

# **CONTRIBUȚII LA STUDIUL UNUI SISTEM MECATRONIC PENTRU RECUPERAREA PERSOANELOR CU DIZABILITĂȚI**

Teză destinată obținerii  
titlului științific de doctor inginer  
la  
Universitatea *Politehnica* Timișoara  
în domeniul INGINERIA MECANICĂ  
de către

**Ing. Nina GORIE**

Conducător științific: Prof.univ.dr.ing. Valer DOLGA

Referenți științifici: Prof.univ.dr.ing. Doina PÎSLĂ  
Prof.univ.dr.ing.Gheorghe MOGAN  
Conf.univ.dr.ing.Erwin LOVASZ

Ziua susținerii tezei: 28.02.2014

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- |   |  |
|---|--|
| 1. Automatică                               | 9. Inginerie Mecanică                      |
| 2. Chimie                                   | 10. Știința Calculatoarelor                |
| 3. Energetică                               | 11. Știința și Ingineria Materialelor      |
| 4. Ingineria Chimică                        | 12. Ingineria sistemelor                   |
| 5. Inginerie Civilă                         | 13. Inginerie energetică                   |
| 6. Inginerie Electrică                      | 14. Calculatoare și tehnologia informației |
| 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații | 15. Ingineria materialelor                 |
| 8. Inginerie Industrială                    | 16. Inginerie și Management                |

Universitatea *Politehnica* Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2014

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității *Politehnica* Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,  
tel. 0256 403823, fax. 0256 403221  
e-mail: editura@edipol.upt.ro



## Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Facultății de Mecanică, la Catedra de Mecatronică a Universității Politehnica Timișoara.

Mulțumiri deosebite se cuvin conducătorului de doctorat, prof. dr. ing. Valer DOLGA, atât pentru atenția, seriozitatea și exigența cu care m-a îndrumat pe parcursul studiilor și cercetărilor necesare elaborării acestei lucrări de doctorat.

Adresez mulțumiri membrilor Departamentului de Mecatronică, din cadrul Facultății de Mecanică în special d-lui conf. dr. ing. Erwin LOVASZ, care m-a ajutat cu diverse sfaturi și indicații utile în vederea finalizării tezei de doctorat.

Imi exprim întreaga considerație față de membrii comisiei de doctorat, care au răspuns solicitării de a face parte din comisia de analiză a tezei, pentru observațiile făcute și pentru timpul acordat lucrării.

De asemenea, mulțumesc tuturor celor care m-au ajutat cu diverse sfaturi și indicații utile în vederea finalizării tezei de doctorat, precum și managementului Proiectului de Burse Doctorale nr. CPP/107/DMI1.5/S/77265 .

Nu în ultimul rând, doresc să adresez mulțumiri familiei pentru înțelegerea și suportul moral pe care mi le-au oferit pe întreaga perioadă a desfășurării studiilor doctorale.

Timișoara, februarie 2014

Ing. Nina GORIE

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijin parțial din grantul strategic POSDRU/CPP 107/DMI1.5/S, ID 77265, cofinanțat din Fondul Social European „Investește în oameni”, în cadrul Programului Operațional Sectorial Dezvoltare Resurse Umane 2007-2013.

Gorie, Nina

**Contribuții la studiul unui sistem mecatronic pentru recuperarea persoanelor cu dizabilități**

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 150, Editura Politehnica, 2014, 173 pagini, 166 figuri, 26 tabele.

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-606-554-802-2

Cuvinte cheie: mobilitate, platforma Stewart, mecanism robot paralel, dizabilitate, recuperare, actuator liniar

Rezumat,

Teza de față propune o serie de contribuții, atât teoretice cât și practice privind analiza unui sistem mecatronic pentru aplicații de recuperare a persoanelor cu dizabilități rezultate din accidente. Tema abordată se bazează pe cunoștințe din domeniul teoriei mecanismelor, mecanicii, proiectării asistate de calculator și din domeniul roboticii.

Lucrarea a fost structurată într-o introducere, șapte capitole destinate obiectivului principal al tezei, un capitol de concluzii și bibliografia aferentă. A fost dezvoltat un model geometric al mecanismului robot paralel platforma Stewart.

Rezultatele obținute în urma modelului geometric au fost verificate prin intermediul unei construcții în mediul de programare CATIA.

Rezultatele cercetărilor efectuate s-au materializat prin publicarea a 6 lucrări, dintre care 2 în circuitul ISI Proc.

## CUPRINS

|  |      |
|--|------|
| Cuprins  | V    |
| Lista de tabele  | VIII |
| Lista de figuri  | IX   |
| 1. Introducere   | 15   |
| 1.1 Robotică și mecatronică  | 15   |
| 1.2 Biomecatronică, biomimetică și biorobotică: evoluție și aplicabilitate                                     | 15   |
| 1.3 Motivația abordării tematicii alese  | 19   |
| 1.4 Obiectivele tezei de doctorat  | 19   |
| 1.5 Structura tezei de doctorat  | 21   |
| 2. Afecțiuni ale membrului superior și inferior uman și modalități de recuperare                               | 23   |
| 2.1 Membrul superior uman  | 23   |
| 2.1.1 Introducere în biomecanica membrului superior  | 23   |
| 2.1.2 Traumatisme la nivelul membrului superior  | 27   |
| 2.1.3 Recuperarea funcțională a membrului superior cu ajutorul kinetoterapiei                                  | 28   |
| 2.1.3.1 Introducere. Scurt istoric în domeniul kinetoterapiei  | 28   |
| 2.1.3.2 Tehnicile de recuperare asupra membrului superior în caz de traumatisme                                | 29   |
| 2.1.3.2.1 Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației radiocarpene (încheietura mâinii)              | 29   |
| 2.1.3.2.2 Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației cotului  | 33   |
| 2.1.3.2.3 Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației scapulohumerales (articulației umărului)       | 34   |
| 2.1.4 Recuperarea funcțională a membrului superior cu ajutorul sistemelor mecatronice cu aplicații în medicină | 34   |
| 2.2 Membrul inferior uman  | 37   |
| 2.2.1 Introducere în biomecanica membrului inferior  | 37   |
| 2.2.2 Traumatisme la nivelul membrului inferior  | 42   |
| 2.2.2.1 Fracturile piciorului propriu - zis  | 42   |
| 2.2.2.2 Fracturile gleznei   | 42   |
| 2.2.2.3 Fracturile de genunchi   | 43   |
| 2.2.2.4 Fracturi de șold   | 44   |
| 2.2.3 Recuperarea funcțională a membrului inferior cu ajutorul kinetoterapiei                                  | 45   |
| 2.2.3.1 Tehnicile de recuperare asupra membrului inferior în caz de traumatisme                                | 45   |
| 2.2.3.1.1 Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației piciorului și articulației gleznei             | 45   |
| 2.2.3.1.2 Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației genunchiului                                   | 46   |

|  |     |
|--|-----|
| 2.2.3.1.3 Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației șoldului                                       | 46  |
| 2.2.4 Recuperarea funcțională a membrului inferior cu ajutorul sistemelor mecatronice cu aplicații în medicină | 47  |
| 2.3 Concluzii  | 49  |
| 3. Stadiul actual al roboților paraleli cu aplicații în biomecatronică   | 51  |
| 3.1 Generalități   | 51  |
| 3.2 Roboți paraleli  | 52  |
| 3.2.1 Clasificare și comparație  | 52  |
| 3.2.2 Calculul gradului de mobilitate în structuri paralele  | 55  |
| 3.2.3 Aspecte privind sinteza structurilor mecanismelor robot paralel  | 57  |
| 3.3 Descrierea metodei conexiunilor cinematice pentru analiza platformei Stewart                               | 61  |
| 3.3.1 Generalități   | 61  |
| 3.3.2 Analiza structurală și conexiunea cinematică   | 61  |
| 3.4 Modelarea și simularea platformei Stewart utilizând programul LabVIEW                                      | 64  |
| 3.4.1 Descrierea platformei Stewart  | 64  |
| 3.4.2 Programarea platformei Stewart utilizând LabVIEW 8.2   | 66  |
| 3.5 Concluzii  | 70  |
| 4. Modelul geometric al platformei Stewart pentru aplicații în recuperare                                      | 73  |
| 4.1 Introducere în cinematica sistemelor mobile  | 73  |
| 4.2 Dezvoltarea modelului geometric al platformei Stewart  | 74  |
| 4.3 Sinteza unui sistem mecatronic destinat recuperării unor dizabilități umane                                | 78  |
| 4.3.1 Introducere  | 78  |
| 4.3.2 Exerciții pentru recuperarea mâinii și piciorului uman   | 78  |
| 4.3.3 Interacțiunea operator – sistem mecatronic   | 80  |
| 4.4 Sinteza structurală a mecanismelor pentru robotul paralel  | 82  |
| 4.5 Modelarea platformei Stewart în mediul CATIA V5 R19  | 85  |
| 4.5.1 Introducere  | 85  |
| 4.5.2 Modelul 3D al platformei Stewart   | 85  |
| 4.6 Modelare cinematică a unei mișcări de recuperare   | 87  |
| 4.6.1 Introducere în transformarea de coordonate între două sisteme diferite                                   | 87  |
| 4.6.2 Modelarea cinematică a sistemului mecatronic pentru o mișcare de recuperare a articulației mâinii umane  | 89  |
| 4.7 Concluzii  | 96  |
| 5. Analiza sistemului de acționare pentru mecanismul sintetizat  | 97  |
| 5.1 Introducere  | 97  |
| 5.2 Componenta modulului mecatronic de acționare, modelare și simularea funcționării acestuia                  | 97  |
| 5.2.1 Componenta modulului mecatronic  | 97  |
| 5.2.2 Modelarea și simularea funcționării actuatorului   | 98  |
| 5.2.3 Modelarea și simularea modulului mecatronic  | 106 |
| 5.3 Componenta sistemului mecatronic paralel, modelarea și simularea funcționării acestuia                     | 109 |
| 5.3.1 Componenta sistemului mecatronic   | 109 |
| 5.3.2 Simularea funcționării sistemului mecatronic   | 110 |
| 5.4 Concluzii  | 112 |

---

|  |     |
|--|-----|
| 6. Cercetări experimentale asupra componentelor și sistemului mecatronic utilizat pentru recuperare  | 113 |
| 6.1 Introducere  | 113 |
| 6.2 Cercetări experimentale efectuate asupra modulului mecatronic – actuator - linear  | 113 |
| 6.3 Cercetări experimentale privind funcționalitatea platformei Stewart  | 123 |
| 6.4 Cercetări experimentale în modelarea funcționalității platformei Stewart în cadrul unui exercițiu de recuperare a membrului superior             | 126 |
| 6.5 Cercetări experimentale privind funcționalitatea platformei Stewart în cadrul unor exerciții de recuperare a membrului superior și inferior uman | 129 |
| 6.6 Concluzii  | 131 |
| 7. Concluzii finale, contribuții și direcții viitoare de cercetare   | 133 |
| 7.1 Concluzii finale   | 133 |
| 7.2 Contribuții originale ale tezei  | 133 |
| 7.3 Valorificarea rezultatelor cercetării  | 134 |
| 7.4 Noi direcții de cercetare în domeniu   | 135 |
| Bibliografie   | 137 |
| Anexe  | 151 |
| Anexa 4.1  | 151 |
| Anexa 4.2  | 153 |
| Anexa 5.1  | 158 |
| Anexa 6.1  | 163 |

## LISTĂ DE TABELE

|              |   |     |
|--------------|---|-----|
| Tabelul 1.1. | Planul de cercetare   | 21  |
| Tabelul 2.1. | Amplitudinile normale de mișcare ale articulației scapulohumerală (umărului)          | 25  |
| Tabelul 2.2. | Amplitudinile normale de mișcare ale articulației cotului                             | 26  |
| Tabelul 2.3. | Amplitudinile de mișcare ale articulației mâinii                                      | 26  |
| Tabelul 2.4. | Amplitudinile normale de mișcare ale articulației coxofemorale (articulația șoldului) | 39  |
| Tabelul 2.5. | Amplitudinile normale de mișcare ale articulației genunchiului                        | 40  |
| Tabelul 2.6. | Amplitudinile normale de mișcare ale articulației gleznei                             | 40  |
| Tabelul 2.7. | Amplitudinile normale de mișcare ale articulației piciorului                          | 41  |
| Tabelul 3.1. | Caracteristicile structurilor robot seriale și paralele                               | 53  |
| Tabelul 3.2. | Tipurile de conexiuni   | 62  |
| Tabelul 3.3. | Simbolizarea conexiunii de tip $K_A$  | 62  |
| Tabelul 3.4. | Simbolizarea conexiunii de tip $K_B$  | 63  |
| Tabelul 3.5. | Simbolizarea conexiunii de tip $K_C$  | 63  |
| Tabelul 4.1. | Determinarea coordonatelor punctelor $1_B$ și $2_B$                                   | 75  |
| Tabelul 4.2. | Determinarea coordonatelor punctelor $3_B$ și $4_B$                                   | 76  |
| Tabelul 4.3. | Determinarea coordonatelor punctelor $5_B$ și $6_B$                                   | 76  |
| Tabelul 4.4. | Determinarea coordonatelor punctelor $1_T$ și $2_T$                                   | 77  |
| Tabelul 4.5. | Determinarea coordonatelor punctelor $3_T$ și $4_T$                                   | 77  |
| Tabelul 4.6. | Determinarea coordonatelor punctelor $5_T$ și $6_T$                                   | 77  |
| Tabelul 4.7. | Analiza gradelor de libertate repartizate pe fiecare lanț                             | 83  |
| Tabelul 4.8. | Analiza gradelor de libertate repartizate pe fiecare lanț                             | 84  |
| Tabelul 4.9. | Modul de integrare a actuatorilor   | 94  |
| Tabelul 5.1. | Valorile parametrilor ce caracterizează motorul maxon                                 | 98  |
| Tabelul 5.2. | Caracteristicile tahogeneratorului  | 101 |
| Tabelul 5.3. | Caracteristicile reductorului de turație  | 103 |
| Tabelul 5.4. | Parametrii traductorului de poziție   | 106 |

## LISTĂ DE FIGURI

|              |   |    |
|--------------|---|----|
| Figura 1.1.  | Evoluția roboticii  | 16 |
| Figura 1.2.  | Integrare hardware în corpul uman   | 17 |
| Figura 1.3.  | Aplicații ale biomecatronicii și bioroboticii                                   | 18 |
| Figura 1.4.  | Sisteme mecatronice pentru reabilitarea membrului superior                      | 18 |
| Figura 1.5.  | Obiectivele secundare ale tezei asociate obiectivului principal                 | 20 |
| Figura 2.1.  | Anatomia membrului superior uman  | 23 |
| Figura 2.2.  | Articulațiile membrului superior și gradele de libertate ale acestora           | 24 |
| Figura 2.3.  | Anatomia articulației scapulohumerale   | 24 |
| Figura 2.4.  | Amplitudinea mișcării de abducție – adducție la umăr                            | 25 |
| Figura 2.5.  | Amplitudinea mișcării de flexie – extensie la umăr                              | 25 |
| Figura 2.6.  | Amplitudinea mișcării de rotație internă – externă la umăr                      | 25 |
| Figura 2.7.  | Anatomia cotului  | 25 |
| Figura 2.8.  | Amplitudinea mișcării de flexie – extensie la cot                               | 26 |
| Figura 2.9.  | Amplitudinea mișcării de supinație – pronație la cot                            | 26 |
| Figura 2.10. | Anatomia mâinii   | 26 |
| Figura 2.11. | Mișcările mâinii umane permise de articulația acesteia                          | 26 |
| Figura 2.12. | Clasificarea fracturilor la nivelul membrului superior                          | 28 |
| Figura 2.13. | Diferite tipuri de orteze   | 30 |
| Figura 2.14. | Exercițiul nr.1 prin mișcări autopasive   | 31 |
| Figura 2.15. | Exercițiul de automobilizare în flexie a metacarpofalangienelor                 | 31 |
| Figura 2.16. | Exercițiul de automobilizare în flexie a interfalangienelor                     | 31 |
| Figura 2.17. | Exercițiul de automobilizare în abducție – extensie a policelui                 | 31 |
| Figura 2.18. | Exoschelet atașat la mâna unui pacient  | 35 |
| Figura 2.19. | Structura conceptuală a unui robot pentru asistență umană                       | 35 |
| Figura 2.20. | Structura conceptuală a unui exoschelet   | 35 |
| Figura 2.21. | Structuri pentru un exoschelet  | 35 |
| Figura 2.22. | Sistemul mecatronic MIT – Manus   | 36 |
| Figura 2.23. | Schema cinematică a sistemului mecatronic MIT – Manus                           | 36 |
| Figura 2.24. | Sistemul mecatronic MIME  | 36 |
| Figura 2.25. | Schema cinematică a sistemului mecatronic MIME                                  | 36 |
| Figura 2.26. | Sistemul mecatronic ARM – Guide   | 37 |
| Figura 2.27. | Anatomia membrului inferior   | 37 |
| Figura 2.28. | Lanțul cinematic echivalent al membrului inferior                               | 38 |
| Figura 2.29. | Anatomia articulației coxofemorale  | 38 |
| Figura 2.30. | Amplitudinea mișcării de abducție – adducție la articulația șoldului            | 39 |
| Figura 2.31. | Amplitudinea mișcării de extensie – flexie la articulația șoldului              | 39 |
| Figura 2.32. | Amplitudinea mișcării de rotație internă – externă la articulația șoldului      | 39 |
| Figura 2.33. | Anatomia articulației genunchiului  | 39 |
| Figura 2.34. | Amplitudinea mișcării de flexie – extensie la articulația genunchiului          | 40 |
| Figura 2.35. | Amplitudinea mișcării de rotație medială – laterală la articulația genunchiului | 40 |

|              |   |    |
|--------------|---|----|
| Figura 2.36. | Amplitudinea mișcării de flexie – extensie la articulația gleznei   | 41 |
| Figura 2.37. | Mișcarea de flexie – extensie a piciorului  | 41 |
| Figura 2.38. | Orteză fixă de gleznă tip gheată  | 45 |
| Figura 2.39. | Orteză de gambă picior (pneumatică)   | 45 |
| Figura 2.40. | Sistemul mecatronic MGT   | 47 |
| Figura 2.41. | Sistemul mecatronic Lokomat   | 48 |
| Figura 2.42. | Standul experimental al unui sistem mecatronic pentru intervenție asupra fracturilor  | 49 |
| Figura 3.1.  | Structura serială a unui robot  | 51 |
| Figura 3.2.  | Structură paralelă  | 52 |
| Figura 3.3.  | Structură robot hibridă   | 52 |
| Figura 3.4.  | Platforma Stewart (1965)  | 53 |
| Figura 3.5.  | Comparație între structurile seriale și cele paralele   | 54 |
| Figura 3.6.  | Schema cinematică a platformei Stewart  | 55 |
| Figura 3.7.  | Platforma Stewart, schema structurală   | 56 |
| Figura 3.8.  | Schemă de lucru pentru integrarea lanțurilor cinematice și sintetizarea unor variante de structuri paralele                   | 57 |
| Figura 3.9.  | Structuri paralele și modul de integrare al elementelor   | 58 |
| Figura 3.10. | Conceptul de sinteză pe baza constrângerilor de mișcare   | 58 |
| Figura 3.11. | Două variante de roboți paraleli cu 3 elemente  | 58 |
| Figura 3.12. | Variante de structuri paralele denumite 3-PUP   | 59 |
| Figura 3.13. | Variantă a unei structuri paralele: a) schema cinematică; b) detalii referitoare la flanșa superioară și respectiv inferioară | 59 |
| Figura 3.14. | Aplicații ale structurilor paralele ca suport al membrului superior   | 59 |
| Figura 3.15. | Aplicație de terapie robotizată   | 60 |
| Figura 3.16. | Schema cinematică a robotului plan paralel  | 61 |
| Figura 3.17. | Variantă de structură paralelă cu 2 grade de mobilitate   | 61 |
| Figura 3.18. | Platforma Stewart din cadrul Departamentului de Mecatronică   | 65 |
| Figura 3.19. | Geometria platformei superioare și inferioare   | 65 |
| Figura 3.20. | Placa APCI - 3120   | 66 |
| Figura 3.21. | Schemă de achiziție a datelor de la platform Stewart  | 66 |
| Figura 3.22. | Panoul frontal – interfața grafică  | 67 |
| Figura 3.23. | Diagrama bloc   | 67 |
| Figura 3.24. | Fereastra de lucru pentru panoul frontal  | 67 |
| Figura 3.25. | Bara orizontală cu meniuri din diagrama bloc  | 68 |
| Figura 3.26. | Caseta cu unelte generale - Tools   | 68 |
| Figura 3.27. | Caseta cu controale și indicatoare - Controls   | 68 |
| Figura 3.28. | Caseta cu funcții - Functions   | 68 |
| Figura 3.29. | Panoul frontal al aplicației create în LabVIEW 8.2 pentru simularea mișcării actuatorilor platformei Stewart                  | 68 |
| Figura 3.30. | Diagrama bloc al aplicației create în LabVIEW 8.2 pentru simularea mișcării actuatorilor platformei Stewart                   | 69 |
| Figura 3.31. | Modul unipolar  | 69 |
| Figura 3.32. | Modul bipolar   | 69 |
| Figura 3.33. | Comanda WriteMoreAnalogValue în diagrama bloc   | 69 |
| Figura 3.34. | Comanda de selectare a mișcării   | 70 |
| Figura 3.35. | Ierarhia programului de lucru în LabVIEW  | 70 |
| Figura 4.1.  | Structura platformei Stewart  | 73 |
| Figura 4.2.  | Reprezentarea schematică a cinematicii directe și inverse   | 74 |
| Figura 4.3.  | Platforma Stewart, geometria bazei inferioare   | 74 |



