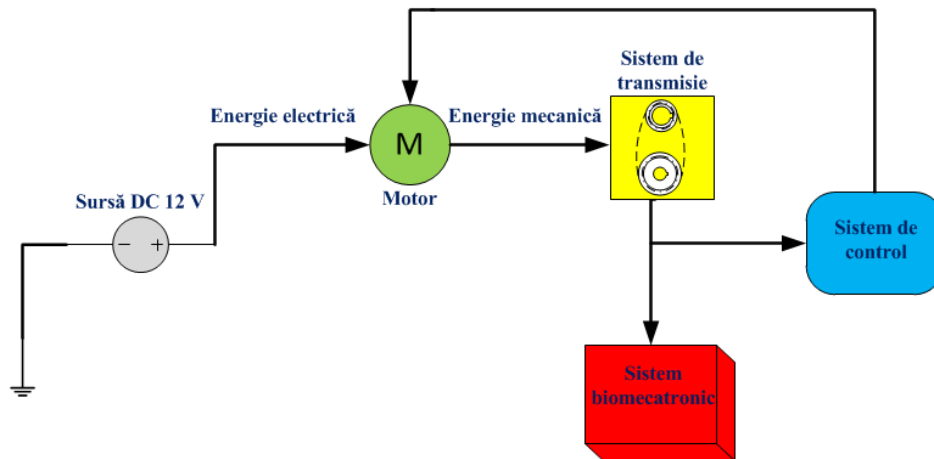


Fig. 4.3 Reprezentarea generală a sistemului de acționare

După cum se poate remarca, atât pentru dezvoltarea forțelor și momentelor, cât și pentru realizarea mișcărilor din sistemul biomecatronic, s-a optat pentru o acționare de tip electric, deși sistemele de acționare pot fi și pneumatice sau hidraulice.

Considerentele ce s-au avut în vedere în alegerea acționării electrice, au vizat în primul rând obținerea unui control precis, cu posibilitatea de reglare a vitezei în limite largi, performanță care o recomandă în orice aplicație medicală, mai ales pentru garantarea siguranței pacientului.

Transmisia mecanică de tip reductor cu roți dințate a fost folosită din următoarele motive: pentru a face legătura între actuator și elementele cinematice conducătoare (contribuie la punerea în mișcare atât a mecanismului articulat cu bare cât și a ansamblului șurub-piuliță); pentru conversia mișcării de translație de la ieșirea actuatorului în mișcarea de rotație; pentru a îmbunătăți caracteristicile motorului (cuplu, turație, etc). Transmisia prin curea s-a folosit pentru a face legătura dintre actuator și cupla acționată de motor.

4.3.3 Principiul de funcționare

În Fig. 4.4 este evidențiată schema cinematică a sistemului mecatronic dezvoltat. Acționarea este asigurată de un motor de curent continuu (10), care transmite mișcarea prin intermediul a două roți de curea cu dantură (7, 8, 9), ce pun în mișcare ansamblul șurub-piuliță (1, 2). Structura de tip orteză (3, 4) este acționată prin rotirea șurubului, care va deplasa înainte/înapoi piulița, generând astfel mișcarea de flexie a membrului inferior. De corpul piuliței se fixează un sistem de reazăm pentru picior.

Cursa piuliței pe șurub, asigură mișcarea piciorului pacientului și, implicit, mișcarea mecanismului cu bare atașat pe aceasta. Pe structura mecanică a ansamblului șurub cu bile-

piuliță s-au introdus două limitatoare de cursă care au dublu rol: pentru a evita distrugerea mecanismului (în cazul unei mișcări excesive a piuliței) și pentru siguranța pacientului (în momentul în care membrul inferior ajunge la capătul cursei). Cursa maximă de deplasare a piuliței pe șurub este de 350mm.

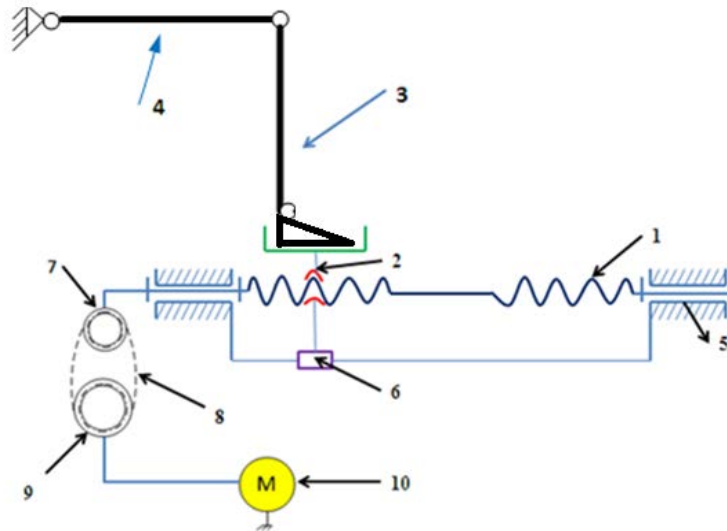


Fig. 4.4 Structura cinematică a sistemului mecatronic (1.șurub; 2. piuliță; 3, 4. elementele ortezei; 5. lagăre de rostogolire; 6. mecanism de ghidare; 7, 9. roți pentru transmisie prin curea; 8. curea dințată de transmisie; 10. motor)

Disponerea pacientului în raport cu sistemul dezvoltat este condiționată de așezarea acestuia pe un scaun pivotant (pe verticală), iar poziția inițială de începere a terapiei este cu genunchiul în flexie, cu un unghi de 90 de grade între coapsă și gambă.

Modelarea și simularea subsistemelor din componența ansamblului șurub-piuliță a fost necesară pentru a urmări comportamentul acestora, în condiții reale de funcționare. Pentru a modela structura mecanică, s-a utilizat programul CAD SolidWorks care a permis realizarea modelului tridimensional, plecând de la modelarea fiecărei componente a ansamblului. Software-ul poate genera și desenele de execuție ale ansamblului, direct din modelul tridimensional. În Fig. 4.5 este prezentată structura mecanică a ansamblului șurub cu bile-piuliță, modelată în SolidWorks.

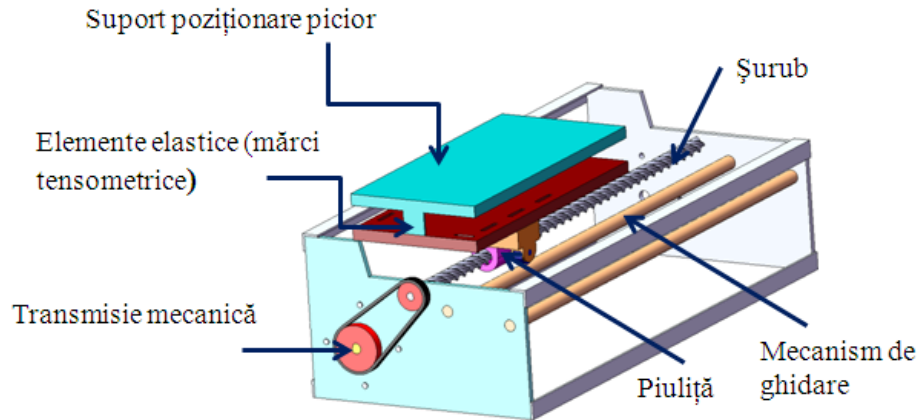


Fig. 4.5 Model tridimensional al ansamblului șurub cu bile –piuliță

4.3.4 Sistemul senzorial

Pentru a se putea preleva informații cu privire la momentul dezvoltat la nivelul genunchiului, dar și a monitorizării pozițiilor unghiulare ale pacientului în condiții dinamice (în timpul terapiei cu sistemul), s-a studiat posibilitatea implementării pe structura dispozitivului a următorilor senzori: senzori de presiune, traductoare piezoelectrice, potențiometre.

4.3.4.1. Senzori de presiune

Senzorii de presiune FSR (Force Sensing Resistor) utilizați sunt produși de firma Interlink Electronics (<http://www.interlinkelectronics.com>). Acest tip de senzori, descriși pe baza Fig.4.6., permit determinarea forței normale (încărcarea genunchiului). Cunoașterea acestei forțe este foarte importantă din punct de vedere al recuperării, fiind și o informație prețioasă pentru medici.

Se pot menționa câteva dintre performanțele acestora care îi recomandă în a fi utilizați în cadrul structurii sistemului biomecatronic: oferă o precizie a forței aplicate (cuprinsă între 0, 1N ÷ 100 N), însă aceasta poate fi modificată pentru fiecare senzor în funcție de aplicațiile în care este utilizat, putând ajunge și până la 50 kg; rezistenți; cost accesibil; simpli și ușor de utilizat; foarte subțiri: 0.45 mm și cu un diametru de 18 mm; pot funcționa în domeniul de temperatură : -30° ÷ +70°.

Senzorii sunt formați din două membrane, separate printr-un distanțier adeziv, pe conturul exterior al acestora. O membrană este elastică (de culoare neagră) și impregnată cu grafit. Cealaltă membrană transparentă este realizată asemănător unui cablaj imprimat flexibil. Pentru obținerea "traseelor" de pe suprafața cablajului flexibil a fost utilizată o cerneală electroconductivă (pe bază de argint, staniu) depusă în mai multe straturi care prezintă o serie de asperități (nespecificate de producător).

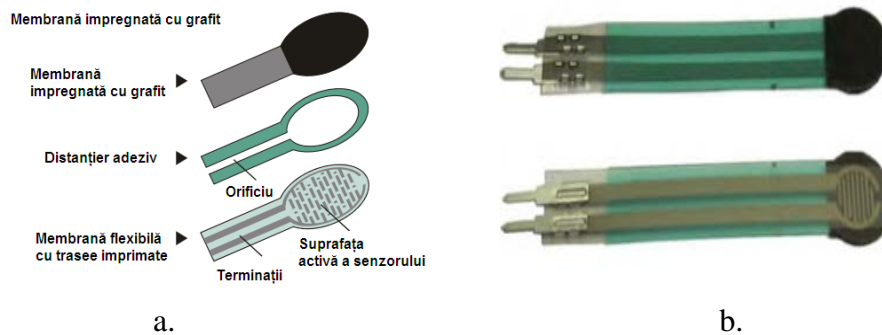


Fig. 4.6 Senzori de presiune FSR (<http://www.interlinkelectronics.com>):
a. elemente componente; b. variantă integrată

Senzorii funcționează pe baza principiului piezorezistiv. În momentul aplicării unei presiuni pe suprafața activă a sensorului (transparentă), datorită proprietăților elastice ale membranei, a traseelor și formei acestora, se va obține un contact mecanic între suprafețele celor două membrane. Aceasta implică variația unei rezistențe electrice între cele două suprafețe. Deoarece pe membrana activă sunt două trasee întrepătrunse, fără contact între ele, la momentul aplicării presiunii și datorită conductivității electrice a grafitului, cele două trasee se unesc. Rezultă o rezistență electrică totală între bornele sensorului (când nu este atins, valoarea rezistenței este infinit).

Rezistența electrică variază invers proporțional cu forța aplicată (la o forță mare rezistența este mică), iar valoarea acesteia este diferită în funcție de modul de aplicare al forței (într-un punct, sau pe întreaga suprafață activă a sensorului). Acest tip de senzor poate fi folosit într-un divizor de tensiune, adaptat la gama de forțe aplicate pe suprafața sensorului, care se dorește a fi măsurată, rezultând în acest fel o echivalență între presiune (forță) / tensiune (V).

4.3.4.2. Traductori electrorezistivi (TER)

Pentru a putea măsura forțele tangențiale care se dezvoltă în timpul contactului între piciorul uman și suportul pe care acesta este fixat, a fost necesară utilizarea unor traductori electrorezistivi fixați pe două elemente elastice așezate la extremitățile suportului.

Traductorul este de tip folie metalică foarte subțire (grosimea de cca. $0.0025 \div 0.0050 \text{ mm}$) pe suport din polimeri (de cca. 0.03 mm), cu valori ale rezistențelor de $350 \ \Omega$. TER au fost amplasate în zonele cu tensiuni maxime ale piesei-suport pentru picior, oferind un *semnal proporțional cu alungirea specifică* a lamelei pe care au fost lipiți.

Pentru un TER lipit pe o piesă solicitată la tracțiune uniaxială, variația rezistenței în raport cu alungirea specifică, este dată de relația (4.1):

$$\frac{\Delta R}{R} = k \varepsilon_l \quad (4.1)$$

Deoarece variația de rezistență care trebuie măsurată este foarte mică (de ordinul a $10^{-4} \Omega$), TER se montează în punte Wheatstone, în vederea creșterii preciziei.

4.3.4.3. Potențiometre

Trei potențiometre produse de firma Vishay Spectrol (<http://www.vishay.com>), descriși în Fig.4.7 s-au amplasat pe structura de tip orteză, pentru a măsura deplasarea unghiulară de la nivelul articulațiilor, odată cu translarea piuliței pe șurub.



Fig. 4.7 Potențiometre Vishay Spectrol (<http://www.vishay.com>)

Tabelul 4.1: Caracteristici tehnice ale potențimetrelor

Cursă mecanică	$295^\circ \pm 5^\circ$
Cuplu de operare	0.1 Ncm to 2 Ncm
Cuplu maxim	35 Ncm (50 oz.-inch)
Greutate	8.3 g
Temperatură	- 55 °C to 125 °C
Valoare rezistență	50K
Tensiune maximă de lucru	158 (V)
Rezistență mecanică	10000 de cicluri de funcționare

Cunoașterea valorilor/modificărilor unghiulare este necesară pentru a monitoriza progresul pacientului în timpul ședinței de terapie fizică, din punctul de vedere al amplitudinii de mișcare. Practic, unghiul de flexie reprezintă un criteriu de începere sau finalizare a recuperării. Pacientul începe procedura de recuperare pornind de la un grad minim de flexie pe care îl poate realiza, și o finalizează în momentul în care doctorul decide că acesta este capabil să își miște activ membrul până la limita maximă de flexie-extensie.

4.3.4.4. Senzori de temperatură și umiditate de contact

În mod curent, în timpul ședințelor de recuperare activă, în funcție de durata, tipul și intensitatea exercițiilor aplicate, la nivelul mușchilor se produce o temperatură locală mai mare decât cea obișnuită a corpului uman. Măsurarea temperaturii la nivel muscular poate oferi două tipuri de informații: poate semnaliza intervenția activă a mușchilor (primele contracții musculare, în special după recuperarea pasivă), sau poate ajuta la estimarea gradului de oboseală musculară a pacientului. Astfel, fizioterapeutul poate să intervină în reducerea timpului destinat fiecărui exercițiu, în schimbarea acestuia sau chiar în luarea unei pauze (pentru a permite mușchilor să se relaxeze).

4.3.5 Componente electronice de achiziție și condiționare a semnalelor

Partea electronică este indispensabilă în funcționarea optimă a unui sistem mecatronic. Din multitudinea circuitelor electronice existente, pentru realizarea montajului electronic necesar funcționării microcontrollerelor și a preluării de către acestea a informațiilor din sistem, s-au utilizat: rezistențe fixe și variabile; diode; amplificatoare operaționale și de instrumentație; indicatori luminoși (led); butoane normale și cu automenținere.

Amplificatoare operaționale(AO) și de instrumentație (AI) - în vederea realizării montajului electronic s-a luat în calcul utilizarea a trei amplificatoare operaționale modelul TL 072 CN, pentru fiecare semnal de interes (două pentru semnalul traductorilor electrezistivi și unul pentru semnalul de tip EMG). AO sunt necesare pentru scalarea tensiunii între $[-175 \text{ mV}, 175 \text{ mV}]$, echivalentă cu gama $(0 \div 5\text{V})$ recomandată pentru intrările analogice ale microcontroller-ului.

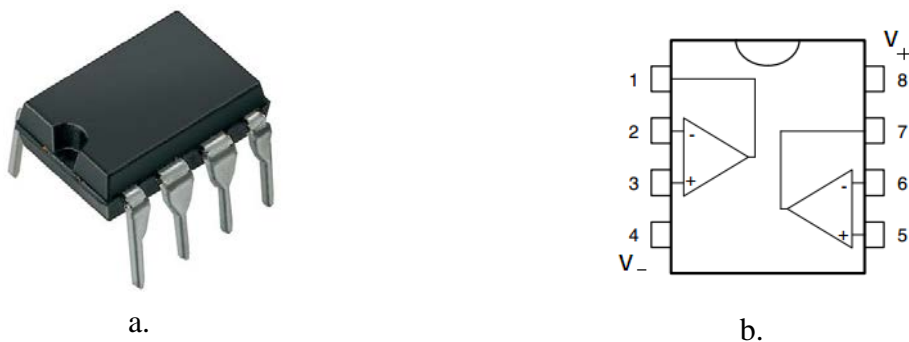


Fig. 4.8 Amplificator operațional utilizat (<http://www.st.com>):
a. Structura integrată; b. Conexiune pini

Amplificatoarele operaționale utilizate în cadrul montajului electronic sunt produse de STM ST Microelectronics (<http://www.st.com>), având carcasă de tip DIP 8, versiune Dual J-FET OP, a cărei structură integrată este prezentată în Fig. 4.8. Caracteristicile funcționale ale amplificatorului sunt: impedanțele de intrare foarte mari; protecție integrată la scurt-circuit; factor de distorsiune armonică mic, 0,01%; compensare internă în frecvență; factor de amplificare de $16 \text{ V}/\mu\text{s}$.

După cum se poate observa în Fig. 4.7.b, acest circuit conține două AO într-un singur pachet, incluzând modelele. Aceste unități „duale” sunt împachetate într-un integrat DIP cu 8 pini, utilizați în următoarea succesiune: 1. ieșire 1; 2. intrare inversoare 1; 3. intrare neinversoare1; 4. V_- ; 5. intrare neinversoare2; 6. intrare inversoare 1; 7. ieșire 2; 8. V_+ .

Gruparea acestor trei AO în configurația folosită reprezintă de fapt un amplificator de instrumentație, prezentat în Fig. 4.9. Circuitul a fost realizat cu ajutorul pachetului software LTSpice IV.

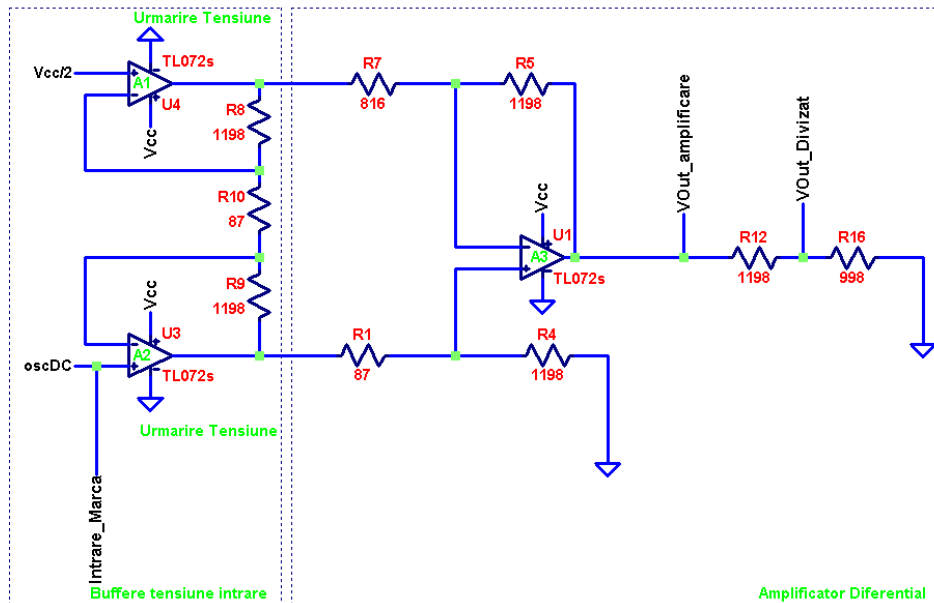


Fig. 4.9 Schema amplificatorului de instrumentație

De obicei la scală întreagă, ieșirile în tensiune ale punților tensometrice, variază în intervalul (10 - 100)mV și necesită o amplificare în cadrul sistemului de achiziție de date, pentru a putea fi folosite. În majoritatea cazurilor, se folosesc amplificatoare operaționale sau de instrumentație pentru acest lucru, care amplifică tensiunea de intrare diferențială, rejectând tensiunea de intrare de mod comun. Circuitele de amplificare necesită o serie de rezistențe, pentru obținerea unei Rate de Rejecție a Modulului Comun (CMMR) satisfăcătoare.

4.3.6 Sistemul informatic

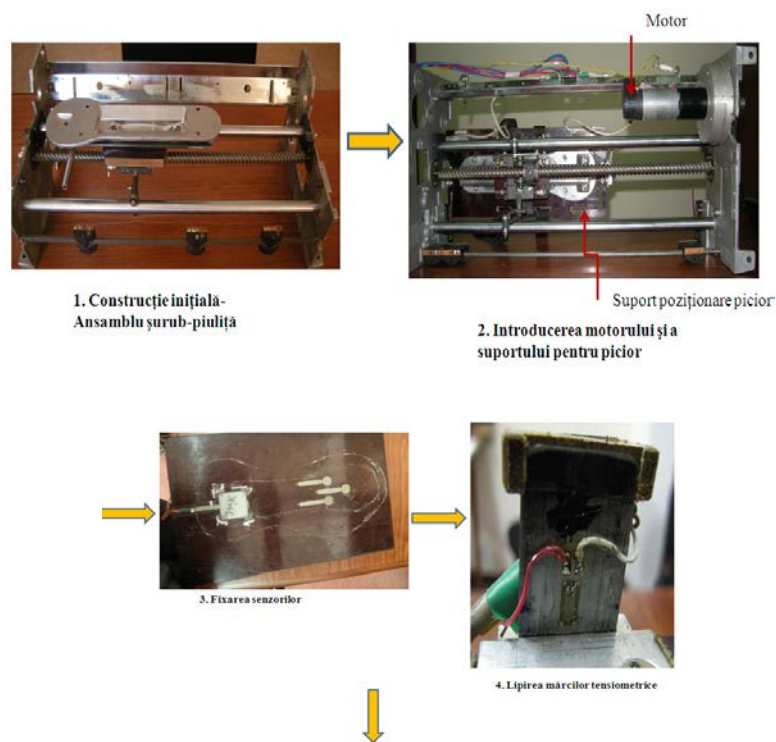
Pachetul software ce a fost integrat în structura sistemului biomecatronic hibrid este Python (<http://www.python.org>) (Anexa A), o variantă open-source frecvent utilizată în mediul academic. La nivel de software se regăsesc următoarele elemente:

- modulele de comunicație cu microcontrollerul. Cu ajutorul acestor module, se interoghează microcontrollerul vis-a-vis de valorile analogice. Acesta va returna informațiile cerute (de exemplu comenzi pentru driver-ul ce acționează motorul) într-o structură încapsulată conform cu protocolul lui de utilizare;
- partea de scalare din tensiuni (0÷5 V) în forță, deplasare, presiune;

- logica de comandă;
- înregistrarea în timp real a tuturor valorilor de la microcontroller și memorarea acestora într-o bază de date proprie;
- afișarea în timp real a valorilor obținute (calculate);
- definirea parametrilor sistemului și stabilirea limitelor funcționale ale acestora (de exemplu atingerea capetelor de cursă ale ansamblului șurub-piuliță sau apăsarea butonului de panică);
- posibilități de control manual;
- analiza și vizualizarea datelor.

4.4 Dezvoltarea fizică a sistemului mecatronic prin integrare constructivă

Urmărirea etapelor stabilite pentru realizarea fizică a sistemului mecatronic a făcut posibilă implementarea acestora într-un prototip nou de dispozitiv de recuperare medicală. În Fig. 4.10 se vor prezenta etapele constructive și introducerea treptată a componentelor de bază necesare funcționării optime a sistemului biomecatronic propus.



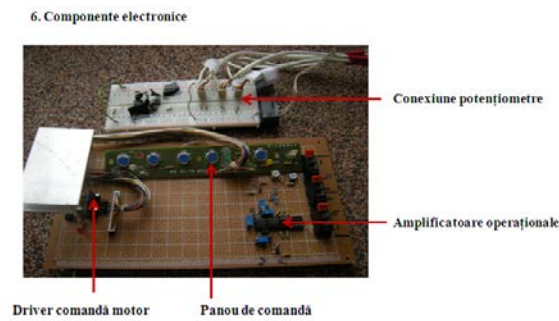
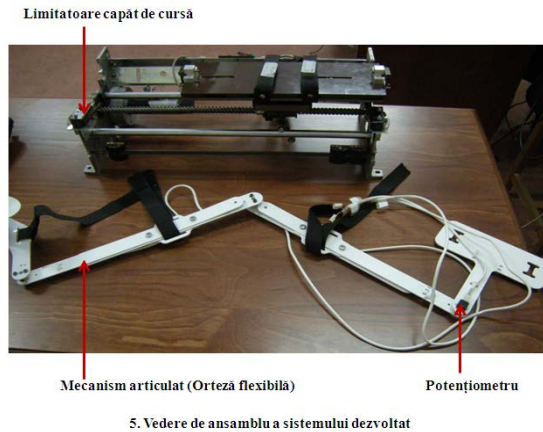


Fig. 4.10 Sistem mecatronic dezvoltat

4.5 Comanda și controlul sistemului mecatronic

4.5.1 Schema electrică generică de comandă pentru driver-ul motor și monitorizarea condiției de siguranță a pacientului (safety)

Comanda și acționarea motorului Maxon, utilizat în sistem, este realizată cu ajutorul unui driver L298N (Fig. 4.11) produs de STMicroelectronics (<http://www.st.com>), un circuit monolitic cu 15 terminale (pini).

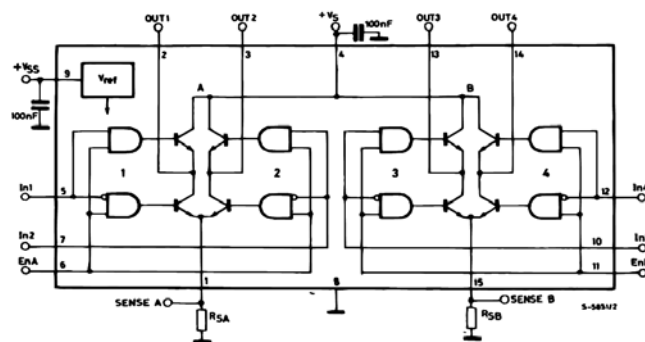


Fig. 4.11 Diagrama Bloc a driverului L298N (<http://www.st.com>)

Cu ajutorul L298N, se pot controla maxim două motoare, cu o gamă vastă de tensiuni de alimentare. În Tabelul 4.2 sunt prezentați parametrii maximi absoluți de funcționare ai driverului.

Pentru comanda efectivă a motorului, se vor folosi doar pinii 1-9 prezentați în Tabelul 4.3, reprezentând pinii de intrare și ieșire necesari unui singur motor.

Tabel 4.2 Valori absolute maxime de funcționare a driverului L298N

Simbol	Parametru	Valoare	Unitatea de măsură
V_S	Tensiune de alimentare	50	V
V_{SS}	Tensiune de alimentare circuit logic	7	V
V_I, V_{en}	Tensiune de intrare și de activare	-0,3 până la 7	V
I_O	Curent maxim pentru fiecare canal	2	A
V_{sens}	Tensiune sensibilitate	-1 până la 2,3	V
P_{tot}	Puterea totală disipată ($T_{carcasă}=75^{\circ}C$)	25	W
T_{op}	Temperatura de operare a joncțiunilor	-25 până la 130	$^{\circ}C$

Comenzile către driverul motor pot fi inițiate atât prin intermediul microcontrollerului, în cadrul ciclurilor de funcționare, cât și manual, prin intermediul butoanelor montate pe panoul de comandă.

Structura driverului folosit permite controlul motorului de curent continuu cu ajutorul a 3 pini la nivelul driverului (Tabel 4.4): Pin 5 – Intrare 1; Pin6 – Activare Semidriver A; Pin7 - Intrare 2. Pinii 5 și 7 au fost conectați la circuitele de comandă duale Microcontroller (Automat) / Butoane panou de comandă (control manual).

Tabel 4.3 Semnificația pinilor driverului L298N și conexiunea acestora

Număr Pin L298N	Semnificație	Conectare la/de la
1	Sesizare curent Semidriver A	GND
2	Ieșire 1	Borna 1 motor curent continuu
3	Ieșire 2	Borna 2 motor curent continuu
4	Tensiune Alimentare V_S	+12V curent continuu
5	Intrare 1	Conexiune comandă 1
6	Activare Semidriver A	Conexiune activare funcționare
7	Intrare 2	Conexiune comandă 2
8	GND (masă)	GND
9	Tensiune de alimentare circuit logic V_{SS}	+5V curent continuu

Pentru implementarea măsurilor de siguranță pentru pacient la nivel hardware, Pin-ul 6 care permite funcționarea driverului și, implicit, rotirea motorului, a fost conectat la intrarea dată de butonul de Panică.. Odată apăsat acest buton de Panică, acționarea întregului sistem este sistată până la revenirea în stare de normalitate, sau până la acționarea de către supervizor/medic curant a butonului Confirmare Panică.

Acționarea butonului de Confirmare Panică permite revenirea sistemului în condițiile de funcționare anterioare, specifice unor forțe, unghiuri și cupluri de siguranță.