|                |   |     |
|----------------|---|-----|
| Figura 4.4.    | Determinarea coordonatelor punctelor 3 și 4   | 75  |
| Figura 4.5.    | Disponerea relativă a cuplelor cinematice sferice   | 76  |
| Figura 4.6.    | a) Sistemul de coordonate $O_{xyz}$ și unghiurile aferente acestui sistem de coordonate $\alpha$ , $\beta$ și $\gamma$ , b) Mișcarea mâinii umane în jurul axei $z$ , c) Mișcarea mâinii umane în jurul axei $y$ , d) Mișcarea mâinii umane în jurul axei $x$ | 78  |
| Figura 4.7.    | Reprezentarea articulației mâinii umane prin conexiunea cinematică $K_{AS}(-3)$   | 79  |
| Figura 4.8.    | a) Lanț cinematic pentru membrul inferior, b) Lanț cinematic echivalent pentru membrul inferior, c) Membrul inferior antrenat prin intermediul platformei Stewart   | 79  |
| Figura 4.9.    | a) Reprezentarea articulației cotului sprijinită pe platformă<br>b) Reprezentarea articulației umărului în raport cu platforma  | 79  |
| Figura 4.10.   | Robotul master – slave  | 80  |
| Figura 4.11.   | Sisteme master ce conectează mâna umană   | 80  |
| Figura 4.12.   | Integrarea de elemente senzoriale în reabilitarea mâinii umane  | 81  |
| Figura 4.13.   | Stand experimental: 1) Robot SCARA Y K 400X, 2) PC,<br>3) Orteză articulația cotului, 4) Masă de lucru, 5) Pacient  | 81  |
| Figura 4.14.   | Stand experimental: 1) PC, 2) Platforma Stewart, 3) Orteză articulația cotului, 4) Mâna umană (MU)  | 82  |
| Figura 4.15.   | Cazul general al sintezei structurii plane a robotului paralel  | 82  |
| Figura 4.16.   | Cazul general al sintezei structurii spațiale a robotului paralel   | 84  |
| Figura 4.17.   | Aspectul ferestrei de lucru CATIA la lansarea standard  | 85  |
| Figura 4.18.   | Placă textolit  | 85  |
| Figura 4.19.   | Cuplă cinematică sferică  | 86  |
| Figura 4.20.   | Baza inferioară a platformei Stewart  | 86  |
| Figura 4.21.   | Actuator platforma Stewart  | 86  |
| Figura 4.22.   | Baza superioară a platformei Stewart  | 86  |
| Figura 4.23.   | Ansamblul platformei Stewart  | 87  |
| Figura 4.24.   | Sistemul de coordonate "i" în raport cu sistemul de referință "0"   | 87  |
| Figura 4.25.   | Transformare de coordonate (mișcare de rotație)   | 88  |
| Figura 4.26.   | Transformare de coordonate (mișcare de translație)  | 89  |
| Figura 4.27.   | Mișcările mâinii umane permise de articulația acesteia  | 89  |
| Figura 4.28.   | Transformare de coordonate pentru mișcările de rotație $(\alpha, \beta, \gamma)$ ale mâinii umane   | 90  |
| Figura 4.29.   | Transformare de coordonate pentru mâna umană în mișcarea de rotație de unghi $\alpha$   | 91  |
| Figura 5.1.    | Prezentarea modulului mecatronic  | 97  |
| Figura 5.2.    | a) Motorul electric de curent continuu; b) Schema electrică   | 98  |
| Figura 5.3.    | Caracteristica mecanică motoare naturală și caracteristicile mecanice motoare artificiale   | 100 |
| Figura 5.4.    | Raza punctului de contact în lagărul motorului  | 101 |
| Figura 5.5.    | Modelul neliniar al tahogeneratorului în mediul Matlab/Simulink   | 102 |
| Figura 5.6.    | Rezultate din simularea modelului neliniar al tahogeneratorului   | 102 |
| Figura 5.7.    | Schema reductorului de turație  | 103 |
| Figura 5.8.    | Schema bloc a motorului   | 104 |
| Figura 5.9.    | Schema bloc a sistemului  | 105 |
| Figura 5.9 bis | Răspunsul sistemului la un semnal de tip treaptă  | 106 |

|              |   |     |
|--------------|---|-----|
| Figura 5.10. | Traductorul de poziție rezistiv   | 106 |
| Figura 5.11. | Pinion și roată dințată   | 106 |
| Figura 5.12. | Forța axială $F_L$ dezvoltată la nivelul șurubului care va contribui la mișcarea lanțului cinematic ce va fi integrat prin cupla cinematică sferică | 108 |
| Figura 5.13. | Schema bloc a modulului mecatronic modelat  | 109 |
| Figura 5.14. | a), b) Schemele bloc de evaluare a parametrilor cinematici ai modulului mecatronic  | 109 |
| Figura 5.15. | Placa Arduino și modulul Ardumoto   | 109 |
| Figura 5.16. | Schema bloc a sistemului mecatronic   | 110 |
| Figura 5.17. | a) Schema bloc pentru simularea în Matlab/Simulink  | 111 |
|              | b) Legea de mișcare pentru accelerație de la nivelul cuplei cinematische virtuale (biomecanice)   | 111 |
|              | c) Legea de mișcare pentru viteza de rotație preconizată de la nivelul cuplei cinematische virtuale   | 111 |
|              | d) Legea de mișcare a spațiului unghiular   | 112 |
|              | e) Variația lungimii actuatorului 1   | 112 |
|              | f) Variația lungimii actuatorului 3   | 112 |
|              | g) Variația lungimii actuatorului 5   | 112 |
| Figura 6.1.  | Stand experimental  | 113 |
| Figura 6.2.  | Înregistrarea vitezei pe parcursul mișcării actuatorului  | 114 |
| Figura 6.3.  | Perioada de oprire a sistemului antrenat (pe intervalul $\Delta_t = 0.26 s$ )   | 115 |
| Figura 6.4.  | Înregistrarea vitezei pe parcursul mișcării actuatorului  | 115 |
| Figura 6.5.  | Perioada de oprire mecanică a sistemului  | 116 |
| Figura 6.6.  | Viteza de acționare a motorului pe perioada de alimentare electrică   | 118 |
| Figura 6.7.  | Faza de oprire a elementului mobil  | 118 |
| Figura 6.8.  | Schema electrică principială (a) și de lucru (b) pentru determinarea caracteristicii  | 119 |
| Figura 6.9.  | Caracteristica $R=f(x)$   | 119 |
| Figura 6.10. | Cursa elementului mobil și viteza motorului de antrenare pe această perioadă  | 120 |
| Figura 6.11. | Faza de alungire a actuatorului   | 120 |
| Figura 6.12. | Înregistrările anterioare cu cursorul activ 2   | 121 |
| Figura 6.13. | Înregistrările parametrilor cinematici (cursor activ 2)   | 121 |
| Figura 6.14. | Înregistrările parametrilor cinematici (cursor activ 2)   | 122 |
| Figura 6.15. | Înregistrările parametrilor cinematici (cursor activ 1)   | 122 |
| Figura 6.16. | Înregistrările parametrilor cinematici (cursor activ 2)   | 122 |
| Figura 6.17. | Înregistrarea deplasării pe durata de 2.2 s (faza de scurtare a lungimii actuatorului)  | 123 |
| Figura 6.18  | Meniul softului de simulare a mișcării platformei Stewart   | 123 |
| Figura 6.19. | Alegerea modelului direct pentru X soluții  | 124 |
| Figura 6.20. | Fereastra în care se completează lungimile celor 6 actuatore  | 124 |
| Figura 6.21. | Selectarea punctelor de eșantionare   | 124 |
| Figura 6.22. | Rezultatele modelului direct  | 125 |
| Figura 6.23. | Comanda Piloting  | 125 |
| Figura 6.24. | Poziția platformei Stewart în cazul modelului direct  | 125 |
| Figura 6.25. | Traietoria realizată de lungimile actuatorelor în cazul modelului direct  | 125 |
| Figura 6.26. | a), b), c), d), e) Setările și rezultatele din experimental   | 126 |

---

|              |  |            |
|--------------|--|------------|
|              | cinematicii inverse  |            |
| Figura 6.27. | Datele aferente realizării mișcării de supinație – pronație la nivelul cotului                                   | 127        |
| Figura 6.28. | Variația actuatorului nr. 1 și nr. 2 în funcție de timp  | 127        |
| Figura 6.29. | a) Traiectoria după axa x, b) Traiectoria după axa y<br>c) Traiectoria după axa z                                | 127<br>128 |
| Figura 6.30. | Datele aferente mișcării de flexie – extensie la nivelul articulației mâinii                                     | 128        |
| Figura 6.31. | Variația actuatorului nr. 1 în funcție de timp   | 128        |
| Figura 6.32. | a) Traiectoria după axa x, b) Traiectoria după axa y, c) Traiectoria după axa z                                  | 129        |
| Figura 6.33. | Element constructiv pe platforma mobilă  | 129        |
| Figura 6.34. | Conexiunea creată pentru materializarea pseudo-elementului fix   | 130        |
| Figura 6.35. | Conexiunea creată pentru materializarea lanțului cinematic mixt în exercițiul de recuperare flexie – extensie    | 130        |
| Figura 6.36. | Conexiunea creată pentru materializarea lanțului cinematic mixt în exercițiul de recuperare pronație – supinație | 131        |
| Figura 6.37. | Conexiunea creată pentru materializarea lanțului cinematic mixt în exercițiul de recuperare flexie – extensie    | 131        |
| Figura 6.38. | Datele aferente mișcării de flexie – extensie a articulației piciorului  | 131        |

# 1. INTRODUCERE

## 1.1. Robotică și mecatronică

Robotică și mecatronică sunt două direcții de cercetare, educație (și nu numai) care nu mai necesită explicații suplimentare. Una din ofertele filozofiei mecatronice în proiectare este abordarea sinergică a problemelor. În acest context, la ora actuală se poate vorbi despre o nouă tendință în robotică, în contrast cu robotica clasică. Noua orientare este dictată practic de influențele, ideile și principiile din domeniul biologiei. Punctul de plecare constă în modelarea diverselor aspecte ale sistemelor biologice cu integrare mecatronică în structura corpului uman. Facilitățile sinergice oferite de științele fundamentale, inginerie și medicină au condus în mod constant la găsirea de soluții pentru creșterea calității vieții omului. Din acest punct de vedere, mecatronica clasică a făcut un pas important spre biomecatronică cu aplicații esențiale în domeniul medical [Pfeifer, 2005].

Evoluția roboticii în direcțiile aplicative în principal și susținute prin construcții adecvate în secundar este concludentă prin modurile de definire a acestei noțiuni pe parcursul timpului:

- Robotul este un manipulator reprogramabil, multifuncțional proiectat pentru a deplasa material, componente sau dispozitive specializate pe baza unor mișcări variabile programate și pentru a realiza sarcini specifice [Robotics Industry Association ~ 1980].
- Robotica este o conexiune inteligentă între percepție și acțiune [Prof. Sir Michael Brady, Oxford University ~ 1985].
- Robotul este o mașină capabilă a extrage informație dintr-un mediu și a utiliza cunoașterea pentru a se mișca singur în lumea respectivă pentru scopul propus [Prof. Maja Mataric, Comp. Sc. Dep. Univ. Of Calif., USC Rob. Lab ~ 1990].
- Robotica este știința și tehnologia de a proiecta sisteme mecatronice capabile de a genera și controla mișcare și forță [Prof.P.Dario,Pisa 2000].

Această evoluție în abordarea conceptuală și constructivă s-a făcut simțită și în zona aplicativă (Fig. 1.1).

## 1.2. Biomecatronica, biomimetica și biorobotica: evoluție și aplicabilitate

Sistemele biologice pot fi prezentate ca și sisteme optimizate care pot constitui puncte de plecare pentru realizarea de sisteme artificiale. Toate funcțiile obiectiv au fost orientate spre supraviețuirea individuală sau a speciei, iar dintre funcțiile obiectiv putem aminti: energia consumată minimă pentru mișcarea biologică în general și respectiv mișcarea umană în particular, multifuncționalitatea și adaptabilitatea, evoluția biologică combinată cu alte mecanisme [\*\*\* Contract parteneriate, 2009].

*Biomecatronica* reprezintă un domeniu aplicativ interdisciplinar având ca și scop integrarea unor componente mecanice/electromecanice în corpul uman, în scop terapeutic sau pentru a ameliora abilitățile existente.

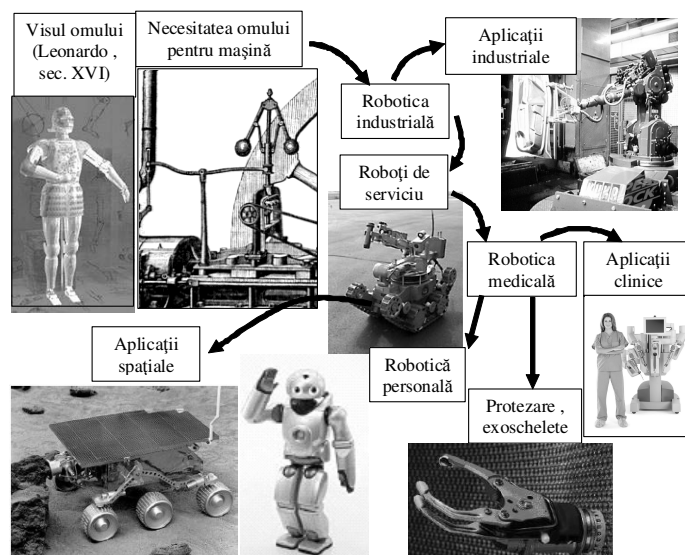


Fig. 1.1 Evoluția roboticii

*Biomimetica* este un termen relativ recent introdus (Schmitt, 1969). În concordanță cu Webster Dictionary, biomimetica analizează posibilitățile de sintetizare artificială a substanțelor și a materialelor biologice, a mecanismelor și proceselor biologice. Sistemele biologice se prezintă, după o evoluție îndelungată în timp, ca și sisteme optimizate care pot constitui puncte de plecare pentru realizarea de sisteme artificiale [Bar - Cohen, 2006]. Toate funcțiile obiectiv au fost orientate spre supraviețuirea individuală sau a speciei. Se pot aminti astfel de funcții:

- Energia consumată minimă pentru mișcarea biologică în general și respectiv mișcarea umană în particular.
- Multifuncționalitatea și adaptabilitatea sunt caracteristici esențiale ale sistemelor biologice. Aceste sisteme sunt capabile de a conduce/rezolva optimal diferite sarcini în limita capabilităților sale (stabilitate, oboseală, etc.). Această abilitate este cu atât mai vizibilă când sistemul biologic este forțat să se adapteze unor sarcini noi.
- Evoluția biologică combinată cu alte mecanisme (de ex. mutațiile genetice) este în strânsă corelație cu supraviețuirea și dezvoltarea speciilor. Evoluția biologică este un proces care descrie cumulativ schimbările din sistemul biologic. Algoritmii genetici sunt o metodă pentru căutarea soluției optime și este inspirat din evoluția biologică, selecția naturală și genetică.

În contextul celor specificate *biorobotica* se definește ca un domeniu științific și tehnologic interdisciplinar bazat pe cercetare în robotică, științele naturii și inginerie biomedicală. Principalul scop al bioroboticii este de a analiza sistemele biologice prin prisma filozofiei „biomecatronice”. Integrarea hardware a unor componente inteligente în corpul uman pentru monitorizare, protezare sau

corectarea unor parametri este ilustrată în figura 1.2 [\*\*\* Contract parteneriate, 2008].

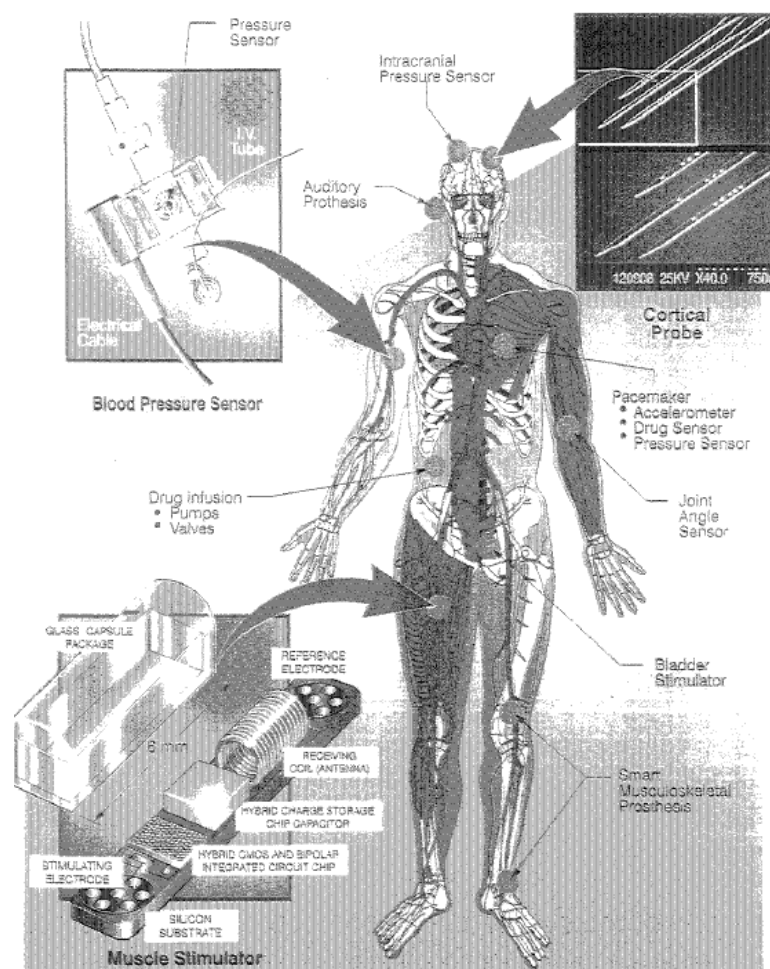


Fig. 1.2 Integrare hardware în corpul uman [\*\*\* Contract parteneriate, 2008]

Ca și o concluzie a celor enunțate anterior se reconfirmă aplicațiile sugestive pentru biomecatronică și biorobotică în domeniul medical (Fig.1.3):

- protezarea membrului superior și a celui inferior;
- sistem mecatronic pentru asistarea și recuperarea persoanelor bolnave sau cu handicap;
- sistem mecatronic pentru intervenție chirurgicală;
- sistem mecatronic pentru tele - operații chirurgicale;
- componente pentru control activ (endoscop etc.);
- realizarea de exoschelete.

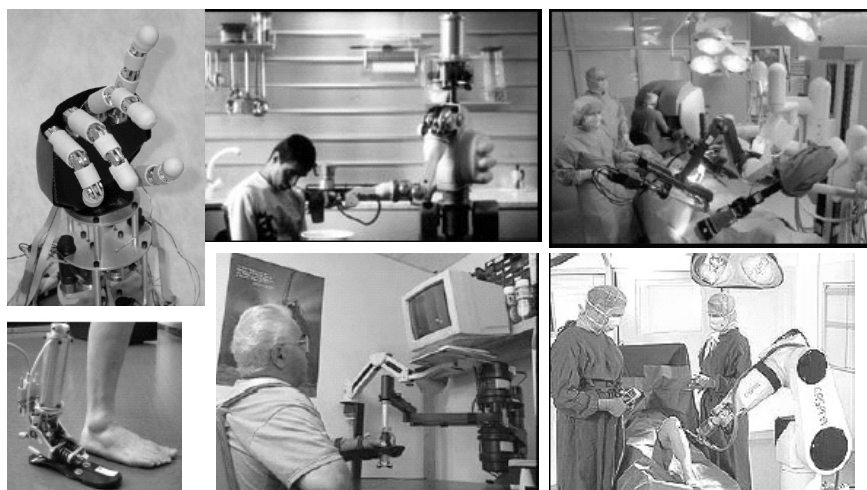


Fig. 1.3 Aplicații ale biomecatronicii și bioroboticii

În multiple cazuri este necesară recuperarea unor facilități motrice ale scheletului uman. Soluțiile s-au dovedit fiabile prin crearea și utilizarea unor sisteme mecatronice. O parte din sistemele realizate pentru reabilitarea membrului superior sunt prezentate în figura 1.4 [Burgar, 2000].

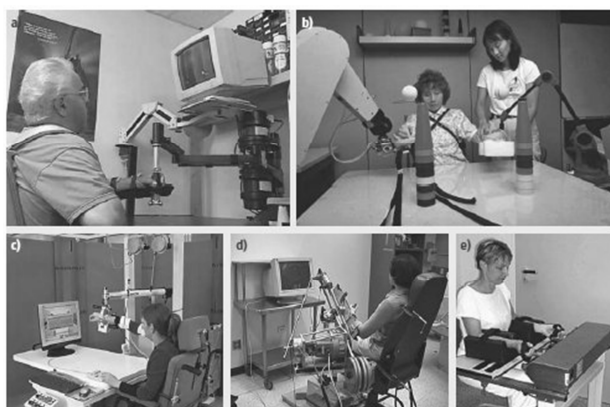


Fig. 1.4 Sisteme mecatronice pentru reabilitarea membrului superior

Robotica pentru reabilitare poate include următoarele sisteme:

- sisteme pentru terapie fizică și antrenament;
- sisteme pentru asistarea persoanelor cu dizabilități;
- sisteme pentru monitorizare și diagnoză;

O categorie aparte referitoare la integrarea mecatronicii în aplicațiile din domeniul medical o reprezintă cea a instrumentației și a dispozitivelor pentru diverse intervenții, asistență, dispozitive haptice, etc.



### 1.3. Motivația abordării tematicii alese

Tuturor oamenilor inclusiv celor cu dizabilități trebuie să li se ofere posibilitatea de a lua parte la activitățile de zi cu zi și să li se ofere o șansă de integrare în societate. Pentru orice tip de dizabilitate există o soluție corespunzătoare: proteze auditive pentru cei cu dizabilități de auz, fotolii rulante, cârje, cadre pentru cei cu dizabilități de mers, bastoane pentru nevăzători, etc. [\*\*\* Dizabilitate]. Cu ajutorul acestor sisteme de recuperare majoritatea persoanelor ar trebui să poată participa la orice tip de acțiune fără probleme. Organizația Națiunilor Unite estimează că există 500 de milioane de persoane cu dizabilități în lume la ora actuală. Acest număr este în creștere în fiecare an datorită factorilor negativi precum războiul și puterea de distrugere, condițiile nesănătoase în care trăiesc unele persoane, lipsa informației despre noțiunea de dizabilitate, cauzele și tratamentul de recuperare. Majoritatea persoanelor cu dizabilități trăiesc în țările mai puțin dezvoltate unde nu au acces la servicii esențiale cum ar fi sănătatea [\*\*\* Dreptul la capacitate juridică al persoanelor cu dizabilități].

Laboratoarele de cercetare din universități și institutele de cercetare sunt preocupate de asigurarea unor sisteme mecatronice, care să ofere o șansă reală de integrare în societate a persoanelor cu handicap.

### 1.4. Obiectivele tezei de doctorat

Teza de doctorat își propune să aducă contribuții în dezvoltarea conceptuală a unor sisteme mecatronice pentru recuperarea persoanelor cu dizabilități la membrele superioare și inferioare rezultate în urma unor accidente.

În acest sens putem enunța **obiectivul principal** al tezei de doctorat: analiza unui sistem mecatronic pentru aplicații de recuperare a persoanelor cu dizabilități rezultate din accidente.

Pentru atingerea obiectivului principal au fost urmărite o serie de obiective operaționale integrate într-un parcurs conform cu figura 1.5:

- I. Realizarea unei cercetări extinse referitoare la problema abordată;
- II. Realizarea modelului geometric al platformei Stewart;
- III. Efectuarea procesului de sinteză a unui sistem mecatronic destinat recuperării unor dizabilități umane;
- IV. Cercetări experimentale efectuate asupra modulului mecatronic și asupra platformei Stewart în cadrul unui exercițiu de recuperare a membrului superior și inferior uman;

În vederea îndeplinirii acestor obiective a fost necesară întreprinderea următoarelor activități din cadrul planului de cercetare (Tabelul 1.1):

1. Prezentarea stadiului actual al traumatismelor la nivelul membrului superior respectiv inferior și modalități de recuperare ale acestora;
2. Prezentarea stadiului actual în domeniul roboților paraleli;
3. Analiza avantajelor, dezavantajelor și aplicabilității roboților paraleli;
4. Realizarea unui studiu comparativ între roboții seriali și cei paraleli;
5. Studiu privind dezvoltarea modelului geometric al platformei Stewart;
6. Realizarea unei modelări cinematice a unui sistem mecanic mobil cu aplicabilitate directă la articulația mâinii umane;
7. Simularea și realizarea practică a unor exerciții de recuperare la nivelul membrului superior și membrului inferior uman.



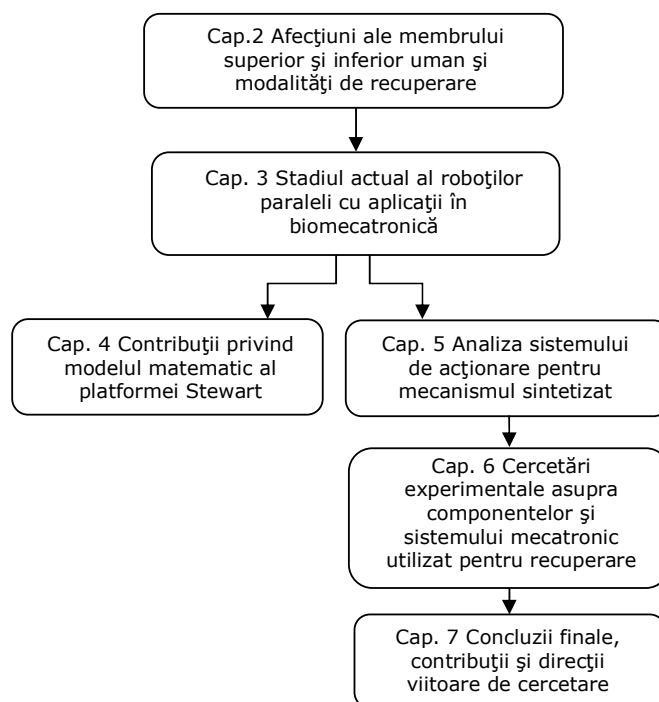


Fig. 1.5 Obiectivele secundare ale tezei asociate obiectivului principal

Prezenta teză de doctorat se încadrează conform "Planului Național de Cercetare, Dezvoltare și Inovare, 2007 - 2013, PN II" pe axa prioritară 1.4 "Tehnologia informației și comunicații - Inteligență artificială, robotică și sisteme autonome avansate" subdomeniul 1.4.6 "Dezvoltarea de sisteme de interacțiune naturală om - calculator minimal dependente de universul discursului", de asemenea lucrarea de cercetare urmează și axa prioritară 6.1 "Biotehnologii" subdomeniul 6.1.2 "Elaborarea unor protocoale de diagnostic și tratamente medicale cu impact asupra stării de sănătate și creșterii speranței de viață" [\*\*\* PN II].

Planul Național de Cercetare Dezvoltare și Inovare pentru perioada 2007 - 2013, cunoscut sub denumirea de PN II reprezintă principalul instrument prin care Autoritatea Națională pentru Cercetare Științifică (ANCS) implementează strategia națională pentru cercetare - dezvoltare - inovare (CDI). În conceperea PN II s-a avut în vedere rolul sistemului național de cercetare-dezvoltare-inovare care este acela de a dezvolta știința și tehnologia pentru creșterea competitivității economice, îmbunătățirea calității sociale și sporirea cunoașterii cu potențial de valorificare și largire a orizontului de acțiune. Prin PN II se urmărește atingerea celor trei obiective strategice ale sistemului național de cercetare - dezvoltare - inovare și anume [\*\*\* PN II]:

- crearea de cunoaștere respectiv obținerea unor rezultate științifice și tehnologice de vârf competitivă pe plan global în scopul creșterii vizibilității internaționale a cercetării românești și a transferării ulterioare a rezultatelor în practica socio - economică.

- creșterea competitivității economiei românești prin inovare cu impact la nivelul agenților economici și transferul cunoștințelor în practica economică.
- creșterea calității sociale respectiv găsirea de soluții tehnice și științifice care susțin dezvoltarea socială și îmbunătățește condiția umană a acesteia.

Tab. 1.1 Planul de cercetare

| <b>Obiective operaționale</b> | <b>Activități</b>              | <b>Rezultate</b>   |
|-------------------------------|--------------------------------|--|
| I                             | Activitatea 1<br>Activitatea 2 | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Realizarea unui cadru teoretic util pentru prezenta teză de doctorat cât și pentru cercetări ulterioare;</li> <li>▪ Deducerea obiectivelor operaționale;</li> <li>▪ Încadrarea temei de cercetare în domeniul de cercetare stabilit conform planului național.</li> </ul>   |
| II                            | Activitatea 3                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Analiza cinematică a mecanismului platforma Stewart;</li> <li>▪ Aspecte privind sinteza structurilor mecanismelor robot paralel.</li> </ul>   |
|                               | Activitatea 4                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Prezentarea unei scurte introduceri în domeniul roboților paraleli;</li> <li>▪ Clasificarea roboților paraleli și realizarea unei analize comparative;</li> <li>▪ Realizarea unor VI-uri pentru conducerea unei platforme Stewart în mediul LabVIEW.</li> </ul>   |
|                               | Activitatea 5                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Prezentarea unei scurte introduceri în cinematică;</li> <li>▪ Realizarea modelului geometric al platformei superioare respectiv platforma inferioară;</li> <li>▪ Analiza mecanismului platforma Stewart în mediul software CATIA V5 R19.</li> </ul>   |
| III                           | Activitatea 6                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Modelarea cinematică a sistemului mecatronic pentru o mișcare de recuperare a articulației mâinii umane.</li> </ul>   |
| IV                            | Activitatea 7                  | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Simularea funcționării modulului mecatronic – actuator linear;</li> <li>▪ Modelarea și simularea componentei sistemului mecatronic paralel;</li> <li>▪ Efectuarea experimentelor în vederea validării rezultatelor din calculul geometric al platformei Stewart;</li> <li>▪ Testarea funcționării programului de comandă și control al platformei Stewart;</li> <li>▪ Testarea comportamentului membrului superior și a membrului inferior în raport cu platforma Stewart.</li> </ul> |

## 1.5. Structura tezei de doctorat

Realizarea obiectivelor menționate anterior este descrisă în următoarele capitole ale tezei de doctorat după cum urmează:

În **Capitolul 1 – "Introducere"** este descris domeniul și direcțiile de cercetare în care se încadrează prezenta teză de doctorat și este evidențiată motivația abordării tematicii alese. În cadrul acestui capitol este prezentat obiectivul principal al tezei și obiectivele operaționale admise. Planul de cercetare stabilit, în baza obiectivelor enunțate, completează acest capitol. Capitolul se încheie cu prezentarea structurii tezei de doctorat.

**Capitolul 2 - "Afecțiuni ale membrului superior și inferior uman și modalități de recuperare"** prezintă sinteza bibliografică privind tematica tezei de doctorat. Sunt trecute în revistă aspectele biomecanice și traumatismele la nivelul

membrului superior și inferior uman. Prezentarea unor tehnici de recuperare funcțională și recuperarea prin utilizarea unor sisteme mecatronice completează acest capitol.

În **capitolul 3** intitulat "**Stadiul actual al roboților paraleli cu aplicații în biomecatronică**" a fost definit locul roboților paraleli, ca și variante constructive, în cadrul roboticii în general. Sunt evidențiate cele 3 clase de roboți și variante definitorii pentru fiecare clasă. Este evidențiată platforma Stewart ca variantă constructivă și cu aplicabilitate în recuperare. În cadrul capitolului este prezentată o paralelă robot serial – robot paralel prin prisma unor proprietăți funcționale specifice. Modalitățile de calcul al gradului de mobilitate pentru structuri paralele este exemplificat ca subiect aparte al acestui capitol. Sinteza structurilor paralele și metodele identificate în bibliografie completează acest capitol. Dintre aceste metode de sinteză un loc aparte este atribuit metodei conexiunilor cinematice. Descrierea unui model experimental pentru o platformă Stewart (existentă în cadrul departamentului) și controlul acesteia pe baza mediului LabView face parte integrată din capitolul 3. În finalul acestui capitol sunt prezentate concluziile rezultate prin elaborarea aplicațiilor.

**Capitolul 4 – "Contribuții privind modelul matematic al platformei Stewart"** debutează printr-o introducere în cinematica sistemelor mobile. Se justifică astfel legătura între aplicația de realizat mecanismul – robot paralel și modul de conducere al actuatorilor din dotarea mecanismului. Se prezintă în continuare modelul geometric al platformei Stewart care are ca scop final determinarea expresiilor pentru lungimea actuatorilor liniare preconizate a fi utilizate. Sunt descrise în continuare exerciții pentru recuperare prin evidențierea lanțului cinematic uman care va fi înseriat cu mecanismul robot. Se fac referiri la posibilitățile de interacțiune între lanțul uman și mecanismul paralel. Capitolul cuprinde aspecte de sinteză structurală bazate pe metoda conexiunilor concluzionându-se că mecanismul robot paralel se poate realiza pe baza a șase conexiuni cinematice  $K_{B(-1)}$ . Modelarea mecanismului – robot în mediul CATIA V5 R19 continuă aspectele de modelare din cadrul capitolului. În final este prezentată modelarea unei mișcări de recuperare evidențindu-se modul de determinare al lungimii actuatorilor funcție de parametrii constructivi admiși și amplitudinea mișcării din articulația umană supusă exercițiului.

**Capitolul 5 – "Analiza sistemului de acționare pentru mecanismul sintetizat"** face referire la componența modulului mecatronic de acționare, modelarea și simularea funcționării unui actuator liniar. Sunt prezentate modelele matematice ale elementelor componente și respectiv a întregului modul precum și rezultate ale simulărilor în mediul Matlab/Simulink. În cadrul capitolului este evidențiată structura propusă pentru subsistemul de conducere pe baza plăcii de dezvoltare Arduino și a modulului Ardumoto.

**Capitolul 6 – "Cercetări experimentale asupra componentelor și sistemului mecatronic utilizat pentru recuperare"** include rezultatele unor experimente efectuate asupra modulului mecatronic – actuator liniar care confirmă și completează modelele matematice din capitolele anterioare. Rezultatele unor experimente privind funcționalitatea platformei Stewart în cadrul unui exercițiu de recuperare a membrului superior respectiv a membrului inferior vin să valideze în finalul capitolului activitatea de cercetare experimentală.

**Capitolul 7 – "Concluzii finale, contribuții și direcții viitoare de cercetare"** prezintă succint concluziile finale referitoare la rezultatele și la obiectivele propuse, la contribuțiile autoarei prin elaborarea tezei, la diseminarea rezultatelor precum și la direcții viitoare de cercetare în domeniul abordat.

## 2. AFECȚIUNI ALE MEMBRULUI SUPERIOR ȘI INFERIOR UMAN ȘI MODALITĂȚI DE RECUPERARE

### 2.1. Membrul superior uman

#### 2.1.1. Introducere în biomecanica membrului superior

Membrul superior reprezintă cel mai complicat sistem de membru din organism, atât prin structura cât și funcțiile sale care sunt adaptate complexității activităților umane. Mâna nu este doar organul prehensiunii ci este în același timp organul personalității umane, a expresivității, a profesionalității celei mai elaborate. Toate componentele membrului superior (Fig. 2.1): umăr, braț, antebrăț au rolul de a pune mâna în poziția cea mai favorabilă pentru o acțiune determinată [Gorie referat științific, 2010 - 2011].

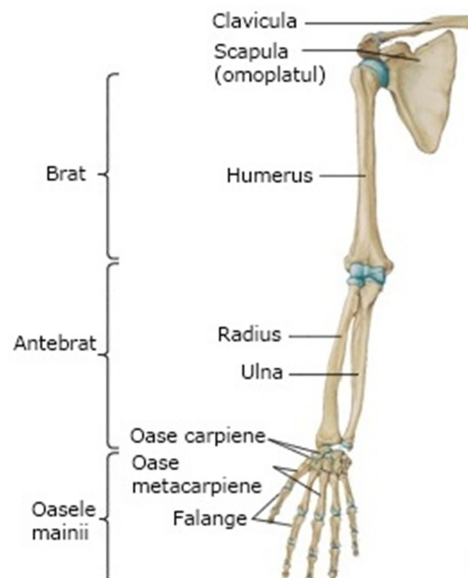


Fig. 2.1 Anatomia membrului superior uman [\*\*\* Scheletul membrului superior, 2011]

Scheletul membrului superior este un lanț cinematic asemenea „dispozitivului de ghidare” din robotică. Lanțul cinematic al membrului superior conține ca și elemente considerate rigide în modelarea cinematică: brațul, antebrățul și mâna. Elementele lanțului cinematic sunt oasele membrului superior legate între ele prin cuple cinematice corespunzătoare articulațiilor. Se poate observa în figura 2.2 că între elementele membrului superior există 21 de cuple cinematice.

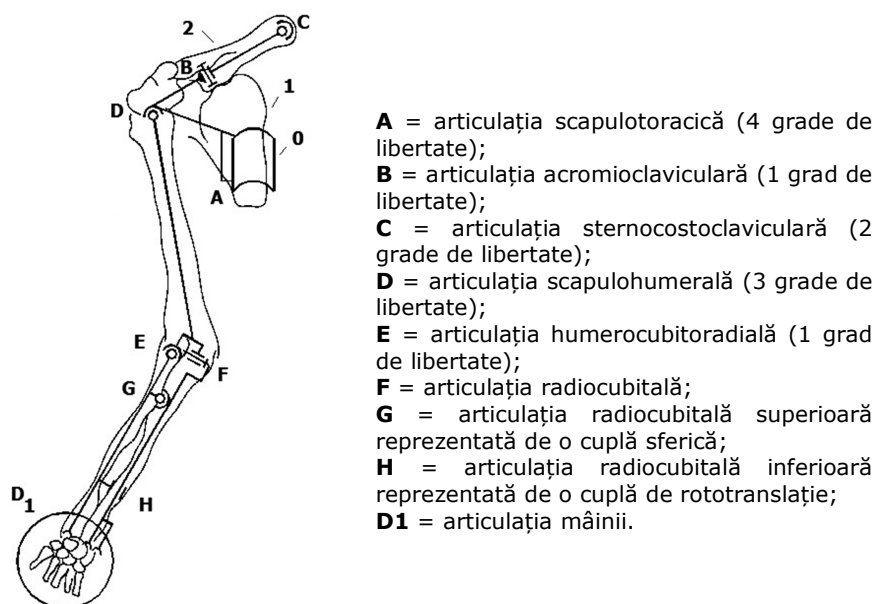


Fig. 2.2 Articulațiile membrului superior și gradele de libertate ale acestora [Văcărescu, 1989]

Biomecanica unității cinematice centură scapulară – umăr – braț este deosebit de complexă iar pentru înțelegerea ei este necesară prezentarea fiecărei articulații în parte și amplitudinile de mișcare ale acestora [Baciu, 1981].

**Articulația umărului sau scapulohumerală** (Fig. 2.3) este o articulație sferică cu trei grade de libertate ce unește capul humeral și cavitatea glenoidală a scapulei și poate efectua mișcări de abducție–adducție, proiecție înainte și înapoi, rotație externă și internă. Amplitudinile de mișcare ale acestei articulații sunt prezentate în tabelul 2.1 [Chiriac, 2000].

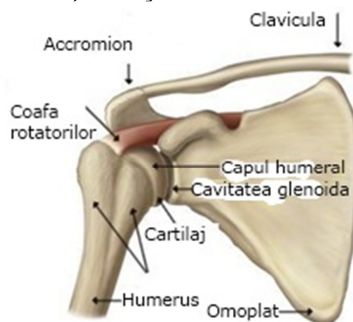


Fig. 2.3 Anatomia articulației scapulohumerale [\*\*\* Anatomia umărului, 2011]

În figurile 2.4, 2.5 și 2.6 sunt reprezentate aceste mișcări ale articulației scapulohumerale împreună cu amplitudinile sale de mișcare.

Tab. 2.1 Amplitudinile normale de mișcare ale articulației scapulohumerale (umărului)

| <b>Articulația scapulo humerală (articulația umărului)</b> | <b>Amplitudinea mișcării de abducție</b> | <b>Amplitudinea mișcării de adducție</b> | <b>Amplitudinea mișcării de flexie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de extensie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de rotație internă</b> | <b>Amplitudinea mișcării de rotație externă</b> |
|--|--|--|--|--|---|---|
|  | 180°                                     | 50°                                      | 180°                                   | 45°                                      | 80°-90°   | 80°-90°   |

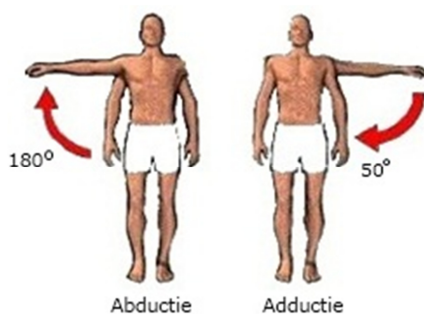


Fig. 2.4 Amplitudinea mișcării de abducție – adducție la umăr [\*\*\* Abducție – Adducție, 2011]

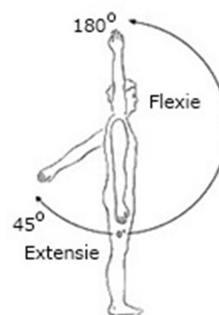


Fig. 2.5 Amplitudinea mișcării de flexie – extensie la umăr [\*\*\* Flexie – Extensie, 2011]

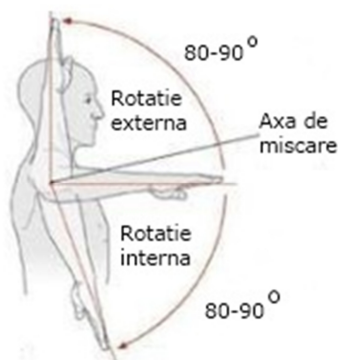


Fig. 2.6 Amplitudinea mișcării de rotație internă – externă la umăr [\*\*\* Rotație internă – externă, 2011]



Fig. 2.7 Anatomia cotului [\*\*\* Anatomia cotului, 2011]

**Articulația cotului** (Fig. 2.7) este formată din trei articulații diferite din punct de vedere fiziologic dar se comportă ca și două articulații diferite. Din punct de vedere anatomic articulația cotului se poate trata ca o singură articulație deoarece există o singură capsulă și o singură sinovială. Din punct de vedere anatomic și biomecanic cotul este astfel structurat încât să permită mișcarea de flexie a antebrăului față de braț. Articulația cotului permite mișcarea de flexie-extensie respectiv la nivelul antebrăului se realizează mișcarea de pronatie-supinație prin rostogolirea cubitusului peste radius [Sbenghe, 1981]. Aceste mișcări specifice articulației cotului împreună cu amplitudinile sunt reprezentate în tabelul 2.2 [Chiriac, 2000].

Tab. 2.2 Amplitudinile normale de mișcare ale articulației cotului

| <b>Articulația cotului</b> | <b>Amplitudinea mișcării de flexie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de extensie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de pronație</b> | <b>Amplitudinea mișcării de supinație</b> |
|----------------------------|--|--|--|---|
|                            | 150°                                   | 180°                                     | 80°                                      | 80°                                       |

În figurile 2.8 și 2.9 sunt reprezentate mișcările principale ale articulației cotului: împreună cu amplitudinile sale de mișcare.