Tabel 4.4 Tabel logică de comandă-driver motor

Intrări driver L298N			Funcție
Pin 6	Pin 5	Pin 7	
Valoare logică HIGH	High	Low	Deplasare înspre înainte
	Low	High	Deplasare înspre înapoi
	=Pin 7	=Pin 5	Oprire bruscă a motorului
Valoare logică LOW	Indiferent	Indiferent	Motor și driver nefuncționale

Revenirea în zona de funcționare normală, după acționarea butonului de panică, poate fi realizată atât de la nivelul panoului de comandă, prin apăsarea butoanelor aferente comenzii de deplasare, cât și la nivel de microcontroller-software, prin intermediul algoritmului de monitorizare a condițiilor de siguranță și aducerea sistemului în condiții optime de funcționare.

Sensul de rotație al motorului cât și direcția de deplasare a sistemului sunt semnalate prin amplasarea între motor și driverul L298N, a unor indicatori luminoși de tip LED.

Comenzile trimise către driverul L298N, pentru acționarea motorului prin intermediul pinilor 5 și 7 au o natură duală. În condițiile de funcționare Manuală a sistemului, comenzile sunt date prin intermediul butoanelor amplasate pe panoul de comandă, butoane monitorizate în permanență de microcontroller, pentru a observa intenția de utilizare a modului de operare manual.

Pentru funcționarea în mod automat, microcontrollerul transmite secvențe de comenzi pentru acționarea motorului. Aceste comenzi pot fi de tip ON/OFF sau de tip PWM. Fiecare tip de comandă este adaptată fiecărui algoritm de funcționare a sistemului, în funcție de restricțiile impuse fiecărui tratament în parte, precum și în funcție de tipul de control dorit: controlul forței, controlul unghiular, controlul deplasării sau controlul cuplului.

În Fig. 4.12, pot fi observate zone de monitorizare a funcționării sistemului (In1, In2 care notifică microcontroller-ul asupra comenzii de funcționare într-un sens sau altul al motorului, comenzi date fie manual, fie automat), precum și zone de monitorizare a sistemului de Safety, prin monitorizarea atingerii limitelor/capetelor de cursă mecanice ale sistemului, apăsarea butoanelor de comandă manuală deplasare sistem, acționarea butonului de panică de către pacient, precum și apăsarea butonului de confirmare Panică, ce permite introducerea manuală/automată a sistemului în zona de funcționare de siguranță (Safety).

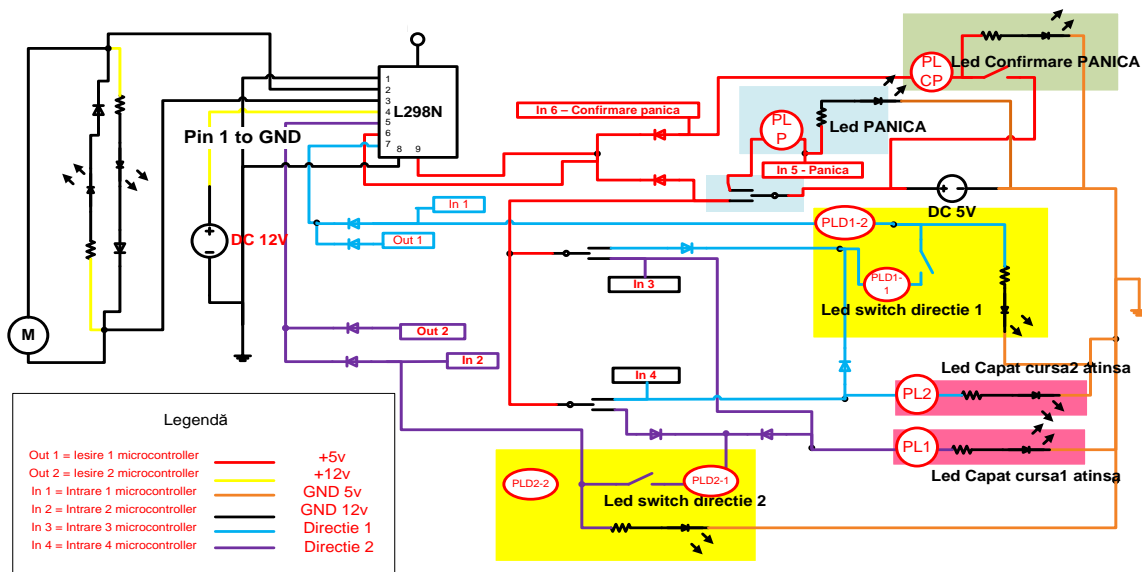


Fig. 4.12 Schema electrică de comandă și control a motorului de curent continuu

Exceptând pinii notați cu „Out1” și „Out2”, cu ajutorul cărora se realizează comanda motorului, restul pinilor sunt pini conectați la intrările Digitale (DI) ale microcontroller-ului și sunt folosiți în monitorizarea funcționării sistemului, precum și în diferite interconționări de la nivelul software-ului de comandă și control.

4.5.2 Microcontroller-ul Micro Maestro

Microcontroller-ul facilitează comunicarea dintre calculator și driverul de comandă al motorului și este un kit de dezvoltare construit de Pololu Electronics (<http://www.pololu.com/>). Acesta dispune de 18 porturi I/O și este prezentat în Fig. 4.13. Caracteristicile funcționale ale acestui tip de microcontroller sunt următoarele: oferă trei posibilități de comandă (USB; semnal TTL (5V); scripturi interne); au încorporate convertoare analog digitale și digital analogice, dimensiuni mici (lungime de 4.57 cm și lățime de 2.79 cm), permit achiziția semnalului până la 8, 12, 16 ksamples/secundă, pulsul la ieșire PWM are o rezoluție de 0,25 μ s, oferă o ieșire în tensiune de 5V, frecvența semnalului PWM la ieșire este de 2,93 și 12MHz.

În montajul electronic realizat s-au utilizat 9 intrări analogice, în următoarea configurație: patru intrări pentru senzorii de presiune; una pentru semnalul EMG; trei pentru potențiometre și două pentru senzorii piezorezistivi. Intrările digitale utilizate sunt în număr de trei, corespunzătoare pentru capetele de cursă și butonul de panică.

Microcontrollerul comunică cu calculatorul și structura hardware prin interfața USB.

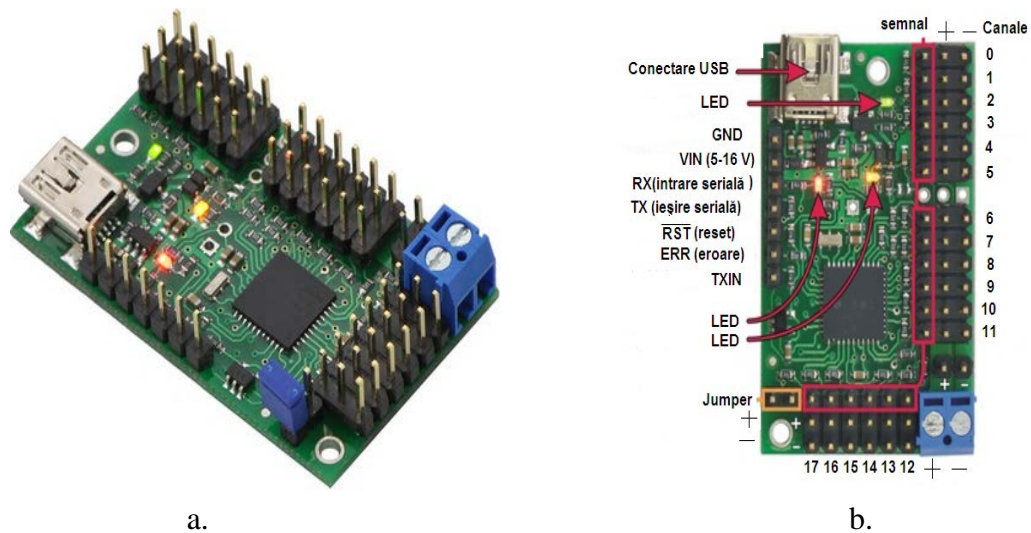


Fig. 4.13 Microcontroller utilizat (Micro Maestro, (<http://www.pololu.com/>):
a. forma integrată; b. configurare pini

Comanda acționării motorului este limitată în funcție de informațiile achiziționate de la partea de măsură (senzori), de limitatoarele de la capătul cursei, de intercondiționările prestabilite la nivel software. În funcție de aceste aspecte, comanda motorului poate fi realizată în următoarele moduri: cu semnal ON/OFF, alternant, cu semnal continuu de stabilire a direcției de deplasare (monitorizarea encoderului), fie prin generarea de semnale PWM (implică utilizarea unor regulatoare PI sau PID) pentru obținerea unui control precis.

În cazul atingerii unuia dintre capetele de cursă (cu sau fără buton de panică apăsat), revenirea sistemului în condiții de operare se va face doar sub supravegherea medicului sau a fizioterapeutului. În acest caz, controlul poate fi făcut fie din software (prin intermediul microcontroller-ului), fie din panoul de comandă.

4.5.3 Panoul de comandă

Panoul de comandă prezentat în Fig. 4.14 oferă posibilitatea de comandă a deplasării motorului, în semnal continuu (ON/OFF).

Acesta conține o serie de butoane și indicatori luminoși, în următoarea succesiune:

- 1 buton pentru deplasarea motorului în sens direct;
- 1 buton pentru deplasarea motorului în sens invers;
- 1 buton pentru deblocarea situațiilor critice provocate fie de semnalizarea “stării de panică” (provocată de către pacient, prin apăsarea butonului de oprire automată pe care îl are la îndemână pe parcursul terapiei), fie de modificări ale domeniului de deplasare, forță, funcție de necesitățile pacientului. Menținerea acestuia în stare apăsată permite mișcarea manuală a motorului și ieșirea din intervalele critice (generate de depășirea brușcă a parametrilor de funcționalitate);

- 2 butoane neutilizate , însă ulterior vor putea fi folosite pentru setarea parametrilor funcționali ai pacientului.

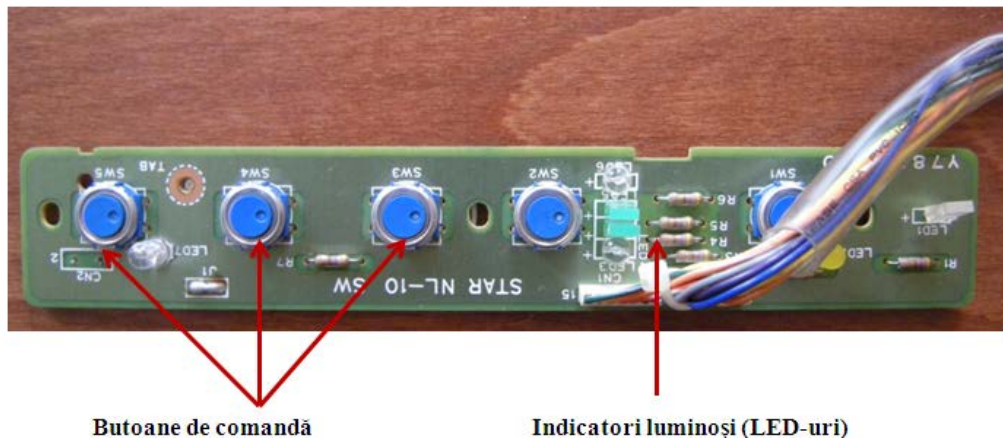


Fig. 4.14 Panoul de comandă

Panoul de comandă este prevăzut și cu indicatori luminoși care permit informarea/notificarea asupra diverselor stări ale sistemului, în timpul funcționării, cum ar fi: prezența tensiunii de alimentare (indică faptul că sistemul este funcțional), semnalizare deplasare motor într-un sens sau altul, indicare de atingere a capetelor de cursă, semnalizare buton de panică apăsat.

4.6 Concluzii

Sistemul mecatronic propus și dezvoltat pentru aplicații ce implică recuperarea medicală a membrului inferior este o soluție originală, integrată, performantă, complexă și eficientă, ce nu a mai fost adoptată, până în prezent de nici un cercetător. Pe lângă faptul că dispozitivul este capabil să asigure o recuperare medicală totală pentru o gamă vastă de patologii, acesta este, în același timp și o alternativă de rezolvare a numeroaselor probleme ale sistemelor de recuperare deja existente. Deficiențele majore ale acestora, de natură tehnică și funcțională, au fost evidențiate critic în partea de *Concluzii* a *Capitolului 3*.

Originalitatea sistemului este subliniată de următoarele caracteristici esențiale:

1. *Soluția constructivă*

Varianta constructivă adoptată și implementată este una integrată și complexă, ce unește într-o singură structură compactă, trei tipuri de sisteme de recuperare medicală: sisteme pentru recuperarea mișcării pasive, a mișcării active, structură funcțională de tip orteză (exoschelet).

2. *Domeniul de aplicabilitate* – prin prisma patologiilor membrului inferior

Îmbinarea celor trei sisteme de recuperare, facilitează obținerea celui mai eficient sistem de reabilitare, capabil să asigure, pe lângă recuperarea genunchiului și reabilitarea funcțională a celorlalte articulații (șoldul și glezna). Astfel, acesta preia și tratează multiple

afecțiuni existente la nivelul membrului, ce până acum erau recuperate individual, utilizând câte un sistem special ce le era destinat acestora.

3. Tratament personalizat aplicat fiecărui pacient

Sistemul poate aplica un protocol de recuperare diferențiat și particularizat pacienților, de tip buclă închisă: diagnostic - tratament aplicat - evaluare a eficienței procesului de recuperare. Diagnosticul și recomandările privind reabilitarea fizică sunt furnizate de medic, iar sistemul trebuie să se adapteze criteriilor impuse de terapia specifică fiecărui pacient. În același timp, după aplicarea exercițiilor de recuperare, sistemul trebuie să ofere o analiză a progresului pacientului pe parcursul terapiei. Analiza se generează în timpul ședinței de terapie fizică, este memorată în baza de date a pacientului, putând fi consultată ulterior de medic, care va decide dacă pacientul s-a vindecat sau mai necesită recuperare.

4. Metode de comandă și control

Utilizarea metodelor speciale de comandă și control sunt eficiente atât pentru a asigura recuperarea medicală a pacienților, cât și pentru a garanta siguranța acestora în timpul ședinței de terapie fizică. Sistemul dezvoltat conține numeroși senzori utilizați cu scopul de a sesiza și transmite informațiile referitoare la starea pacientului, inclusiv de monitorizare a semnelor vitale ale acestuia. Acționarea electrică este utilizată deoarece este cea mai recomandată în aplicațiile medicale, datorită avantajelor: permit un control precis, iar comanda sistemului cu tensiuni mici (+5V, 12 V) nu pune în pericol siguranța pacientului.

5. Protocoale de comunicare cu feedback de la pacient

Dispozitivul are implementate controllere avansate, care conduc la îmbunătățirea preciziei de funcționare, favorizând în același timp și obținerea “feedback-ului” în timp real din partea pacientului. În acest fel se stabilește o “comunicare” directă și o interfață “prietenosă” între sistem și pacient, ce îi permite acestuia posibilitatea de monitorizare și evaluare a progresului terapiei, prin afișare în timp real.

6. Condiții de siguranță pentru interacțiunea pacient - sistem mecatronic

Sistemul are implementat la nivel hardware și software unele constrângeri ce vizează siguranța pacientului, deoarece aceasta este o cerință foarte importantă, impusă de recuperarea medicală cu ajutorul dispozitivelor specializate. În acest fel se evită problemele frecvente ce apar la interacțiunea dintre pacient și sistemul de recuperare.

Dispozitivul are posibilitatea să se adapteze la dimensiunile antropometrice ale pacienților, și poate recupera pe rând ambele membre.

7. Simplu și portabil

Deși dispozitivul este o structură integrată a mai multor sisteme de recuperare, el este în esență simplu, de greutate și dimensiuni reduse, ușor de manevrat și utilizat. Aceste

caracteristici îi oferă portabilitate, făcându-l astfel integrabil atât în cabinetele medicilor, cât și la domiciliul pacienților.

CAPITOLUL 5

Modelarea matematică a structurii de tip orteză din componența sistemului mecatronic

5.1 Analiza cinematică a structurii de tip orteză

5.2 Analiza dinamică a structurii de tip orteză

5.3. Simularea numerică a parametrilor cinematici de poziție

Structura de tip orteză, care intră în componența sistemului mecatronic, este folosită pentru a monitoriza unghiurile din articulațiile membrului inferior în timpul ședinței de recuperare. Aceasta și, implicit, membrul inferior, se vor mișca simultan cu deplasarea piuliței pe șurub în timpul mișcării de flexie, respectiv extensie.

Datorită faptului că, în timpul ședinței de recuperare, apar modificări unghiulare în toate articulațiile implicate, variază și momentul care se dezvoltă în articulația genunchiului. Determinarea precisă a acestuia, în concordanță cu cele două mișcări (flexie și extensie) este necesară pentru evaluarea gradului de incapacitate funcțională a articulației, sau a celui de recuperare medicală. Pentru a calcula cuplul efectiv dezvoltat pe parcursul ședințelor de recuperare, este necesară modelarea matematică (cinematică și dinamică) a structurii de tip orteză, care poate fi aproximată cu un mecanism serial cu structură plană, cu trei grade de mobilitate, corespunzătoare celor trei articulații umane : șold, genunchi, gleznă.

5.1 Analiza cinematică a a structurii de tip orteză

Analiza cinematică a fost realizată plecând de la modelul dezvoltat de Doroftei (2005), în care a fost considerat, pentru exemplificare, un mecanism serial cu structură plană, având 3 grade de mobilitate și toate cuplele cinematice de rotație (Fig. 5.1).

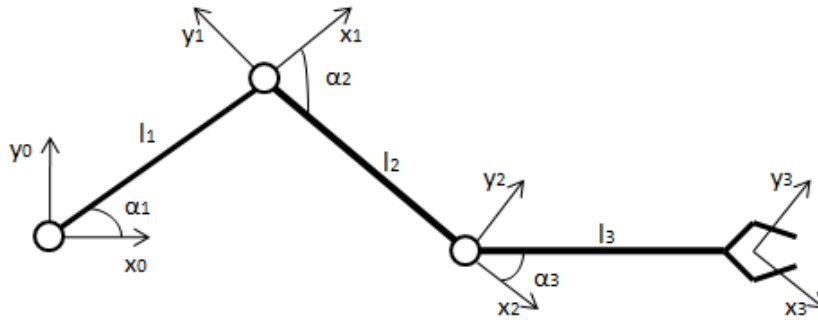


Fig. 5.1 Mecanism serial cu 3 grade de mobilitate

Parametrii Denavit-Hartenberg ai mecanismului sunt prezentați în Tabelul 5.1.

Tabelul 5.1 Parametrii Denavit-Hartenberg standard

Element	a_i	α_i	d_i	θ_i
1	l_1	0	0	θ_1
2	l_2	0	0	θ_2
3	l_3	0	0	θ_3

Matricele de transformare omogene, la trecerea de la elementul fix 0 la efectorul final sunt:

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & l_1 \cdot \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & l_1 \cdot \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (5.1)$$

$${}^1_2T = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & l_2 \cdot \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & l_2 \cdot \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (5.2)$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & l_3 \cdot \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & l_3 \cdot \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.3)$$

Plecând de la matricele de trecere de la un sistem de axe de coordonate la următorul, putem determina matricea de transformare omogenă totală a mecanismului ca fiind egală cu:

$$\begin{aligned}
{}^0_3T &= {}^0_1T \cdot {}^1_2T \cdot {}^2_3T = \\
&= \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 & l_1 \cdot c_1 \\ s_1 & c_1 & 0 & l_1 \cdot s_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & l_2 \cdot c_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & l_2 \cdot s_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & l_3 \cdot c_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & l_3 \cdot s_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} c_{123} & -s_{123} & 0 & l_1 \cdot c_1 + l_2 \cdot c_{12} + l_3 \cdot c_{123} \\ s_{123} & c_{123} & 0 & l_1 \cdot s_1 + l_2 \cdot s_{12} + l_3 \cdot s_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.4}$$

unde: $c_1 = \cos \theta_1$, $s_1 = \sin \theta_1$, $c_2 = \cos \theta_2$, $s_2 = \sin \theta_2$, $c_3 = \cos \theta_3$, $s_3 = \sin \theta_3$,
 $c_{12} = \cos(\theta_1 + \theta_2)$, $s_{12} = \sin(\theta_1 + \theta_2)$, $c_{123} = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$, $s_{123} = \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$.

5.2 Analiza dinamică a structurii de tip ortează

5.2.1 Determinarea matricelor de rotație

Plecând de la matricele de transformare omogene, putem scrie matricele de rotație, ca fiind:

$${}^0_1R = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.5}$$

$${}^1_2R = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.6}$$

$${}^2_3R = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.7}$$

$${}^0_2R = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.8}$$

$${}^0_3R = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.9}$$

Inversele acestor matrice vor fi:

$${}^0R_1R^{-1}={}_1R^T = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

$${}^1R_2R^{-1}={}_2R^T = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & \sin \theta_2 & 0 \\ -\sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

$${}^2R_3R^{-1}={}_3R^T = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & \sin \theta_3 & 0 \\ -\sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

$${}^0R_2R^{-1}={}_2R^T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

$${}^0R_3R^{-1}={}_3R^T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.13)$$

5.2.2 Determinarea vectorilor de poziție

Vectorii de poziție ${}^{i-1}\mathbf{p}$ sunt exprimați în raport cu sistemul de axe $\{i-1\}$, adică ${}^{i-1}\mathbf{p} = {}^{i-1}\mathbf{p}_{i-1,i}$.

Conform convenției Denavit-Hartenberg standard, avem:

$${}^{i-1}\mathbf{p} = \begin{bmatrix} a_i \cdot \cos \theta_i \\ a_i \cdot \sin \theta_i \\ d_i \end{bmatrix} \quad (5.14)$$

Corespunzător acestei relații, obținem:

$${}^0\mathbf{p} = \begin{bmatrix} l_1 \cdot \cos \theta_1 \\ l_1 \cdot \sin \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (5.51)$$

$${}^1\mathbf{p} = \begin{bmatrix} l_2 \cdot \cos \theta_2 \\ l_2 \cdot \sin \theta_2 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (5.15)$$

$${}^2\mathbf{p} = \begin{bmatrix} l_3 \cdot \cos \theta_3 \\ l_3 \cdot \sin \theta_3 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (5.16)$$

Vectorii de poziție calculați în sistemul de axe curent pot fi determinați folosind relația:

$${}^i p_{i-1,i} = \begin{bmatrix} a_i \\ d_i \cdot \sin \alpha_i \\ d_i \cdot \cos \alpha_i \end{bmatrix}, \quad (5.17)$$

ceea ce înseamnă:

$${}^1 p_{0,1} = \begin{bmatrix} l_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (5.18)$$

$${}^2 p_{1,2} = \begin{bmatrix} l_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (5.19)$$

$${}^3 p_{2,3} = \begin{bmatrix} l_3 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (5.20)$$

Considerând faptul că elementele cinematice ale piciorului au secțiunea constantă pe toată lungimea lor, vectorii de poziție ai centrelor de masă vor fi:

$${}^1 p_{1,C1} = \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (5.21)$$

$${}^2 p_{2,C2} = \begin{bmatrix} -\frac{l_2}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (5.22)$$

$${}^3 p_{3,C3} = \begin{bmatrix} -\frac{l_3}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (5.23)$$

5.2.3 Determinarea matricelor de inerție

$${}^1 I_1 = \frac{m_1 \cdot l_1^2}{12} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (5.24)$$

$${}^2I_2 = \frac{m_2 \cdot l_2^2}{12} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (5.25)$$

$${}^3I_3 = \frac{m_3 \cdot l_3^2}{12} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (5.26)$$

5.2.4 Calculul vitezelor și accelerațiilor

5.2.4.1 Propagarea vitezelor unghiulare

Pentru prima cuplă cinematică, de rotație ($i = 1$) avem:

$$\begin{aligned} {}^1\omega_{0,1} &= {}^1R \cdot ({}^0\omega_{0,0} + {}^0\omega_{0,1}) = {}^1R \cdot {}^0\omega_{0,1} = \\ &= \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.27)$$

Pentru cea de-a doua cuplă cinematică, de rotație ($i = 2$),

$$\begin{aligned} {}^2\omega_{0,2} &= {}^2R \cdot ({}^1\omega_{0,1} + {}^1\omega_{1,2}) = \\ &= \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & \sin \theta_2 & 0 \\ -\sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \right) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.28)$$

Iar pentru cea de-a treia cuplă cinematică, tot de rotație ($i = 3$), vom avea:

$$\begin{aligned} {}^3\omega_{0,3} &= {}^3R \cdot ({}^2\omega_{0,2} + {}^2\omega_{2,3}) = \\ &= \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & \sin \theta_3 & 0 \\ -\sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \right) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.29)$$

5.2.4.2 Propagarea accelerațiilor unghiulare

$$\begin{aligned} {}^1\varepsilon_{0,1} &= {}^1R \cdot ({}^0\varepsilon_{0,0} + {}^0\omega_{0,0} \times {}^0\omega_{0,1} + {}^0\varepsilon_{0,1}) = {}^1R \cdot {}^0\varepsilon_{0,1} = \\ &= \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.30)$$

$$\begin{aligned}
{}^2\varepsilon_{0,2} &= {}^2_1R \cdot ({}^1\varepsilon_{0,1} + {}^1\omega_{0,1} \times {}^1\omega_{1,2} + {}^1\varepsilon_{1,2}) = \\
&= {}^2_1R \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.31}$$

$$\begin{aligned}
{}^3\varepsilon_{0,3} &= {}^3_2R \cdot ({}^2\varepsilon_{0,2} + {}^2\omega_{0,2} \times {}^2\omega_{2,3} + {}^2\varepsilon_{2,3}) = \\
&= {}^3_2R \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.32}$$

5.2.4.3 Propagarea vitezelor liniare

$$\begin{aligned}
{}^1v_{0,1} &= {}^1_0R \cdot {}^0v_{0,0} + {}^1\omega_{0,1} \times {}^1_0R \cdot {}^0p = \\
&= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 & 0 \\ -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} l_1 \cdot \cos\theta_1 \\ l_1 \cdot \sin\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ l_1 \cdot \dot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.33}$$

$$\begin{aligned}
{}^2V_{0,2} &= {}^2R \cdot {}^1V_{0,1} + {}^2\omega_{0,2} \times {}^2R \cdot {}^1p = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ l_1 \cdot \dot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \\
&\quad \times \left(\begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} l_2 \cdot \cos\theta_2 \\ l_2 \cdot \sin\theta_2 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \\ l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \\ l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \\ l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \tag{5.34}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
{}^3V_{0,3} &= {}^3R \cdot {}^2V_{0,2} + {}^3\omega_{0,3} \times {}^3R \cdot {}^2p = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \\ l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \times \\
&\quad \times \left(\begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} l_3 \cdot \cos\theta_3 \\ l_3 \cdot \sin\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1 + l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_3 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1 + l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ l_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} = \tag{5.35} \\
&= \begin{bmatrix} l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1 + l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + l_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

5.2.4.4 Propagarea accelerațiilor liniare

$$\begin{aligned}
{}^1\mathbf{a}_{0,1} &= {}^0R \cdot [{}^0\mathbf{a}_{0,0} + {}^0\varepsilon_{0,0} \times {}^0\mathbf{p} + {}^0\omega_{0,0} \times ({}^0\omega_{0,0} \times {}^0\mathbf{p}) + 2 \cdot {}^0\omega_{0,0} \times \\
&\quad \times ({}^0\omega_{0,1} \times {}^0\mathbf{p}) + {}^0\varepsilon_{0,1} \times {}^0\mathbf{p} + {}^0\omega_{0,1} \times ({}^0\omega_{0,1} \times {}^0\mathbf{p})] = \\
&= {}^0R \cdot [{}^0\varepsilon_{0,1} \times {}^0\mathbf{p} + {}^0\omega_{0,1} \times ({}^0\omega_{0,1} \times {}^0\mathbf{p})] = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 & 0 \\ -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left[\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_1 \cdot \cos\theta_1 \\ l_1 \cdot \sin\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_1 \cdot \cos\theta_1 \\ l_1 \cdot \sin\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \right] = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 & 0 \\ -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} -l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin\theta_1 \\ l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \cos\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \sin\theta_1 \\ l_1 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \cos\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & \sin\theta_1 & 0 \\ -\sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} -l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin\theta_1 \\ l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \cos\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \cos\theta_1 \\ -l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} -(l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin\theta_1 + l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \cos\theta_1) \cdot \cos\theta_1 + (l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \cos\theta_1 - l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin\theta_1) \cdot \sin\theta_1 \\ 0 \\ (l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin\theta_1 + l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \cos\theta_1) \cdot \sin\theta_1 + (l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \cos\theta_1 + l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin\theta_1) \cdot \cos\theta_1 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.36}$$

$$\begin{aligned}
{}^2\mathbf{a}_{0,2} &= {}^1R \cdot [{}^1\mathbf{a}_{0,1} + {}^1\varepsilon_{0,1} \times {}^1\mathbf{p} + {}^1\omega_{0,1} \times ({}^1\omega_{0,1} \times {}^1\mathbf{p}) + \\
&\quad + 2 \cdot {}^1\omega_{0,1} \times ({}^1\omega_{1,2} \times {}^1\mathbf{p}) + {}^1\varepsilon_{1,2} \times {}^1\mathbf{p} + {}^1\omega_{1,2} \times ({}^1\omega_{1,2} \times {}^1\mathbf{p})]
\end{aligned} \tag{5.37}$$

Datorită calculului laborios, se vor considera separat termenii ecuației (5.37).

$$\begin{aligned}
{}^2R \cdot {}^1\mathbf{a}_{0,1} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.38}$$

$$\begin{aligned}
{}^2R \cdot ({}^1\varepsilon_{0,1} \times {}^1\mathbf{p}) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_2 \cdot \cos\theta_2 \\ l_2 \cdot \sin\theta_2 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \sin\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ l_2 \cdot \cos\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ l_2 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.39}$$

$$\begin{aligned}
{}^2_1R \cdot [{}^1\omega_{0,1} \times ({}^1\omega_{0,1} \times {}^1p)] &= \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left[\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_2 \cdot \cos\theta_2 \\ l_2 \cdot \sin\theta_2 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \right] = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \\ l_2 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ -l_2 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.40}$$

$$\begin{aligned}
2 \cdot {}^2_1R \cdot [{}^1\omega_{0,1} \times ({}^1\omega_{1,2} \times {}^1p)] &= \\
&= 2 \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left[\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_2 \cdot \cos\theta_2 \\ l_2 \cdot \sin\theta_2 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \right] = \\
&= 2 \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_2 \\ l_2 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= 2 \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \\ -l_2 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -2 \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.41}$$

$$\begin{aligned}
{}^2_1R \cdot ({}^1\varepsilon_{1,2} \times {}^1p) &= \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_2 \cdot \cos\theta_2 \\ l_2 \cdot \sin\theta_2 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \sin\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \\ l_2 \cdot \cos\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ l_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.42}$$

$$\begin{aligned}
{}^2R \cdot [{}^1\omega_{1,2} \times ({}^1\omega_{1,2} \times {}^1p)] &= \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left[\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_2 \cdot \cos\theta_2 \\ l_2 \cdot \sin\theta_2 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \right] = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_2 \\ l_2 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 & 0 \\ -\sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \\ -l_2 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.43}$$

Adunând termenii (5.38 - 5.43) obținem:

$$\begin{aligned}
{}^2a_{0,2} &= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ l_2 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \\
&+ \begin{bmatrix} -2 \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ l_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 - 2 \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 - l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \\ l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.44}$$

$$\begin{aligned}
{}^3a_{0,3} &= {}^3R \cdot [{}^2a_{0,2} + {}^2\varepsilon_{0,2} \times {}^2p + {}^2\omega_{0,2} \times ({}^2\omega_{0,2} \times {}^2p) + \\
&+ 2 \cdot {}^2\omega_{0,2} \times ({}^2\omega_{2,3} \times {}^2p) + {}^2\varepsilon_{2,3} \times {}^2p + {}^2\omega_{2,3} \times ({}^2\omega_{2,3} \times {}^2p)]
\end{aligned} \tag{5.45}$$

Din motivul menționat anterior, vom calcula (5.45).

$$\begin{aligned}
{}^3R \cdot {}^2a_{0,2} &= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ l_1 \cdot \sin\theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos\theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - \\ -l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + \\ + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.46}$$

$$\begin{aligned}
{}^3_2R \cdot ({}^2\varepsilon_{0,2} \times {}^2_3p) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_3 \cdot \cos\theta_3 \\ l_3 \cdot \sin\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ l_3 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} 0 \\ l_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.47}$$

$$\begin{aligned}
{}^3_2R \cdot [{}^2\omega_{0,2} \times ({}^2\omega_{0,2} \times {}^2_3p)] &= \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_3 \cdot \cos\theta_3 \\ l_3 \cdot \sin\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ l_3 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ -l_3 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -l_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.48}$$

$$\begin{aligned}
{}^2_2{}^3R \cdot [{}^2\omega_{0,2} \times ({}^2\omega_{2,3} \times {}^2_3p)] &= \\
&= 2 \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_3 \cdot \cos\theta_3 \\ l_3 \cdot \sin\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \right) = \\
&= 2 \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot \sin\theta_3 \\ l_3 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot \cos\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= 2 \cdot \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cdot \cos\theta_3 \\ -l_3 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cdot \sin\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -2 \cdot l_3 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.49}$$

$$\begin{aligned}
{}^3_2R \cdot ({}^2\varepsilon_{2,3} \times {}^2_3p) &= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_3 \cdot \cos\theta_3 \\ l_3 \cdot \sin\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \sin\theta_3 \cdot \ddot{\theta}_3 \\ l_3 \cdot \cos\theta_3 \cdot \ddot{\theta}_3 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ l_3 \cdot \ddot{\theta}_3 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.50}$$

$$\begin{aligned}
{}^3_2R \cdot [{}^2\omega_{2,3} \times ({}^2\omega_{2,3} \times {}^2_3p)] &= \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left[\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} l_3 \cdot \cos\theta_3 \\ l_3 \cdot \sin\theta_3 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \right] = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \sin\theta_3 \cdot \dot{\theta}_3 \\ l_3 \cdot \cos\theta_3 \cdot \dot{\theta}_3 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
&= \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & \sin\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \cos\theta_3 \cdot \dot{\theta}_3^2 \\ -l_3 \cdot \sin\theta_3 \cdot \dot{\theta}_3^2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \dot{\theta}_3^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.51}$$

Adunând termenii (5.46 - 5.51) obținem:

$$\begin{aligned}
{}^3a_{0,3} &= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - \\ -l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + \\ + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ l_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix} + \\
&+ \begin{bmatrix} -l_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -2 \cdot l_3 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ l_3 \cdot \ddot{\theta}_3 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -l_3 \cdot \dot{\theta}_3^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - l_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - 2 \cdot l_3 \cdot \dot{\theta}_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) - l_3 \cdot \dot{\theta}_3^2 \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_3 \cdot \ddot{\theta}_3 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - l_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin\theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot \cos\theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.52}$$

5.2.5 Determinarea accelerațiilor centrelor de masă

$$\begin{aligned}
 {}^1a_{0,C_1} &= {}^1a_{0,1} + {}^1\varepsilon_{0,1} \times {}^1p_{1,C_1} + {}^1\omega_{0,1} \times ({}^1\omega_{0,1} \times {}^1p_{1,C_1}) = \\
 &= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
 &= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{l_1}{2} \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{l_1}{2} \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{5.53}$$

$$\begin{aligned}
 {}^2a_{0,C_2} &= {}^2a_{0,2} + {}^2\varepsilon_{0,2} \times {}^2p_{2,C_2} + {}^2\omega_{0,2} \times ({}^2\omega_{0,2} \times {}^2p_{2,C_2}) = \\
 &= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos \theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin \theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ l_1 \cdot \sin \theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos \theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)^2 \\ 0 \end{bmatrix} + \\
 &+ \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -\frac{l_2}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \left(\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -\frac{l_2}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \right) = \\
 &= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos \theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin \theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ l_1 \cdot \sin \theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos \theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2)^2 \\ 0 \end{bmatrix} + \\
 &+ \begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{l_2}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{l_2}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \\
 &= \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos \theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin \theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - \frac{l_2}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ l_1 \cdot \sin \theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos \theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \frac{l_2}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{5.54}$$

$$\begin{aligned}
{}^0a_{0,C3} &= {}^3a_{0,3} + {}^3\varepsilon_{0,3} \times {}^3p_{3,C3} + {}^3\omega_{0,3} \times ({}^3\omega_{0,3} \times {}^3p_{3,C3}) = \\
&= \left[\begin{array}{l} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - l_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{array} \right] + \\
&+ \left[\begin{array}{l} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{array} \right] \times \left[\begin{array}{l} -\frac{l_3}{2} \\ 0 \\ 0 \end{array} \right] + \left[\begin{array}{l} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{array} \right] \times \left(\left[\begin{array}{l} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{array} \right] \times \left[\begin{array}{l} -\frac{l_3}{2} \\ 0 \\ 0 \end{array} \right] \right) = \\
&= \left[\begin{array}{l} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - l_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + l_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{array} \right] + \\
&+ \left[\begin{array}{l} 0 \\ -\frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{array} \right] + \left[\begin{array}{l} \frac{l_3}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\ 0 \\ 0 \end{array} \right] = \\
&= \left[\begin{array}{l} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - \frac{l_3}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{array} \right] \quad (5.55)
\end{aligned}$$

5.2.6 Calculul forțelor și momentelor

5.2.6.1 Determinarea vectorilor gravitaționali

$${}^0g = \begin{bmatrix} 0 \\ -g \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (5.56)$$

$${}^1g_0 = {}^1R \cdot {}^0g = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -g \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -g \cdot \sin \theta_1 \\ -g \cdot \cos \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.57)$$

$$\begin{aligned} {}^2g_0 = {}^2R \cdot {}^0g &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & \sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -g \\ 0 \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} -g \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ -g \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.58)$$

$$\begin{aligned} {}^3g_0 = {}^3R \cdot {}^0g &= \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 \\ -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -g \\ 0 \end{bmatrix} = \\ &= \begin{bmatrix} -g \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ -g \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.59)$$

5.2.6.2 Determinarea forțelor și momentelor

Presupunând că nu există forțe de încărcare externe, atunci:

$${}^3F_{3,4} = 0 \quad (5.60)$$

$${}^3M_{3,4} = 0 \quad (5.61)$$

Pentru elementul cinematic 3 ($i = 3$),

$$\begin{aligned} {}^3F_3^* &= -m_3 \cdot {}^3a_{0,C3} = \\ &= -m_3 \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - \frac{l_3}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.62)$$

$$\begin{aligned}
{}^3M_3^* &= -{}^3l_3 \cdot {}^3\varepsilon_{0,3} - {}^3\omega_{0,3} \times ({}^3l_3 \cdot {}^3\omega_{0,3}) = \\
&= -\frac{1}{12} \cdot m_3 \cdot l_3^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \times \\
&\quad \times \left(\frac{1}{12} \cdot m_3 \cdot l_3^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \right) = \\
&= -\frac{1}{12} \cdot m_3 \cdot l_3^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{5.63}$$

$$\begin{aligned}
{}^3F_{2,3} &= {}^3F_{3,4} - m_3 \cdot {}^3g - {}^3F_3^* = {}^3F_{3,4} - m_3 \cdot {}^3g + m_3 \cdot {}^3a_{0,C3} = \\
&= -m_3 \cdot \begin{bmatrix} -g \cdot s_{123} \\ -g \cdot c_{123} \\ 0 \end{bmatrix} + \\
&\quad + m_3 \cdot \left[\begin{array}{l} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - \frac{l_3}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{array} \right] = \\
&= m_3 \cdot \left[\begin{array}{l} -l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - \frac{l_3}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + g \cdot s_{123} \\ l_1 \cdot \sin(\theta_2 + \theta_3) \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos(\theta_2 + \theta_3) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot \sin \theta_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ \quad + l_2 \cdot \cos \theta_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + g \cdot c_{123} \\ 0 \end{array} \right]
\end{aligned} \tag{5.64}$$

$$\begin{aligned}
{}^2F_{2,3} &= {}^2R \cdot {}^3F_{2,3} = \\
&= m_3 \cdot \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 \\ s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot c_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot s_{23} \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - \frac{l_3}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + g \cdot s_{123} \\ l_1 \cdot s_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot c_{23} \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + g \cdot c_{123} \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= m_3 \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot c_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot s_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + g \cdot s_{12} - \\ - \frac{l_3}{2} \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{l_3}{2} \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ l_1 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot c_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + g \cdot c_{12} - \\ - \frac{l_3}{2} \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \frac{l_3}{2} \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.65)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
{}^3M_{2,3} &= {}^3M_{3,4} + ({}^3p_{2,3} + {}^3p_{3,C3}) \times {}^3F_{2,3} - {}^3p_{3,C3} \times {}^3F_{3,4} - {}^3M_3^* = \\
&= \left(\begin{bmatrix} l_3 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -\frac{l_3}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \times m_3 \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot c_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot s_{23} \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - \frac{l_3}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + g \cdot s_{123} \\ l_1 \cdot s_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot c_{23} \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + g \cdot c_{123} \\ 0 \end{bmatrix} + \\
&+ \frac{1}{12} \cdot m_3 \cdot l_3^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} =
\end{aligned}$$

$$= \begin{bmatrix} \frac{l_3}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \times m_3 \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot c_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot s_{23} \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) - \frac{l_3}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + g \cdot s_{123} \\ l_1 \cdot s_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot c_{23} \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + g \cdot c_{123} \\ 0 \end{bmatrix} +$$

$$+ \frac{1}{12} \cdot m_3 \cdot l_3^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} =$$

$$= m_3 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \frac{l_3}{2} \cdot \begin{bmatrix} l_1 \cdot s_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot c_{23} \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + l_2 \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \frac{l_3}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) + g \cdot c_{123} \end{bmatrix} \end{bmatrix} +$$

$$+ \frac{1}{12} \cdot m_3 \cdot l_3^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} =$$

$$= m_3 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \left(\frac{1}{3} \cdot l_3^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot c_3 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_3 \cdot c_{23} \right) \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{1}{3} \cdot l_3^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot c_3 \right) \cdot \ddot{\theta}_2 + \\ + \frac{1}{3} \cdot l_3^2 \cdot \ddot{\theta}_3 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_3 \cdot s_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + g \cdot c_{123} \end{bmatrix} \quad (5.66)$$

$${}^2M_{2,3} = {}^2R \cdot {}^3M_{2,3} = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 \\ s_3 & c_3 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot {}^3M_{2,3} =$$

$$= m_3 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \left(\frac{1}{3} \cdot l_3^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot c_3 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_3 \cdot c_{23} \right) \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{1}{3} \cdot l_3^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot c_3 \right) \cdot \ddot{\theta}_2 + \\ + \frac{1}{3} \cdot l_3^2 \cdot \ddot{\theta}_3 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_3 \cdot s_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + g \cdot c_{123} \end{bmatrix} \quad (5.67)$$

Cuplul actuatorului utilizat pentru acționarea cuplei cinematice C se poate calcula folosind relația:

$$\begin{aligned} \tau_3 &= {}^2\mathbf{z}_2^T \cdot {}^2\mathbf{M}_{2,3} = [0 \ 0 \ 1] \cdot {}^2\mathbf{M}_{2,3} = \\ &= m_3 \cdot \left[\begin{array}{c} \left(\frac{1}{3} \cdot l_3^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot c_3 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_3 \cdot c_{23} \right) \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{1}{3} \cdot l_3^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot c_3 \right) \cdot \ddot{\theta}_2 + \\ + \frac{1}{3} \cdot l_3^2 \cdot \ddot{\theta}_3 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_3 \cdot s_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + g \cdot c_{123} \end{array} \right] \end{aligned} \quad (5.68)$$

Pentru elementul cinematic 2 ($i = 2$),

$$\begin{aligned} {}^2\mathbf{F}_2^* &= -m_2 \cdot {}^2\mathbf{a}_{0,c_2} = \\ &= -m_2 \cdot \left[\begin{array}{c} -l_1 \cdot \cos \theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \sin \theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - \frac{l_2}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ l_1 \cdot \sin \theta_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot \cos \theta_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \frac{l_2}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{array} \right], \end{aligned} \quad (5.69)$$

$$\begin{aligned} {}^2\mathbf{M}_2^* &= -{}^2l_2 \cdot {}^2\varepsilon_{0,2} - {}^2\omega_{0,2} \times ({}^2l_2 \cdot {}^2\omega_{0,2}) = \\ &= -\frac{1}{12} \cdot m_2 \cdot l_2^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} - \\ &\quad - \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \times \left(\frac{1}{12} \cdot m_2 \cdot l_2^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} \right) = \\ &= -\frac{1}{12} \cdot m_2 \cdot l_2^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.70)$$

$$\begin{aligned}
{}^2F_{1,2} &= {}^2F_{2,3} - m_2 \cdot {}^2g - {}^2F_2^* = {}^2F_{2,3} - m_2 \cdot {}^2g + m_2 \cdot {}^2a_{0,c_2} = \\
&= m_3 \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot c_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot s_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + g \cdot s_{12} - \\ -\frac{l_3}{2} \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{l_3}{2} \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ l_1 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot c_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + g \cdot c_{12} - \\ -\frac{l_3}{2} \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \frac{l_3}{2} \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} - m_2 \cdot \begin{bmatrix} -g \cdot s_{12} \\ -g \cdot c_{12} \\ 0 \end{bmatrix} + \\
&+ m_2 \cdot \begin{bmatrix} -l_1 \cdot c_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot s_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - \frac{l_2}{2} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \\ l_1 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot c_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \frac{l_2}{2} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \\ 0 \end{bmatrix} = \\
&= \begin{bmatrix} -(m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot c_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot s_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) \cdot l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + (m_3 - m_2) \cdot g \cdot s_{12} - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot c_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) \cdot l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \\ + (m_3 - m_2) \cdot g \cdot c_{12} - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} \tag{5.71}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
{}^1F_{1,2} &= {}^1R \cdot {}^2F_{1,2} = \\
&= \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 \\ s_2 & c_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \\
&\begin{bmatrix} -(m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot c_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot s_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) \cdot l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + (m_3 - m_2) \cdot g \cdot s_{12} - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot c_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{m_2}{2} + m_3\right) \cdot l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \\ + (m_3 - m_2) \cdot g \cdot c_{12} - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} =
\end{aligned}$$

$$= \begin{bmatrix} - (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 - \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) \cdot l_2 \cdot c_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) \cdot l_2 \cdot s_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \\ + (m_3 - m_2) \cdot g \cdot s_1 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot c_{23} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot s_{23} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) \cdot l_2 \cdot s_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) \cdot l_2 \cdot c_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \\ + (m_3 - m_2) \cdot g \cdot c_1 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot s_{23} \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot c_{23} \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.72)$$

$${}^2M_{1,2} = {}^2M_{2,3} + ({}^2p_{1,2} + {}^2p_{2,c_2}) \times {}^2F_{1,2} - {}^2p_{2,c_2} \times {}^2F_{2,3} - {}^2M_2^* =$$

$$= m_3 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \left(\frac{1}{3} \cdot l_3^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot c_3 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_3 \cdot c_{23} \right) \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{1}{3} \cdot l_3^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot c_3 \right) \cdot \ddot{\theta}_2 + \\ + \frac{1}{3} \cdot l_3^2 \cdot \ddot{\theta}_3 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_3 \cdot s_{23} \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + g \cdot c_{123} \end{bmatrix} +$$

$$+ \begin{bmatrix} \frac{l_2}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} - (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot c_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot s_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) \cdot l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ + (m_3 - m_2) \cdot g \cdot s_{12} - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + (m_2 + m_3) \cdot l_1 \cdot c_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{m_2}{2} + m_3 \right) \cdot l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + \\ + (m_3 - m_2) \cdot g \cdot c_{12} - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{m_3}{2} \cdot l_3 \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} -$$

$$- \begin{bmatrix} -\frac{l_2}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} - l_1 \cdot c_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot s_2 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + g \cdot s_{12} - \\ - \frac{l_3}{2} \cdot c_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 - \frac{l_3}{2} \cdot s_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ l_1 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_1 \cdot c_2 \cdot \ddot{\theta}_1 + l_2 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + g \cdot c_{12} - \\ - \frac{l_3}{2} \cdot s_3 \cdot (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \frac{l_3}{2} \cdot c_3 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ 0 \end{bmatrix} +$$

$$+ \frac{1}{12} \cdot m_2 \cdot l_2^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \quad (5.73)$$

$$\begin{aligned} {}^1M_{1,2} &= {}^1R \cdot {}^2M_{1,2} = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 \\ s_2 & c_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot {}^2M_{1,2} = \\ &= m_2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \left(\frac{1}{3} \cdot l_2^2 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_2 \cdot c_2 \right) \cdot \ddot{\theta}_1 + \frac{1}{3} \cdot l_2^2 \cdot \ddot{\theta}_2 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_2 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot l_2 \cdot g \cdot c_{12} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.74)$$

Cuplul actuatorului utilizat pentru acționarea cuplei cinematice B se poate calcula folosind relația:

$$\begin{aligned} \tau_2 &= {}^1z_1^T \cdot {}^1M_{1,2} = [0 \ 0 \ 1] \cdot {}^1M_{1,2} = \\ &= \left[m_2 \cdot \left(\frac{1}{3} \cdot l_2^2 + \frac{1}{2} \cdot l_1 \cdot l_2 \cdot c_2 \right) \right] \cdot \ddot{\theta}_1 + \frac{1}{3} \cdot m_2 \cdot l_2^2 \cdot \ddot{\theta}_2 + \\ &\quad + \frac{1}{2} \cdot m_2 \cdot l_1 \cdot l_2 \cdot s_2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot m_2 \cdot l_2 \cdot g \cdot c_{12} \end{aligned} \quad (5.75)$$

Pentru elementul cinematic 1 ($i = 1$),

$${}^1F_1^* = -m_1 \cdot {}^1a_{0,C_1} = -m_1 \cdot \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ \frac{l_1}{2} \cdot \ddot{\theta}_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (5.76)$$

$$\begin{aligned} {}^1M_1^* &= -{}^1l_1 \cdot {}^1\varepsilon_{0,1} - {}^1\omega_{0,1} \times ({}^1l_1 \cdot {}^1\omega_{0,1}) = \\ &= -\frac{1}{12} \cdot m_1 \cdot l_1^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \times \left(\frac{1}{12} \cdot m_1 \cdot l_1^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} \right) = \\ &= -\frac{1}{12} \cdot m_1 \cdot l_1^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (5.77)$$

$$\begin{aligned}
{}^1F_{0,1} &= {}^1F_{1,2} - m_1 \cdot {}^1g - {}^1F_1^* = {}^1F_{1,2} - m_1 \cdot {}^1g - m_1 \cdot {}^1a_{0,C_1} = \\
&= m_2 \cdot \left[\begin{array}{l} -l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 - (l_1 - \frac{l_2}{2}) \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin \theta_2 + \frac{3}{2} \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin \theta_2 + \frac{l_2}{2} \cdot (2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \cdot \cos \theta_2 \\ -l_1 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \cdot \sin \theta_2 - \frac{3}{2} \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \cos \theta_2 - \frac{l_2}{2} \cdot \ddot{\theta}_2 \cdot \sin \theta_2 + g \\ -l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 - l_2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 + \frac{l_2}{2} \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin \theta_2 + \frac{F_z}{m_2} \end{array} \right] - \\
&- m_1 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ -g \\ 0 \end{bmatrix} + m_1 \cdot \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \cdot \dot{\theta}_1^2 \\ 0 \\ -\frac{l_1}{2} \cdot \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} = \\
&= \left[\begin{array}{l} -(\frac{m_1}{2} + m_2) \cdot l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 - m_2 \cdot (l_1 - \frac{l_2}{2}) \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin \theta_2 + \frac{3}{2} \cdot m_2 \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin \theta_2 + \\ \qquad \qquad \qquad + m_2 \cdot \frac{l_2}{2} \cdot (2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \cdot \cos \theta_2 \\ -m_2 \cdot l_1 \cdot (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) \cdot \sin \theta_2 - \frac{3}{2} \cdot m_2 \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \cos \theta_2 - m_2 \cdot \frac{l_2}{2} \cdot \ddot{\theta}_2 \cdot \sin \theta_2 + (m_2 - m_1) \cdot g \\ -(\frac{m_1}{2} + m_2) \cdot l_1 \cdot \ddot{\theta}_1 - m_2 \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 + m_2 \cdot \frac{l_2}{2} \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin \theta_2 + F_z \end{array} \right] \quad (5.78)
\end{aligned}$$

$${}^0F_{0,1} = {}^0R \cdot {}^1F_{0,1} = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 \\ s_1 & c_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot {}^1F_{0,1} \quad (5.79)$$

$$\begin{aligned}
{}^1M_{0,1} &= {}^1M_{1,2} + ({}^1p_{0,1} + {}^1p_{1,C_1}) \times {}^1F_{0,1} - {}^1p_{1,C_1} \times {}^1F_{1,2} - {}^1M_1^* = \\
&= {}^1M_{1,2} + \left(\begin{bmatrix} l_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \right) \times {}^1F_{0,1} - \begin{bmatrix} -\frac{l_1}{2} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \times {}^1F_{1,2} + \frac{1}{12} \cdot m_1 \cdot l_1^2 \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \ddot{\theta}_1 \end{bmatrix} =
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& m_2 \cdot l_2 \cdot \left(\frac{l_1}{2} \cdot \ddot{\theta}_1 + \frac{2}{3} \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 - \frac{l_2}{6} \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin \theta_2 \right) \cdot \cos \theta_2 \\
& m_2 \cdot l_2 \cdot \left(\frac{3}{4} \cdot l_1 - \frac{l_2}{6} \cdot \sin \theta_2 \right) \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin \theta_2 + m_2 \cdot l_2 \cdot \left(\frac{2}{3} \cdot l_2 \cdot \sin \theta_2 - \frac{l_1}{2} \right) \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 + \\
& \quad + \left(\frac{m_1}{2} + m_2 + m_2 \cdot \sin \theta_2 \right) \cdot \frac{l_1^2}{2} \cdot \dot{\theta}_1^2 - \frac{3}{4} \cdot m_2 \cdot l_1 \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin \theta_2 - \\
& = - \left(m_2 \cdot l_2 \cdot \cos \theta_2 + m_2 \cdot l_1 + m_1 \cdot \frac{l_1}{6} \right) \cdot \frac{l_1}{2} \cdot \ddot{\theta}_1 - m_2 \cdot \frac{l_1 \cdot l_2}{4} \cdot \ddot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 + F_z \cdot \frac{l_1}{2} \\
& - m_2 \cdot \frac{l_1}{2} \cdot (l_2 + 2 \cdot l_1) \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin \theta_2 - m_2 \cdot \left(l_1 \cdot l_2 + \frac{l_2^2}{4} + \frac{l_1^2}{2} \right) \cdot \ddot{\theta}_2 \cdot \sin \theta_2 - \\
& - m_2 \cdot l_2 \cdot \left(\frac{3}{4} \cdot l_2 + \frac{3}{2} \cdot l_1 \right) \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \cos \theta_2 + \left(m_2 \cdot \frac{l_2}{2} + m_2 \cdot l_1 - m_1 \cdot \frac{l_1}{2} \right) \cdot g + \\
& \quad + m_2 \cdot \left(\frac{l_2^2}{12} - \frac{l_1^2}{2} \cdot \sin \theta_2 \right) \cdot \ddot{\theta}_2 - m_2 \cdot \frac{l_2^2}{12} \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \sin \theta_2 \cdot \cos \theta_2
\end{aligned} \tag{5.80}$$

$${}^0M_{0,1} = {}^0R \cdot {}^1M_{0,1} = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 \\ s_1 & c_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot {}^1M_{0,1} \tag{5.81}$$

Cuplul actuatorului corespunzător cuplei cinematice A se determină cu relația:

$$\begin{aligned}
\tau_1 = & m_2 \cdot l_2 \cdot \left(\frac{3}{4} \cdot l_1 - \frac{l_2}{6} \cdot \sin \theta_2 \right) \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \sin \theta_2 + m_2 \cdot l_2 \cdot \left(\frac{2}{3} \cdot l_2 \cdot \sin \theta_2 - \frac{l_1}{2} \right) \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 + \\
& + \left(\frac{m_1}{2} + m_2 + m_2 \cdot \sin \theta_2 \right) \cdot \frac{l_1^2}{2} \cdot \dot{\theta}_1^2 - \frac{3}{4} \cdot m_2 \cdot l_1 \cdot l_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin \theta_2 - \\
& - \left(m_2 \cdot l_2 \cdot \cos \theta_2 + m_2 \cdot l_1 + m_1 \cdot \frac{l_1}{6} \right) \cdot \frac{l_1}{2} \cdot \ddot{\theta}_1 - m_2 \cdot \frac{l_1 \cdot l_2}{4} \cdot \ddot{\theta}_2 \cdot \cos \theta_2 + F_z \cdot \frac{l_1}{2}
\end{aligned} \tag{5.82}$$

5.2.7 Ecuțiile dinamice de mișcare

Sub formă matriceală, ecuațiile (5.76) și (5.82) pot fi scrise după cum urmează:

$$\tau = M \cdot \ddot{q} + N(q, \dot{q}) + G \tag{5.83}$$

5.3 Simularea numerică a parametrilor cinematici de poziție

Pentru poziția inițială (Fig. 5.2.a), se consideră, $\alpha_1 = \text{cst}$, $H = \text{cst}$, $l_1 = \text{cst}$, $l_2 = \text{cst}$ și $l_3 = \text{variabil}$. Astfel, vom obține sistemul de ecuații:

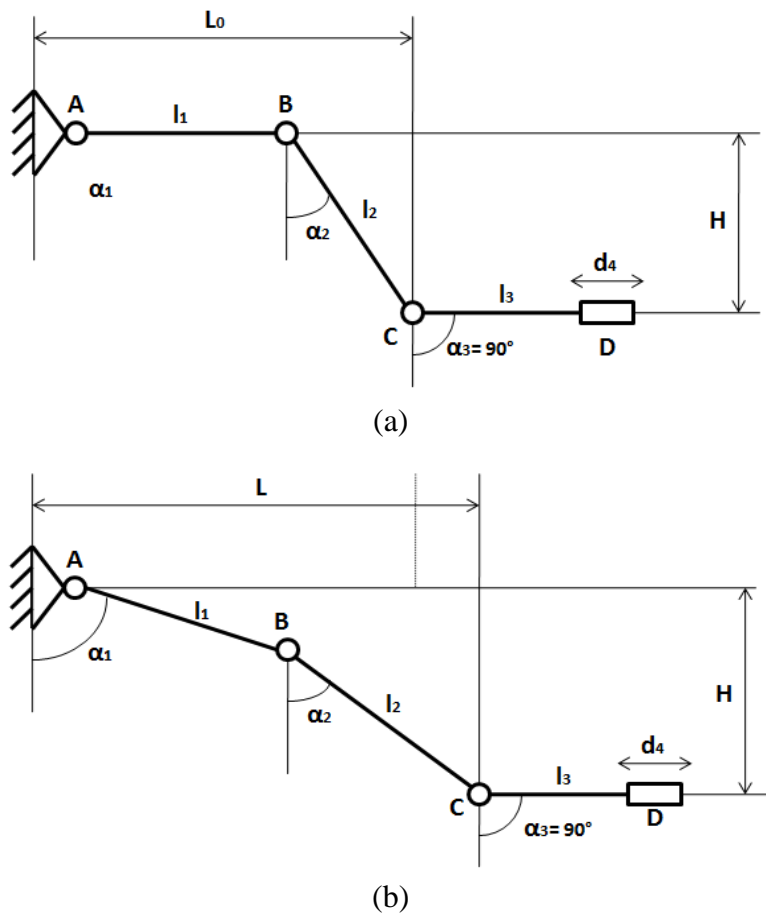


Fig. 5.2 Mecanismul corespunzător structurii de tip ortează:
a. poziția inițială; b. poziția în timpul funcționării

$$\begin{cases} L = l_1 \cdot \sin \alpha_1 + l_2 \cdot \sin \alpha_2 \\ H = l_1 \cdot \cos \alpha_1 + l_2 \cdot \cos \alpha_2 \end{cases} \quad (5.85)$$

unde: H , l_1 , l_2 - constante, cunoscute;

α_2 - variabil, cunoscut;

L - constant, necunoscut;

α_1 - variabil, necunoscut.

$$\begin{cases} L - l_2 \cdot \sin \alpha_2 = l_1 \cdot \sin \alpha_1 \\ H - l_2 \cdot \cos \alpha_2 = l_1 \cdot \cos \alpha_1 \end{cases} \quad (5.86)$$

Ridicând la pătrat și adunând ecuațiile sistemului (5.127) obținem:

$$\begin{aligned} L^2 - 2 \cdot l_2 \cdot L \cdot \sin \alpha_2 + l_2^2 \cdot \sin^2 \alpha_2 + H^2 - 2 \cdot H \cdot l_2 \cdot \cos \alpha_2 + l_2^2 \cdot \cos^2 \alpha_2 = \\ = l_1^2 \cdot \sin^2 \alpha_1 + l_1^2 \cdot \cos^2 \alpha_1 = l_1^2 \cdot (\sin^2 \alpha_1 + \cos^2 \alpha_1) = l_1^2 \Rightarrow \end{aligned} \quad (5.87)$$

$$\begin{aligned} L^2 - 2 \cdot l_2 \cdot L \cdot \sin \alpha_2 + l_2^2 \cdot (\sin^2 \alpha_2 + \cos^2 \alpha_2) + H^2 - 2 \cdot H \cdot l_2 \cdot \cos \alpha_2 = l_1^2 \\ L^2 - 2 \cdot l_2 \cdot L \cdot \sin \alpha_2 + a = 0 \end{aligned} \quad (5.88)$$

unde $a = l_2^2 - l_1^2 + H^2 - 2 \cdot H \cdot l_2 \cdot \cos \alpha_2$.