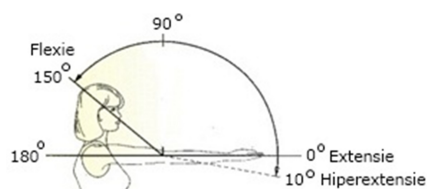


Fig. 2.8 Amplitudinea mișcării de flexie – extensie la cot [\*\*\* Flexie – Extensie cot, 2011]

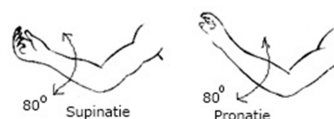


Fig. 2.9 Amplitudinea mișcării de supinație – pronație la cot [\*\*\* Supinație – Pronație cot, 2011]

**Articulațiile mâinii** (Fig. 2.10) sunt cunoscute sub numele de articulația radiocarpiană sau proximală și articulația distală. În fiecare din aceste articulații pe lângă mișcările de rotație se produc și translații (alunecări). Aceste mișcări de translație se pot neglija în modelare astfel încât se consideră funcțional doar caracterul de rotație al articulațiilor. Mișcările pe care le execută mâna umană sunt: mișcarea de extensie–flexie și mișcarea de adducție–abducție [Baciu,1981]. Aceste mișcări ale articulației mâinii împreună cu amplitudinile sale sunt reprezentate în următorul tabel (Tab. 2.3). În figura 2.11 sunt reprezentate mișcările principale ale articulației mâinii împreună cu amplitudinile sale de mișcare.



Fig. 2.10 Anatomia mâinii [\*\*\* Anatomia mâinii, 2011]

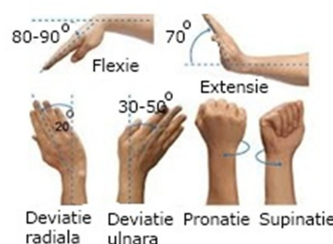


Fig. 2.11 Mișcările mâinii umane permise de articulația acesteia [\*\*\* Mișcările mâinii umane, 2011]

Tab. 2.3 Amplitudinile de mișcare ale articulației mâinii

| <b>Articulația mâinii</b> | <b>Amplitudinea mișcării de flexie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de extensie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de adducție</b> | <b>Amplitudinea mișcării de abducție</b> |
|---------------------------|--|--|--|--|
|                           | 80°-90°                                | 70°                                      | 30°-50°                                  | 20°                                      |

### **2.1.2. Traumatisme la nivelul membrului superior**

Tratamentul recuperator în ceea ce privește membrul superior este dificil și necesită cunoștințe exacte asupra anatomiei funcționale, experiență și multă perseverență.

Fracturile sunt produse datorită acțiunii unor forțe exterioare. Pentru producerea unei fracturi este importantă mărimea, durata și direcția forțelor ce acționează asupra osului precum și modul în care este solicitat osul [\*\*\* Fracturi, 2011].

O clasificare a fracturilor este prezentată în figura 2.12. O foarte mare importanță asupra organismului o au fracturile la nivelul umărului: fracturile de claviculă, fracturile humerusului (fracturile trohiterului, fractura trohinului, fractura de col humeral, fractura capului humeral, fractura colului chirurgical). Particularitățile acestor fracturi sunt următoarele: raritatea necesității intervențiilor chirurgicale (fiind suficient tratamentul ortopedic) rapiditatea consolidării osoase și permisiunea începerii precoce a recuperării funcționale.

**Fracturile de claviculă** sunt cele mai frecvente dintre fracturile umărului fiind prezente la toate vârstele. Clavicula împreună cu scapula și articulația acromioclaviculară susțin umărul, dau stabilitate și forță umărului. O fractură de claviculă apare printr-un traumatism pe o mână întinsă sau prin contact direct pe claviculă sau pe umăr. Acest tip de accidente intervine în sporturi: fotbal, wrestling (lupte libere) sau hochei pe gheață.

**Fracturile humerusului** sunt fracturi întâlnite mai frecvent la femeile în vârstă dar și în alte cazuri, nu prezintă complicații deosebite. Tratamentul acestor fracturi este ortopedic cu imobilizare în marea majoritate a cazurilor în aparat de tip Dujarrier (imobilizarea cu cotul lipit de corp), iar mâna trebuie să fie plasată deasupra cotului flectat pentru a se evita edemul.

**Fractura trohiterului** se asociază cu leziuni ale tendoanelor rotatorilor profunzi care se inseră pe trohiter și care va ridica aceleași probleme ca și în cazul leziunilor manșonului rotatorilor. Acest tip de fractură se soldează cu mărirea volumului acestei zone fie prin calus voluminos fie prin detașarea parțială a trohiterului.

**În fractura trohinului** calusul exuberant și în general mărirea de volum a trohinului nu împiedică mișcările de elevație. Singura mișcare compromisă pentru un timp este rotația internă deoarece prin fractura trohinului este desprinsă și inserția subscapularului. Din acest motiv există o oarecare greutate în abducția brațului iar programul de recuperare nu ridică nici un fel de probleme particulare.

**Fractura de col humeral** de cele mai multe ori este fără deplasare, de aceea recuperarea poate începe precoce. La acest tip de fractură sunt contraindicate mișcările contrate și pozițiile în care humerusul este braț de pârgie. Din acest motiv vor fi contraindicate tehnicile de rearmonizare, tracțiunile, rotațiile (care pot genera torsiuni) [\*\*\* Fractură de col humeral, 2011].

**Fractura capului humeral** este cea mai dureroasă fractură de la nivelul articulației umărului. Primul ajutor medical la acest tip de fractură este imobilizarea membrului superior cu antebrațul în flexie cu ajutorul unei eșarfe legate de gât, calmarea durerilor, sedarea și transportul de urgență la spital.

**Fractura colului chirurgical** este extraarticulară iar marea majoritatea a fracturilor sunt fără deplasare sau cu deplasare minoră ceea ce nu va afecta funcționalitatea ulterioară a umărului.

**În fractura omoplatului sau fractura scapulei** sunt incluse și fracturi la nivelul glenei, colului, acromionului, iar cele mai frecvente sunt fracturile glenei.



Omoplatul are un rol important în funcția membrului superior și se înscrie cu o frecvență de numai 1% între fracturile scheletului. Tratamentul care se recomandă la acest tip de fractură este cel ortopedic prin imobilizare în bandaj Dessault pentru 21–30 zile urmat de kinetoterapie [\*\*\* Fractură de scapulă, 2011].

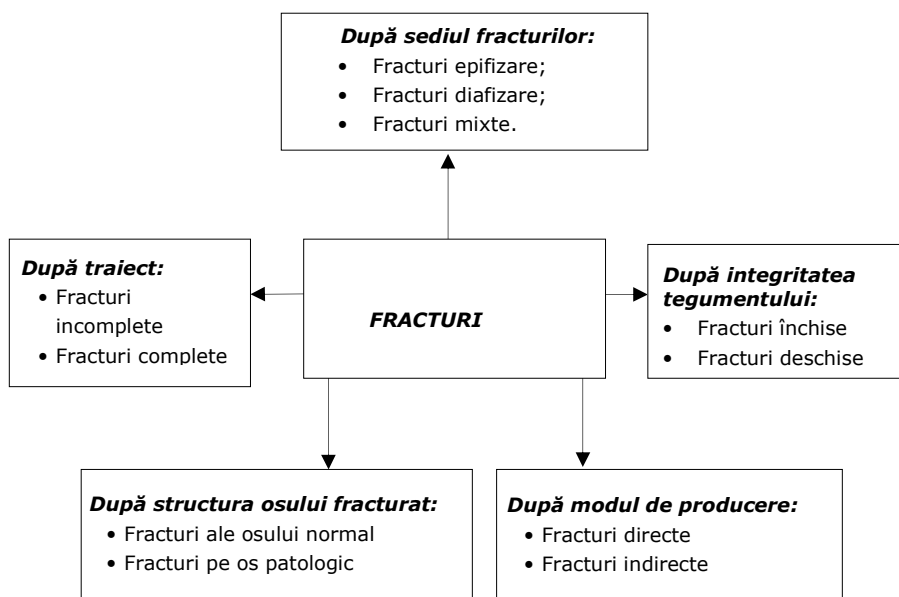


Fig. 2.12 Clasificarea fracturilor la nivelul membrului superior [\*\*\* Fracturi, 2011]

### 2.1.3. Recuperarea funcțională a membrului superior cu ajutorul kinetoterapiei

#### 2.1.3.1. Introducere. Scurt istoric în domeniul kinetoterapiei

Termenul de kinetoterapie provine de la cuvântul grecesc „kinesis” care înseamnă mișcare și „therapia” care înseamnă tratament adică terapie prin mișcare. Kinetoterapia este de fapt o specialitate medicală care asigură prin tehnici și metode specifice recuperarea sau refacerea funcțiilor și structurilor organismului uman afectate de boală sau traumatisme [\*\*\* Recuperare medicală, 2011]. Primele referiri la un sistem de posturi și mișcări în scop terapeutic se găsesc în înscrisurile chinezești de acum 4700 de ani. Se includ între acestea sistemul Cung Fu de calmare a durerilor și a altor simptome din entorse, deviații de coloană, unele boli chirurgicale [Sbenghe, 1999].

Herodicus, profesorul lui Hipocrat, este primul medic grec care cercetează noțiunea de exercițiu fizic, metodă terapeutică pe care și-a aplicat-o vindecându-se de o boală incurabilă. Însă, primul care sesizează relațiile mișcare – mușchi, imobilizare – atrofie musculară precum și valoarea exercițiului fizic pentru refacerea forței musculare este Hipocrat, fiind considerat primul medic care a intuit și aplicat noțiunea de recuperare funcțională. Roma antică cea care a copiat Grecia în atâtea

domenii a avut o reținere în domeniul sportului deoarece se credea că gimnastica a dus la declinul Greciei. Creștinismul a accentuat și mai mult reținerea față de exercițiul fizic care dădea prea multă importanță corpului în locul spiritului. Trecerea spre o adevărată kinetoterapie științifică o face la începutul secolului al XIX-lea suedezul Perhr Henrik Ling, elev al profesorului de gimnastică Franz Nachtegall de la Universitatea din Copenhaga. Ling a fost maestru de scrimă și preocupat de dezvoltarea acestui sport studiind exercițiile de gimnastică pentru a cerceta noi tehnici. Influența lui Ling a fost enormă astfel încât Europa ca și America de Nord adoptă „metoda suedeză” de gimnastică care avea patru componente:

- gimnastica pedagogică și educativă (pentru persoanele sănătoase și bine construite);
- gimnastica militară (gimnastică care avea la bază mișcări de scrimă);
- gimnastica medicală și ortopedică (gimnastică ce se adresează pacienților cu diverse boli sau deficiențe și care se asociază cu masajul);
- gimnastica estetică (recomandată pentru armonizarea părților simetrice ale corpului pentru obținerea frumuseții corporale și a grației în mișcări).

Obiectivele kinetoterapiei sunt următoarele:

- Menținerea mobilității articulare încă de la începutul procesului patologic (mobilizări pasive cu mâna sau aparate automate, mobilizări autopasive și active);
- Posturarea de menținere sau redresare a alinierii segmentelor;
- Mobilizări pasive de refacere a jocului articular;
- Scăderea încărcării (pentru articulațiile portante).

Recuperarea afecțiunilor membrului superior respectiv inferior și implicit a sechelelor traumatice cere multă competență, o asistență intensă și foarte îndelungată ca și o totală participare din partea pacientului.

### **2.1.3.2. Tehnicile de recuperare asupra membrului superior în caz de traumatisme**

#### **2.1.3.2.1. Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației radiocarpiene (încheietura mâinii)**

Se include în aceste tehnici de recuperare următoarele:

##### **A. Gimnastica generală**

În cadrul gimnasticii generale se urmărește atingerea următoarelor obiective și anume: creșterea vitezei de execuție a mișcărilor, creșterea îndemânării, dezvoltarea răbdării și creșterea forței și rezistenței musculare. Programul de gimnastică generală este alcătuit de specialiști (medici sau profesori), fiind compus din aproximativ aceleași elemente ca și pentru gimnastica de întreținere și dezvoltare a organismului [Sbenghe, 1981]. Din punctul de vedere al integrării sistemelor mecatronice în cadrul acestei forme se pot menționa sistemele de monitorizare ale capacităților fizice ale persoanei: forță dezvoltată, parametrii cinematici ai mișcării etc.

##### **B. Adoptarea unor posturi**

Acestea sunt deosebit de utile în recuperarea leziunilor traumatice ale articulației radiocarpiene având ca și scop refacerea mobilității. Exercițiile care se practică sunt următoarele:

- Șezând pe un scaun tapițat încheietura mâinii se introduce sub tuberozitatea ischiatică (os component al membrului superior) iar înclinarea

- trunchiului determină intensitatea presiunii;
- Antebrațul se află poziționat pe o masă, cotul opus flectat și așezat peste articulația mâinii afectate iar între cot și articulația de postură se interpune un material elastic;
  - Utilizarea unor benzi elastice adezive;
  - Posturarea pe o placă numită „canadiană”;
  - Marea majoritate a posturilor pentru încheietura mâinii sunt realizate prin orteze dinamice de toate tipurile și confecționate din cele mai diverse materiale. Sunt larg folosite atelele fixe inseriate. În figura 2.13 sunt prezentate câteva tipuri de orteze recomandate în cazul unor traumatisme la nivelul încheieturii mâinii;
  - Utilizarea unor „pene” interpuse între degete în spațiile interdigitale, menținând distanțate degetele.



Orteză pentru „mâna căzută”  
[\*\*\* Orteză antebraț, 2011]



Orteză pentru „mâna în gheară”  
[\*\*\* Traumatisme medulare, 2011]



Orteză pentru police  
[\*\*\* Orteza police, 2011]



Orteză pentru paralizia musculaturii  
intrinseci  
[\*\*\* Orteza BORT, 2011]

Fig. 2.13 Diferite tipuri de orteze

### C. Mobilizări pasive

În cazul acestei tehnici de recuperare, tipurile de exerciții care se recomandă sunt următoarele:

- Exerciții de tracțiune în ax sau de decompresiune articulară;
- Exerciții de alunecare latero – laterală sau de abducție – adducție;
- Exerciții de alunecare antero – posterioară sau de flexie – extensie;
- Exerciții de rotație axială sau torsiune;
- Exerciții de flexie – extensie , abducție – adducție, de circumducție;
- Exerciții combinate (se vor asocia tracțiunile la celelalte tipuri de mișcări).

### D. Mișcări autopasive

În cazul acestei tehnici de recuperare tipurile de exerciții care se recomandă sunt următoarele:

- Exercițiul nr.1: degetele de la cele două mâini se întrepătrund (Fig.2.14); degetele mâinii stângi presează fața dorsală a mâinii drepte în timp ce mâna stângă basculează pentru realizarea extensiei MCF (metacarpofalangiene) a mâinii drepte;

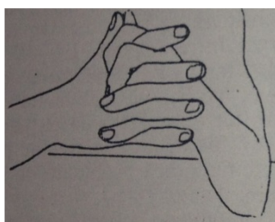


Fig. 2.14 Exercițiul nr.1 prin mișcări autopasive [Sbenghe, 1987]

- Exercițiul nr.2: Mobilizări cu mâna sănătoasă în diverse prize: exercițiul de automobilizare în flexie a metacarpofalangienelor (Fig. 2.15) și exercițiul de automobilizare în flexie a interfalangienelor (IF) (Fig. 2.16);

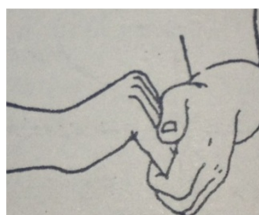


Fig. 2.15 Exercițiul de automobilizare în flexie a metacarpofalangienelor [Sbenghe, 1987]



Fig. 2.16 Exercițiul de automobilizare în flexie a interfalangienelor [Sbenghe, 1987]

- Exercițiul nr.3: Automobilizarea în abducție-extensie a policelui care este reprezentată în următoarea figură (Fig. 2.17);

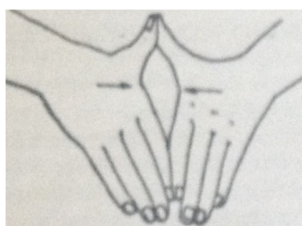


Fig. 2.17 Exercițiul de automobilizare în abducție - extensie a policelui [Sbenghe, 1987]

- Exercițiul nr.4: Automobilizarea în flexie-extensie a degetelor prin „sindactilie” adică degetul care trebuie mobilizat este solidarizat la degetul alăturat care îl va mobiliza în direcția de extensie-flexie (solidarizarea se face prin benzi adezive sau printr-un deget mai larg de mânășă).

#### **E. Terapia ocupațională**

Necesitatea recâștigării abilității membrului superior rămâne principalul scop al terapiei de recuperare iar această abilitate se poate obține doar în cadrul

antrenamentului specific activității umane a membrului superior.

Terapia ocupațională dezvoltă trei mari grupe de exerciții în funcție de scopurile urmărite:

- a) Recuperarea activităților zilnice (ADL – *activities of daily living*) începând de la posibilitatea deschiderii unei uși sau a unei ferestre până la capacitatea de a utiliza furculița și cuțitul sau de a scrie;
- b) Refacerea gesticii necesară la locul de muncă sau câștigarea unei noi abilități pentru îndrumarea către o altă activitate profesională;
- c) Învățarea unei abilități incomplete sau „trucate” dar care să permită utilizarea obiectelor sau a instrumentelor de muncă adaptate la mâna ortezată.

#### **F. Mecanoterapia**

Mecanoterapia reprezintă de fapt utilizarea unor sisteme mecanice construite în scopul: facilitării unor mișcări ale membrului superior, poziționării corecte a antebrațului pentru anumite exerciții kinetice, creșterea amplitudinii de mișcare a unor segmente ale încheieturii mâinii și creșterea forței musculare a unor mușchi sau grupuri musculare. Mecanoterapia nu se confundă cu terapia ocupațională sau ergoterapia dar face trecerea de la exercițiul liber spre folosirea aparatelor terapiei ocupaționale și ergoterapiei. Sistemele mecanice utilizate în mecanoterapie sunt aceleași cu cele utilizate în kinetoterapie dar se bazează mai mult pe sistemul pârghiilor [Sbenghe, 1987].

#### **G. Fizioterapia**

Procedeele de fizioterapie ocupă un loc important în programele de recuperare ale mâinii. Dintre cele mai utilizate procedee de fizioterapie putem enumera:

- a) Masajul, intensitatea și formele de masaj sunt determinate de starea locală a pielii iar pentru un tegument subțire, piele uscată sau distrofică masajul va fi superficial, blând, fără presiune doar sub formă de netezire. În cazul tegumentelor groase, a cicatricelor retractile sau cicatrice groase se aplică un masaj profund cu predominanța fricțiunilor în sens circular și transversal. Indicațiile masajului membrului superior constă în următoarele: pregătirea mobilizărilor pasive și a întinderilor, îndepărtarea edemului, pentru activarea circulației locale, pentru menținerea troficității pielii mai ales în paraliziiile nervilor periferici.
- b) Termoterapia (efectele principale ale termoterapiei în sechelele posttraumatice ale membrului superior sunt cele bine cunoscute: ameliorarea durerii, creșterea circulației locale și facilitarea mișcărilor). Pentru membrul superior cele mai obișnuite metode de termoterapie sunt: parafina sub forma pensulațiilor sau mai ales a băilor de parafină. Termoterapia este contraindicată în leziunile pielii încă incomplet vindecate, în grefele de piele, în cazul infecțiilor mâinii, în cazul unei circulații arteriolare deficitare cu tendință la gangrenă, etc.
- c) Stimulările electrice în recuperarea membrului superior posttraumatic sunt indicate în următoarele cazuri: în fazele precoce după leziunile sau chirurgia tendoanelor, pentru menținerea mobilității acestora în tecile lor prevenind astfel aderențele, pentru a preveni atrofia musculară din paraliziiile de nervi periferici, pentru menținerea capacității de contracție musculară în cazul inhibiției musculare generată de durere sau în perioadele de imobilizare după leziuni tendinoase sau osoase, pentru ameliorarea circulației și pentru îndepărtarea edemului local.
- d) Electroterapia este destul de limitată. Se pot folosi procedee electroterapice prin intermediul apei ca mediu tampon astfel sunt băile galvanice parțiale, ultrasunetul, diadinamicul. În afara faptului ca protejează țesuturile, apa devine un

“electrod” care ia contact intim cu întreaga suprafață a mâinii ceea ce este imposibil de realizat prin electrozii obișnuiți. Ultrasunetul poate fi aplicat și direct pe piele prin intermediul unor proiectoare cu diametrul mic. Dozajul trebuie să fie mai mic decât în alte regiuni deoarece poate determina repede încălziri mari periostale nedorite. Se folosește maximum o intensitate de  $0,6 \text{ W/cm}^2$  sau dacă aparatul permite aplicarea impulsurilor sonice se pot aplica intensități mai mari [Sbenghe, 1981].

#### **2.1.3.2.2. Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației cotului**

În categoria traumatismelor la nivelul articulației cotului pot fi incluse: contuzii, plăgi, arsuri, entorse, luxații, fracturi, leziuni de nervi și vase etc. Activitatea de recuperare a articulației cotului se va începe nu mai devreme de 8 – 10 zile indiferent dacă leziunea traumatică a cotului a necesitat intervenție chirurgicală după care cotul a fost imobilizat în atelă gipsată [\*\*\* Cotul posttraumatic, 2011].

Recuperarea funcțională a cotului va trebui să parcurgă următoarele etape și anume:

- 1) Imobilizarea de scurtă durată (circa 2 – 4 săptămâni) în aparat gipsat urmată de imobilizarea în atele bivalve cu schimbarea alternativă a poziției;
- 2) Imobilizarea de la început în atele care se alternează de câteva ori pe zi în pozițiile maxime de flexie – extensie;
- 3) Mobilizări active ale umărului, pumnului, încheieturii mâinii etc.

În primele 2 – 3 săptămâni există următoarele indicații în recuperarea cotului:

- 1) Dacă persistă un proces inflamator se vor utiliza atele posturale în poziție de flexie și extensie maximă care se vor schimba la 3 – 6 ore;
- 2) Mișcări active ajutate (flexie - extensie) și pronosupinație la început de mică amplitudine; aceste mișcări pot deveni treptat tot mai ample pe tot arcul de mișcare posibil;
- 3) Exerciții de relaxare – decontracturare a umărului și implicit a cotului;
- 4) Hidrokinetoterapie caldă cu mișcări facilitate în apă;
- 5) Mișcări active ghidate de asistentul kinetoterapeut cu cotul flectat și cu cotul extins.

După circa 3 săptămâni, de la degipsare indicațiile în recuperarea cotului sunt următoarele:

- 1) Se încep mobilizările analitice punându-se accent pe cele autopasive și active;
- 2) Se încep exercițiile de creștere a forței musculare;
- 3) Pentru creșterea mobilității se vor folosi tehnicile de relaxare – opunere, relaxare – contracție, stabilizare ritmică, inițiere ritmică; este necesară o atenție deosebită din partea kinetoterapeutului;
- 4) Se va folosi tehnica de terapie ocupațională zilnică fără a solicita rezistența cotului.

După circa 6 săptămâni în cazul afectării articulației cotului se recomandă următoarele:

- 1) Utilizarea intensivă a tehnicilor de creștere a mobilității (tehnica “hold – relax”);
- 2) Exerciții de creștere a forței musculare de obicei pentru: triceps, adductorii omoplatului, abductorii și rotatorii externi ai umărului, pronosupinatorii și extensorii

pumnului și degetelor;

3) Exerciții de refacere a stabilității și mișcărilor controlate;

4) Tehnica terapiei ocupaționale ocupă un loc important în această perioadă introducând elemente necesare la locul de muncă sau în sport (de exemplu: utilizarea șurubelniței, burghiului, tăiatul cu fereștrăul, lustruitul, aruncarea unei mingi la coș, tenisul de masă, badminton, tenisul de câmp, jocul cu popice, etc) [Sbenghe, 1987].

În concluzie putem menționa câteva considerente generale pe care trebuie să le avem în vedere în recuperarea cotului:

1) Cotul inflammat nu trebuie mobilizat până nu dispar edemul și inflamația;

2) Mobilizările pasive nu sunt tolerate de articulația cotului;

3) Încărcarea cu greutatea a membrului superior pentru a forța extensia cotului este total contraindicată;

4) Articulația cotului se recuperează foarte greu uneori fiind necesare luni de activitate recuperatorie pentru a obține un rezultat complet;

5) O stagnare de peste 15 zile în evoluția favorabilă a recuperării funcționale a cotului obligă la abandonarea temporară a acesteia după care se reia activitatea recuperatorie;

6) Lipsa oricărei ameliorări în recuperarea funcțională a cotului obligă la încercarea mobilizării sub anestezie folosind două tipuri de atele (de extensie și de flexie maximă) sau la adoptarea intervenției chirurgicale.

#### **2.1.3.2.3. Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației scapulohumerale (articulației umărului)**

Recuperarea funcțională a articulației scapulohumerale (articulației umărului) poate începe precoce chiar la două săptămâni dar numai prin mișcări active (niciodată pasive) și pentru început fără a depăși în mișcarea de elevație orizontală. După 3 - 4 săptămâni se poate executa programul de tonifiere musculară cu mișcări rezistive sau cu contragreutăți.

Recuperarea în cazul humerusului trebuie începută încă din perioada imobilizării care în general durează sub o lună, uneori se suspendă imobilizarea chiar înainte de consolidare sau chiar se renunță la imobilizare utilizându-se o eșarfă. O astfel de atitudine se adoptă mai ales la bătrâni la care pericolul blocării articulare este mare. Din acest motiv mobilizările trebuie începute cât mai precoce [Sbenghe, 1981].

#### **2.1.4. Recuperarea funcțională a membrului superior cu ajutorul sistemelor mecatronice cu aplicații în medicină**

Există o categorie mare de sisteme utilizate pentru reabilitarea pacienților cu diverse traumatisme la nivelul membrului superior. De exemplu exoscheletele se constituie în sisteme destinate psihoterapiei și antrenamentului pentru diferite categorii de pacienți. În figura de mai jos (Fig. 2.18) este reprezentat un astfel de exoschelet atașat la mână [Kutz, 2009]. Problematika proiectării unui sistem optimal ia în considerare o serie de criterii și anume: masa sistemului, compensarea automată a forțelor de greutate, asigurarea unui număr cât mai mare de grade de libertate (> 7), operații sigure și percepție sigură din partea pacientului, fiabilitate

sigură pentru toate operațiile și în mediu, complexitate relativ scăzută și cost scăzut, evacuare simplă, mentenanță scăzută, etc. Sisteme de putere, realizate în filozofia mecatronică, au fost dezvoltate în forma roboților portabili (wearable robot) pentru asistarea persoanelor cu handicap sau pentru creșterea puterii umane. Schema structurală a unui astfel de robot este prezentată în figura 2.19 [Tsagarakis, 2003].

Corpul este controlat prin creierul uman iar dacă mușchii umani sunt afectați și nu mai realizează în totalitate (sau parțial) forța motoare necesară, se poate atașa sistemul robot care să asigure un surplus de forță  $\tau_A$ . (Fig. 2.20) [Kutz, 2009].



Fig. 2.18 Exoschelet atașat la mâna unui pacient [Tsagarakis, 2003]

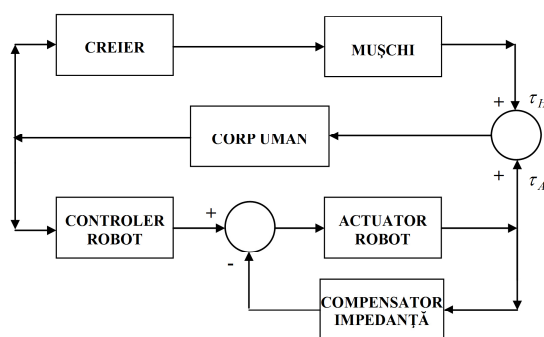


Fig. 2.19 Structura conceptuală a unui robot pentru asistență umană [Tsagarakis, 2003]

Structurile dezvoltate diferă prin modul de materializare, dar se pot include în următoarele categorii cu reprezentare generalizată:

- structură antropomorfică (Fig. 2.21 a) realizată din elemente și cuple cinematice motoare în conformitate cu structura corpului uman;

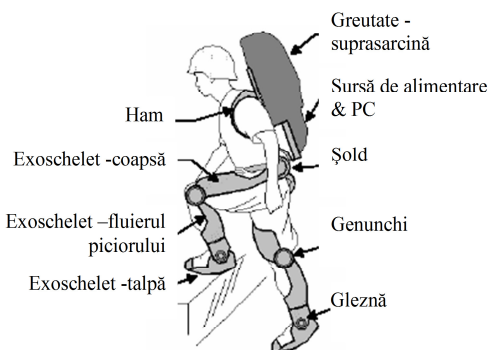


Fig. 2.20 Structura conceptuală a unui exoschelet [Kutz, 2009]

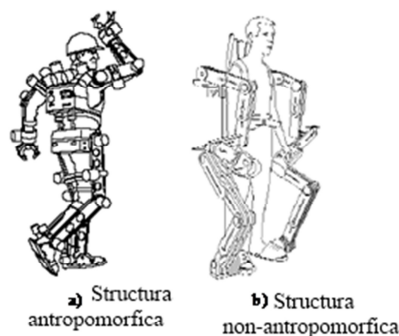


Fig. 2.21 Structuri pentru un exoschelet

- structură non - antropomorfică (Fig. 2.21 b) ce urmărește dezvoltarea direcțională a unor funcții în dependență cu scopul urmărit;
- structură pseudo - antropomorfică ce este dezvoltată în jurul structurii corpului uman fără a conține toate gradele de libertate ale acestuia.



Recuperarea persoanelor cu dizabilități constituie una din direcțiile avute în vedere pentru integrarea filozofiei mecatronice în medicină. Dintre sistemele mecatronice cu aplicații în medicină care au rolul în recuperarea funcțională a membrului superior amintim următoarele:

#### A. Sistemul mecatronic MIT – Manus

Denumirea sistemului mecatronic MIT - Manus provine de la cuvântul „manus” care înseamnă mână. Sistemul mecatronic se bazează pe un mecanism plan a cărui punct caracteristic se poate atașa mâinii pacientului. Pacientul poate impune o mișcare robotului sau robotul poate mișca mâna pacientului într-un plan orizontal. Există o reacție în forță în cazul acestei mișcări prin intermediul sistemului de comandă, se pot obține informații referitoare la parametrii cinematici ai mișcării. În figura următoare (Fig. 2.22) este prezentat un astfel de sistem mecatronic împreună cu schema cinematică a acestuia (Fig. 2.23) [Krebs, 2000].



Fig. 2.22 Sistemul mecatronic MIT – Manus [Krebs, 2000]

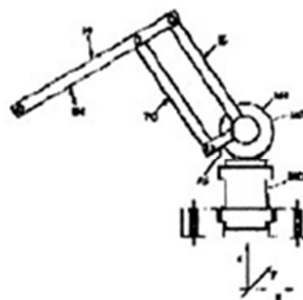


Fig. 2.23 Schema cinematică a sistemului mecatronic MIT – Manus [Krebs, 2000]

#### B. Sistemul mecatronic MIME

Denumirea sistemului mecatronic „MIME” provine de la Mirror Image Movement Enhancer și încorporează un robot PUMA 560 care are rolul de a conduce mâna umană într-o mișcare dată. Mișcarea poate fi realizată în 3D. Acest sistem mecatronic este destinat unor pacienți cu semipareză. Un astfel de sistem mecatronic MIME este reprezentat în figura 2.24 împreună cu schema cinematică a acestuia (Fig. 2.25) [Burgar, 2000].



Fig. 2.24 Sistemul mecatronic MIME [Burgar, 2000]

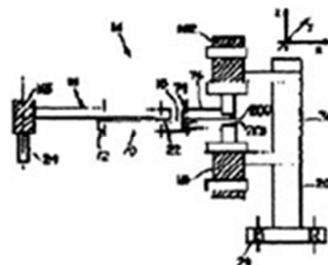


Fig. 2.25 Schema cinematică a sistemului mecatronic MIME [Krebs, 2000]

### C. Sistemul mecatronic ARM – Guide

Sistemul mecatronic are destinația de a asista un pacient în execuția unei mișcări. Sistemul are 3 grade de mobilitate. Mâna umană este atașată în punctul S unui suport orientabil. Un servomotor (M) poate asista pacientul în realizarea mișcării (R). Mișcarea (R), (P) și (Y) este sesizată pe baza traductoarelor optoelectronice. Un senzor de forță (șase componente) (F) este atașat interfeței robot - pacient. Sistemul este echilibrat static prin două contragreutăți [Burgar, 2000]. Un astfel de sistem mecatronic este reprezentat în cadrul figurii 2.26.

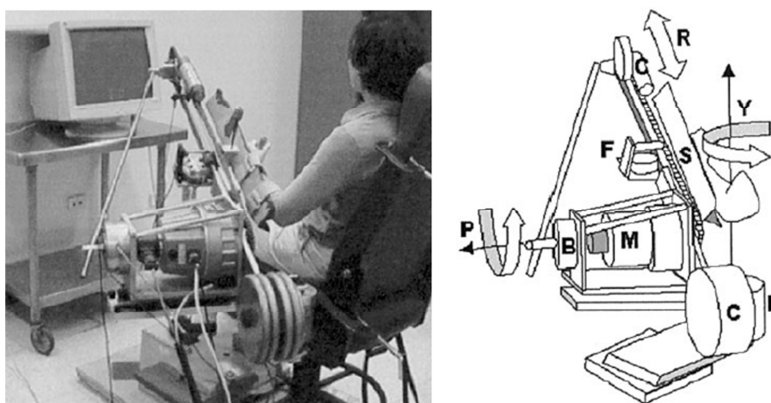


Fig. 2.26 Sistemul mecatronic ARM – Guide [Burgar, 2000]

## 2.2. Membrul inferior uman

### 2.2.1. Introducere în biomecanica membrului inferior

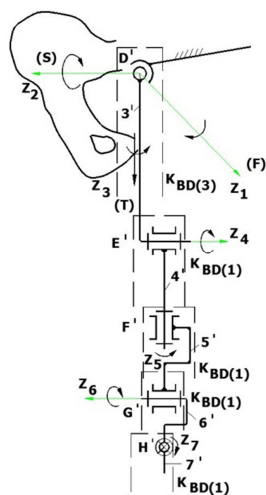
Scheletul membrului inferior este format din centura pelviană și scheletul membrului inferior liber prezentând o serie de particularități imprimate de trecerea la ortostatism și de locomoția bipedă (Fig. 2.27).



Fig. 2.27 Anatomia membrului inferior [\*\*\* Anatomia membrului inferior, 2011]

Centura pelviană este formată din osul coxal care la rândul său este format din trei oase: ileonul în partea superioară, pubisul plasat anterior și ischionul plasat posterior. Ultimele două oase coxale se articulează anterior formând simfiza pubiană. Acest ansamblu se articulează posterior cu osul sacru formând articulația sacroiliacă [Drăgulescu, 2005]. Scheletul membrului liber este format din: femur, patelă, tibie, fibulă, tars, metatars și falange.

Lanțul cinematic al membrului inferior uman conține ansamble considerate rigide în modelarea cinematică: coapsa, gamba și piciorul legate între ele prin cuplele cinematice corespunzătoare articulațiilor. Cunoscând componentele membrului inferior și mișcările pe care le execută acestea se face analiza lanțului cinematic (Fig. 2.28).



A = articulația coxofemurală (articulație sferică) ce execută trei mișcări și poate fi înlocuită cu trei cuple cinematice inferioare.  
 B = articulația gambei care execută o mișcare de flexie - extensie, fiind o articulație cuplă cinematică inferioară.  
 C1, C2, C3 = articulația gleznei

Fig. 2.28 Lanțul cinematic echivalent al membrului inferior

Biomecanica unității cinematice articulație coxofemurală, articulația genunchiului, articulația gleznei și articulațiile piciorului este la fel de complexă ca și biomecanica membrului superior iar pentru înțelegerea ei este necesară prezentarea fiecărei articulații în parte și amplitudinile de mișcare ale acestora.

**Articulația coxofemurală (articulația șoldului)** este o articulație sferică tipică cu trei grade de libertate având o importanță deosebită în statică și în locomoție (Fig. 2.29).

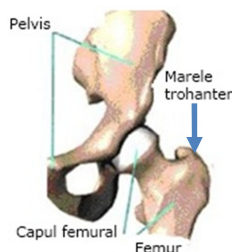


Fig. 2.29 Anatomia articulației coxofemorale [\*\*\* Coxartroza, 2011]

La nivelul acestei articulații se pot produce următoarele mișcări: flexie-extensie, abducție-adducție, circumducție și rotație internă. Datorită lungimii colului femural și unghiului său de înclinare, mișcările de flexie-extensie și abducție-adducție se asociază cu mișcări de rotație.

Amplitudinile de mișcare ale acestei articulații (articulația coxofemurală) sunt prezentate în tabelul 2.4.

Tab. 2.4 Amplitudinile normale de mișcare ale articulației coxofemorale (articulația șoldului)

| <b>Articulația coxofemurală (articulația șoldului)</b> | <b>Amplitudinea mișcării de</b> |                 |                 |               |                        |                        |
|--|---------------------------------|-----------------|-----------------|---------------|------------------------|------------------------|
|  | <b>abducție</b>                 | <b>adducție</b> | <b>extensie</b> | <b>flexie</b> | <b>rotație externă</b> | <b>rotație internă</b> |
|  | 45°                             | 15°-20°         | 30°             | 120°          | 45°                    | 45°                    |

În figurile următoare (Fig. 2.30, 2.31 și 2.32) sunt reprezentate aceste mișcări împreună cu amplitudinile sale normale.



Fig. 2.30 Amplitudinea mișcării de abducție – adducție la articulația șoldului [\*\*\* Anatomia șoldului, 2011]



Fig. 2.31 Amplitudinea mișcării de extensie – flexie la articulația șoldului [\*\*\* Anatomia șoldului, 2011]



Fig. 2.32 Amplitudinea mișcării de rotație internă – externă la articulația șoldului [\*\*\* Anatomia șoldului, 2011]

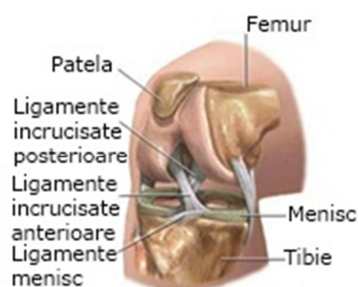


Fig. 2.33 Anatomia articulației genunchiului [\*\*\* Anatomia genunchiului, 2011]

**Articulația genunchiului** (Fig. 2.33) este cea mai voluminoasă articulație a corpului uman care are trei grade de libertate. Această articulație asigură două mișcări principale flexie-extensie și rotația medială-rotația laterală precum și câteva

mișcări secundare ca și înclinarea marginală, înclinarea medială și înclinarea laterală [Drăgulescu, 2005]. Cele două articulații care compun articulația genunchiului sunt:

1. Articulația femurotibială care este articulația propriu-zisă a genunchiului și dispune de două meniscuri, leagă extremitatea superioară a tibiei de extremitatea inferioară a femurului.
2. Articulația femurorotuliană care participă la formarea articulației propriu-zise a genunchiului și leagă extremitatea inferioară a femurului de fața posterioară a rotulei. Amplitudinile de mișcare ale articulației genunchiului sunt prezentate în tabelul 2.5.

Tab. 2.5 Amplitudinile normale de mișcare ale articulației genunchiului

| <b>Articulația genunchiului</b> | <b>Amplitudinea mișcării de flexie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de extensie</b> | <b>Amplitudine mișcării de rotație medială</b> | <b>Amplitudinea mișcării de rotație laterală</b> |
|---------------------------------|--|--|--|--|
|                                 | 155°                                   | 155°-180°                                | 30°  | 30°  |

În figurile 2.34 și 2.35 sunt prezentate aceste mișcări împreună cu amplitudinile sale normale.

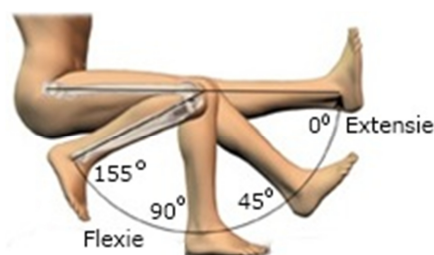


Fig. 2.34 Amplitudinea mișcării de flexie – extensie la articulația genunchiului [\*\*\* Flexia – Extensia genunchiului, 2011]

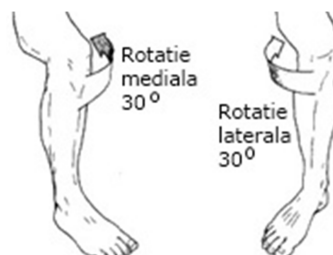


Fig. 2.35 Amplitudinea mișcării de rotație medială – laterală la articulația genunchiului [\*\*\* Rotație medială – laterală genunchi, 2011]

**Articulația gleznei** este ca o balama, iar modelul unic al gleznei face articulația foarte stabilă. Articulația gleznei trebuie să fie stabilă pentru a susține greutatea corporală de 1,5 ori când persoana merge și de 8 ori când persoana aleargă. Funcționarea normală a gleznei este necesară pentru un mers ușor și fără efort. Mușchii, tendoanele și ligamentele care sprijină articulația gleznei funcționează împreună pentru a propulsa corpul [\*\*\* Anatomia gleznei, 2011].

Mișcările pe care le realizează articulația gleznei sunt: mișcarea de flexie și mișcarea de extensie. Din punct de vedere al formei osoase, singurele mișcări posibile se realizează spre anterior și posterior și sunt flexia plantară și dorsală. În ceea ce privește stabilitatea osoasă pentru flexia dorsală, glezna prezintă o stabilitate crescută iar pentru flexia plantară este mai puțin stabilă. Amplitudinile de mișcare ale articulației gleznei sunt prezentate în tabelul 2.6.

Tab.2.6 Amplitudinile normale de mișcare ale articulației gleznei

| <b>Articulația gleznei</b> | <b>Amplitudinea mișcării de extensie (flexia plantară)</b> | <b>Amplitudinea mișcării de flexie (flexia dorsală)</b> |
|----------------------------|--|---|
|                            | 45°  | 20°   |

În figura 2.36 sunt prezentate aceste mișcări împreună cu amplitudinile sale normale.

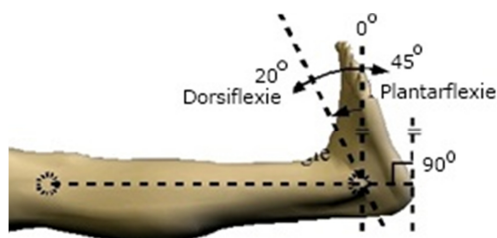


Fig. 2.36 Amplitudinea mișcării de flexie – extensie la articulația gleznei [\*\*\* Flexie – Extensie gleznă, 2011]

**Articulația piciorului** este formată din două articulații: articulația talocrurală și articulația talotarsală ce conține ca și articulații secundare articulațiile tarsului posterior și articulațiile tarsului anterior. Acestea au rolul doar de a asigura elasticitatea tarsului și în care singurele mișcări posibile sunt alunecările.