Pe baza programului dezvoltat în mediul de lucru Matlab (Anexa A), s-a determinat variația unghiurilor α_2 și α_3 , realizându-se și o comparație a rezultatelor obținute experimental cu cele obținute analitic (Fig. 5.3).

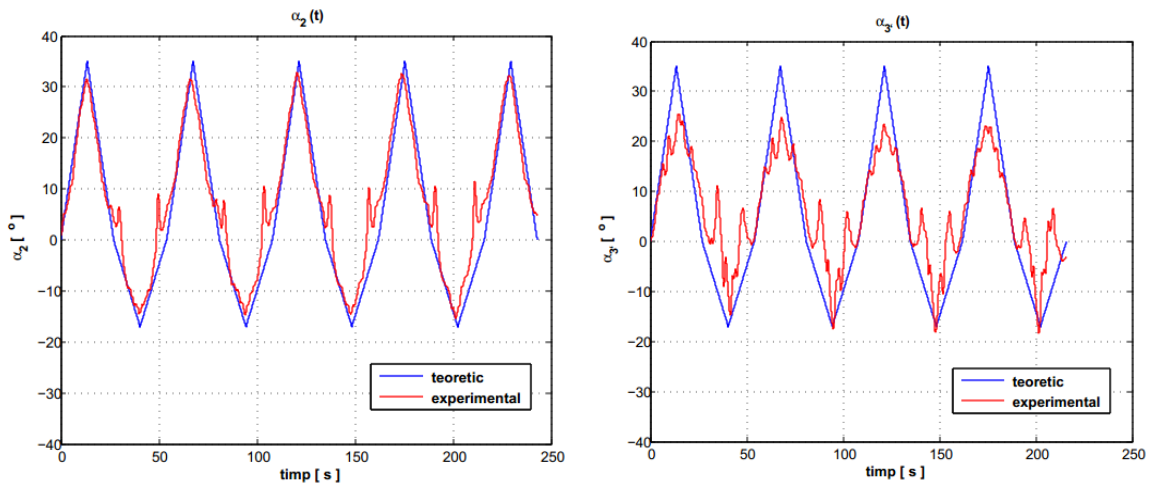


Fig. 5.3 Variația unghiurilor α_2 și α_3

CAPITOLUL 6

Calibrarea sistemului mecatronic de recuperare medicală

6.1 Etalonarea senzorilor de presiune

6.2 Calibrarea mărcilor tensometrice

6.3 Studiul experimental al forțelor normale și tangențiale

6.1 Etalonarea senzorilor de presiune

Calibrarea senzorilor a fost necesară înainte de a fi introduși în sistemul platformă al dispozitivului de recuperare medicală, pentru următoarele considerente:

- evidențierea comportamentului și sensibilitatea senzorilor de presiune la o forță normală aplicată;
- pentru a obține o dependență între variația rezistenței interne a senzorilor ca efect al aplicării forței;
- pentru a stabili un interval optim de funcționare al senzorilor;
- calibrarea se va folosi și ca o metodă de validare (comparare) a rezultatelor obținute pentru forțele normale care se dezvoltă la interacțiunea dintre pacienți și sistemul de recuperare medicală.

Calibrarea acestora s-a realizat în trei etape:

1. Utilizând tribometrul UMT-2 pentru a urmări sensibilitatea senzorilor la forțe mici.
2. Calibrarea pe bază de greutăți etalonate - pentru a evidenția răspunsul senzorilor în cazul aplicării unei forțe normale mai mari (care să fie aproximativă cu o forță normală pe care o poate aplica pacientul, în mod normal).
3. Calibrarea acestora cu ajutorul unor subiecți umani care calcă pe platforma suport, cu senzorii fixați, exact ca și în condițiile reale de recuperare medicală cu ajutorul

sistemului biomecatronic hibrid (piciorul pacientului este fixat solidar cu sistemul care conține placa rigidă cu senzori).

6.1.1 Etalonarea senzorilor de presiune cu ajutorul tribometrului UMT-2

6.1.1.1. Descrierea echipamentului de testare

Tribometrul universal UMT-2 (Universal Material Tester) produs de CETR (Center for Tribology), SUA (<http://www.cetr.com/>) este un dispozitiv modern de testare a proceselor tribologice apărute la suprafața unor materiale. Instrumentul prezentat în Fig. 6.1 este compact și poate realiza măsurători precise la scară micro sau macro ale forței și coeficientului de frecare, ale uzurii (adezivă și abrazivă) și a adâncimii de uzare, rezistența la zgâriere, micro și nanodeformații, microduritatea, lubrifierea, etc.

Echipamentul utilizează un pachet software specific care, prin comunicarea cu un calculator standard prin interfață USB, facilitează înregistrarea datelor, analiza și vizualizarea acestora sub formă de grafice.



Fig. 6.1 Micotribometrul UMT-2 (<http://www.cetr.com/>)

Dispozitivul prezintă câteva caracteristici tehnice importante care îl recomandă în a fi utilizat în măsurători de natură tribologică de precizie ridicată :

- asigură mișcări programabile liniare și de rotație;
- oferă două posibilități de măsurare a frecării: în mișcare de translație și de rotație;
- domeniul de încărcare este cuprins între $1\mu\text{N}$ și 20 N ;
- forțele se pot aplica pe direcțiile X,Y,Z;
- poate funcționa și la viteze foarte mici ($0.1\ \mu\text{s}$) pentru a monitoriza mișcarea de stick-slip;

- are posibilitatea de control a vitezei, accelerației, pozițiilor liniare și unghiulare;
- utilizează 6 senzori pentru măsurători simultane ale forței și cuplului pe direcțiile X,Y,Z;
- conține senzori de temperatură și umiditate.

6.1.1.2. Principiul metodei

Scopul calibrării senzorilor de presiune a fost de a determina răspunsul și variația rezistenței interne a acestora la o forță aplicată, cunoscută și prestabilită. Pentru aceasta, s-a utilizat microtribometrul UMT-2 existent în Laboratorul de Tribologie al Departamentului de Inginerie Mecanică, Mecatronică și Robotică, din cadrul Facultății de Mecanică de la Universitatea Tehnică „Gheorghe Asachi” din Iași.

Echipamentul de testare a fost utilizat pentru a aplica diferite forțe de încărcare pe suprafața activă a senzorului. Pentru a realiza măsurătorile, din cadrul configurației hardware a tribometrului s-a folosit sistemul de deplasare liniară, pe care a fost montată o placă rigidă de suport pentru senzori. Sistemul de deplasare liniară nu a fost acționat, el fiind ajustat în prealabil pentru o bună poziționare a pinului de fixare deasupra centrului senzorului, conform Fig. 6.2. Senzorii au fost montați pe o suprafață plană, rigidă, atașată suportului microtribometrului.

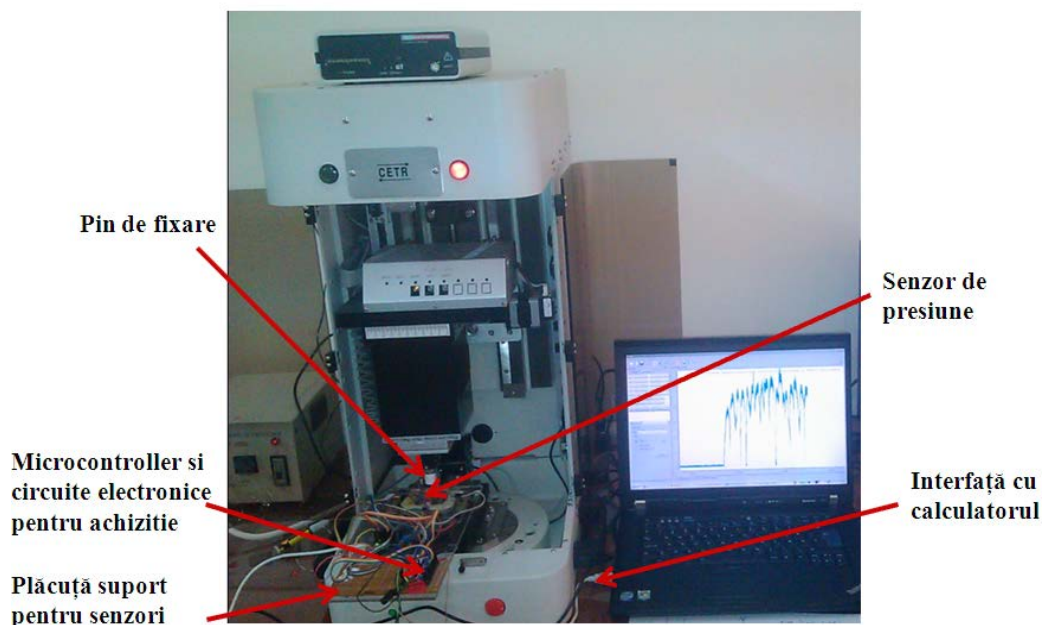


Fig. 6.2 Dispozitiv utilizat în testări experimentale pentru determinarea forței normale

Senzorii au fost testați în domeniul de forță cuprins între 200mN și 20N, cu pini având atașati cilindri de oțel cu diametre cuprinse între 6 și 13 mm (pentru senzorii rotunzi) și o placă metalică din oțel cu latura de 37 mm (corespunzătoare zonei active a senzorului pătrat). S-au utilizat diferite metode de atingere a suprafeței active a senzorului (fie prin

atingere și menținere în aceeași poziție a pinului pe suprafața activă a senzorului, fie prin atingere și ridicare a pinului) cu diverse variații ale forței impuse.

În testele de etalonare, s-a aplicat o forță constantă, într-un singur punct, fără deplasare. S-au efectuat teste succesive în același punct, la valori diferite ale forței, care este tradusă de senzorul de presiune ca o variație a rezistenței electrice.

Testul a fost repetat pentru fiecare dintre cei patru senzori, observându-se o insensibilitate la forțe foarte mici (până în 1,5 -2 N). Senzorii au fost conectați la câte un divizor de tensiune care a permis înregistrarea variațiilor în tensiune cu ajutorul microcontrolerului conectat la calculator prin portul USB.

6.1.1.3. Achiziția de date

Achiziția de date furnizate de senzori s-a realizat cu ajutorul unei plăcuțe electronice, un microcontroller cu 18 canale și cu comunicare USB. Canalele disponibile pe plăcuța microcontrolerului pot fi utilizate fie ca intrări/ieșiri analogice, fie ca și intrări/ieșiri digitale. Pentru conversia analog/digitală și invers, microcontrollerul are o rezoluție de 10 biți, cu o rată de eșantionare până la 47.1 kHz. Deoarece s-a dorit observarea variației forței aplicate pe suprafața activă a senzorului, dar și datorită faptului că această variație a forței este percepută de senzor ca o variație a unei rezistențe electrice, a fost necesară utilizarea unui divizor de tensiune.

Divizorul asigură o tensiune cuprinsă între 0 ÷ +5V curent continuu pentru fiecare senzor, în concordanță cu forța aplicată și rezistorul utilizat (Fig. 6.3, 1kΩ). Ieșirea din divizorul de tensiune a fost direct conectată într-un canal al microcontrollerului, ce a fost setat ca intrare analogică.

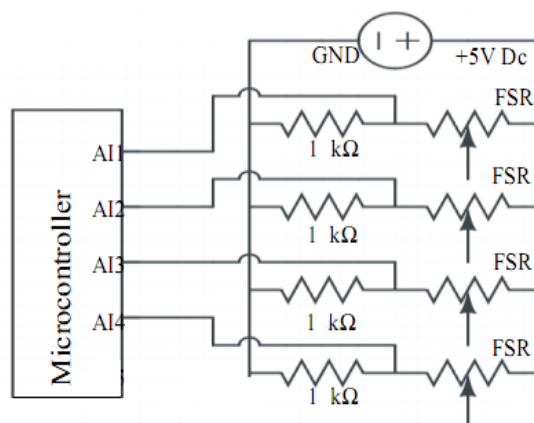


Fig. 6.3 Divizor de tensiune

Microcontrollerul a fost configurat și programat astfel încât să poată achiziționa și transfera datele, în timp real, prin intermediul unei comunicații USB. Astfel se înregistrează variația de tensiune a fiecărui senzor în concordanță cu forța aplicată (Fig. 4.18). Achiziția de

date s-a făcut cu ajutorul unor scripturi realizate în Python, care a permis prelucrarea semnalelor achiziționate și salvarea valorilor obținute în fișiere independente, aferente fiecărui semnal.

Software-ul utilizat pentru vizualizarea semnalelor după achiziție este SIFT v0.2.6 (Signal and Image Filtering Tool).

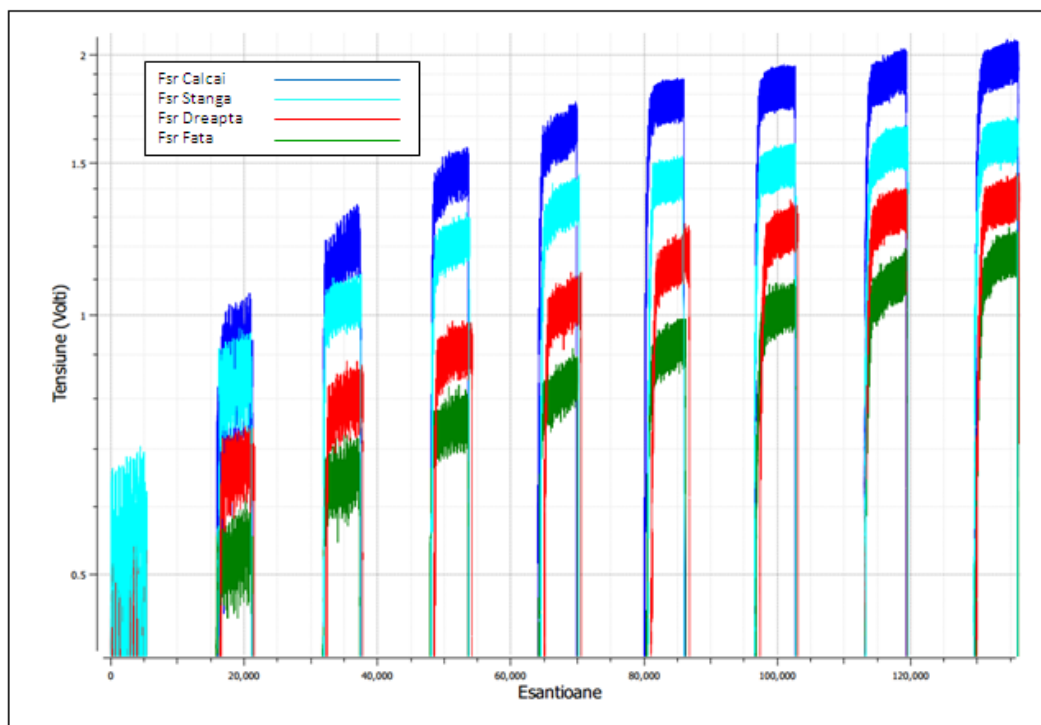


Fig.6.4 Variația tensiunii înregistrate de senzori la aplicarea cu ajutorul microtribometrului a unor forțe în gama: crescător

Calibrările pe tribometru s-au făcut pe intervalul $[2N: 10N]$, incremental din N în N , păstrând aceeași poziție de aplicare a forței. Forța a fost menținută constantă, timp de 5 secunde, echivalentul a 5000 eșantioane (Samples) în Fig. 6.4.

S-a dorit monitorizarea sensibilității senzorilor la forțe relative mici, incrementate cu câte o unitate de la un test la altul. Se poate observa faptul că la aplicarea unei forțe de $2N$, răspunsul senzorilor s-a situat în aceeași gamă de tensiune, dar au fost înregistrate variații (zgomote) de amplitudine mare. Aceeași procedură a fost aplicată fiecărui senzor în parte. În diagramele următoare sunt prezentate legile de variație a forței în funcție de tensiune, pentru fiecare senzor, după cum urmează:

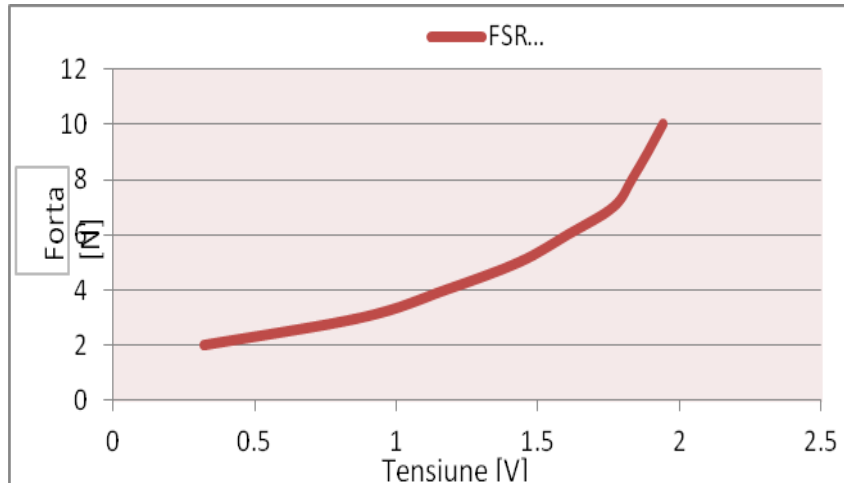


Fig. 6.5 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul aferent călcâiului

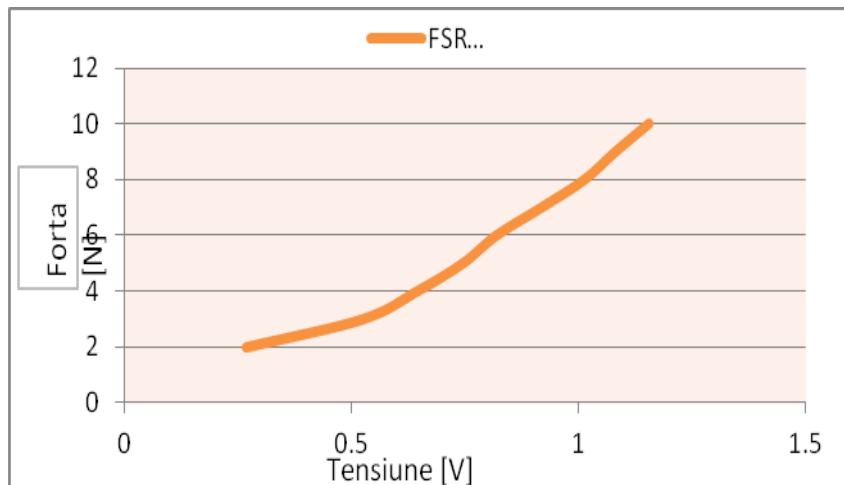


Fig. 6.6 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul poziționat pe partea stângă

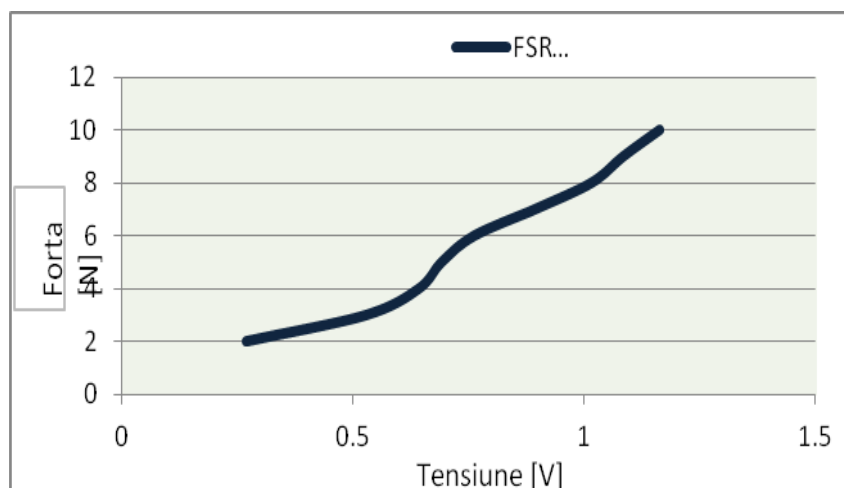


Fig. 6.7 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul poziționat pe partea dreaptă

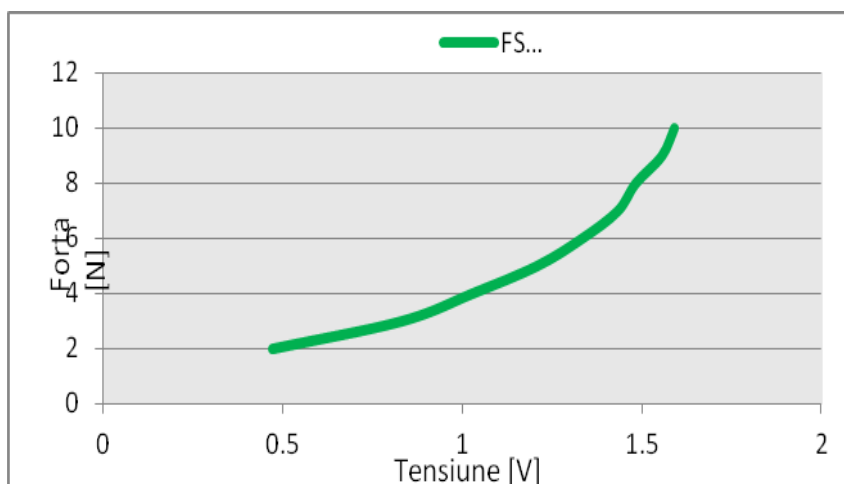


Fig. 6.8 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul poziționat în față, corespunzător vârfului

6.1.2 Calibrarea senzorilor pe baza greutăților etalonate

Utilizarea tribometrului UMT-2 a demonstrat sensibilitatea senzorului, chiar și la forțe mici. În realitate, forțele de încărcare pe care le poate genera un picior uman sunt mult mai mari decât cele aplicate de tribometru. Astfel, pentru a observa forțele de încărcare maxime suportate de acești senzori, s-a impus utilizarea metodei clasice de etalonare, pe bază de greutăți. În acest sens, senzorii de presiune au fost fixați pe plăcuța suport (Fig.6.10), astfel încât să respecte cerințele anatomice ale piciorului, ca în Fig. 6.9. Senzorii au fost numiți generic: senzori călcâi, sensor față (corespunzător vârfului piciorului), senzori dreapta și stânga (corespunzători părților laterale ale piciorului).

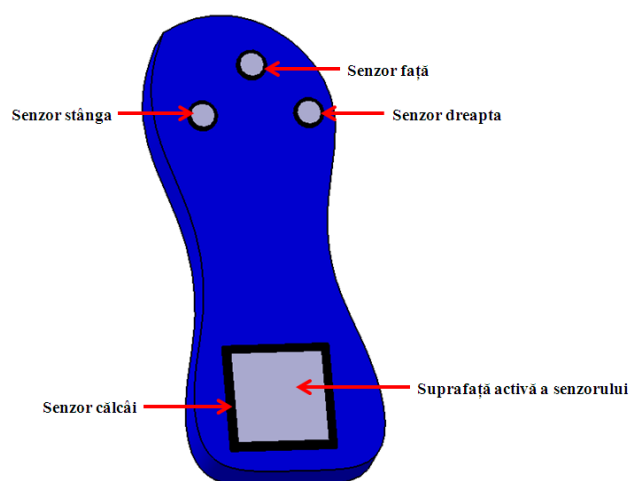
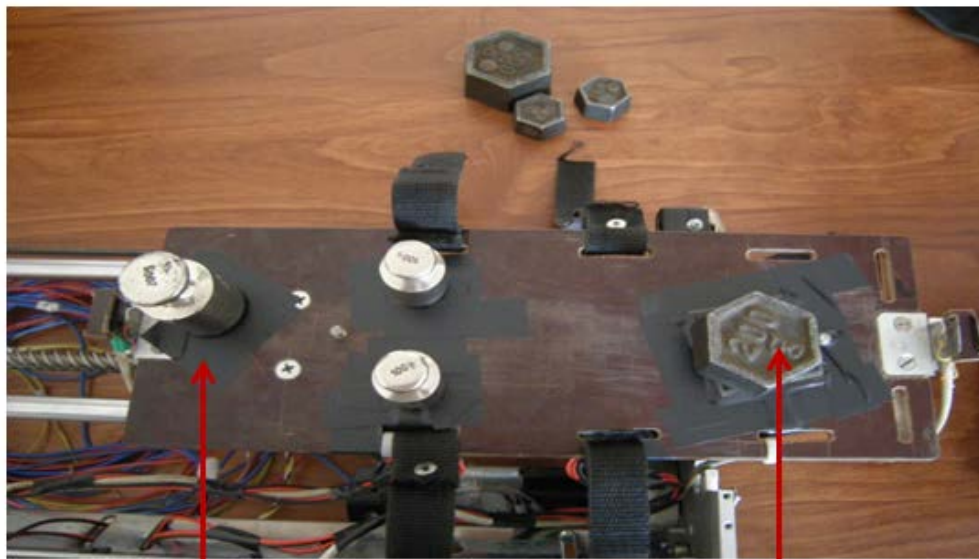


Fig. 6.9 Poziționarea senzorilor în raport cu forma piciorului uman



Amplasare senzori

Greutăți etalonate

Fig. 6.10 Procedeu experimental

Pentru achiziția de date s-a utilizat același sistem de achiziție prezentat anterior și s-a stabilit un protocol de testare, prin aplicarea succesivă a unor greutăți etalonate cu valori cuprinse între 200-8200 de grame. Și în acest caz s-a urmărit dependența dintre tensiune și forța aplicată, prezentată în diagramele din Fig. 6.11 - 6.14.