Articulația talocrurală permite mișcări de flexie dorsală - planetară fiind o articulație cilindrică tipică a cărei axă fixă trece aproximativ prin vârful celor două maleole. De fapt axa intră sub vârful maleolei mediale trece prin corpul talusului și iese prin vârful maleolei laterale.

Articulația talotarsală care este formată din articulații independente anatomic și se comportă unitar din punct de vedere biomecanic iar mișcarea rezultantă în acest ansamblu de articulații este o rotație în jurul unei axe ce trece prin colul talusului și un punct situat în apropierea trohleei fibulare a calcaneului. Axa de rotație nefiind fixă, mișcările ce se produc pot fi asamblate în funcție de poziția sa la anumite faze ale mersului sub denumirea de inversie respectiv eversie [Drăgulescu, 2005].

Mișcările pe care le realizează glezna piciorului sunt: mișcarea de supinație-pronație, mișcarea de flexie-extensie și mișcarea de rotație a tibiei. În tabelul 2.7 sunt prezentate amplitudinile de mișcare ale articulației piciorului.

Tab. 2.7 Amplitudinile normale de mișcare ale articulației piciorului

| <b>Articulația piciorului</b> | <b>Amplitudinea mișcării de flexie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de extensie</b> | <b>Amplitudinea mișcării de rotație a tibiei</b> |
|-------------------------------|--|--|--|
|                               |  | 10°-20°                                  | 25°-30°  |

În figura 2.37 sunt prezentate aceste mișcări împreună cu amplitudinile sale normale.

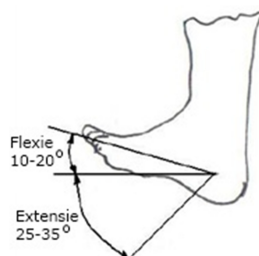


Fig. 2.37 Mișcarea de flexie–extensie a piciorului

### **2.2.2. Traumatisme la nivelul membrului inferior**

Traumatismele la nivelul membrului inferior sunt de tipul fracturi și se împart în trei mari categorii: fracturile piciorului propriu-zis, fracturile gleznei, fracturile de genunchi și fracturile de șold.

#### **2.2.2.1. Fracturile piciorului propriu-zis**

Fracturile piciorului propriu-zis sunt de mai multe tipuri: fracturile astragalului, fracturile calcaneului, fracturile scafoidului, fracturile cuboidului și cuneiformelor, fracturile metatarsienelor [Sbenghe, 1981].

A. Fracturile astragalului sunt extrem de periculoase iar traiectul de fractură poate fi situat la nivelul colului, capului, corpului sau apofizelor astragalului. Mecanismul de producere al acestor fracturi este mai ales prin căderea de la înălțime iar modul în care este surprins piciorul explică traiectul de fractură. Fracturile astragalului sunt însoțite de rupturi ligamentare și deseori de luxații sau subluxații, o complicație severă este necroza ischemică indusă de starea vasculară precară a osului. Imobilizarea unei fracturi astragaline durează 8 - 10 săptămâni, reluarea mersului prea precoce în aceste situații expune la prăbușirea progresivă a astragalului, la dezaxație articulară subastragalină și la apariția piciorului plat traumatic.

B. Fracturile calcaneului sunt cele mai frecvente dintre fracturile oaselor tarsului. Acestea sunt produse de un șoc vertical de sus în jos (căderi de la înălțime) sau de jos în sus (explozii). Există mai multe tipuri de fracturi de calcaneu: fracturi articulare sau talamice, fracturi în afara articulației.

C. Fractura scafoidului, destul de rar întâlnită, se produce prin cădere pe piciorul în poziție digitigradă sau atunci când se smulge tuberculul scafoidului prin contracția puternică a gambierului posterior. Fractura poate fi cu deplasare sau fără deplasare în funcție de integritatea ligamentelor. Acest tip de fractură are două complicații: necroza ischemică când deplasarea fragmentului se face dorsal întrerupând vascularizația, și piciorul plat traumatic.

D. Fracturile cuboidului și cuneiformelor sunt fracturi foarte rar întâlnite.

E. Fracturile metatarsienelor sunt frecvent întâlnite și pot lăsa sechele care tulbură statica și dinamica piciorului. Fractura se produce prin traumatism direct prin torsionarea piciorului și prin traumatism indirect prin cădere de la înălțime. Gravitatea acestor fracturi se exprimă prin sechelele pe care le lasă: deplasarea fragmentelor în special cu angulație planetară ce determină dureri, prăbușire de boltă anterioară, pseudoartroza metatarsienelor de sprijin ce creează deformarea dureroasă a antepiciorului, calus hipertrofic, redoarea articulațiilor metatarsofalangiene care împiedică derularea piciorului în mers.

#### **2.2.2.2. Fracturile gleznei**

Aceste fracturi se bucură de o atenție deosebită din partea ortopezilor nu numai datorită frecvenței lor ci și prin necesitatea de refacere anatomică perfectă a interliniei articulare. Mecanismul de producere al acestor fracturi a fost destul de controversat observația fiind că ele se produc în cadrul traumatismelor care prind piciorul în inversie (supinație + adducție) sau în eversie (pronație + abducție). Fracturile gleznei se împart în: fracturi supramaleolare, fracturi bimaleolare, fracturi ale pilonului tibial, fracturi monomaleolare, diastaza tibioperonieră.

A. Fracturile supramaleolare sunt situate deasupra ligamentului tibioperonier inferior și sunt fracturi extraarticulare. În aceste fracturi intră decolările epifizare frecvente la copil și la adolescent. Tratamentul ortopedic este de multe ori fără succes căci reducerea fracturii este anevoioasă iar sechelele (redoarea articulară, calusul vicios mai ales în varus și pseudartroza) compromit funcția stato - dinamică a piciorului. Din aceste motive pentru fracturile cu slabă stabilitate (oblice, deplasate în varus, spiroide) se preferă tratamentul chirurgical.

B. Fracturile bimaleolare sunt definite ca și fracturi ce suprimă stabilitatea laterală a articulației sau ca și fracturi care fac instabilă articulația deși respectă cea mai mare parte a plafonului tibial. Simptomele fracturilor bimaleolare pot fi: durere, tumefiere sau învinețirea zonei, uneori poziție vicioasă a gleznei prin subluxație iar mersul devine aproape insuportabil [\*\*\* Fractură bimaleolară, 2011].

C. Fracturile pilonului tibial sunt fracturi articulare și reprezintă 14 - 28% din toate fracturile gleznei. Acestea sunt provocate de traumatisme atât în plan sagital, transversal și vertical. O clasificare al acestor tipuri de fracturi, după localizare, cuprinde: fracturi marginale anterioare, fracturi marginale posterioare, fracturi bimarginale, fracturi supramaleolare cu propagare articulară, fracturi sagitale interne sau externe cu sau fără detașare de fragment.

D. Fracturile monomaleolare sunt considerate în general benigne. Ele determină totuși constant instabilitatea piciorului prin ruptură ligamentară. Mecanismele de producere sunt aceleași ca și la fracturile bimaleolare (inversia, eversia).

E. Diastaza tibioperonieră este interpretată ca și secundară a unei imperfecțiuni de reducere a unor fracturi de peroneu sau de tibie. Diastaza este un factor major de instabilitate a gleznei și trebuie tratată cu toată atenția. Există un tratament ortopedic de reducere manuală a diastazei cu aplicare prelungită de gips (6 - 8 săptămâni).

### 2.2.2.3. Fracturile de genunchi

În cadrul acestor fracturi intră următoarele categorii: fracturile extremității inferioare a femurului, fracturile extremității superioare a tibiei și fracturile rotulei. Toate aceste fracturi interesează direct articulația iar tratamentul lor va influența indirect funcția genunchiului. Simptomatologia clinică este comună și constă în următoarele aspecte [Sbenghe, 1981]: durere intensă mai ales la încercarea de mobilizare, tumefierea genunchiului, deviații ale genunchiului.

A. Fracturile extremității inferioare a femurului sunt datorate în special accidentelor de circulație prin acțiunea directă a traumatismului. În funcție de traseul de fractură acestea se pot clasifica în: fracturi unicondiliene (apar de obicei printr-o forță care varizează sau valgizează genunchiul, frecvent se rupe și ligamentul de partea opusă ca și ligamentul încrucișat), fracturi supraintercondiliene și supracondiliene (acest tip de fracturi au trasee în Y sau în T și aproape întotdeauna sunt cu deplasare datorită tracțiunii gemenilor iar cvadricepsul și ischiochimiogambierii antrenează o scurtare de femur) și fracturi epifizare (sunt considerate grave pentru faptul că sunt considerate fracturi deschise, se infectează repede și pot duce la anchiloză sau la artroze severe, după reducerea ortopedică unii ortopezi imobilizează la 90° genunchiul 3 - 4 săptămâni apoi îl pun în extensie într-un aparat pelvipodal încă circa 1 - 2 luni).

B. Fracturile extremității superioare a tibiei sunt din ce în ce mai frecvente pe



măsura creșterii accidentelor de circulație. Aceste fracturi se produc fie prin agresiune directă, lovire laterală care antrenează un valgus sau varus forțat fie prin transmitere longitudinală prin cădere pe picioare. Fenomenele clinice al acestor fracturi sunt asemănătoare fracturilor femurale articulare. După traiectul de fractură aceste fracturi se clasifică în: fracturi ale spinelor tibiale, fracturi ale platoului tibial și fracturi juxtaarticulare.

C. Fracturile rotulei pot fi cu sau fără deplasare, cominutive sau nu, verticale, transversale ale bazei sau vârfului. Fractura rotulei se manifestă prin dureri, tumefiere articulară cu hemartroză voluminoasă.

#### 2.2.2.4. Fracturi de șold

Fracturile de șold reprezintă cea mai frecventă leziune traumatică iar sechelele acestuia depășesc 80 - 90% din cazurile de șold posttraumatic care se adresează serviciilor de fizioterapie și recuperare medicală. Fracturile de șold se împart în mai multe categorii: fracturi de cotil, fracturile colului femural, fracturile trohanteriene și fracturile subtrohanteriene [Sbenghe, 1981].

- A. Fracturile de cotil se produc de obicei în poziție șezând prin șocul coapsei împinsă puternic în ax spre cotil sau prin șoc lateral la nivelul trohanterului. Odată cu deplasarea fragmentelor cotilului se deplasează în același sens și capul femural care a determinat fracturarea cotilului. Aceste deplasări - luxații ale capului femural se produc în special posterior sau posterosuperior. Poate fi lezat nervul sciatic și planul muscular profund al fesei.
- B. Fracturile colului femural sunt fracturi foarte des întâlnite la bătrâni fiind caracterizate atât prin frecvență cât și prin gravitate. Aceste fracturi sunt grave deoarece pot da o mortalitate ridicată la oamenii în vârstă iar din punct de vedere funcțional sunt grave deoarece se consolidează rău și se complică deseori cu necroza ischemică a capului femural. Fracturile colului femural se clasifică în: fracturi cervicale subcapitale în care linia de fractură trece prin joncțiunea cartilajului articular cu colul, fracturi transcervicale în plin col femural cu traiect oblic sau vertical și fracturi bazicervicale când linia de fractură este situată la joncțiunea colului cu masivul trohanterian. Progresele chirurgiei ortopedice moderne au salvat atât viețile cât și viitorul funcțional al șoldului la pacienții în vârstă cu fracturi de col, în ziua de astăzi sunt utilizate ca și metode terapeutice osteosintezele și protezele parțiale.
- C. Fracturile trohanteriene sunt deosebit de frecvente la pacienții în vârstă și mai ales la femei deoarece se produc ușor printr-o simplă cădere de la propria înălțime. Aceste fracturi se clasifică în trei tipuri principale: fracturile cervicotrohanteriene în care linia de fractură urmează exact linia intertrohanteriană, fracturile pertrohanteriene care sunt cele mai frecvente și fracturile trohanterodiafizare care apar mai ales la tineri și pornesc din marele trohanter oblic în jos spiralat în diafiză detașând o parte din ea, aceste fracturi ridică cele mai mari probleme deoarece se reduc greu, sunt instabile și pot să se deplaseze din nou.
- D. Fracturile subtrohanteriene sunt fracturi ale extremității superioare a femurului uneori dificil de departajat de fracturile diafizare înalte. Fracturile subtrohanteriene sunt de obicei cu deplasare, fragmentul proximal fiind tracționat în sus iar cel distal rotindu-se extern și deplasându-se înăuntru.

### **2.2.3. Recuperarea funcțională a membrului inferior cu ajutorul kinetoterapiei**

#### **2.2.3.1. Tehnicile de recuperare asupra membrului inferior în caz de traumatisme**

##### **2.2.3.1.1. Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației piciorului și articulației gleznei**

Recuperarea în cazul fracturilor de gleznă și de picior trebuie începută înainte de a se stabili starea de sechelă:

- a. În perioada de imobilizare la pat cu sau fără instalație de tracțiune - extensie, cu sau fără gips și se va ține cont de: păstrarea posturii antideclive pentru evitarea edemului, mobilizarea articulațiilor libere (degete, genunchi, șold) prin exerciții pasive sau active ajutate, masajul pentru asigurarea troficității țesuturilor și facilitarea reînțoarcerii venolimfatice, gimnastică generală și respiratorie, etc.
- b. În perioada de mers în aparat gipsat și se va ține cont de: încărcarea pe piciorul lezat se va face progresiv și în mod adecvat tipului de fractură, exerciții izometrice sub gips ca și pentru mușchii coapsei.
- c. După scoaterea gipsului metodologia de recuperare va avea ca și obiective următoarele: îndepărtarea edemului și ameliorarea fenomenelor vasculotrofice ale piciorului, recâștigarea mobilității articulare în toate sensurile de mișcare, refacerea forței musculare, refacerea reflexelor proprioceptive, refacerea staticii piciorului.

Tratamentul în cazul fracturilor de gleznă și de picior oricât de intensiv ar fi nu poate realiza decât ameliorări parțiale și tranzitorii fiind necesară o reconstrucție anatomică articulară pentru a se asigura refacerea funcțională [Sbenghe, 1981]. Recuperarea funcțională a gleznei și piciorului se realizează cu anumite dispozitive medicale cum ar fi: orteză fixă de gleznă tip gheată (figura 2.38) și orteză de gambă - picior (pneumatică, figura 2.39).

După cum se poate observa în figura 2.38 orteza fixă de gleznă tip gheată este realizată dintr-un material ușor căptușit cu perne de aer ce se pot umfla și modela cu ajutorul unei pompițe.



Fig. 2.38 Orteză fixă de gleznă tip gheată [\*\*\* Orteză fixă gleznă, 2011]



Fig. 2. 39 Orteză de gambă picior (pneumatică) [\*\*\* Orteză gambă - picior, 2011]

În figura 2.39 se observă orteza pentru gambă și pentru picior care este ușoară și prezintă o închidere cu benzi tip Velcro. Tamponul de amortizare moale

pneumatic permite controlul asupra compresiei țesutului moale ceea ce previne apariția edemelor și care se mulează după forma corpului. Orteza este echipată cu un dispozitiv ce permite reglarea dorsiflexiei/flexiei plantare ( $0^\circ - 45^\circ$ ) la fiecare  $15^\circ$  [\*\*\* Orteză fixă gleznă, 2011].

#### **2.2.3.1.2. Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației genunchiului**

Recuperarea funcțională a genunchiului fracturat se realizează după următoarele metode:

- 1) Recuperarea din perioada de imobilizare care presupune: tratarea inflamației articulare, asigurarea drenajului venolimfatic, menținerea tonusului muscular, prevenirea redorilor articulare, menținerea unei stări generale bune.
- 2) Recuperarea după suspendarea imobilizării care presupune: reantrenarea la ortostatism și mers, tratamentul antiinflamator și antalgic, tonifierea musculaturii și în primul rând a cvadricepsului, mobilizarea articulară pentru recăștigarea amplitudinilor de flexie.

Principalele obiective urmărite în recuperarea genunchiului sunt: reducerea durerii care este factorul determinant în cadrul recuperării, obținerea stabilității care este de fapt principala funcție a genunchiului și obținerea mobilității. Tratamentele care se aplică pentru recuperarea funcțională a genunchiului sunt următoarele: tratamentul prin hidro - termoterapie (dușul cu aburi, comprese cu aburi), tratamentul prin electroterapie (curenți de joasă frecvență, curenți de medie frecvență și curenți de înaltă frecvență), tratamentul prin masaj. Pentru recuperarea genunchiului se mai pot utiliza undele scurte, ultrasunetul și radiația în infraroșu [\*\*\* Recuperare medicală la genunchi, 2011].

#### **2.2.3.1.3. Tehnici de recuperare în cazul afectării articulației șoldului (articulației coxofemorale)**

Recuperarea pacienților cu fractură de șold începe imediat după intervenția ortopedochirurgicală. Metodele care se aplică în recuperarea funcțională a articulației șoldului sunt următoarele:

- 1) Masajul membrului inferior realizat de către kinetoterapeut sau masajul pneumatic executat cu diverse aparate pneumatice cu manșete sau cu vacuum, masajul este contraindicat în cazul apariției tromboflebitei.
- 2) Pentru grăbirea consolidării fracturii aplicarea de diapulse adică curent de înaltă frecvență pulsat este o contribuție a tratamentului prin fizioterapie. În cadrul acestei metode sunt prescrise 3 - 4 ședințe pe săptămână cu frecvență de 600 Hz și penetrație 6 cu o durată de 20 de secunde pe zona fracturată.
- 3) Poziționarea membrului inferior pentru evitarea deviațiilor.
- 4) Începerea recuperării mobilității coxofemorale după ortopedie.

În cazul în care pacientul este în vârstă și prezintă alte afecțiuni, soluția este tratamentul funcțional la două sau trei săptămâni de la accident pentru combaterea durerii. Tratamentul chirurgical constă în osteosinteză cu șuruburi sau se poate proteza capul femural indiferent de metoda ortopedico - chirurgicală folosită iar programul de recuperare medicală trebuie început imediat după imobilizare. Tratamentul de recuperare se amplifică progresiv pe măsura consolidării fracturii și vizează tonifierea musculaturii și creșterea mobilității [\*\*\* Fractură de col femural, 2011].

Alte metode care se aplică în recuperarea funcțională a articulației șoldului sunt: exerciții la sala de gimnastică și hidrokinetoterapia. Durata programului de recuperare este de minimum trei luni iar exercițiile vor urmări în primul rând creșterea gradului de stabilitate al șoldului prin tonifierea musculaturii și în al doilea rând creșterea gradului de mobilitate până la obținerea unghiurilor funcționale de mișcare.

#### **2.2.4. Recuperarea funcțională a membrului inferior cu ajutorul sistemelor mecatronice cu aplicații în medicină**

În categoria sistemelor mecatronice cu aplicații în medicină care ajută la recuperarea funcțională a membrului inferior, se pot include:

##### **A. Sistemul mecatronic MGT**

Sistemul MGT reprezintă un dispozitiv medical Mechanized Gait Trainer ce este echipat cu un singur actuator. Un motor de inducție este conectat printr-o transmisie planetară la două elemente de sprijin iar mișcarea celor două puncte de sprijin execută o mișcare elipsoidală (Fig. 2.40) [Hogan, 1995].

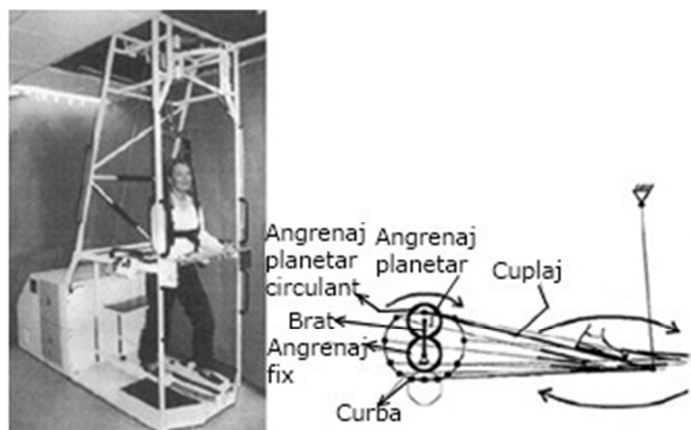


Fig. 2.40 Sistemul mecatronic MGT [Hogan, 1995]

##### **B. Sistemul mecatronic Lokomat**

Sistemul Lokomat este un exoschelet destinat pacienților cu dizabilități. O schemă structural - cinematică este prezentată în figura 2.41 [Colombo, 2000]. Tratamentul recuperator în cadrul acestui sistem mecatronic începe după 4 - 6 săptămâni după o leziune a măduvei spinării atunci când pacienții încă nu sunt capabili să-și miște picioarele. Pacienții sunt suspenși de un ham pe o bandă de alergat iar greutatea corpului este sprijinită de acel sistem de suspensie din cadrul dispozitivului mecatronic. În prima etapă a tratamentului recuperator mișcările piciorului pacientului trebuie să fie supravegheate și asistate de doi kinetoterapeuți care stau de o parte și de alta a pacientului. În acest fel pacientul poate efectua pas cu pas mișcările pe banda de alergat, scopul acestor mișcări este de a declanșa forța musculară a piciorului.

Pentru cei doi kinetoterapeuți supravegherea și implicarea directă în timpul tratamentului de recuperare pe banda de alergat implică o muncă oboșitoare.

Această sesiune de recuperare funcțională a membrilor inferioare trebuie să fie scurtă iar în cazul în care pacientul prezintă o formă mai gravă de spasticitate recuperarea ar putea deveni chiar imposibilă.