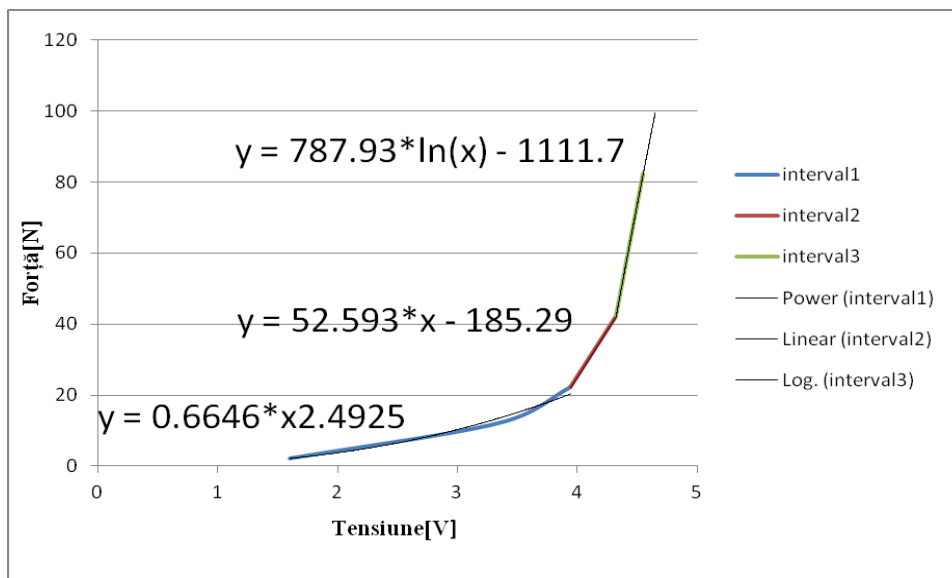


Fig. 6.11 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul poziționat în față

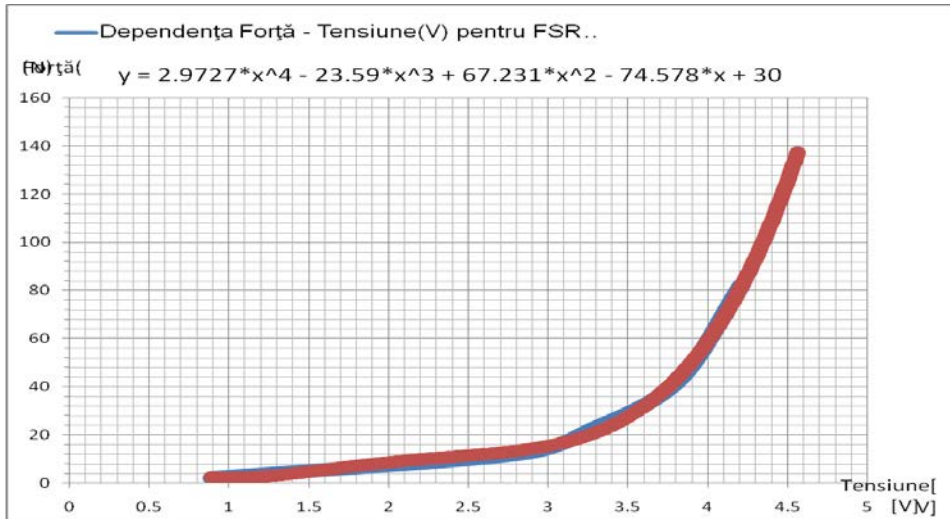


Fig. 6.12 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul din dreapta

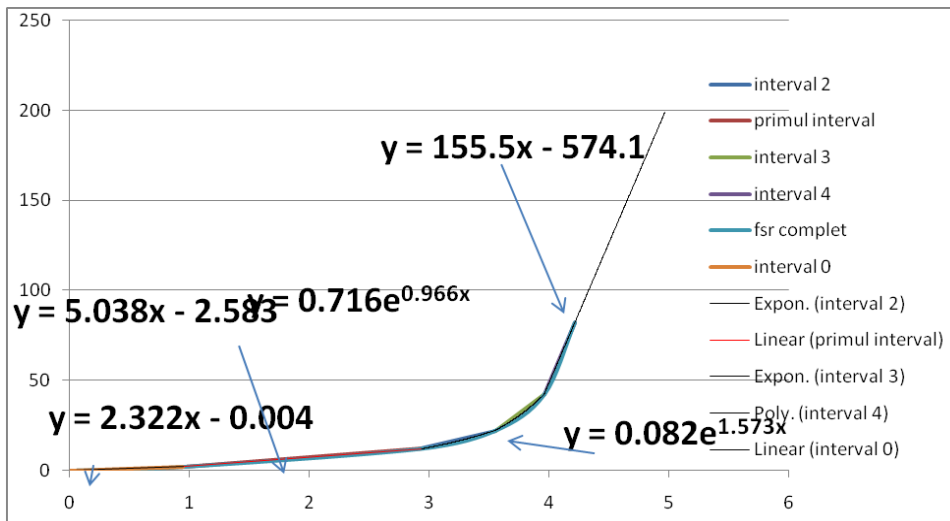


Fig. 6.13 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul din stânga

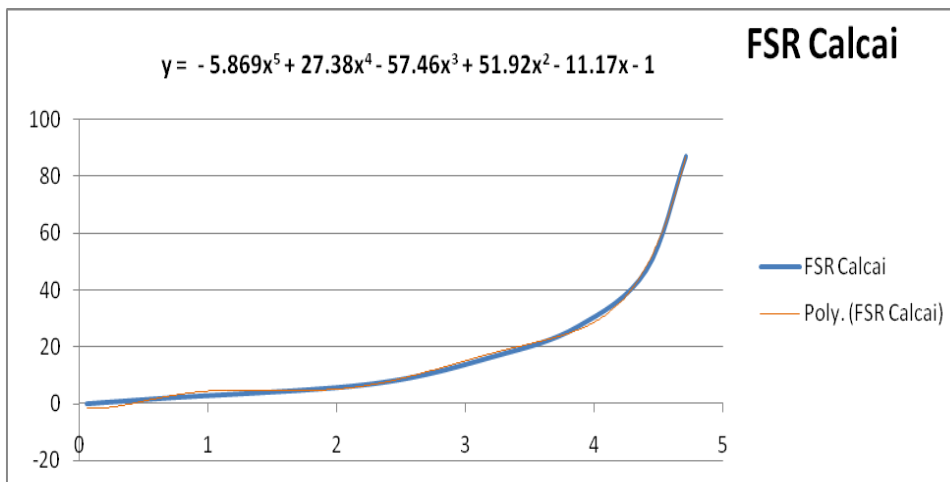


Fig. 6.14 Legea de variație a forței/tensiune pentru senzorul din călcâi

6.2 Calibrarea mărcilor tensometrice

6.2.1 Echipamente utilizate pentru testări experimentale - Descrierea echipamentului tensometric Vishay-Model P3

Pe sistemul de legătură al piciorului uman cu suportul de prindere, se găsește fixat un dispozitiv de măsurare a forțelor tangențiale care se dezvoltă în timpul deplasării piciorului pe direcția orizontală. La extremitățile suportului s-au introdus două elemente elastice pe care s-au atașat patru mărci tensometrice, cu valori rezistive de 350Ω . Informațiile cu privire la forțele dezvoltate sunt transmise la puntea tensometrică P3 Vishay, un echipament performant de măsură care oferă rezultate extrem de precise.

Puntea utilizată în testările experimentale poate fi conectată în trei modalități: sferturi, jumătăți sau punte întreagă, pentru valori rezistive ale mărcilor tensometrice de 120Ω , 350Ω , 1000Ω .



Fig. 6.15 Echipamentul tensometric Vishay-Model P3 (www.vishaymg.com)

Echipamentul tensometric oferă o modalitate directă de operare și accesibilă utilizatorului, exact cum este indicată în Fig. 6.15. După cum se poate observa, pe interfața hardware a dispozitivului Vishay se regăsesc următoarele elemente:

- posibilitatea de conectare cu calculatorul printr-un protocol de comunicație serial (USB);
- un meniu de comenzi accesibil, fie direct prin taste, fie cu ajutorul calculatorului, dacă echipamentul a fost conectat la acesta. Prin accesarea meniului se pot alege canalele de lucru, echilibrarea punții tensometrice, etalonarea factorului de scalare dar și posibilitatea de înregistrare a rezultatelor experimentale;
- un display pentru vizualizarea și citirea datelor;
- card de memorare a datelor;
- cele patru canale utilizabile în configurațiile dorite de utilizator;

- ieșire analogică de semnal pe mufa BNC: 0-2.5V.

6.2.2 Principiul metodei

Scopul calibrării mărcilor tensometrice a fost de a studia caracteristicile elastice ale lamelor pe care s-au fixat mărcile. Pentru aceasta, s-a utilizat puntea tensometrică Vishay P3 existentă în Laboratorul de Tribologie al Departamentului de Inginerie Mecanică, Mecatronică și Robotică, din cadrul Facultății de Mecanică de la Universitatea Tehnică „Gheorghe Asachi” din Iași.

Echipamentul de testare a fost utilizat pentru a urmări deformațiile produse la nivelul elementului elastic în cazul aplicării succesiv a unor greutateți etalonate pe lamă. Pentru a realiza măsurătorile, din cadrul configurației hardware a punții s-au folosit doar două canale, iar mărcile au fost conectate pe structura de jumătate de punte Wheatstone, conform Fig. 6.16.

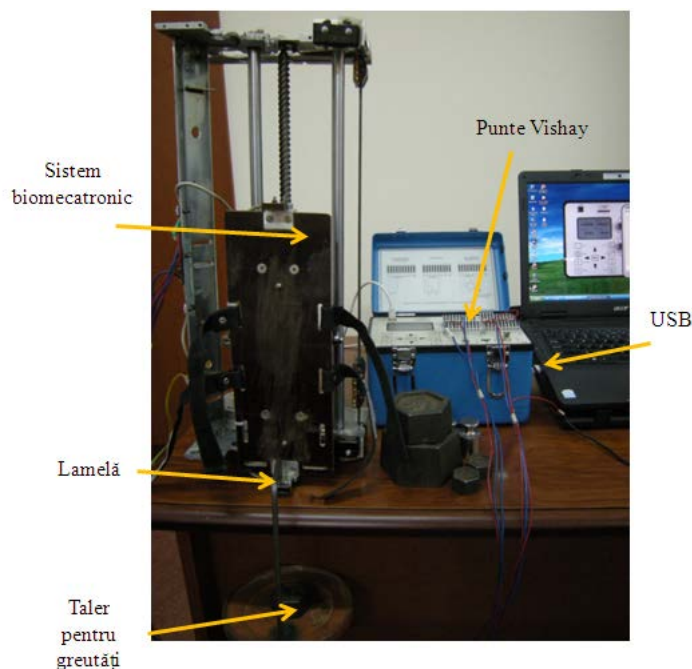
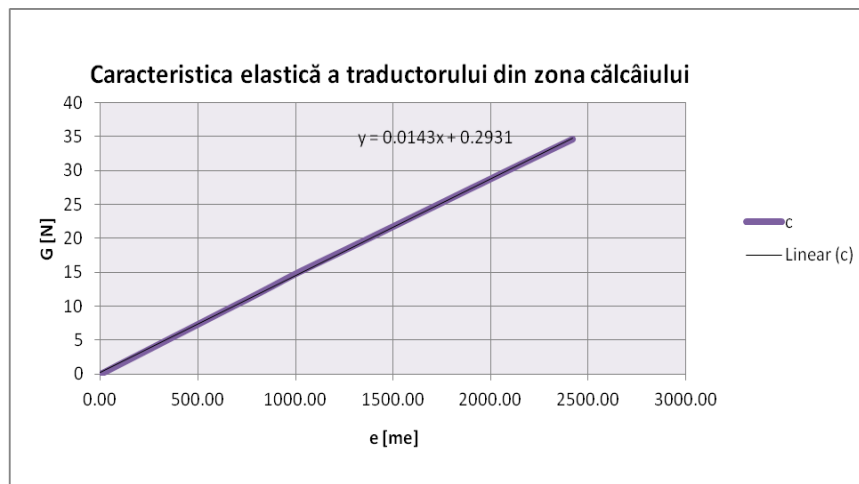
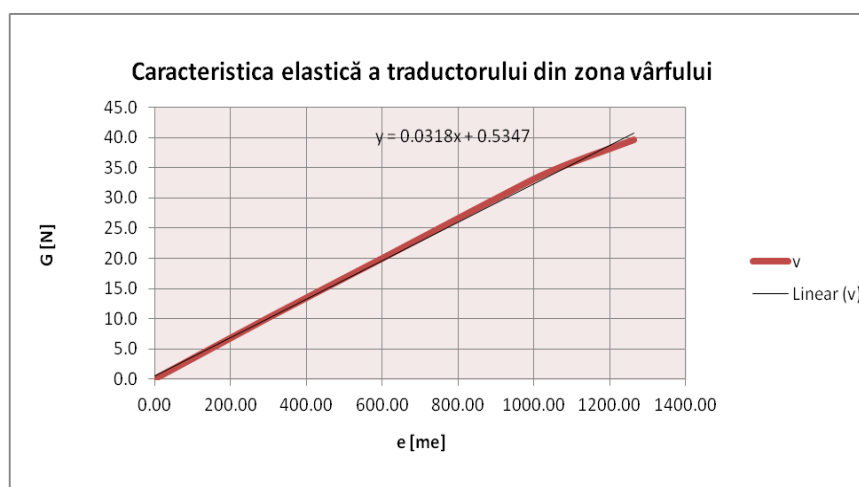


Fig. 6.16 Dispozitiv utilizat în testări experimentale pentru determinarea forței tangențiale

În urma testelor și a determinării coeficienților de interes, s-au putut trasa diagramele corespunzătoare caracteristicilor elastice ale traductorilor (Fig. 6.17.a,b), ce prezintă un comportament liniar.



a.



b.

Fig. 6.17 Caracteristicile elastice ale traductorilor: a. călcâi; b. vârf

6.3 Studiul experimental al forțelor normale și tangențiale

Cunoașterea forțelor normale și tangențiale, care se dezvoltă în timpul recuperării cu sistemul la interacțiunea piciorului uman cu reazămul pe care acesta se fixează, este importantă din punct de vedere al evaluării terapiei de recuperare. Această forță normală este generată, în primul rând, de greutatea proprie a tibiei, care se transmite în același timp și sistemului de recuperare. Distribuția forței normale poate fi determinată cel mai precis cu ajutorul senzorilor de presiune FSR (Force Sensing Resistor) oferii de Interlink Electronics (<http://www.interlinkelectronics.com>).

Determinarea experimentală a forțelor normale și tangențiale a fost necesară din următoarele motive:

- acestea intră în calculul momentului total dezvoltat la nivelul genunchiului, pe baza căruia se stabilește protocolul de recuperare cu ajutorul sistemului, dar și o metodă de estimare a gradului de recuperare al pacientului;

-
- forța normală este un criteriu esențial de începere a terapiei cu ajutorul sistemului. Monitorizarea distribuției forței la nivelul tălpii, înregistrată de cei patru senzori utilizați, oferă informații privind poziționarea piciorului în raport cu sistemul. În condiții inițiale de începere a terapiei, greutatea proprie a tibiei trebuie să fie distribuită uniform pe senzori, când piciorul este așezat vertical față de plăcuța suport (care conține senzorii), cu un unghi de 90 de grade între coapsă și gambă. Valori crescute ale forței înregistrate, în special de senzorii laterali, atrage atenția că pacientul nu este așezat corespunzător cerințelor impuse de recuperarea medicală;
 - cu ajutorul ei se poate deduce gravitatea afecțiunii, fiind o informație pe baza căreia medicii pot stabili ședințele de terapie fizică. Medicii confirmă că, după o perioadă lungă de imobilizare a membrului inferior, pacientul nu își poate controla mișcările piciorului, având tendința să îl “scape”. Această tendință este provocată de atrofia parțială sau totală a mușchilor, care se traduce prin imposibilitatea de control al transferului greutății proprii a tibiei, generând dureri insuportabile la nivelul articulației genunchiului. Pentru a evita acest aspect, dar și pentru a reduce durerea resimțită de pacient, una din recomandările medicale, pentru terapia fizică, se referă la transferul greutății proprii a segmentului, care trebuie făcut treptat (în fazele incipiente ale recuperării) până la transferul total;
 - forța normală mai poate furniza o informație prețioasă, necesară tot în sfera medicală, și anume că poate evidenția instabilitatea genunchiului (imediat după accidentări locale). Această instabilitate generează înclinări laterale ale piciorului, care nu sunt acceptate din punct de vedere al condițiilor biomecanice. Nerespectarea alinierii membrului conform cerințelor fiziologice normale ale pacientului, poate genera accidentări suplimentare ale elementelor din structurile anatomice învecinate (ligamente, tendoane);
 - forța normală poate fi utilă și pentru monitorizarea recuperării după unele patologii de la nivelul articulației gleznei sau pentru a evalua postrecuperator fazele mersului și transferul greutății pe membrul ce a fost afectat;
 - poate evidenția zonele cu tensiuni maxime în cazul special al persoanelor cu platfus, cu implicații în biomecanica mersului.



CAPITOLUL 7

Rezultate experimentale

7.1 Pregătirea pacienților pentru terapia cu sistemul mecatronic

7.2 Teste realizate pe subiect sănătos

7.3 Terapii de recuperare aplicate pacienților

7.4 Concluzii

7.1 Pregătirea pacienților pentru terapia cu sistemul mecatronic

După tratarea afecțiunilor din punct de vedere medical (chirurgical sau nechirurgical), pacientului i se explică importanța ședințelor de recuperare pentru redobândirea capacităților funcționale anterioare accidentării. Astfel, înainte de începerea oricărei manevre de recuperare, se stabilește o întrevvedere între pacient - medic-fizioterapeut, cu scopul de a elabora pașii necesari realizării terapiei fizice.

În prealabil, medicul îi conturează fizioterapeutului punctele forte pe care trebuie să le urmărească pe parcursul recuperării medicale și recomandă prudență, mai ales dacă pacientul a mai avut antecedente medicale anterioare (tratate sau parțial tratate) în zona articulației genunchiului. Plecând de la această discuție dintre pacient - medic-fizioterapeut se elaborează o recuperare medicală de tip buclă închisă, ca în Fig. 7.1.

Deoarece terapia se realizează cu ajutorul sistemului mecatronic, în cazul de față rolul fizioterapeutului este doar de asistare a terapiei. În același timp, acesta trebuie să îi descrie pacientului sistemul care îl va recupera (pentru a înlătura reticența acestuia la prezența sistemului) și să îi explice beneficiile pe care i le poate oferi recuperării medicale.

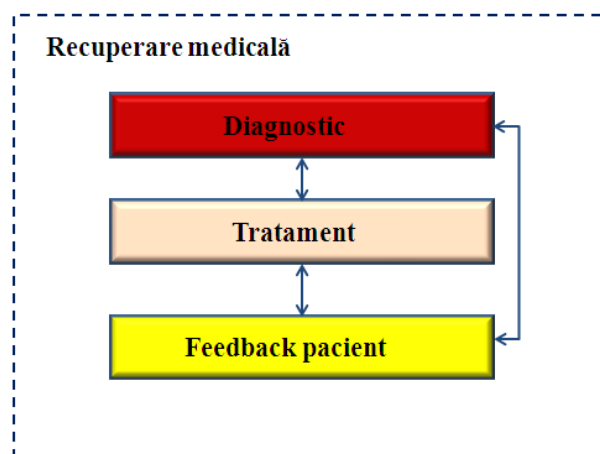


Fig. 7.1 Recuperare medicală de tip buclă închisă

Pe baza diagnosticului primit, se elaborează criteriul de recuperare (pasiv sau activ) care este bazat pe diverse tipuri de exerciții fizice (gimnastică recuperatorie) și are următoarele caracteristici și obiective, conform cu (Mircea, 2004):

- Obiectivul principal îl constituie reeducarea funcțională a membrului inferior, în scopul de a restabili într-un timp cât mai scurt, capacitățile funcționale reduse sau parțial pierdute, în urma unui accident;
- Exercițiile și tehnica de recuperare sunt particularizate pentru fiecare pacient, în funcție de diagnostic și recomandarea medicului;
- Recuperarea este benefică pentru a preveni instalarea sau permanentizarea deficitului funcțional, reducându-se astfel consecințele negative ale traumatismelor asupra activității funcționale a pacientului;
- Această tehnică are rolul de a ajuta la obținerea stabilității, care este de fapt principala funcție a genunchiului;
- Redobândirea mobilității articulare, a mișcărilor permise din articulație, tonifierea musculară sunt elemente cheie în cadrul unei recuperări fizice;
- Activitatea de recuperare medicală impune stabilirea unui plan reabilitativ (cuprinde obiectivele generale, etapele reabilitării, echipa) pe baza căruia se organizează programul de terapie fizică (stabilirea mijloacelor și tehnicilor de recuperare utilizate, modul de aplicare al acestora, estimarea perioadei de recuperare până la vindecarea completă a pacientului);
- Este extrem de importantă monitorizarea evoluției reabilitative în timpul programului de recuperare, iar aprecierea finală a rezultatelor se realizează prin modalitate clinic - subiectivă (aprecieri în funcție de percepția medicului și a pacientului, mai ales când subiectul este pus să facă anumite mișcări, să stea în poziție de ortostatism, să urce sau să coboare scări, analiza mersului, etc, raportat la gradul de durere al pacientului), cât

și prin modalitate obiectivă (scale de evaluare: KOOS, WOMAC, Oxford Knee Score);

- Durerea este un factor determinat, ce însoțește recuperarea medicală și lipsa acesteia, după multe ședințe de recuperare, poate ajuta la estimarea gradului de vindecabilitate al subiectului;
- Menținerea activității și stabilitatea grupelor musculare;
- Restabilirea rezistenței musculare pentru a stabiliza și proteja articulația de eventualele accidentări;
- Reluarea activității genunchiului în locomoție pentru a preveni suprasolicitarea șoldului sau a celuilalt picior;
- Alegerea unui regim alimentar adecvat pentru optimizarea greutății corporale, pentru a împiedica suprasolicitarea membrelor.

7.2 Teste realizate pe un subiect sănătos

Testarea unui subiect sanătos a fost necesară pentru a evalua performanțele sistemului mecatronic în concordanță cu cerințele de recuperare impuse. S-a dorit urmărirea forțelor dezvoltate la interacțiunea dintre pacient și sistemul biomecatronic (forțele normale și tangențiale, care vor da o informație completă asupra momentului din articulația genunchiului), precum și monitorizarea amplitudinii de mișcare (prin evaluarea modificărilor unghiulare din articulații). Valorile obținute în urma testului, pentru parametrii de interes menționați ai subiectului sănătos, se vor folosi ca etalon în evaluarea gradului de recuperare al pacienților.

Înainte de începerea terapiei, s-au notat într-o bază de date, caracteristicile antropometrice ale subiectului supus testului, precum și câteva informații generale ale acestuia, prezentate în Tabelul 7.1.

Tabel 7.1 Caracteristici generale privind subiectul sănătos supus testului

Sex	F
Vârsta	28 ani
Înălțime	170 cm
Greutate corporală	58 kg
Antecedente medicale anterioare	Nu
Profesie	Inginer

Protocolul experimental, prezentat și în Fig. 7.2 a constat în următoarele etape:

1. mai întâi i s-a descris sistemul biomecatronic și principiul de funcționare;
2. i s-a garantat siguranța pe tot parcursul utilizării dispozitivului;
3. subiectului i s-a explicat că poate oricând să întrerupă testul, prin activarea (apăsarea) butonului de panică;

- pasul următor a constat în poziționarea subiectului în sistemul biomecatronic - poziția de început a terapiei este cu genunchiul în flexie, cu un unghi de 90° între coapsă și gambă. Alinierea corectă a subiectului/pacientului este foarte importantă pentru corectitudinea rezultatelor. În acest sens, o aliniere corectă se realizează prin utilizarea unui scaun pivotant. După cum se poate observa, piciorul pacientului este menținut fix pe platforma sistemului, cu ajutorul unor bretele. Structura de tip orteză se atașează imediat ce condițiile inițiale de realizare a terapiei au fost îndeplinite.

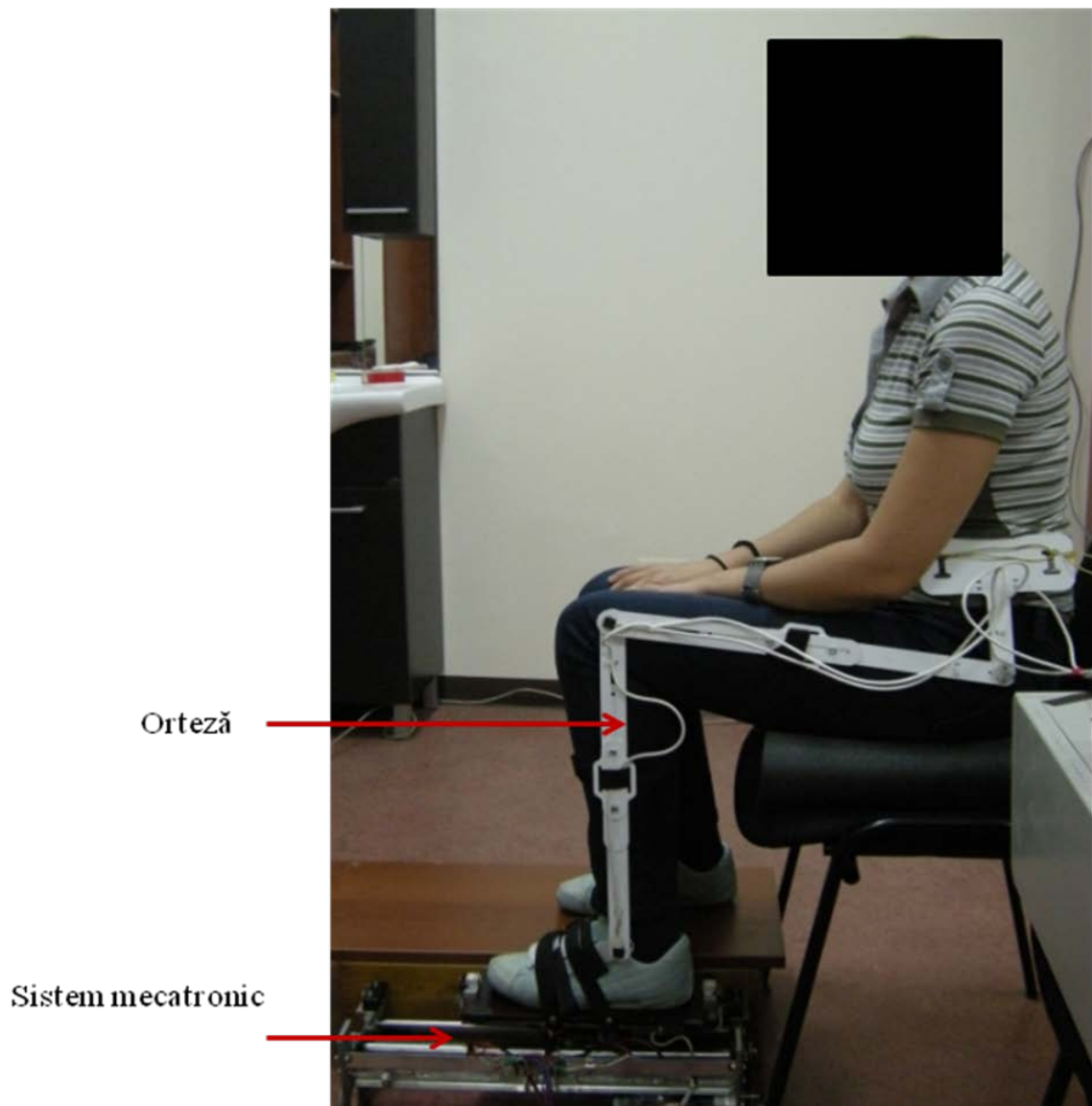


Fig. 7.2 Poziționarea subiectului sănătos în raport cu sistemul biomecatronic, în vederea realizării testelor experimentale

- testele efective cu sistemul au constat în realizarea mișcării de flexie-extensie cu scopul de a urmări, în timp real forțele normale și tangențiale precum și unghiurile din articulații. S-au realizat patru curse complete cu deplasare înainte-înapoi. Din Fig. 7.3 - 7.10 se pot

observa valorile obținute pentru forțele normale și tangențiale, dar și limitele pentru amplitudinea de mișcare corespunzătoare articulației genunchiului.

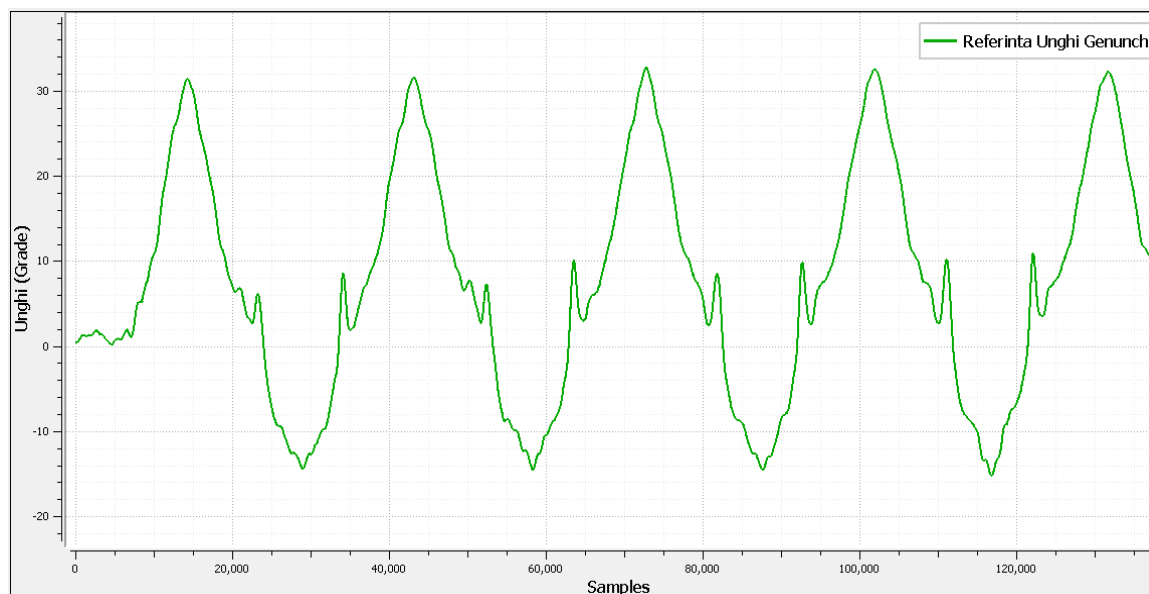


Fig. 7.3 Referință unghi genunchi subiect sănătos

În Fig. 7.3 este prezentată amplitudinea de mișcare înregistrată pentru articulația genunchiului, în timpul unei testări cu ajutorul sistemului mecatronic. Pe grafic se pot distinge clar cele patru curse complete de deplasare, care se traduc prin extensie (deplasare înainte) și flexie (deplasarea înapoi). Deasemenea se poate remarca variația unghiului din articulație în raport cu poziția de zero grade (corespunde poziției inițiale de 90°) în funcție de deplasarea înainte sau înapoi. Vârfurile situate deasupra poziției de zero corespund extensiei, iar cele situate pe axa negativă corespund mișcării de flexie. Se poate remarca faptul că acestea au o formă simetrică, iar amplitudinea maximă de mișcare pentru subiectul din acest studiu este de 46° . Amplitudinea de mișcare este mai mare pentru deplasarea înainte, echivalentă unghiului de 32° , și mai mică, corespunzătoare unui unghi de 14° , pentru mișcarea de flexie. Această diferență de unghi se explică prin faptul că poziția de început a terapiei este favorabilă mișcării de extensie, subiectul realizând această mișcare cu mare ușurință, în timp ce flexia este limitată de prezența scaunului, constrângerile provocate de ligamente și de întâlnirea la nivel posterior a celor două segmente, coapsă și gambă.

Analizând curbele din Fig. 7.3 se mai pot observa mici vârfuri înregistrate deasupra poziției de referință, care variază între 4° și 10° . Aceste vârfuri sunt generate de trecerea de la mișcarea de extensie la cea de flexie și de modul de deplasare al segmentelor, unul în raport cu altul, în acest caz femurul este fix, iar tibia alunecă pe el.

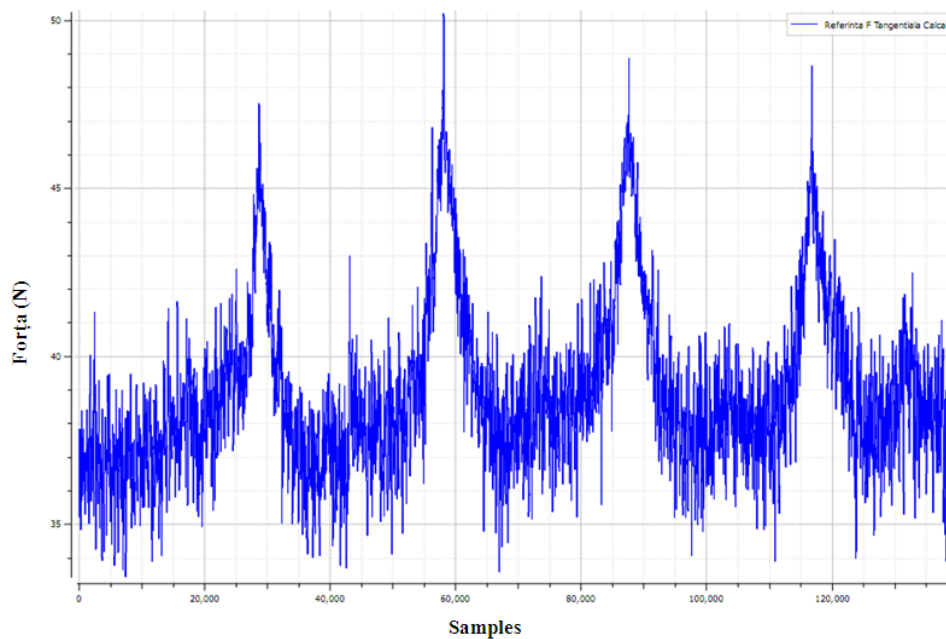


Fig. 7.4 Referință forță tangențială călcâi subiect sănătos

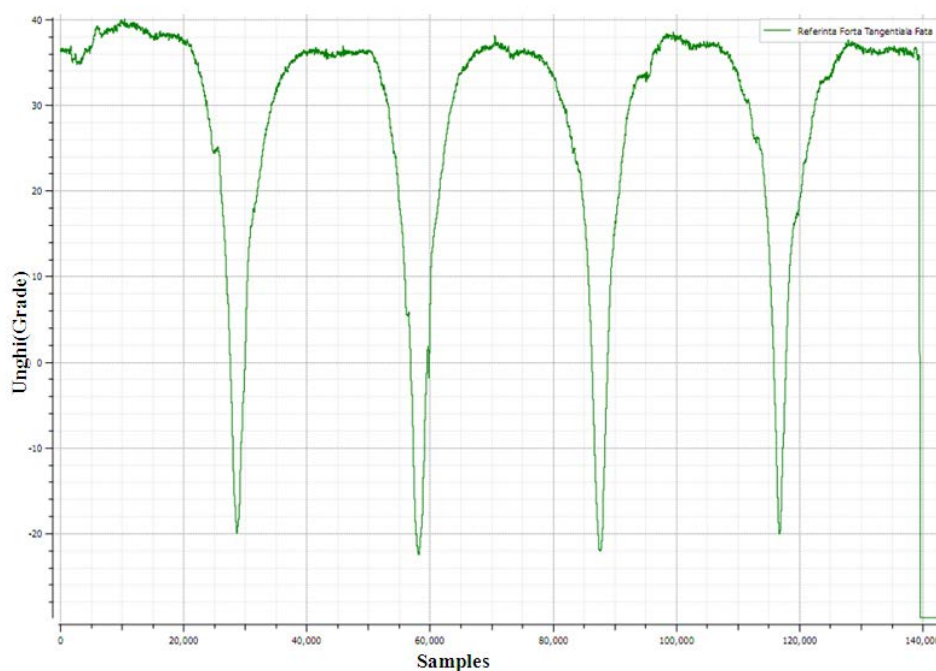


Fig. 7.5 Referință forță tangențială vârf subiect sănătos

În Fig. 7.4 și 7.5 sunt reprezentate forțele tangențiale dezvoltate la interacțiunea piciorului uman cu sistemul de care este fixat, în timpul mișcării de flexie-extensie. Analizând cele două grafice se poate observa aceeași simetrie a curbelor, prezentă și în cazul analizei amplitudinii de mișcare, cu delimitarea vizibilă și pe diagrame a deplasării înainte-înapoi a piciorului. Deși simetria și forma vârfurilor se respectă, se poate remarca faptul că acestea sunt în opoziție. Aceasta se explică prin faptul că în timpul mișcării de extensie este acționată lamela din zona vârfului piciorului, iar în timpul mișcării de flexie este tensionată lamela

corespunzătoare zonei călcâiului. Deasemenea se mai poate observa că forța tangențială corespuanzătoare vârfului piciorului prezintă niște variații negative, care se traduc prin creșterea forței tangențiale înregistrate la nivelul mărcii tensiometrice din vârf. De asemenea se mai remarcă prezența unor zgomote pe curba corespuanzătoare forței tangențiale din călcâi, ce sunt introduse de unele perturbații apărute în sistemul mecanic, pe timpul funcționării.

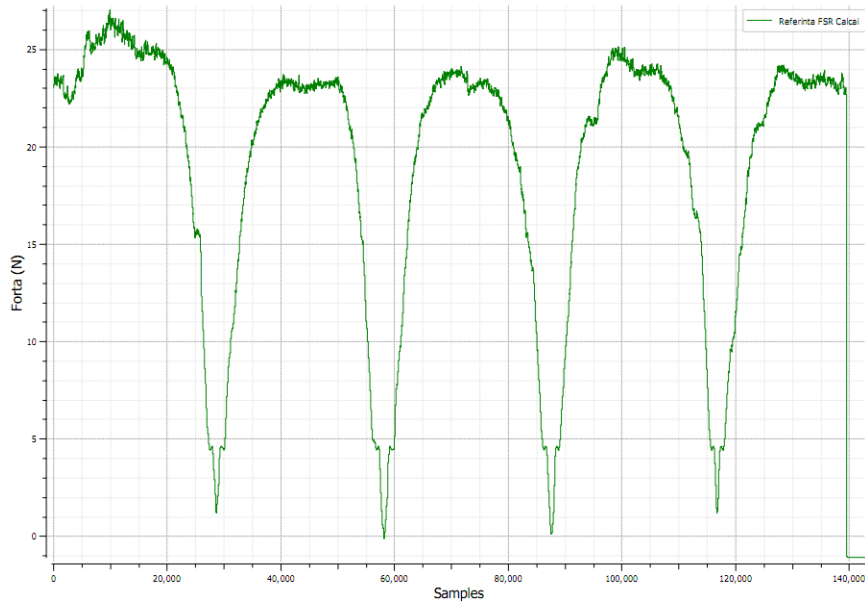


Fig. 7.6 Referință forță normală călcâi subiect sănătos

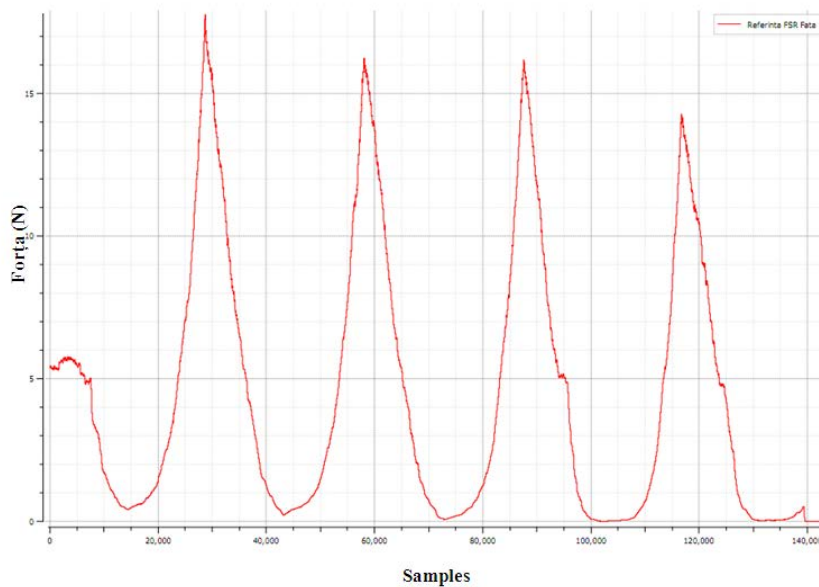


Fig. 7.7 Referință forță normală față subiect sănătos

O evoluție în opoziție a curbelor forțelor normale din Fig. 7.6 și 7.7 se înregistrează și pentru senzorii din călcâi și vârf, corespuanzătoare cursei complete de deplasare înainte-înapoi a piciorului. Așa cum se întâmplă și în timpul mersului, forța normală cea mai mare se

înregistrează la contactul călcâiului cu solul, în cazul testului cu ajutorul subiectului uman, la contactul călcâiului acestuia cu suportul de sprijin al piciorului. În caz contrar, în timpul mișcării de extensie, forța normală cea mai mare se va dezvolta la nivelul vârfului, ce are corespondență, în fazele mersului, cu perioada de propulsie a piciorului. Altfel spus, greutatea proprie a tibiei, adică forța de încărcare normală resimțită la nivelul piciorului, se va transfera/balansa treptat din călcâi în vârf.

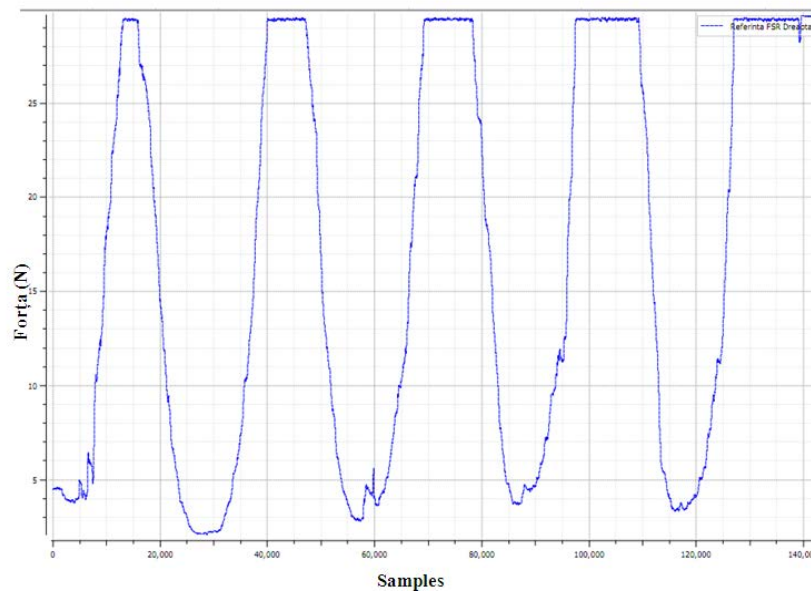


Fig. 7.8 Referință forță normală dreapta subiect sănătos

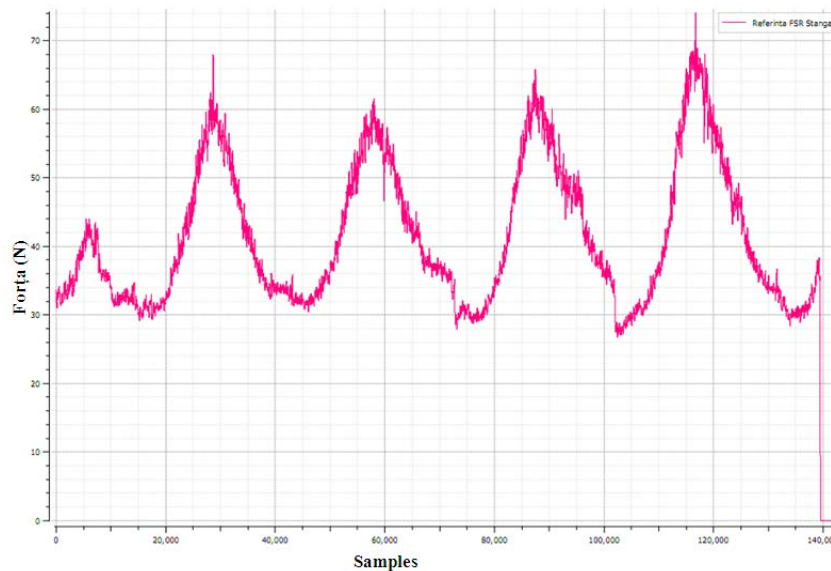


Fig. 7.9 Referință forță normală stânga subiect sănătos

În Fig. 7.8 și 7.9 sunt prezentate forțele normale dezvoltate pe părțile laterale ale piciorului. Deși se observă evoluții diferite ale curbelor, se poate remarca faptul că forțele înregistrate sunt aproximativ uniform distribuite pe părțile laterale, cu valori de 36N pentru

forța normală dezvoltată pe partea stângă și de 37N pentru forța dezvoltată pe partea dreaptă. Diferențele apărute la nivel de formă a curbelor poate fi generată de o postură necorespunzătoare a subiectului ce s-a dezvoltat pe parcursul testului.

7.3 Terapii de recuperare medicală aplicate pacienților

Deoarece testele efectuate pe subiectul sănătos au demonstrat capacitatea sistemului de a evidenția forțele normale și tangențiale dezvoltate, dar și faptul că dispozitivul funcționează optim, nepunând în pericol siguranța subiectului, s-a trecut la aplicarea unei terapii de recuperare medicală pe un lot de trei pacienți cu deficiențe la nivelul articulației genunchiului. Pacienții au provenit de la Spitalul Sf. Spiridon din Iași, de la secția de ortopedie-traumatologie, iar terapia s-a desfășurat sub atenta observație a medicului curant.

Aceștia au avut diagnostice diferite și evoluții clinice diferite. Medicul a stabilit tipul de recuperare care îi este adecvat fiecărui pacient, în funcție de deficiențele monitorizate de acesta pe parcursul spitalizării.

Cu ajutorul sistemului mecatronic s-a încercat recuperarea postoperatorie a unui pacient cu fractura la nivelul femurului însoțită de leziuni ale structurilor învecinate ale articulației genunchiului, recuperarea unui pacient care a suferit o ruptură a ligamentului încrucișat anterior și a necesitat o ligamentoplastie, precum și recuperarea unui pacient cu o entorsă de gradul 1 spre 2.

Pentru explicitarea și evidențierea terapiei cu sistemul de recuperare, se vor prezenta etapele terapiei pacientului diagnosticat cu fractură la nivelul femurului însoțită de leziuni ale structurilor învecinate ale articulației genunchiului. În Anexa B este prezentată și evoluția recuperativă a pacientului după ligamentoplastie.

Înainte de începerea ședințelor de reabilitare fizică, s-au consemnat în baza de date (existentă la nivel software) caracteristicile antropometrice ale acestuia precum și diagnosticul și tipul de recuperare aplicat (conform indicațiilor medicului), prezentate în Tabelul 7.2.

Tabel 7.2 Caracteristici generale privind pacientul supus ședinței de recuperare medicală

Sex	M
Vârsta	43 ani
Înălțime	183 cm
Greutate corporală	85 kg
Antecedente medicale anterioare	Nu
Profesie	Constructor
Mecanismul de producere a accidentului	Accident la locul de muncă

După ce i s-a explicat pacientului protocolul de recuperare, și acesta și-a dat acordul privind realizarea terapiei cu ajutorul sistemului mecatronic, s-au notat capacitățile

funcționale ale acestuia la momentul începerii terapiei. I s-a măsurat amplitudinea de mișcare, ce a fost introdusă în baza de date, iar medicul i-a recomandat 4 ședințe de recuperare intensive. Altfel spus, o ședință de recuperare a însemnat de fapt o săptămâna de terapie, cu întrevederi zilnice și exerciții repetitive timp de o oră, cu pauze de 5 minute, după primele 15 minute de exerciții.

Rezultate obținute

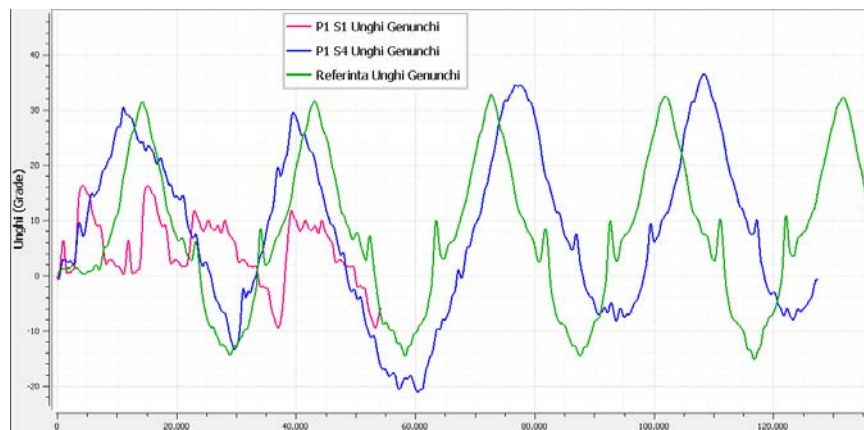


Fig 7.10 Progresul recuperativ privind mobilitatea articulară la începutul și sfârșitul terapiei cu sistemul

După cum se poate observa în Fig. 7.10 pacientul are o amplitudine de mișcare limitată, în jurul valorii de 18° pentru mișcarea de extensie și de aproximativ 10° pentru mișcarea de flexie. Cu aceste valori unghiulare se începe terapia de recuperare. Datorită performanțelor reduse de mișcare existente la nivelul articulației genunchiului, a fost dificilă realizarea unei curse lungi de mișcare, în acest caz fiind doar o cursă și jumătate. Graficul evidențiază instabilitatea articulației, iar variațiile evidente sunt incapacitatea pacientului de a-și controla mișcarea din articulație. O îmbunătățire remarcabilă (comparabilă cu cea a subiectului sănătos) se observă după finalizarea terapiei de recuperare, care a durat aproximativ o lună și jumătate.

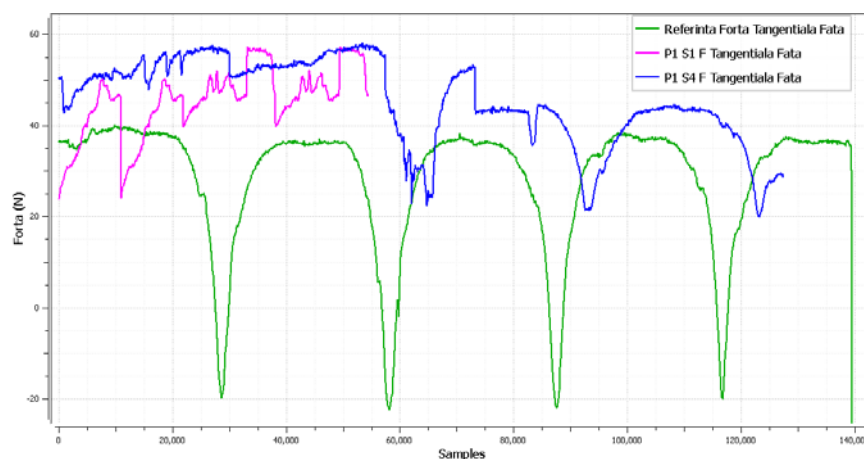


Fig 7.11 Monitorizarea progresului recuperativ al pacientului la începutul și sfârșitul terapiei cu sistemul mecatronic, pe baza forței tangențiale dezvoltate

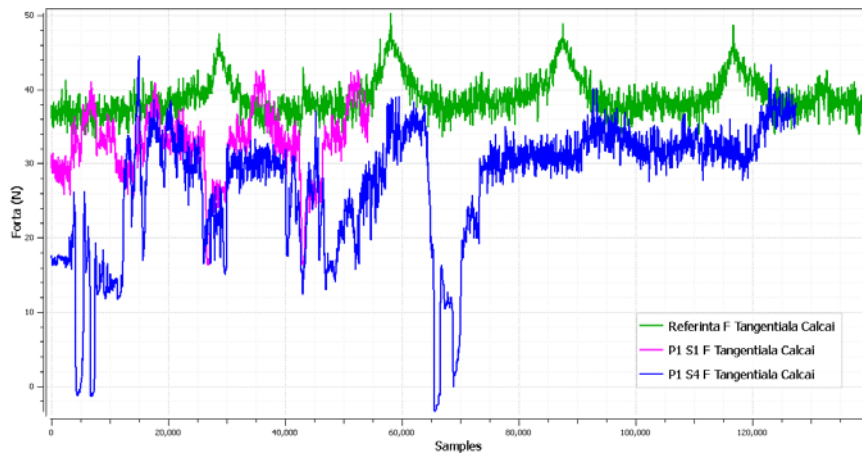


Fig 7.12 Forța tangențială în călcâi a pacientului supus recuperării vs. subiect sănătos

În Fig.7.11 și 7.12 sunt evidențiate evoluția forței tangențiale înregistrată la deplasarea înainte/înapoi a sistemului mecatronic, corespunzătoare mișcării de extensie. Se remarcă variații multiple ale forței în prima ședință de recuperare, generată tot de instabilitatea articulației. Spre finalul terapiei, curba începe să se apropie forme de evoluție a subiectului sănătos. Aceste diferențe sunt legate și de caracteristicile antropometrice diferite ale subiectului sănătos luat ca referință și pacientul supus recuperării. De asemenea sunt evidențiate niște zgomote, generate de unele perturbații apărute în timpul testului.

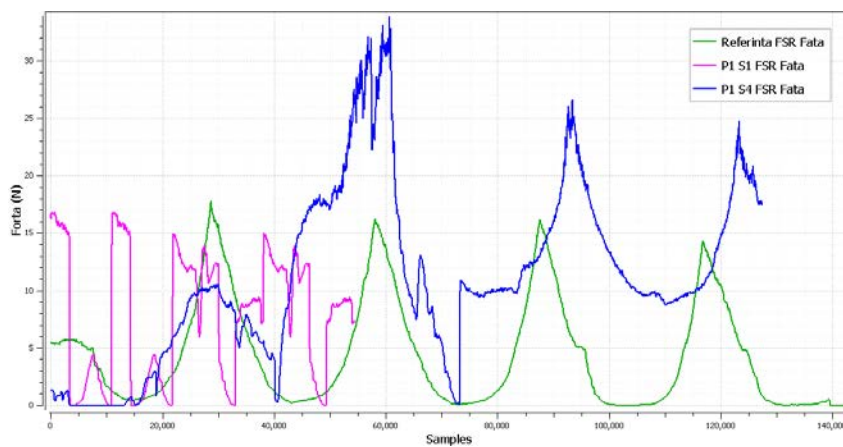


Fig 7.13 Forța normală dezvoltată în vârf

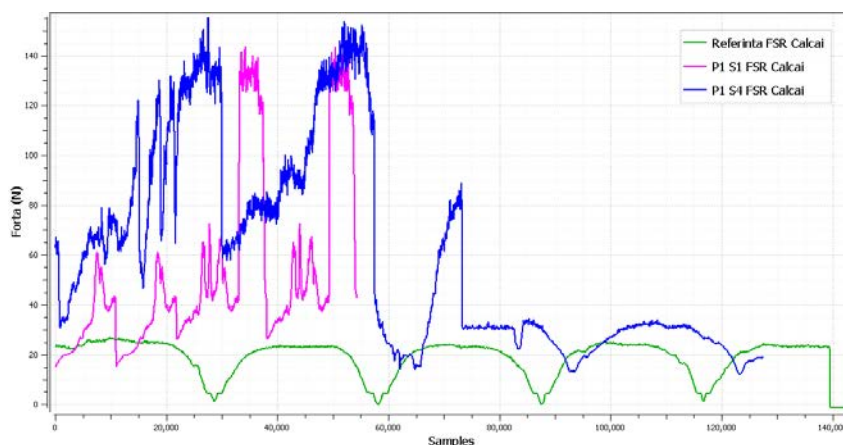


Fig 7.14 Forța normală dezvoltată în călcâi

Analizând aspectul curbelor determinate experimental în timpul ședinței de recuperare, din Fig. 7.13 și 7.14 se poate observa forța normală înregistrată pe senzorul din vârf și cel din călcâi, fiind vizibil și asemănător unui balans, deși piciorul este menținut fix de sistemul de recuperare. Creșterea valorilor de forță înregistrate este determinată și de activarea contracției musculare, practic pacientul intervenind activ în recuperarea medicală.

7.4 Concluzii

Evaluarea progresului recuperativ al pacientului s-a făcut prin prisma monitorizării forței tangențiale și normale. Astfel, o forță normală și tangențială mare evidențiază gravitatea diagnosticului și incapacitate funcțională ridicată a pacientului. Reducerea acesteia, prin exerciții repetitive și adaptabile fiecărui pacient, spre valorile determinate în cazul subiectului sănătos evidențiază ușurința de mișcare a acestuia, practic recuperarea pacientului.

CAPITOLUL 8

Concluzii finale

8.1 Concluzii generale

8.2 Contribuții personale

8.3 Valorificare rezultate

8.4 Direcții viitoare de cercetare

8.1 Concluzii generale

Membrul inferior este un segment anatomic care are un rol definitoriu în asigurarea locomoției, a echilibrului și a stabilității în poziție de ortostatism. De cele mai multe ori, accidentările acestuia, cu particularitate la nivelul articulației genunchiului, duc la pierderea temporară a funcției locomotorii. Mecanismele de producere a accidentărilor sunt numeroase: mersul pe un teren accidentat, alunecarea pe gheață, lovituri, contracții bruște ale unor mușchi, „încălzire” neadecvată a grupelor musculare în cazul sportivilor, accidente rutiere. Un traumatism la nivelul membrului inferior poate avea consecințe negative și asupra vieții social – economice a pacientului, iar pentru tratarea patologiilor de natură ortopedico-traumatologică se impune urmarea unui proces intensiv și riguros de recuperare medicală. În general, fizioterapeutul este persoana responsabilă și abilitată pentru a ajuta sau a asista pacienții în terapia lor de reabilitare fizică, Însa, de multe ori, numărul mare de pacienți care necesită recuperare medicală duce la extenuarea fizică a fizioterapeutului. Recuperarea medicală presupune: “reeducarea” funcțională a genunchiului, ce implică realizarea mișcării de flexie și extensie (într-un mod de recuperare pasiv și activ); refacerea mobilității articulare; restabilirea domeniului de mișcare în concordanță cu limitele fiziologice ale pacientului; îmbunătățirea stării cartilajului articular, a ligamentelor și tendoanelor, creșterea rezistenței musculare.