Acest sistem mecatronic se compune din: o bandă de alergat, o contragreutate, un paralelogram care ajută la fixarea corpului, un troliu, un ham, o orteză atașată la membrul inferior care ajută la deplasarea pacientului. Scopul atașării acestei orteze de corp este de a îmbunătăți tratamentul de recuperare în cazul unor pacienți cu diferite dizabilități și de a reduce volumul de muncă al kinetoterapeuților. Cu acest dispozitiv va fi posibil să se aplice automat un tratament de recuperare fără a mai fi nevoie de implicarea directă a kinetoterapeuților. Cu un astfel de sistem de recuperare avem mai multe avantaje ca și: reabilitarea poate să înceapă mai devreme imediat după traumatism deoarece sistemul de ortezare este mai rezistent decât abilitățile fizice ale kinetoterapeuților, durata tratamentului de recuperare poate fi prelungită deoarece sistemul de ortozare poate oferi o suficientă putere pe o perioadă îndelungată de timp și poate fi adaptat nevoilor individuale ale fiecărui pacient.

Lățimea sistemului de ortozare poate fi ajustată de un ax care mișcă cele două picioare separat, banda care este fixată în jurul pieptului pacientului este montată pe un suport din spatele pacientului care poate fi poziționată vertical și orizontal.

Lungimea sistemului de ortezare poate fi de asemenea modificată. Ambele membre sunt sprijinite de un sistem rectangular care poate fi fixat în poziții diferite cu ajutorul unui șurub. În final poziția bretelelor sistemului de ortozare și dimensiunile pot fi adaptate cerințelor individuale ale fiecărui pacient.

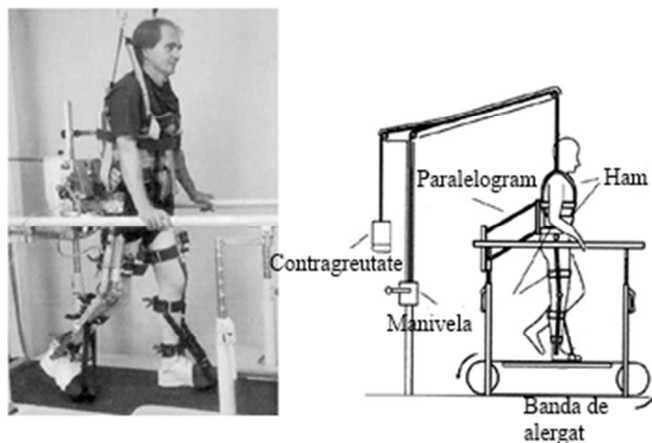


Fig. 2.41 Sistemul mecatronic Lokomat [Colombo, 2000]

### C. Sistem mecatronic pentru intervenție asupra fracturilor utilizând un robot paralel

În figura 2.42 se poate observa un astfel de sistem mecatronic pentru intervenție asupra fracturilor. Interesul pentru robotul paralel se datorează avantajelor deosebite în comparație cu mecanismele seriale. Dintre aceste avantaje se pot menționa: rigiditate ridicată, capacitate de încărcare deosebită, viteze și precizii ridicate [\*\*\* Contract cercetare, 2009].

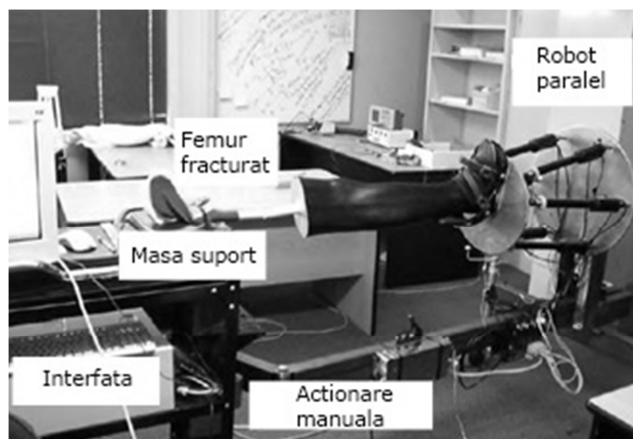


Fig. 2.42 Standul experimental al unui sistem mecatronic pentru intervenție asupra fracturilor  
[\*\*\* Contract cercetare, 2009]

### 2.3. Concluzii

Prin sinteza bibliografică prezentată au fost identificate aspectele esențiale ale biomecanicii membrului superior și inferior uman și traumatismele care se încadrează în categoria dizabilităților rezultate din accidente.

Numărul mare de afecțiuni identificate necesită o abordare specifică fiecărui caz în parte. Este esențială aplicarea filozofiei mecatronice – integrarea multidisciplinară – pentru dezvoltarea unor sisteme de recuperare eficiente.

Sinteza realizată scoate în evidență căi de cercetare și dezvoltare a unor sisteme de recuperare pe alte direcții multiple.

Subcapitolele referitoare la recuperarea funcțională prin utilizarea sistemelor mecatronice dedicate a scos în evidență existența atât a variantelor bazate pe roboți seriali cât și pe roboți paraleli.

## 3. STADIUL ACTUAL AL ROBOȚILOR PARALELI CU APLICAȚII ÎN BIOMECATRONICĂ

### 3.1. Generalități

Se poate vorbi în construcția roboților despre trei structuri clasice [Gogu, 2010], [Merlet, 2005], [Zhang, 2007]:

- Structură serială;
- Structură paralelă;
- Structură hibridă.

Structurile seriale dispun de un volum mare de lucru și de mare dexteritate, dar suferă de mai multe dezavantaje inerente. Printre aceste dezavantaje se numără: precizie mai scăzută, capacitatea de încărcare limitată, raportul scăzut pentru sarcina utilă – greutatea sistemului, actuatorii care nu se află amplasați pe elementul de bază, numărul mare de piese în mișcare și implicit inerție ridicată. Unele dintre aceste neajunsuri se pot elimina printr-o construcție adecvată (amplasarea actuatorilor cât mai aproape de bază și intercalarea unei transmisii cu raport unitar) și utilizarea unor materiale compozite ( $E/\rho$  – ridicat). Un alt dezavantaj al structurilor seriale se referă la rezolvarea cinematicii inverse prin existența unor soluții multiple. Acest aspect poate induce o structură de control încărcată. O astfel de structură este prezentată în figura 3.1

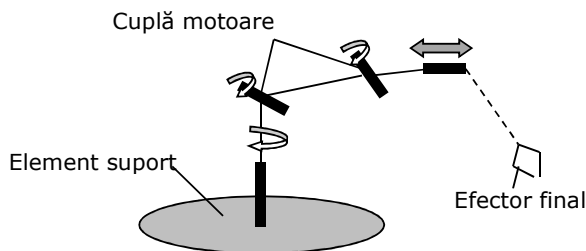


Fig. 3.1 Structura serială a unui robot

Structurile paralele sunt dezvoltate relativ recent (ultimii 20 de ani). Această arhitectură este compusă dintr-un element de ieșire la care este conectat efectorul final, acesta fiind conectat la platforma de bază prin multe lanțuri cinematice (Fig. 3.2). Acționarea fiecărui lanț cinematic participă la situarea platformei superioare în raport cu cea inferioară în conformitate cu programul impus al aplicației.

Fiecare lanț cinematic, intercalat între platformele structurii, cuprinde cuple cinematice active și pasive. Structurile paralele prezintă la rândul lor o serie de avantaje și dezavantaje. Dezavantajele acestor structuri se referă la volumul de lucru limitat, dexteritate scăzută, singularități, soluție complexă pentru cinematica directă. Cu toate acestea, arhitectura paralelă oferă rigiditate ridicată, raport convenabil, sarcină utilă – greutate. Structurile paralele oferă precizie de lucru ridicată, inerție scăzută, mare agilitate și soluție simplă pentru problema cinematicii inverse. Faptul că sarcina este partajată de mai multe lanțuri cinematice oferă un

raport mare dintre sarcina utilă și greutate și o bună rigiditate. Acuratețea ridicată provine de la faptul că erorile nu se acumulează [Nabil Simaan, 1999].

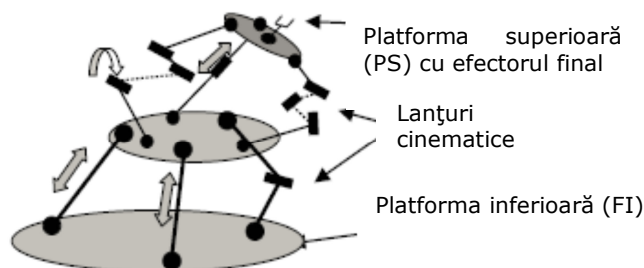


Fig. 3.2 Structură paralelă

În figura 3.3 este prezentată o structură hibridă care îmbină avantajele și dezavantajele structurii seriale și a celei paralele [Nabil Simaan, 1999].

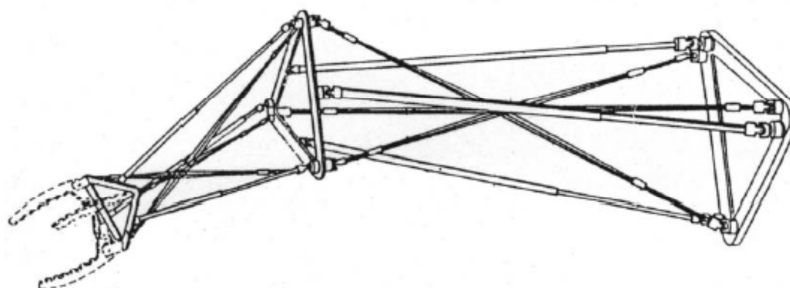


Fig. 3.3 Structură robot hibridă

## 3.2. Roboți paraleli

### 3.2.1. Clasificare și comparație

Literatura de specialitate face distincție între două categorii mari de roboți paraleli [Gogu, 2012]:

- Roboți complet paraleli;
- Roboți parțial paraleli;

Distincția dintre aceste categorii se bazează pe următoarea definiție [Chablat și Wenger, 1998]. Un robot complet paralel este un mecanism paralel care îndeplinește următoarele condiții:

- Numărul de lanțuri cinematice elementare este egal cu mobilitatea relativă între bază și platforma mobilă;
- Fiecare lanț cinematic are doar un element motor;
- Toate legăturile din lanțurile cinematice sunt legături binare, adică nici un segment din lanțul cinematic elementar nu poate fi legat la mai mult de două elemente.

Pornind de la această definiție se poate preciza faptul că un robot complet (fully)



paralel are o singură soluție pentru problema cinematicii inverse. Orice robot paralel cu mai multe soluții pentru problema cinematicii inverse este un robot incomplet (non - fully) paralel. Tabelul 3.1 specifică caracteristicile fizice ale structurilor robot seriale și paralele.

Tab. 3.1 Caracteristicile structurilor robot seriale și paralele

| Proprietăți                    | Structură robot serială            | Structură robot paralelă                              |   |
|--------------------------------|------------------------------------|---|---|
|                                |                                    | Complet paralelă                                      | Parțial paralelă                            |
| Cuplele cinematice utilizate   | Cuple cinematice active (motoare)  | Cuple cinematice active și pasive                     |   |
| Problema cinematicii directe   | Simplă, o singură soluție valorică | Complexă, soluții multiple                            | Complexă dar cu număr redus de soluții      |
| Problema cinematicii inverse   | Complexă cu soluții multiple       | Simplă, o singură soluție                             | Simplă cu multiple soluții                  |
| Erorile din cuplele cinematice | Cumulative                         | Necumulative  |   |
| Acuratețea poziționării        | Redusă                             | Ridicată  |   |
| Raportul sarcină - greutate    | Redus                              | Mediu   |   |
| Singularități                  | Pierdere a gradelor de libertate   | Creșterea gradelor de libertate                       | Pierdere și creșterea gradelor de libertate |
| Domeniul singularităților      | În anvelopa spațiului de lucru     | Atât în interiorul cât și anvelopa spațiului de lucru |   |
| Volumul de lucru               | Mare                               | Redus   |   |
| Inerția elementelor mobile     | Ridicată                           | Scăzută   |   |

În anul 1960 expansiunea industriei aeronautice, creșterea costurilor de instruire a piloților, necesitatea testării la sol a noilor aparate au motivat cercetarea mecanismelor cu mai multe grade de libertate capabile să poziționeze și să orienteze o platformă mobilă purtătoare a unor sarcini relativ mari [Rădulescu, 2013].

În anul 1965 D.Stewart a propus o structură cunoscută astăzi sub numele de platforma lui Stewart (Fig.3.4), această aplicație fiind primul pas în domeniul roboților paraleli.

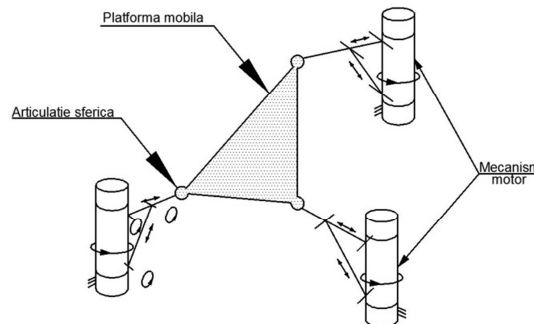


Fig. 3.4 Platforma Stewart (1965)

Platforma Stewart este definită ca un mecanism cinematic închis acționat de 6 motoare liniare. Contribuția majoră a lui Stewart a constat în adaptarea la un simulator de zbor a unui tip de structură cunoscută încă din 1947 când Mc. Gaugh a construit un mecanism având la bază un lanț cinematic închis. Acest mecanism permitea poziționarea și orientarea unei platforme mobile destinată testării echipamentelor pneumatice.

Multe aplicații au la bază platforma Stewart și anume: simulator de zbor (de pilotaj), simulator de condus mașini, simulator de studiu al comportamentului motoarelor spațiale, simulator de ecvestru (conceput de Școala de Echitație Franța).

În domeniul roboticii platforma Stewart are aplicații în: executarea de deplasări mici (mișcări fine) cu un înalt grad de precizie de exemplu în montajul automat deplasarea este de ordinul  $\mu\text{m}$  sau chiar mai mici, manipularea de sarcini mari cu o dinamică bună, de exemplu răspunsul dinamic este foarte important în aplicațiile de debavurare, polizare etc, existența unui element de complianță.

Referindu-ne doar la sistemele holonomice, relația dintre variabilele cuplelor cinematice și variabilele efortului final poate fi întotdeauna exprimată printr-o ecuație de constrângere:

$$\Phi(\theta, x) = 0 \tag{3.1}$$

unde:  $\Phi$  este o funcție cu valori în spațiul de constrângere  $R^q$  [Nabil Simaan, 1999] (Fig. 3.5). Pornind de la această realitate, pentru ambele categorii de roboți se poate dezvolta un model matematic bazat pe *Jacobian-ul* structurii.

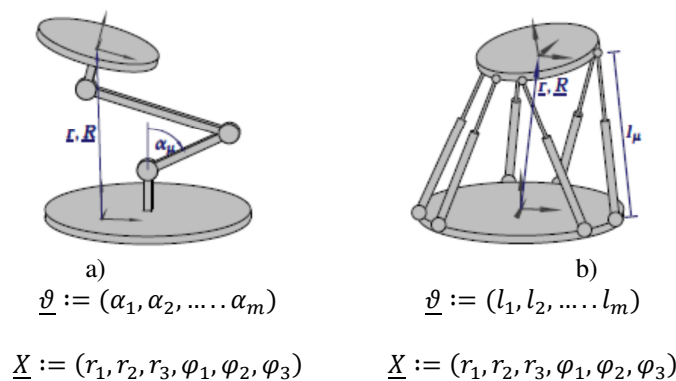


Fig. 3.5 Comparație între structurile seriale și cele paralele

Un subiect interesant și de actualitate se referă la comparația structurilor seriale și a celor paralele pe baza diverselor criterii. În [Nabil Simaan, 1999] se pune accentul pe modul de materializare a structurii paralele din punctul de vedere a numărului lanțurilor cinematice, a gradului de mobilitate, a modului de materializare a cuplelor motoare.

În [Assoumou Nzue, 2013] sunt analizate două structuri prin prisma repetabilității considerate pe baza unor criterii de performanță. Sunt selectate variante paralele și seriale cu același tip de actuator rotativ sau liniar. Erorile de situare liniare și unghiulare sunt analizate statistic. Repetabilitatea este raportată la spațiul de lucru realizat.

**3.2.2. Calculul gradului de mobilitate în structuri paralele**

Schema cinematică pentru o variantă a platformei Stewart este prezentată în figura 3.6 [Perju, 1986]. Am utilizat modul de reprezentare clasică a mecanismelor [Sticlaru, 2001].

Semnificația notațiilor din figură este următoarea:

- 0, 1, 2, 3 – elementele din structura mecanismului;
- A – cuplă cinematică de clasa a III-a având în componență un element mobil 1 și elementul fix 0, notată cu  $c_3$  ;
- C – cuplă cinematică de clasa a III-a (cuplă sferică) având în componență un element mobil 2 și elementul mobil 3 (platforma mobilă), notată cu  $c_3$ ;
- B – cuplă cinematică de clasa a V-a, legătura mobilă dintre elementele 1 și 2, notată cu  $c_5$ .

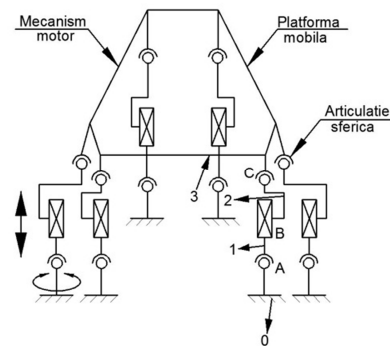


Fig. 3.6 Schema cinematică a platformei Stewart

Gradul de mobilitate M al platformei Stewart se calculează cu următoarea relație de calcul (ecuația 3.2):

$$M = (6 - f)(n - 1) - \sum_{i=f+1}^5 (i - f) \cdot c_i - \sum L_p - \sum L_i \tag{3.2}$$

unde:

- f - numărul gradelor de libertate comun suprimate;  $f \in (0; 4)$
- n - numărul de elemente;
- i - clasa cuplei cinematice (constrângeri introduse de cuplă);
- $c_i$  - nr.de cuple cinematice de clasa i;
- $\sum L_p$  - numărul gradelor de libertate ale legăturilor pasive (elemente și cuple pasive);
- $\sum L_i$  - numărul gradelor de libertate de prisos (mișcări independente).

Din analiza schemei cinematice reprezentate și în conformitate cu notațiile utilizate, am identificat următoarele valori ale parametrilor:

$$n = 2 \cdot 6 + 1 + 1 \Rightarrow n = 14 \tag{3.3}$$

$$c_3 = 2 \cdot 6 \Rightarrow c_3 = 12 \tag{3.4}$$

$$c_5 = 1 \cdot 6 \Rightarrow c_5 = 6 \tag{3.5}$$

$$\sum L_i = 6 \tag{3.6}$$

Pe baza valorilor anterioare și a relației (3.2) particularizate:

$$M/f=0 = 6(n-1) - 3c_3 - 5c_5 - 6 \quad (3.7)$$

se poate calcula gradul de mobilitate al platformei Stewart:

$$M = 6 \cdot (14 - 1) - 3 \cdot 12 - 5 \cdot 6 - 6$$

$$M = 78 - 36 - 30 - 6 = 6$$

Pentru ca mecanismul să fie desmodrom este necesar ca numărul elementelor conducătoare să fie egal cu gradul de mobilitate  $n_m = M$  [Kovacs, 1976]. Rezultă astfel aceste elemente vor intra în componența a  $n_m$  cuple cinematice conducătoare. Pentru reprezentarea din figura 3.6, se identifică cuplele cinematice conducătoare notate cu B.

După calcularea gradului de mobilitate M se face o segmentare a mecanismului în contururi independente. Gradul de mobilitate al mecanismului segmentat se va calcula cu următoarea ecuație [Lovasz, 1996]:

$$M = \sum_{j=1}^N M_j - \sum L_1 \quad (3.8)$$

unde:

- $M_j$  = gradul de mobilitate al „submecanismului” aferent conturului j;
- N = nr. de contururi independente;
- $\sum L_1$  = suma gradelor de libertate ale legăturilor (cuple sau lanțuri cinematice)

dintre „submecanisme” și care sunt comune conturilor vecine.

Schema structurală a platformei Stewart este prezentată în figura 3.7, unde  $n = 14$ ,  $c_5 = 6$ ,  $c_3 = 12$ .

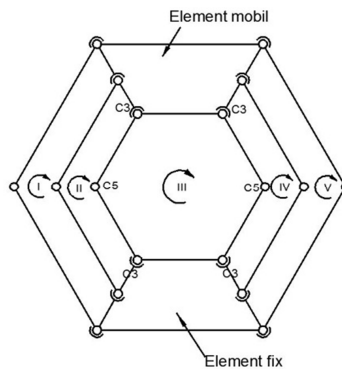


Fig. 3.7 Platforma Stewart, schema structurală

Conform cu notațiile, valorile anterioare și relația (3.8) se pot calcula următoarele:

$$M = 6(n-1) - 3c_3 - 5c_5 \quad (3.9)$$

$$I \Rightarrow f_I = 0, n_I = 6, c_3 = 4, c_5 = 2$$

$$M = 12 + 6 - 14 + 1 \Rightarrow M = 5 \quad (3.10)$$

$$M_I = 6 \cdot 5 - 3 \cdot 4 - 5 \cdot 2 \Rightarrow M = 8$$

$$M_I = M_{II} = M_{III} = M_{IV} = M_V = 8$$

$$L_{I-II} = 6(n-1) - 3c_3 - 5c_5 \quad (3.11)$$

$$L_{I-II} = 6 \cdot 3 - 3 \cdot 2 - 5 \cdot 1 \Rightarrow L_{I-II} = 7$$

$$L_{I-II} = L_{II-III} = L_{III-IV} = L_{IV-V} = 7 \quad (3.12)$$

$$M = 5 \cdot 8 - 4 \cdot 7 \Rightarrow M = 12 \quad (3.13)$$

$$\sum L_i = 6 \quad (3.14)$$

$$M = 12 - 6 \Rightarrow M = 6$$

Calculul efectuat confirmă și evaluarea obținută anterior pentru gradul de mobilitate al structurii.