Introducerea sistemelor mecatronice în terapia de recuperare fizică a pacienților s-a dovedit extrem de benefică și reprezintă o alternativă modernă la recuperarea clasică (cu ajutorul fizioterapeutului), datorită performanțelor sistemelor mecatronice: sunt capabile să restabilească unele deficiențe majore ale pacienților, contribuie la refacerea mobilității articulațiilor, creșterea activității musculare, permit aplicarea unor protocoale de recuperare prin exerciții programate și repetitive, oferă posibilitatea de a urmări și evalua progresul

recuperativ al pacientului. Astfel, dispozitivele ușurează și munca fizioterapeutului (îl pot ajuta sau chiar înlocui) în unele procese de recuperare intensivă și de durată.

Studiul sistemelor mecatronice de recuperare medicală a articulației genunchiului este una dintre provocările actuale din domeniul ingineriei mecanice, mecatronicii și roboticii. Aceasta, deoarece accidentările apărute la nivelul ei sunt caracterizate printr-un grad ridicat de gravitate. Dacă în cazul unei leziuni, de exemplu, la nivelul articulației gleznei mișcarea membrului inferior nu este în totalitate pierdută, datorită posibilității de îndoire a genunchiului, un traumatism în zona genunchiului duce efectiv la blocarea membrului inferior.

Diversitatea dispozitivelor medicale concepute pentru recuperarea medicală a fost o consecință a multiplelor traumatisme ce afectează funcționalitatea membrului inferior. Datorită faptului că patologii ce afectează membrul inferior sunt multiple și diferite, s-au conceput dispozitive specializate pentru recuperarea acestora. Astfel, sistemele de recuperare pot fi clasificate și particularizate în funcție de afecțiunea căreia îi este destinat dar și în funcție de tipul de recuperare aplicat.

Deși tendința actuală este orientată spre obținerea unor sisteme mecatronice cât mai complexe sau chiar inteligente pentru recuperarea articulației genunchiului, complexitatea acestora ridică, însă, unele probleme generate de tipul de recuperare aplicat (activ sau pasiv) interacțiunea pacient-sistem mecatronic, mai ales că pacientul este conectat direct la sistemul de recuperare.

8.2 Contribuții personale

Printre contribuțiile personale ale autoarei acestei lucrări pot fi menționate următoarele:

1. Efectuarea unei ample sinteze bibliografice, cu scopul stabilirii stadiului actual al cercetărilor privind: elementele de funcționalitate ale articulației genunchiului (anatomie, biomecanică, patologie) și sistemele mecatronice utilizate în recuperarea medicală a membrului inferior, cu particularitate pe articulația genunchiului.
2. Propunerea și dezvoltarea unui sistem mecatronic hibrid, destinat recuperării medicale a articulației genunchiului, caracterizat de următoarele elemente de originalitate:

- ***Soluția constructivă***

Varianta constructivă adoptată și implementată este una integrată și complexă, ce unește, într-o singură structură compactă, trei tipuri de sisteme de recuperare medicală: sisteme pentru recuperarea mișcării pasive, a mișcării active, precum și o structură funcțională de tip orteză (exoschelet).

- ***Domeniul de aplicabilitate*** – prin prisma patologiilor membrului inferior

Îmbinarea celor trei sisteme de recuperare facilitează obținerea celui mai eficient sistem de reabilitare, capabil să asigure, pe lângă recuperarea genunchiului, și reabilitarea

funcțională a celorlalte articulații (șoldul și glezna). Astfel, acesta preia și tratează multiple afecțiuni existente la nivelul membrului, ce până acum erau recuperate individual, utilizând câte un sistem special ce le era destinat acestora.

- ***Tratament personalizat aplicat fiecărui pacient***

Sistemul poate aplica un protocol de recuperare diferențiat și particularizat pacienților, de tip buclă închisă: diagnostic - tratament aplicat - evaluare a eficienței procesului de recuperare. Diagnosticul și recomandările privind reabilitarea fizică sunt furnizate de medic, iar sistemul trebuie să se adapteze criteriilor impuse de terapia specifică fiecărui pacient. În același timp, după aplicarea exercițiilor de recuperare, sistemul trebuie să ofere o analiză a progresului pacientului pe parcursul terapiei. Analiza se generează în timpul ședinței de terapie fizică, este memorată în baza de date a pacientului, putând fi consultată ulterior de medic, care va decide dacă pacientul s-a vindecat sau mai necesită recuperare.

- ***Metode de comandă și control***

Utilizarea metodelor speciale de comandă și control sunt eficiente atât pentru a asigura recuperarea medicală a pacienților, cât și pentru a garanta siguranța acestora în timpul ședinței de terapie fizică. Sistemul dezvoltat conține numeroși senzori utilizați cu scopul de a sesiza și transmite informațiile referitoare la starea pacientului, inclusiv de monitorizare a semnelor vitale ale acestuia. Acționarea electrică este utilizată deoarece este cea mai recomandată în aplicațiile medicale datorită avantajelor pe care le posedă: permite un control precis, iar comanda sistemului cu tensiuni mici (+5V, 12 V) nu pune în pericol siguranța pacientului.

- ***Protocole de comunicare cu feedback de la pacient***

Dispozitivul are implementate controllere avansate, care conduc la îmbunătățirea preciziei de funcționare, favorizând în același timp și obținerea “feedback-ului” în timp real din partea pacientului. În acest fel, se stabilește o “comunicare” directă și o interfață “prietenosă” între sistem și pacient, ce îi permite acestuia posibilitatea de monitorizare și evaluare a progresului terapiei, prin afișare în timp real.

- ***Condiții de siguranță pentru interacțiunea pacient - sistem mecatronic***

Sistemul are implementat la nivel hardware și software unele constrângeri ce vizează siguranța pacientului, deoarece aceasta este o cerință foarte importantă, impusă de recuperarea medicală cu ajutorul dispozitivelor specializate. În acest fel, se evită problemele frecvente ce apar la interacțiunea dintre pacient și sistemul de recuperare.

Dispozitivul are posibilitatea să se adapteze la dimensiunile antropometrice ale pacienților, și poate recupera pe rând ambele membre inferioare.

- ***Simplu și portabil***

Deși dispozitivul este o structură integrată a mai multor sisteme de recuperare, el este în esență simplu, de greutate și dimensiuni reduse, ușor de manevrat și utilizat. Aceste caracteristici îi oferă portabilitate, făcându-l astfel integrabil atât în cabinetele medicilor, cât și la domiciliul pacienților.

-
3. Efectuarea unei analize cinematice și dinamice a structurii cinematice, cu scopul de a determina forțele și momentul dezvoltat la nivelul articulației genunchiului.
 4. Dezvoltarea unui model matematic a structurii de tip orteză din componența sistemului mecatronic.
 5. Simularea numerică a parametrilor cinematici de poziție ai membrului inferior, care corespund cazului unei ședințe de recuperare reală cu ajutorul sistemului mecatronic.
 6. Calibrarea senzorilor înainte de implementarea acestora pe sistemul mecatronic, cu scopul de a urmări comportamentul acestora și de a determina legile lor de variație.
 7. Determinarea experimentală a forțelor normale și tangențiale dezvoltate la interacțiunea sistemului mecatronic cu piciorul uman, necesare din următoarele motive:
 - acestea intră în calculul momentului total dezvoltat la nivelul genunchiului, pe baza căruia se stabilește protocolul de recuperare cu ajutorul sistemului, dar și o metodă de estimare a gradului de recuperare al pacientului;
 - forța normală este un criteriu esențial de începere a terapiei cu ajutorul sistemului. Monitorizarea distribuției forței la nivelul tălpii, înregistrată de cei patru senzori utilizați, oferă informații privind poziționarea piciorului în raport cu sistemul. În condiții inițiale de începere a terapiei, greutatea proprie a tibiei trebuie să fie distribuită uniform pe senzori, când piciorul este așezat vertical față de plăcuța suport (care conține senzorii), cu un unghi de 90 de grade între coapsă și gambă. Valori crescute ale forței înregistrate, în special de senzorii laterali, atrage atenția că pacientul nu este așezat corespunzător cerințelor impuse de recuperarea medicală;
 - cu ajutorul forței normale se poate deduce gravitatea afecțiunii, fiind o informație pe baza căreia medicii pot stabili ședințele de terapie fizică. Medicii confirmă că, după o perioadă lungă de imobilizare a membrului inferior, pacientul nu își poate controla mișcările piciorului, având tendința să îl “scape”. Această tendință este provocată de atrofia parțială sau totală a mușchilor, care se traduce prin imposibilitatea de control al transferului greutății proprii a tibiei, generând dureri insuportabile la nivelul articulației genunchiului. Pentru a evita acest aspect, dar și pentru a reduce durerea resimțită de pacient, una din recomandările medicale, pentru terapia fizică, se referă la transferul greutății proprii a segmentului, care trebuie făcut treptat (în fazele incipiente ale recuperării) până la transferul total;
 - forța normală mai poate furniza o informație prețioasă, necesară tot în sfera medicală, și anume că poate evidenția instabilitatea genunchiului (imediat după accidentări locale). Această instabilitate generează înclinări laterale ale piciorului, care nu sunt acceptate din punct de vedere al condițiilor biomecanice. Nerespectarea alinierii membrului conform cerințelor fiziologice normale ale pacientului, poate genera accidentări suplimentare ale elementelor din structurile anatomice învecinate (ligamente, tendoane);

-
- forța normală poate fi utilă și pentru monitorizarea recuperării după unele patologii de la nivelul articulației gleznei sau pentru a evalua postrecuperator fazele mersului și transferul greutății pe membrul ce a fost afectat;
 - poate evidenția zonele cu tensiuni maxime în cazul special al persoanelor cu platfus, cu implicații în biomecanica mersului.
8. Trasarea curbelor corespunzătoare forțelor dezvoltate obținute pe cale experimentală în urma efectuării unor teste pe subiecți sănătoși și pacienți. Acestea au demonstrat că sistemul este eficient în recuperarea medicală, constatându-se diferențe calitative și cantitative între ședințele de terapie aplicate.

8.3 Valorificare rezultate

Pe parcursul celor trei ani de studii doctorale, s-au publicat 4 lucrări științifice în care autoarea prezentei teze este prim autor. Toate titlurile acestor lucrări sunt prezentate în lista bibliografică.

Rezultatele obținute au fost diseminate în cadrul unor conferințe sau workshop-uri internaționale: Rotrib'10 , 11-th International Conference on Tribology, Iași, 2010; The 10-th International Conference on Mechatronics and Precision Engineering (COMEFIM 10), București, 2011; ACME 2012 , The 5th International Conference on Advanced Concepts on Mechanical Engineering”, organizată de Universitatea Tehnică „Gheorghe Asachi” din Iași, Facultatea de Mecanică, în perioada 14-15 Iunie, 2012.

De asemenea, autoarea a participat, ca și cursant, la două școli de vară internaționale : "Human-Machine Systems, Cyborgs and Enhancing Devices - HUMASCEND 2012", organizată de Universitatea Tehnică „Gheorghe Asachi” din Iași, Facultatea de Mecanică, în perioada 14-18 Iunie, 2012; "Models and Methods in Kinematics and Robotics", organizată de Universitatea Tehnică din Cluj-Napoca, Facultatea de Construcții de Mașini, în perioada 01-08 Iulie, 2012.

8.4 Direcții viitoare de cercetare

- Introducerea unor elemente de inteligență artificială ar oferi sistemului mecatronic posibilitatea de a învăța unele mișcări efectuate de fizioterapeut și de a le aplica apoi în concordanță cu particularitățile specifice fiecărui pacient. Aceste elemente pot conduce la înlocuirea totală a fizioterapeutului, făcând ca prezența acestuia la ședințele de recuperare medicală să nu mai fie absolut necesară.

Lucrări științifice publicate

1. THEORETICAL KINEMATIC ELEMENTS IN THE ANKLE JOINT MOTION, autori: **Ana-Maria Amancea**, Mihai Gafițanu, Bogdan Știrbu.
Lucrarea a fost prezentată în cadrul Conferinței ROTRIB'10, organizată de Facultatea de Mecanică, Iași, noiembrie 2010.
Lucrarea urmează a fi publicată în Vol. Buletinul Institutului Politehnic, Iași.
2. BASIC CONCEPTS IN DESIGN OF BIOMECHATRONICAL SYSTEM FOR KNEE JOINT REHABILITATION, autori: **Ana-Maria Amancea**, Mihai Gafițanu, Florentina Adăscăliței.
Lucrarea a fost prezentată în cadrul Conferinței COMEFIM '10, organizată de Universitatea Politehnică din București, Facultatea de Mecanică, București, mai 2011.
Lucrarea a fost publicată în *REVISTA MECATRONICA*, NR.1/2011, Pag.1-4, ISSN: 1583-7653.
3. MODELLING THE KNEE JOINT MECHANICAL BEHAVIOR USING A 3D MODEL. A NUMERICAL SIMULATION SOLUTION, autori: **Ana-Maria Amancea**, Benyebka Bou-Said, Cristel Știrbu, Mihai Gafițanu.
Lucrarea a fost publicată în volumul electronic al Conferinței „The 5th International Conference on Advanced Concepts on Mechanical Engineering”, ISSN 2285-2301, organizată de Universitatea Tehnică „Gheorghe Asachi” din Iași, Facultatea de Mecanică, în perioada 14-15 Iunie, 2012.
4. ROBOTIC SYSTEMS FOR LOWER EXTREMITY REHABILITATION: A COMPARATIVE VIEW CONCERNING THE DESIGN AND FUNCTIONALITY CONCEPTS, autori **Ana-Maria Amancea**, Mihai Gafițanu, Benyebka Bou-Said - în curs de publicare.

Bibliografie

- Ackermann, M., Cozman, F.G., Automatic knee flexion in lower limb orthoses, J. of the Braz. Soc. of Mech. Sci. & Eng, 4, 2009.
- Aguirre-Ollinger, G., Colgate, J.E., Peshkin, M.A., Goswami, A., A one-degree-of-freedom assistive exoskeleton with inertia compensation: the effects on the agility of leg swing motion, Proc. ImechE vol 225, J. Engineering in Medicine, 2011.
- Akdoğan, E., Tacgin, E., Adli, M.A., Knee rehabilitation using an intelligent robotic system, J Intell Manuf (2009) 20:195–202, 2009.
- Amancea, A-M.**, Bou-Said, B., Gafițanu, M., Robotic systems for lower extremity rehabilitation: a comparative view concerning the design and functionality concepts, 2012 - în curs de publicare.
- Amancea, A-M.**, Bou-Said, B., Știrbu, C., Gafițanu, M., Modelling the knee joint mechanical behavior using a 3d model. a numerical simulation solution, The 5th International Conference on Advanced Concepts on Mechanical Engineering”, ISSN 2285-2301, 2012.
- Amancea, A-M.**, Gafițanu, M., Adăscăliței, F., Basic concepts in design of biomechatronical system for knee joint rehabilitation, COMEFIM '10, Revista MECATRONICA, NR.1/2011, Pag.1-4, ISSN: 1583-7653.
- Amancea, A-M.**, Gafițanu, M., Știrbu, B., Theoretical kinematic elements in the ankle joint motion, ROTRIB'10, Vol. Buletinul Institutului Politehnic, Iași, 2010.
- Antonescu, D.M, Patologia aparatului locomotor, vol. II, Editura Medicală, București, 2008.
- Banala, S.K., Agrawal, S.K., Fattah, A., Krishnamoorthly, V., Gravity-balancing leg orthosis and its performance evaluation. IEEE Transaction on Robotics, 22 (6), pp. 1228-1239, 2006.
- Behrman, A.L., Harkema, S. J., Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies, Phys Ther, 80(7), pp. 688-700, 2000.
- Belforte, G., Gastaldi, L., Sorli, M., Pneumatic Active Gait Orthosis, Mechatronics Vol.11: pp. 310-323, 2011.
- Bernhardt, M., Frey, M., Colombo, G., Riener, R., Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot LOKOMAT, 9 th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR, pp. 536-539, 2005.

-
- Bradley, D., Marquez, C., Hawley, M., s.a, NeXOS-the design, development, and evaluation of a rehabilitation system for the lower limb, *Mechatronics* 19, pp. 247-257, 2009.
- Bradley, D., Seward, D., Dawson, D., Burge, S., *Mechatronics a the design of intelligent machines and systems*. Thornes; 2000.
- Cai, V.A.D., Bidaud, P., Hayward, V., Self-adjusting, isostatic exoskeleton for the human knee joint, 33 th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston, Massachusetts USA, 2011.
- Christensen, R.R, Hollerbach, J.M, Xu, Y., Meek, S.G, Inertial-force feedback for treadport locomotion interface. *Presence*, 9, nr.1, pp. 1-14, 2000.
- Colombo, G., Joerg, M., Schreier, R., Dietz, V., Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis, *J. Rehabil. Res. Develop.*, vol. 37, pp. 693–700, 2000.
- Costa, N., Bezdicek, M., Brown, M., Gray, J.O., Caldwell, D.G., Joint motion control of a powered lower limb orthosis for rehabilitation, *International Journal of Automation and Computing*, 3, pp. 271-281, 2006.
- Coțoman, R., *Kinetoterapie - Metodica desfășurării activității practice*, Editura Fundației României de Mâine, București, 2006.
- Coutts, R.D., Continuous passive motion in the rehabilitation of the total knee patient: its role and effect, *Orthop Rev* 1986; pp. 15-27, 1986.
- De Leon, R. D., Kubasak, M.D., Phelps, P. E., Using robotics to teach the spinal cord to walk, *Brain Res. Rev.* 40, pp. 267-273, 2002.
- Dobkin, B., Apple, D., Barbeau, H., s.a, Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI, *Neurology* 66 (4), pp. 484-493, 2006.
- Dollar, A. M., Herr, H., Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and State-of-the-Art, *IEEE Transactions on Robotics*, 24, nr. 1, 2008.
- Dong, S., Lu, K-Q, Sun, J-Q., Rudolph, K., A prototype rehabilitation device with variable resistance abd joint motion control, *Medical Engineering&Physics* 28, pp. 348-355, 2006.
- Doroftei, I., *Robotica*, Vol. 1, 200 pag., Ed. Tehnică, Științifică și Pedagogică CERMI, Iași, 2005, ISBN 973-667-105-4.
- Doroftei, I., *Robotica*, Vol. 2, 200 pag., Ed. Tehnică, Științifică și Pedagogică CERMI, Iași, 2006, ISBN 973-667-148-7.
- Emken, J.L., Wynne, J.H., Harkema, S.J., Reinkensmeyer, D.J., A robotic device for manipulating human stepping, *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 22., no. 1, 2006.
- Ferris, D.P., Gordon, K.E., Sawicki, G.S., Peethambaran, A., An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control. *Gait Posture*. 2006, 23(4):425-428, 2006.
- Fleischer, C, Hommel, G: A human–exoskeleton interface utilizing electromyography. *IEEE Transactions on Robotics* 2008, 24:872-882, 2008.

-
- Fleischer, C., Kondak, K., Reinicke, C., Hommel, G., Online calibration of the emg-to-force relationship. In Proceedings of the IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, 2004.
- Harms, M., Engstrom, B., Continuous passive motion as adjunct to treatment in the physiotherapy management of the total knee arthroplasty patient, *Physiotherapy* 1991, pp. 77-301, 1991.
- Herr, H.M., Kornblu, R.D., New horizons for orthotic and prosthetic technology: artificial muscle for ambulation. *Proceeding of SPIE, Vol. 5385, Smart Structures and Materials 2004: Electroactive Polzmer Actuators and Devices*, pp. 1-9, 2004.
- Hesse, S., Schmidt, H., Werner, C., Bardeleben, A., Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control, *Trauma and Rehabilitation*, 2003.
- Hesse, S., Uhlenbrock, D., A mechanized gait trainer for restoration of gait, *J. Rehabil. Res. Develop.*, vol. 37, pp. 701–708, 2000.
- Hillman, M., Rehabilitation Robotics from past to present- a historical perspective, *Lecture Notes Control and Information Sciences*, 306, pp. 25-44, 2005.
- Ho, H.J, Chen, T.C. Motorized CPM/CAM physiotherapy device with Sliding- mode Fuzzy Neural Network control loop, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, nr 96, pp. 96-107, 2009.
- Hoogen, J., Riener, R., Schmidt, G., Control aspects of a robotic haptic interface for kinesthetic knee joint simulation, *Control Engineering Practice*, 10, pp. 1301-1308, 2002.
- Huang, M-H., Lin, Y.S., Yang, R-C, Lee, C-L., A comparison of various therapeutic exercise on the functional status of patients with knee osteoarthritis, *Semin Arthritis Rheum* 32 (6), pp. 398-406, 2003.
- Iwatta, H., Yoshida, Z., Path reproduction test using a torus treadmill, *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 8, pp. 587-597, 1999.
- Jardim, B., Siqueira, A.A.G., Development of series elastic actuator for impedance control of an active ankle foot orthosis, *Proceedings of COBEM, 20 th International Congress of Mechanical Engineering, Gramado, Brazil*, 2009.
- Jarrasse, N., Morel, G , Formal Methodology for Avoiding Hyper-staticity When Connecting an Exoskeleton to a Human Member, *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA'10)*, 2010.
- Jarrasse, N., Morel, G., A Methodology To Design Kinematics Of Fixations Between An Orthosis And A Human Member. *Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics AIM'09*, pp. 1958–196, 2009.
- Johnson, D.P., The effect of continuous passive motion on wound healing and joint mobility after knee arthroplasty, *J Bone Joint Surg* 1990, 72A:421, 1990.

-
- Jorgensen, H.S, Nakayama, H., Recovery in walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76, nr. 1, pp. 27-32, 1995.
- Ju, M.-S., Lin, C.-C.K., Lin, D.-H., Hwang, I.-S., Chen, S.-M, A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: Hybrid fuzzy control of rehabilitation robot, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13 (9), pp. 349-358, 2005.
- Kamnik, R., Bajd, T., Human voluntary activity integration in the control of a standing-up rehabilitation-robot: A simulation study, *Medical Engineering & Physics*, 29, pp. 1019-1029, 2007.
- Kawamoto, H., Lee, S., Kanbe, S., Sankai, Y., Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, volume 2, pp. 1648–1653, 2003.
- Knestel, M., Hofer, E.P., Klee, Barillas, S., Rupp, R., The artificial muscle as an innovative actuator in rehabilitation robotics, *Proceedings of the 17th World Congress, The International Federation of Automatic Control*, Korea, 2008.
- Kommu, S.S, *Rehabilitation Robotics*, I-Tech Education and Publishing, 2007.
- Kumar, P.J., McPherson, E.J., Dorr L.D., et al, Rehabilitation after total knee arthroplasty - comparison of 2 rehabilitation techniques, *Clin Orthop* 1996, 331:93, 1996.
- Lan, Z., Li, Z., Li, Y., Design of a 5-DOF rehabilitation robot mechanism for upper limb and its kinematics analysis, *Applied Mechanics and Materials*, Vol, 29-32, pp. 293-298, 2010.
- Lee, M., Rittenhouse, M., Abdullah, H. A., Design Issues for therapeutic robot systems: Results from a survey of physiotherapists, *Journal of Intelligent and robotic Systems*, 42, pp. 239-252, 2005.
- Lubken, F.V., Schmidt, R., Jouini, C., Gerngross, H., Friement, B., The effect of a controlled active motion device on proprioception after anterior cruciate ligament plasty, *Unfallchirurg*, 19, pp. 22-29, 2006.
- Luna, P.S., Cardiel, E., Munoz, R., Urrutia, R., s.a, Mimetic Orthosis for lower limb to be applied on rehabilitation for hemiplegic persons, *Revista Mexicana de Ingenieria Biomedica*, 29 (1), pp. 15-20, 2008.
- Machado M., Flores P., și colaboratorii, Development of a planar multibody model of the human knee joint, Springer, pp. 459-478, 2010.
- Mankala, K.K., Banala, S.K., Agrawal, Novel swing-assist un-monitorized exoskeletons for gait training, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2009.
- Mavroidis, C., Development of advanced actuators using shape memory alloys and electro-rheological Fluids, *Research for Non-Destructive Evaluation* 2002, 14(1):1-32, 2002.
- Mavroidis, C., Nikitzuk, J., Weinberg, B., Danaher, G., Smart portable rehabilitation devices, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2 :18, 2005.
- Mircea, I., *Compendiu de recuperare medicală*, 2004.

-
- Miyaguchi, M., Kobayashi, A., Kadoya, Y., Ohashi, H., Yamano, Y., Bio-chemical change in joint fluid after isometric quadriceps exercise for patients with osteoarthritis of the knee. *Osteoarthritis Cartilage* 2003;11(4):252–9, 2003.
- Miyasato, T., Tele-nursing system with realistic sensations using virtual locomotion interface, *Proceedings of the 6th ERCIM Workshop User Interfaces for All*, October 2000, Florence, Italy.
- Moughamir, S., Zaytoon, J., Manamanni, N., Afilal, L., A system approach for control development of the lower limb training machines, *Control Eng Pract*, 10, pp. 287-299, 2002.
- Nielson, P.T., Rechnagel, K., Nielson, S.E., No effect of the continuous passive motion after arthroplasty of the knee, *Acta Orthop Scand* 1988, 59:580, 1988.
- Nikitczuk, J., Weinberg B., Canavan P.K., Mavroidis C., Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid, *IEEE/ASME Transaction on Mechatronics*, pp. 1083-4435, 2009.
- O’Driscoll, S.W., Giori, N.J., Continuous passive motion (CPM): Theory and principles of clinical application, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol.37, No. 2, pp. 179-188, 2000.
- Okada, S., Sakaki, T, TEM: A therapeutic exercise machine for the lower extremities of spastic patient, *Advance Robotics*, 14 (7), pp. 597-606, 2000.
- Papilian V., *Anatomia Omului, Volumul I Aparatul locomotor*, Ed. BIC ALL, București, 1998.
- Pope, R.O., Corcoran, S., McCaul, K., Continuous passive motion after primary total knee arthroplasty-does it offer any benefits?, *J Bone Joint Surg* 1997, 79B:914, 1997.
- Pratt, G.A., Willisson, P., Bolton, C., Hofman, A., Late motor processing in low-impedance robots: Impedance control of series-elastic actuators, 2004.
- Pratt, J.E, Krupp, B.T, Morse, C.J, The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking, *Proceedings of the 2004 IEEE, International Conference on Robotics & Automation*, 2004.
- Proiectul REHAROB, <http://reharob.manuf.bme.hu>, iulie 2008.
- Reinkensmeyer, D. J., Aoyagi, D., Emken, J. L., Galvez, J. A., Ichinose, W., s.a, Tools for understanding and optimizing robotic gait training, *J. Rehabil. Res. Develop.*, vol. 43, pp. 657–670, Sep.–Oct.2006.
- Reinkensmeyer, D.J., Kahn, L.E., Averburg, M., Robotics, motor learning, and neurologic recoverz, *Ann. Rev. Biomed. Engrg*, 6, pp. 497-525, 2004.
- Richarson, R., Levesley, M.C., Brown, M, Walter, P., Impedance control for a pneumatic robot-based around pole-placement, joint space controller, *Control Engineering Practice*, 13, pp. 291-303, 2005.
- Rosen, J., Brand, M., Fuchs, M.B., Arcan, M., A myosignal-based powered exoskeleton system. In *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, volume 31, 2001.

-
- Sakaki, T., Okada, S., Tanaka, N., Kimura, A., Uchida, S., TEM: therapeutic exercise machine for hip and knee joints of spastic patients, Proceedings of the Sixth International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 183-186, 1999.
- Salter, R., Simmonds, B.W. The biological effect of continuous passive motion on the healing of full thickness defects in articular cartilage: An experimental investigation in the rabbit. The Journal of Bone and Joint Surgery, 62-A, pp. 1232-1251, 1980.
- Sawicki, G.S, Ferris, D.P, A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2009.
- Sawicki, G.S, Gordon, K.E., Ferris, D.P : Powered lower limb orthoses : applications in motor adaptation and rehabilitation, Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, 2005.
- Schmidt, H., Sorowka, D., Hesse, S., Bernhardt, R., Robotic walking simulator for neurological gait rehabilitation, in Proc. 2nd Joint EMBS/BMES Conf., vol. 3, pp. 2356–2357, 2002.
- Schmidt, H., Werner, C., Bernhardt, R., Hesse, S., Kruger, J., Gait rehabilitation machines based on programmable footplates, J. Neuroeng. Rehabil., vol. 4, p. 2, 2007.
- Sîrbu, P.D., Teză de doctorat: Tratatamentul fracturilor extremităților inferioare a femurului, Universitatea de Medicină și Farmacie "GR.T.POPA" Iași, Facultatea de Medicină, Disciplina Ortopedie Traumatologie, Iași, 2004.
- Stevens, J.E., Mizner, R.L., Snyder-Mackler, L., Quadriceps strength and volitional activation before and after total knee arthroplasty for osteoarthritis. J Orthop Res ; 21:775–9, 2003.
- Stienen, A.H.A., Hekman, E.E.G., s.a, Self-Aligning Exoskeleton Axes Through Decoupling of Joint Rotations and Translations, IEEE Transaction On Robotics, vol. 25, pp 628-633, 2009.
- Topp, R., Woolley, S., Hornyak, J., Khuder, S., Kahaleh, B., The effect of dynamic versus isometric resistance training on pain and functioning among adults with osteoarthritis of the knee. Arch Phys Med Rehabil 2002;83(9):1187–95, 2002.
- Van der Loos, H.F.M., Rehabilitation Mechatronic Therapy Devices, Workshop on Biomedical Robotics and Biomechanics, ICRA 2004, New Orleans, 2004.
- Veneman, J. F., Kruidhof, R., Hekman, E.E.G., Ekkelenkamp, R., s.a, Design and Evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation, IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 15 (3), 2007.
- Vlieland, V., TPM, Rehabilitation of people with rheumatoid arthritis, Best Pract Res Clin Rheumatol, 17 (5), pp. 847-861, 2003.
- Volpe, B. L., Krebs, H.I., Hogan, N., Edelman, L., Diels, C., Aisen, M., A novel approach to stroke rehabilitation: Robot-aided sensorimotor stimulation, Neurologz 54 (10), pp. 1938-1943, 2000.

-
- Wandel, A., Jorgensen, H.S, Nakayama, H, Prediction of walking function in stroke patients with lower extremity paralysis: the copenhagen stroke, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 81, nr. 6, pp. 736-738, 2000.
- Wang, Z., Bauernfeind, K., Sugar, T., Omni-directional treadmill system, Proceeding of the Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, pp. 367-373, Los Angeles, 2003.
- Wongnangam, N., Wangwiwattana, C., Chitsakul K., Design of Continuous passive/active motion machine, The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering, ISBME, 2008.
- Zhang, J.-F., Dong, Y.-M., Yang, C.-J., Chen, Y., Yang, Y., 5-Link model based gait trajectory adaptation control strategies of the gait rehabilitation exoskeleton for post-stroke patients, Mechatronics, 20, pp. 368-376, 2010.
- Zoss, A., Kazerooni, H., Chu, A., On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2005.
- ***<http://ormedortho.com>
- ***<http://www.chattmed.com>.
- ***<http://www.kneecpm.com>
- ***<http://www.medcomgroup.com>
- ***<http://www.ottobock.com>.
- ***<http://www.cetr.com/>
- ***<http://www.interlinkelectronics.com/sites/default/files/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>
- ***<http://www.vishaypg.com/micro-measurements/instruments/p3-list/>
- ***<http://www.vishay.com>
- ***<http://www.st.com>
- ***<http://www.pololu.com/>
- ***<http://www.python.org>
- ***The World Health Report: working together for health. Geneva, World Health Organization, 2011.

A N E X A A

Software utilizat în comanda sistemului mecatronic

```
#Script citire valori analogice senzori
## scalare valori senzori
###salvare valori citite in DB si in structura fisiere

import serial, sys
import binascii
import datetime,time
import math

ser=serial.Serial(port="\\\\.\\COM15',baudrate=512000,timeout=60)
print ser
flag1 = ser.isOpen()
print "serial open?"
print flag1
#ser.open() # opening the port 'ser' that was just created to receive data
flag = ser.isOpen()
print "Serial port is Open ! :>> "; print flag
x=1
xsample=0

genunchi_initial=0
glezna_initial=0
```

```
sold_initial=0
marker_date_initiale=0

ser.write(chr(0xAA))

#
#initializare structura de fisiere pentru salvare date si DB
#

###
# Nr test !
###

nrtest='nrtest '

###
#definire fisiere
###

f1=open('..\'+AI 1'+nrtest+'Fata .txt','a+')
f2=open('..\'+AI 2'+nrtest+'Stanga.txt','a+')
f3=open('..\'+AI 3'+nrtest+'Dreapta .txt','a+')
f4=open('..\'+AI 4'+nrtest+'Calcai.txt','a+')

f5=open('..\'+AI 5'+nrtest+'MBuna .txt','a+')
f6=open('..\'+AI 6'+nrtest+'MRea.txt','a+')
f7=open('..\'+AI 7'+nrtest+'Sold .txt','a+')
f8=open('..\'+AI 8'+nrtest+'Genunchi.txt','a+')
f9=open('..\'+AI 9'+nrtest+'Glezna.txt','a+')
f10=open('..\'+TIMP'+nrtest+'intre sample-uri.txt','a+')

#print ser.read()
```

```

#a=range(100)
while x :
    ser.write(chr(0x90)+chr(0)+chr(0x90)+chr(1)+        chr(0x90)+chr(2)+chr(0x90)+chr(3)+
chr(0x90)+chr(4)+chr(0x90)+chr(5)+                    chr(0x90)+chr(6)+chr(0x90)+chr(7)+
chr(0x90)+chr(8))#+chr(0x90)+chr(9)+ chr(0x90)+chr(10)+chr(0x90)+chr(11))# citire valori
de pe canalul 0(primul set de pini)
#  OutPortC_0=ser.read(2)#+ser.read()*256 #
    OutPortC_1=ser.read(2)
    OutPortC_2=ser.read(2)
    OutPortC_3=ser.read(2)
    OutPortC_4=ser.read(2)
    OutPortC_5=ser.read(2)
    OutPortC_6=ser.read(2)
    OutPortC_7=ser.read(2)
    OutPortC_8=ser.read(2)
    OutPortC_9=ser.read(2)
#  OutPortC_10=ser.read(2)
#  OutPortC_11=ser.read(2)

## data0=float(ord(OutPortC_0[1])*256+ord(OutPortC_0[0]))*5.12/1024.

####CH 0 Valabil pentru marca buna
#data0=(data0-1.5572878512)/0.0521638655
##
data1=float(ord(OutPortC_1[1])*256+ord(OutPortC_1[0])+1)*5.12/1024.## FSR fata
data2=float(ord(OutPortC_2[1])*256+ord(OutPortC_2[0])+1)*5.12/1024.##FSR stanga
data3=float(ord(OutPortC_3[1])*256+ord(OutPortC_3[0])+1)*5.12/1024.##FSR dreapta
data4=float(ord(OutPortC_4[1])*256+ord(OutPortC_4[0])+1)*5.12/1024.##FSR calcai
data5=float(ord(OutPortC_5[1])*256+ord(OutPortC_5[0])+1)*5.12/1024.## marca VARF
data5=(data5-1.5572878512)/0.0521638655

data6=float(ord(OutPortC_6[1])*256+ord(OutPortC_6[0])+1)*5.12/1024.##marca Calcai
data7=float(ord(OutPortC_7[1])*256+ord(OutPortC_7[0])+1)*5.12/1024.##Unghi Sold
data7=(data7-0.8)/0.0083333333#-sold_initial

```

```

data8=float(ord(OutPortC_8[1])*256+ord(OutPortC_8[0])+1)*5.12/1024.##Unghi
Genunchi
data8=data8/0.0102777777#-genunchi_initial

data9=float(ord(OutPortC_9[1])*256+ord(OutPortC_9[0])+1)*5.12/1024.##Unghi Glezna
data9=data9/0.0107222222#-glezna_initial

# data10=float(ord(OutPortC_10[1])*256+ord(OutPortC_10[0]))*5.12/1024.
# data11=float(ord(OutPortC_11[1])*256+ord(OutPortC_11[0]))*5.12/1024.
#data12=float(ord(OutPortC_12[1])*256+ord(OutPortC_12[0]))*5.12/1024.

xsample=xsample+1
if marker_date_initiale==0:
    sold_initial=data7;
    genunchi_initial=data8;
    glezna_initial=data9;
    marker_date_initiale=1;

###scalare FSR Fata
#

if data1 <3.945183:
    data1=0.6646*(pow(data1,2.4925))
# text=str(valoare)+'\n'
# f1c.write(text)
else:
    if data1 >=3.945183 and data1 <4.325465:
        data1=52.593*data1-185.29
    # text=str(valoare)+'\n'
    # f1c.write(text)

```

```

else:
    if data1 >=4.325465:
        data1=787.93*math.log(data1)-1111.7

fstr1=str('{0:.10f} \n'.format(data1))
#f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
f1.write(fstr1)
#
###END scalare FSR Fata
#####

###
###scalare FSR Stanga
###
    if data2 <0.949297:#interval 1
        data2=2.3221*(data2)-0.0043
#    text=str(valoare)+'\n'
#    f1c.write(text)
else:
    if data2 >=0.949297 and data2 <2.93385:#interval 2
        data2=5.0389*data2-2.5834
#    text=str(valoare)+'\n'
#    f1c.write(text)
else:
    if data2 >=2.93385 and data2<3.55335:#interval 3
        data2=0.7163*math.exp(0.9664*data2)#log(valoare)-1111.7
#    text=str(valoare)+'\n'
#    f1c.write(text)
else:
    if data2 >=3.55335 and data2<3.961675:#interval 4
        data2=0.0829*math.exp(1.5731*data2)

```

```

#     text=str(valoare)+'\n'
#     f1c.write(text)
    else:
        if data2 >=3.961675:#interval 5
            data2=155.58*data2-574.15
#         text=str(valoare)+'\n'
#         f1c.write(text)
fstr2=str('{0:.10f} \n'.format(data2))
#f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
f2.write(fstr2)

###end scalare FSR Stanga
#####

###
###Scalare FSR Dreapta
###
    if data3 <0.6742:
        data3=2.4654*data3 - 0.0046
    else:
        data3=      2.9727*math.pow(data3,4)      -      23.59*math.pow(data3,3)      +
67.231*math.pow(data3,2) - 74.578*data3 + 30

fstr3=str('{0:.10f} \n'.format(data3))
#f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
f3.write(fstr3)

###
###END Scalare FSR Dreapta
###

```

```

###
### scalare FSR Calcai
###
    if data4 <0.6742:
        data4=3.2395*data4 - 0.1842
    else:
        data4=0.4691*math.pow(data4,6)-5.8693*math.pow(data4,5)+
27.382*math.pow(data4,4)-57.463*math.pow(data4,3)+51.922*math.pow(data4,2)-
11.172*data4-1

    fstr4=str('{0:.10f} \n'.format(data4))
    #f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
    f4.write(fstr4)
###End scalare FSR Calcai
#####
    fstr5=str('{0:.10f} \n'.format(data5))
    #f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
    f5.write(fstr5)
###
###Marca Calcai
###
    if data6 <2:#interval 1
        data6=-32.667*(data6)+116.11
        ## f1c.write(text)
    else:
        if data6 >=2 and data6 <3.18938:#interval 2
            data6=-46.251*data6+192.2
            # text=str(valoare)+'\n'
            # f1c.write(text)
        else:
            if data6 >=3.18938 and data6<3.25988:#interval 3
                data6=-96.17*data6+351.56#log(valoare)-1111.7
                # text=str(valoare)+'\n'

```

```

# f1c.write(text)
else:
    if data6 >=3.25988 and data6<3.27304:#interval 4
        data6=-1325.3*data6+4358.6
        # text=str(valoare)+'\n'
        # f1c.write(text)
    else:
        if data6 >=3.27304:#interval 5
            data6=15.167*pow(data6,2)-138.49*data6+311.5
            # text=str(valoare)+'\n'
            # f1c.write(text)

fstr6=str('{0:.10f} \n'.format(data6))
#f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
f6.write(fstr6)
###End Marca Calcai
#####

fstr7=str('{0:.10f} \n'.format(data7))
#f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
f7.write(fstr7)

fstr8=str('{0:.10f} \n'.format(data8))
#f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
f8.write(fstr8)

fstr9=str('{0:.10f} \n'.format(data9))
#f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
f9.write(fstr9)

fstr10=str('{0:30} \n'.format(time.asctime()))
#f1.write(str('{0:20} \n'.format(data0)))#scrie datele in fisier, ca si string
f10.write(fstr10)

```

```

####fstr2=str('{0:10} {0:10} {0:10} {0:10} {0:10} {0:10} {0:10} {0:10} {0:10} {0:10}
{0:10} {0:10}
\n'.format(data0),format(data1),format(data2),format(data3),format(data4),format(data5),form
at(data6),format(data7),format(data8),format(data9),format(data10),format(data11))

print "\n nr sample date citite: ", xsample
# print repr(OutPortC_0)
#valint1=ord(OutPortC_0[1])*256+ord(OutPortC_0[0])
#print "hex>> " + OutPortC_0.encode('hex')
#valori=binascii.hexlify(OutPortC_0)
#print "hexlify: >> "+ valori
#valint=ord(OutPortC_0[0] + OutPortC_0[1]) #c for c in OutPortC_0]
#####print ">>>", data0, data1, data2,data3,data4,data5,data6,data7, data8, data9, data10,
data11,time.asctime(), xsample,'\n' #
ord(OutPortC_2[1])*256+ord(OutPortC_2[0])##valint1#.encode('int')
#OutPortC_0

ser.flush()
s=ser.close() #closing port
flag2 = ser.isOpen()
print "\n Port Activ > "+ str(s) + ">>> "+ str(flag2)
f1.close()
f2.close()
f3.close()
f4.close()
f5.close()
f6.close()
f7.close()
f8.close()
f9.close()
f10.close()

```



ANEXA B

Progresul recuperativ al pacientului nr.2, după ligamentoplastie

- Prima ședință de recuperare

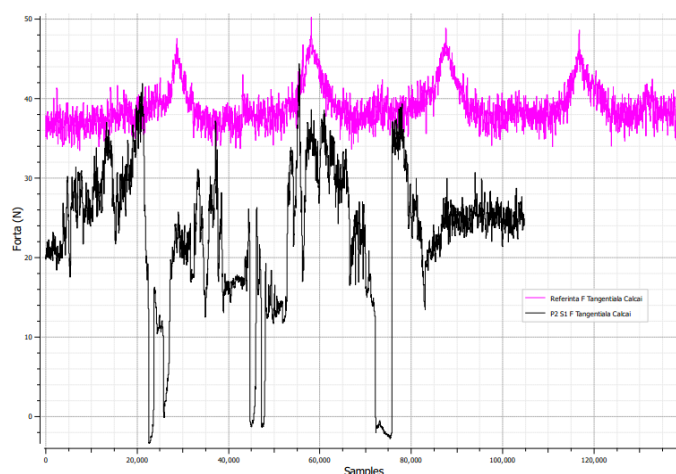


Fig. B.1 Forța tangențială în zona călcâiului în prima ședință de recuperare

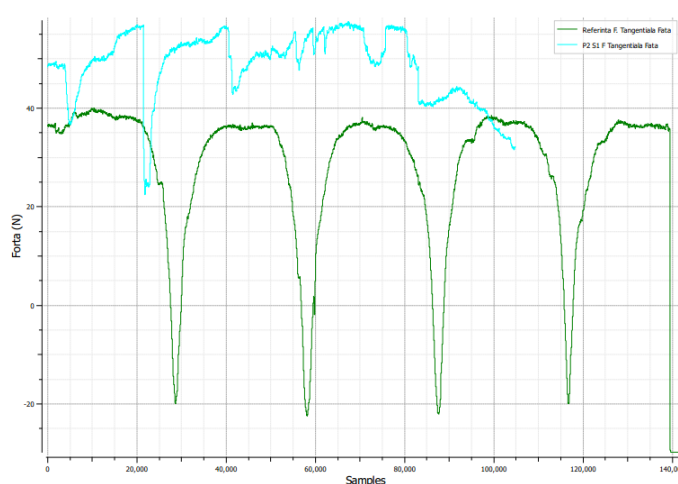


Fig. B.2 Forța tangențială în zona din față în prima ședință de recuperare

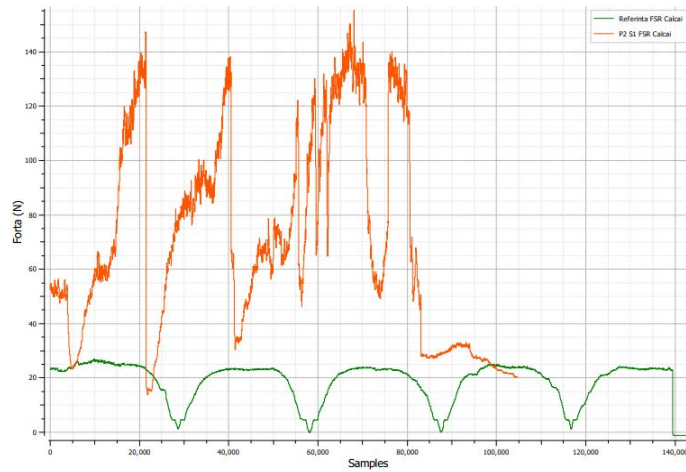


Fig. B.3 Forța normală înregistrată pe senzorul din călcâi în prima ședință de recuperare

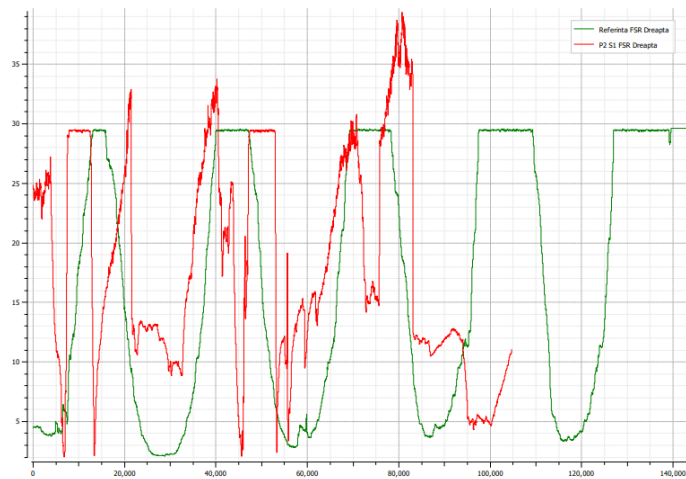


Fig. B.4 Forța normală înregistrată pe senzorul din dreapta în prima ședință de recuperare

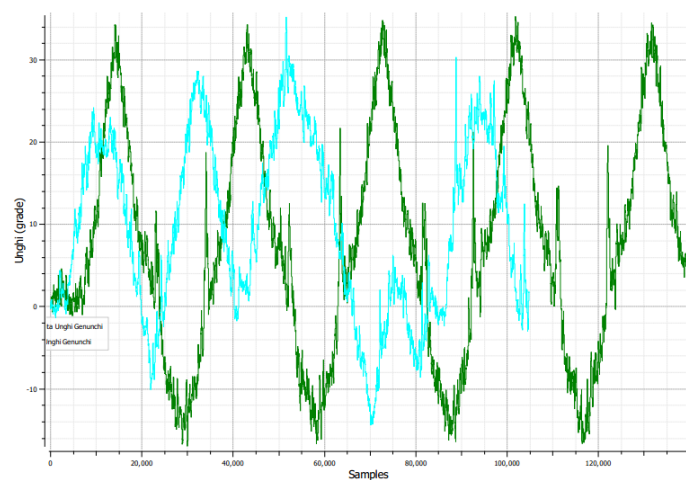


Fig. B.5 Variația unghiului de la nivelul genunchiului în prima ședință de recuperare

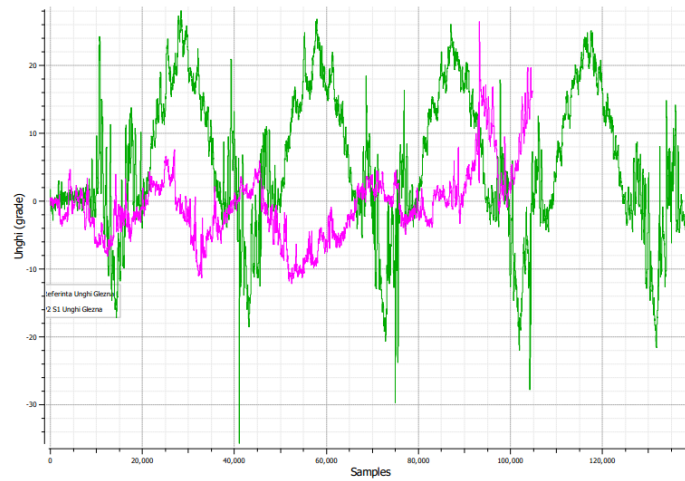


Fig. B.6 Variația unghiului de la nivelul gleznei în prima ședință de recuperare

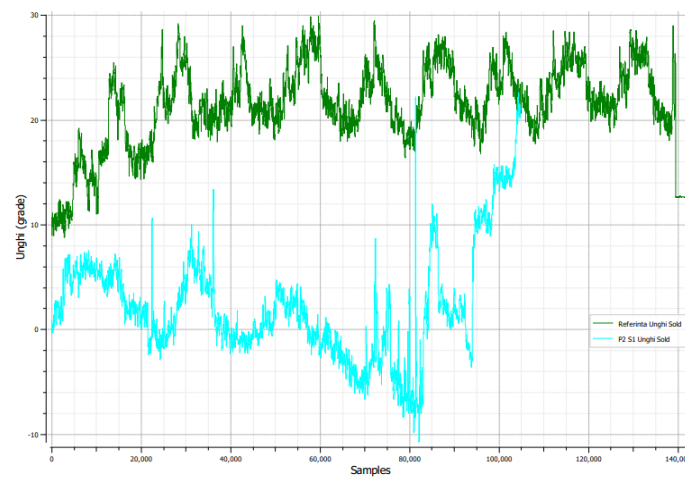


Fig. B.7 Variația unghiului de la nivelul șoldului în prima ședință de recuperare

- A patra ședință de recuperare

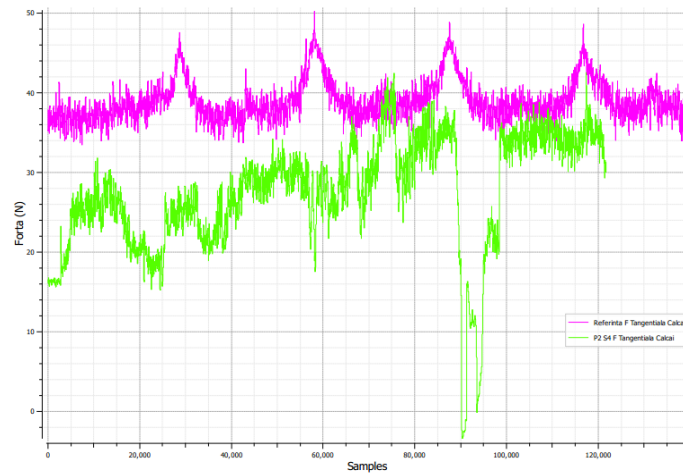


Fig. B.8 Forța tangențială în zona călcâiului în a patra ședință de recuperare

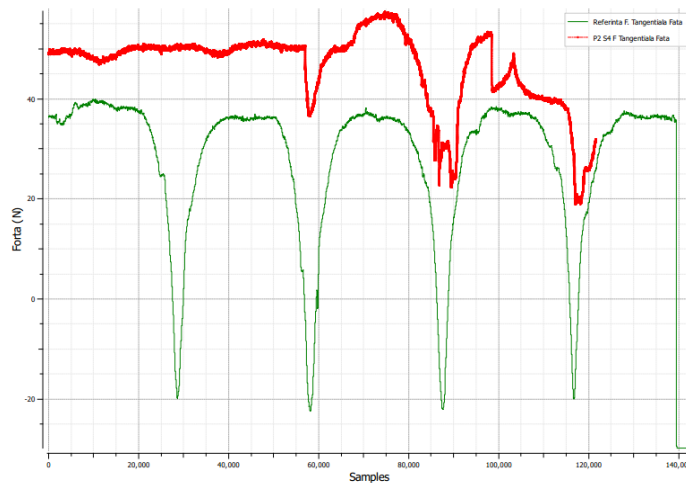


Fig. B.9 Forța tangențială în zona din față în a patra ședință de recuperare

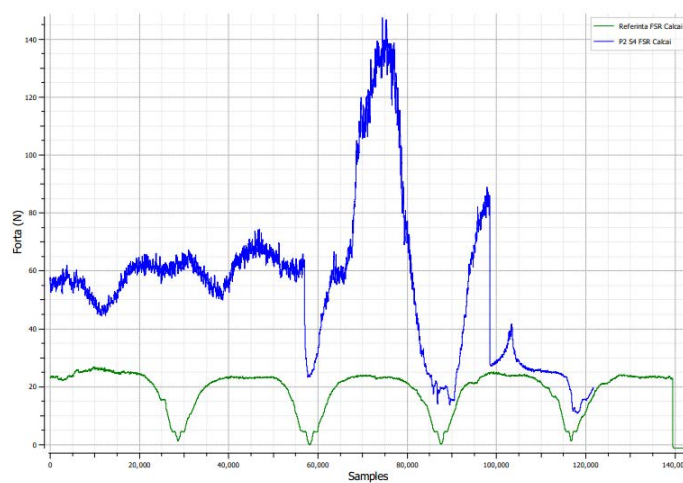


Fig. B.10 Forța normală înregistrată pe senzorul din călcâi în a patra ședință de recuperare

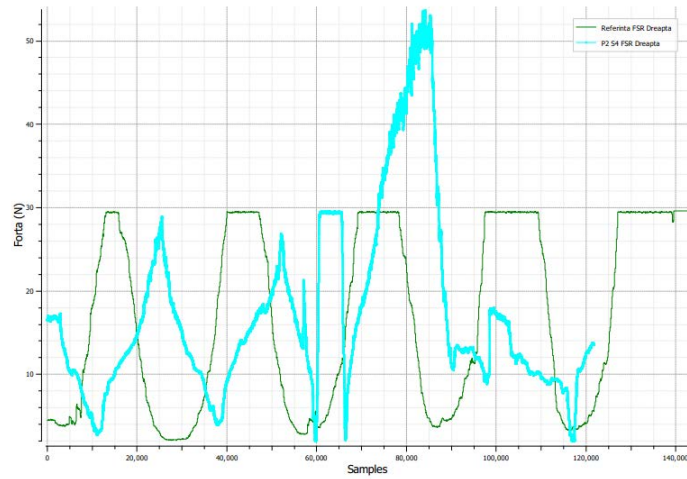


Fig. B.11 Forța normală înregistrată pe senzorul din dreapta în a patra ședință de recuperare

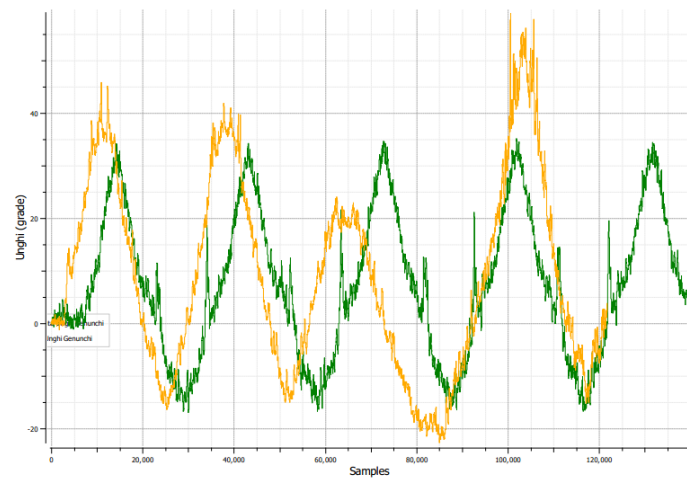


Fig. B.12 Variația unghiului de la nivelul genunchiului în a patra ședință de recuperare

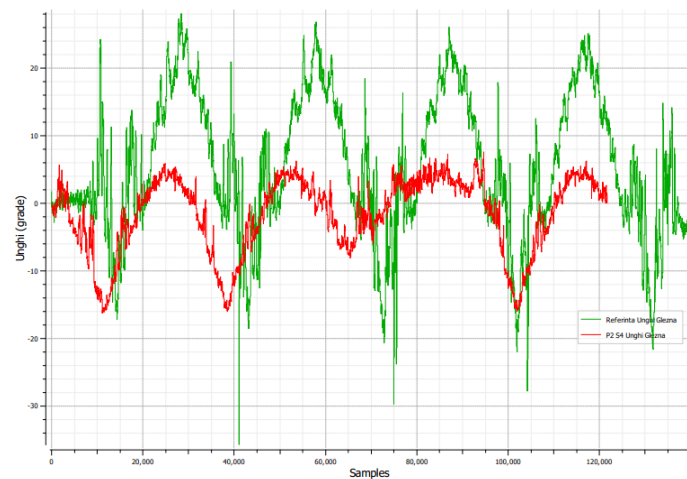


Fig. B.13 Variația unghiului de la nivelul gleznei în a patra ședință de recuperare

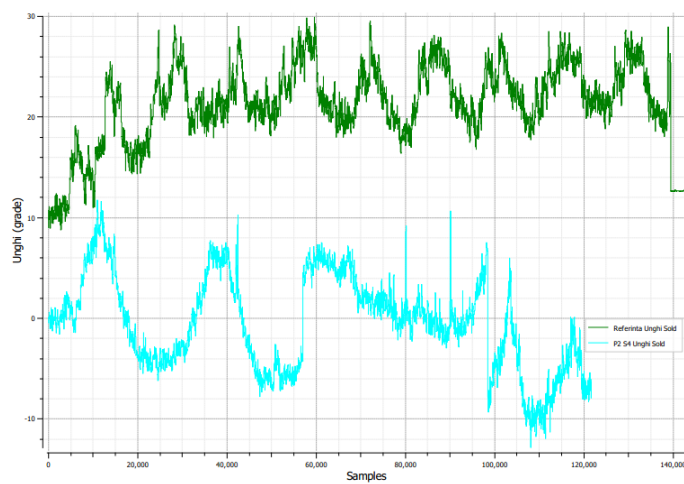


Fig. B.14 Variația unghiului de la nivelul șoldului în a patra ședință de recuperare