### 3.2.3. Aspecte privind sinteza structurilor mecanismelor robot paralel

Sinteza structurilor paralele a fost subiectul unor lucrări de referință pentru această categorie de roboți [Gogu, 2010], [Merlet, 2005], [Zhang, 2007]. În același timp, subiectul se regăsește într-o serie de articole de specialitate.

Sinteza mecanismelor paralele poate fi divizată în două clase principale:

- Sinteza structurală – prin care se definește arhitectura mecanică a sistemului. În cadrul acestui capitol se fac referiri la clasa cuplelor cinematice și poziția relativă iar etapele de lucru sunt succesive. Această etapă de sinteză trebuie să fie însoțită și de determinarea corectă a lungimii elementelor astfel încât să fie satisfăcute cerințele de proiectare [Bradley, Acosta – Marquez et. all, 2009].
- Sinteza dimensională – prin care se definesc dimensiunile elementelor. În această etapă este necesară modelarea matematică a structurii paralele și determinarea parametrilor dimensionali de proiectare în conformitate cu o proiectare optimă și indici de performanță [Bradley, Acosta – Marquez, Hawley, Brownsell, 2009], [Puglisi, Saltaren, 2012]: indicele spațiului de lucru (WSI); indicele global de condiționare (GCI); indicele global de izotropie (GII); indicele raportului de distribuție (RCI); indicele cinematic de condiționare (KCI).

Metodele de sinteză structurală sunt diverse. Sinteza unor variante de structuri paralele se realizează pe baza unui concept topologic nou de aranjare a sublanțurilor cinematice și a platformelor [Kuo, Dai, 2013]. Acest lucru va facilita atingerea de proprietăți kinematotropice speciale cu posibilități de adaptare suplimentare în aplicații (Fig. 3.8).

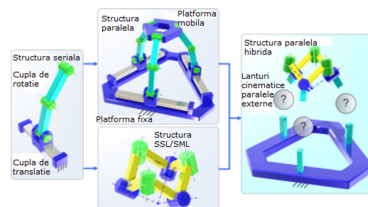


Fig. 3.8 Schemă de lucru pentru integrarea lanțurilor cinematice și sintetizarea unor variante de structuri paralele [Kuo, Dai, 2013]

Teoria grupurilor Lie și integrarea evoluției configurației stau la baza multor aplicații de sinteză a unor mecanisme robot. O astfel de metodă se prezintă pentru sinteza unor mecanisme (2T2R) (2 dof), a unui mecanism (1T2R) (1 dof) [Gan, Dai, 2013]. Evoluția de la structura plană (a) la varianta spațială (d) prin integrarea de elemente și cuple cinematice este ilustrată în figura 3.9.

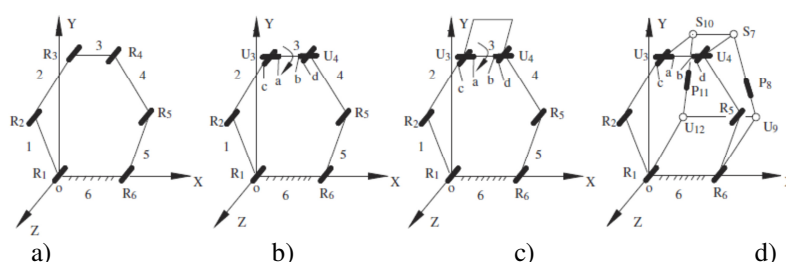


Fig. 3.9 Structuri paralele și modul de integrare a elementelor

Integrarea de lanțuri cinematice între platforma inferioară și cea superioară prin analiza mobilităților la nivelul acestuia și apoi a întregului sistem este una din metodele de sinteză existente [Huang, Liu, 2013]. Schema principală de sinteză este prezentată în figura 3.10.

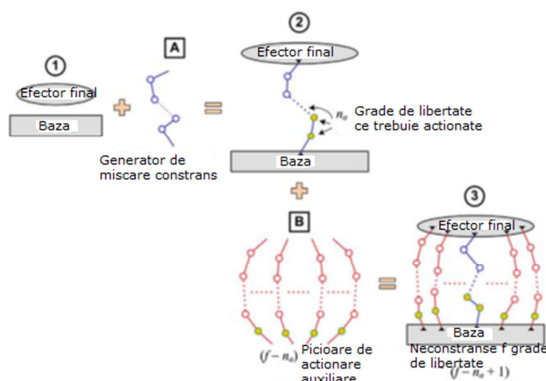


Fig. 3.10 Conceptul de sinteză pe baza constrângerilor de mișcare [Huang, Liu, 2013]

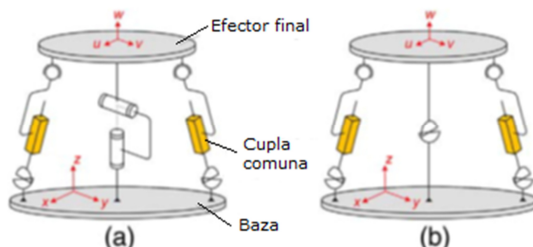


Fig. 3.11 Două variante de roboți paraleli cu 3 elemente [Huang, Liu, 2013]

Teoria șuruburilor este utilizată pentru analiza și sinteza unor variante paralele denumite 3-PUP. Structura este dezvoltată în jurul a 3 lanțuri cinematice bazate pe cuple cinematice prismatice (P) și respectiv cardanice (universale) U (Fig. 3.12) [Assoumou Nzue, Brethé, 2013].

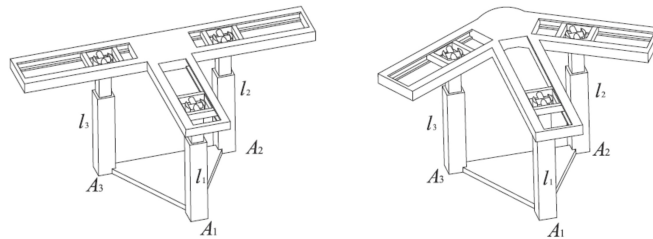


Fig. 3.12 Variante de structuri paralele denumite 3 - PUP

Schemele cinematice utilizate la analiza cinematică directă și inversă, cu referiri la controlul unei structuri experimentale, au fost prezentate în figura 3.13 [Pott, Hiller, 2008].

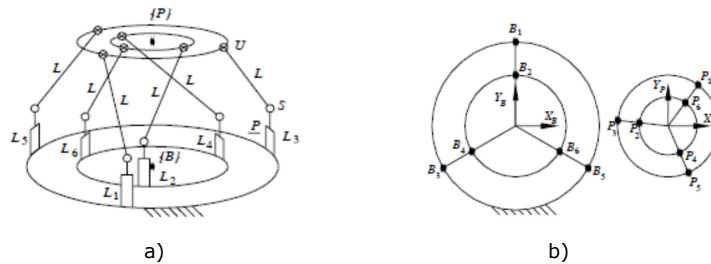


Fig. 3.13 Variantă a unei structuri paralele: a) schema cinematică; b) detalii referitoare la flanșa superioară și respectiv inferioară [Pott, Hiller, 2008]

Preocupări referitoare la proiectarea unor mecanisme suport pentru mișcările membrului superior s-au referit la mecanisme cu masa echilibrată (mobile arm supports - MAS) [Fan, Liu, 2013]. Elementele cinematice mobile sunt dispozitive mecanice care susțin greutatea brațului și astfel oferă asistență pentru umăr și mișcări ale cotului printr-un lanț cinematic cu cuple având frecare redusă. Aplicații ale acestor mecanisme sunt dintre cele mai diverse – ajutor în operații de alimentare a persoanelor cu dizabilități, îngrijire, scris, sarcini de uz casnic, precum și activități recreative și de formare profesională (Fig. 3.14). Mecanismul paralelogram și mecanismul pantograf și elemente elastice elicoidale sunt utilizate în sinteza unor astfel de sisteme.



Fig. 3.14 Aplicații ale structurilor paralele ca suport al membrului superior

Un nou concept de terapie progresivă robotizată a intrat în sfera de aplicații a roboticii. Acest concept are la bază indici pe performanță, care utilizează legi de mișcare specifice cazului de asistență, praguri EMG [Stan, Szep, 2009]. Cercetările au demonstrat că terapia asistată de robot este eficientă în reducerea deficiențelor motorii în brațul afectat după un accident vascular cerebral.

Este necesar ca robotul industrial să fie proiectat special aplicațiilor clinice, neurologice. În plus sistemul mecanic trebuie proiectat ca un sistem cu impedanță scăzută, frecări reduse și posibilități simple de control [Krebs, 2003]. Integrarea de elemente senzoriale care să monitorizeze comportamentul pacientului sunt esențiale.

Este o eroare să se creadă că există un tratament general aplicat tuturor pacienților. Flexibilitatea sistemelor robotizate permite oferte generoase pentru fiecare pacient astfel încât deteriorările motorii naturale, dar afectate prin accident, să fie îmbunătățite.



Fig. 3.15 Aplicație de terapie robotizată

Realizarea unor sisteme în spiritul filozofiei mecatronice impune să fie luate în considerare și aspectele de control. În acest sens aplicația (Fig. 3.15) urmărește un control al mișcării cu supracelerații minime și control în impedanță. Forțele specifice de comandă sunt definite prin relațiile [Merlet, 2006]:

$$F_{c,x} = -kx - b\dot{x} \quad (3.15)$$

$$F_{c,y} = -k(y - y_{min}) - b\dot{y} \quad (3.16)$$

$$y_{min} = l_m \left[ 10 \left( \frac{t}{t_0} \right)^3 - 15 \left( \frac{t}{t_0} \right)^4 + 6 \left( \frac{t}{t_0} \right)^5 \right] \quad (3.17)$$

unde:  $y_{min}$  - mișcarea minimă de supracelerație controlabilă;  $k$  - este rigiditatea controlată;  $b$  - coeficientul de amortizare;  $l_m$  - este lungimea cursei impuse;  $t_0$  - durata mișcării.

Aspecte asemănătoare de proiectare și control se regăsesc în [Shadmehr, Wise, 2005], [Tzagarakis, Caldwell, 2003], [Kim, Park, 2009], [Bekey, Kumar, 2010].

Pe lângă dezvoltarea unor variante noi de structuri paralele, problema optimizării acestor structuri devine comună într-o serie de lucrări [Germain, Briot, 2011], [Tao, Qi An, 2013]. Pornind de la structura derivată din Delta, în [Tao, Qi An, 2013] analiza optimală se urmărește:

- Formularea indicilor de performanță dinamică care să aibă în vedere și efectele inerțiale și cele centrifuge;
- Generarea unui set de constrângeri cinematice într-un mod ușor de vizualizat pentru a preveni singularitățile directe și indirecte.



Schema cinematică a structurii paralele analizată și optimizată este prezentată în figura 3.16, modelul matematic are la bază analiza vectorială a structurii.

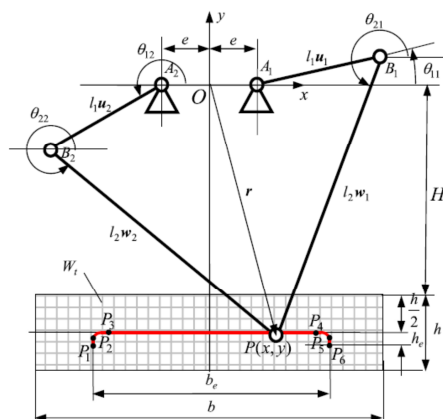


Fig. 3.16 Schema cinematică a robotului plan paralel [Tao, Qi An, 2013]

O serie de lucrări dezvoltă structuri derivate a variantei Delta [Hopkins, Williams II, 2002], [Germain, Briot, 2011], [Stan, Szep, 2011], [Stan, Szep, 2009], [Gogu, 2010]. Analiza geometrică pe baza ecuațiilor de constrângere se regăsește în precădere. O astfel de structură este prezentată în figura 3.17.

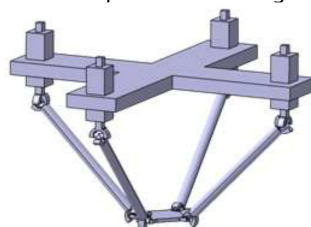


Fig. 3.17 Variantă de structură paralelă cu 2 grade de mobilitate [Hopkins, Williams II, 2002]

### 3.3. Descrierea metodei conexiunilor cinematice pentru analiza platformei Stewart

#### 3.3.1. Generalități

Desmodromia unui mecanism se obține ca urmare a unor constrângeri impuse în mișcarea relativă a elementelor și a cuplelor cinematice conducătoare și conduse. Totalitatea mijloacelor care realizează constrângeri în mișcarea relativă a elementelor unui mecanism au fost denumite conexiuni.

#### 3.3.2. Analiza structurală și conexiunea cinematică

Conexiunile (K) și modul lor de definire sunt prezentate în tabelul 3.2.

Gradul de libertate al conexiunii este definit cu următoarea relație de calcul [Kovacs, 1987].

Tab. 3.2 Tipurile de conexiuni

| Conexiunea | Simbolizarea și numărul gradelor de libertate | Asocierea cu teoria mecanismelor                                |
|------------|---|---|
| $K_A$      | $K_A(-L_k)$                                   | Lanț cinematic format dintr-o cuplă cinematică                  |
| $K_B$      | $K_B(-L_k)$                                   | Lanț cinematic format dintr-un element și două cuple cinematice |
| $K_C$      | $K_C(-L_k)$                                   | Lanț cinematic cu mai multe elemente și cuple cinematice        |

$$L_k = 6 \cdot n_k - \sum_{i=1}^n i \cdot c_{ik} - \sum L_{pk} - \sum L_{idk} \quad (3.18)$$

unde:

$n_k$  = numărul de elemente;

$c_{ik}$  = numărul cuplelor cinematice de clasa  $i$  conținute în conexiune;

$L_{pk}$  și  $L_{idk}$  = numărul gradelor de libertate ale legăturilor pasive și respectiv ale gradelor de libertate de prisos introduse în mecanism prin intermediul conexiunii.

Modul de notare a numărului gradelor de libertate  $L_k$  ale fiecărei conexiuni este prezentat în următorul tabel (Tab. 3.3) [Kim, Lee, 2007].

Tab. 3.3 Simbolizarea conexiunii de tip  $K_A$

| Conexiunea     | Grade de libertate ale conexiunii | Grade de libertate ale conexiunii |                    |
|----------------|-----------------------------------|-----------------------------------|--------------------|
|                |                                   | Mecanisme plane                   | Mecanisme spațiale |
| $K_A$<br>Tip R |                                   | $L_k = -2$                        | $L_k = -5$         |
| $K_A$<br>Tip P |                                   | $L_k = -2$                        | $L_k = -5$         |
| $K_A$<br>Tip S |                                   |                                   | $L_k = -3$         |
| $K_A$<br>Tip H |                                   | $L_k = -2$                        | $L_k = -5$         |

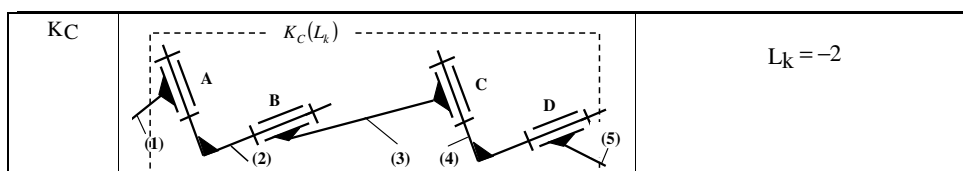
În tabelele următoare (Tab. 3.4, Tab. 3.5) sunt prezentate variante pentru realizarea conexiunilor  $K_B$  și respectiv  $K_C$ . Pentru fiecare caz se indică și gradele de libertate ale conexiunii.

Tab. 3.4 Simbolizarea conexiunii de tip  $K_B$

| Conexiunea             | Grade de libertate ale conexiunii |                    |
|------------------------|-----------------------------------|--------------------|
|                        | Mecanisme plane                   | Mecanisme spațiale |
| $K_B$<br>Tip R - R<br> | $L_k = -1$                        | $L_k = -4$         |
| $K_B$<br>Tip P - R<br> | $L_k = -1$                        | $L_k = -4$         |
| $K_B$<br>Tip S - S<br> |                                   | $L_k = -1$         |
| $K_B$<br>Tip P - H<br> | $L_k = -1$                        | $L_k = -4$         |
| $K_B$<br>Tip R - H<br> | $L_k = -1$                        | $L_k = -4$         |
| $K_B$<br>Tip U<br>     | $L_k = -1$                        | $L_k = -4$         |

Tab. 3.5 Simbolizarea conexiunii de tip  $K_C$

| Conexiunea | Grade de libertate ale conexiunii                |
|------------|--|
| $K_C$<br>  | $L_k = 12 - \sum_{j=1}^3 i_j - L_{pk} - L_{idk}$ |



Sinteza structurală a unui mecanism urmărește determinarea schemei structurale a acestuia, adică numărul de elemente și a clasei cuplurilor cinematice și modul cum acestea se assemblează într-un tot unitar cu o mișcare determinată a elementelor.

Conexiunile prezintă două proprietăți fundamentale care facilitează rezolvarea unor probleme de sinteză structurală și dimensională [Kim, Lee, 2007].

- Proprietatea I – orice conexiune poate fi înlocuită cu alta având același grad de libertate fără ca gradul de libertate al mecanismului să se modifice.
- Proprietatea II – orice conexiune poate fi împărțită în alte conexiuni și elemente cu condiția ca suma gradelor de libertate ale elementelor și conexiunilor înlocuitoare să fie egală cu gradul de libertate al conexiunii inițiale.

Notând cu  $n_m$  numărul de elemente conducătoare, inclusiv a celor care constituie cuple cinematice conducătoare și  $n_c$  numărul elementelor conduse se poate arăta că desmodromia mecanismului este asigurată dacă conexiunile care realizează legătura dintre elementele amintite au suma gradelor de libertate  $\sum L_k$  conforme cu relațiile de calcul (ecuația 3. 19 și ecuația 3. 20).

$$\sum L_k = -(5 \cdot n_m + 6 \cdot n_c) \quad (3.19)$$

și respectiv pentru un mecanism plan:

$$\sum L_k = -(2 \cdot n_m + 3 \cdot n_c) \quad (3.20)$$

Într – o abordare generală sinteza structurală a mecanismului corespunde următorului traseu [Kovacs, 1987]:

- în primul pas determinarea sumei gradelor de libertate a conexiunilor care trebuie introduse între elementele fixe motoare și elementele conduse.
- în pasul doi se stabilește natura și poziția conexiunilor care se introduc.

Metodologia anterioară aplicată în cazul sintezei mecanismelor plane sau spațiale se poate utiliza și în cadrul sintezei structurale a roboților paraleli.

### 3.4. Modelarea și simularea platformei Stewart utilizând programul LabVIEW

#### 3.4.1. Descrierea platformei Stewart

Platforma Stewart este o structură paralelă formată dintr-o platformă fixă și o platformă mobilă iar legătura între cele două platforme se realizează cu ajutorul

celor șase actuatoroare. În figura 3.18 se observă platforma Stewart aflată în dotarea Laboratorului de Mecanisme din cadrul Departamentului de Mecatronică.

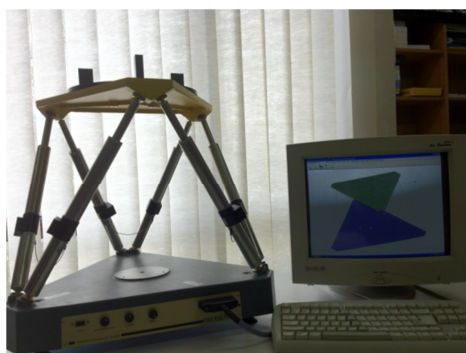


Fig. 3.18 Platforma Stewart din cadrul Departamentului de Mecatronică

Poziția inițială a platformei este caracterizată de punctele  $O_M$  și  $O_F$  care sunt centrele platformei superioare respectiv platformei inferioare. Platforma superioară cu centrul în  $O_M$  are 6 grade de libertate:

- trei grade de libertate privind translația punctului  $O_M$  originea platformei superioare;
- trei grade de libertate privind rotația (orientarea) platformei mobile  $M$  caracterizate prin orientarea cadrului  $R_M$ .

În figura 3.19 se observă geometria platformei superioare și geometria platformei inferioare.

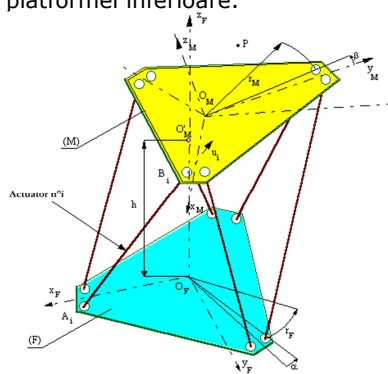


Fig. 3.19 Geometria platformei superioare și inferioare [Technical Manual, 2006]

- $O_M$  = originea platformei superioare (mobile) definită de  $(\vec{x}_M, \vec{y}_M, \vec{z}_M)$  notată cu (M);
- $O_F$  = originea platformei inferioare (fixe) definită de  $(\vec{x}_F, \vec{y}_F, \vec{z}_F)$  notată cu (F);
- $A_i$  = punctele aferente platformei fixe fiind dispuse în jurul unui cerc cu raza  $r_F$ ;
- $B_i$  = punctele aferente platformei mobile fiind dispuse în jurul unui cerc cu raza  $r_M$ ;
- $h$  = distanța între originea platformei superioare  $O_M$  și platforma inferioară  $O_F$ ;
- $\alpha$  = semiunghiul față de  $O_F$  dintre două cuple cinematice sferice alăturate de pe platforma fixă;
- $\beta$  = semiunghiul față de  $O_M$  dintre două cuple cinematice sferice alăturate de pe platforma mobilă.

Programul de simulare a mișcării platformei Stewart se referă la două metode de descriere: metoda geometrică și metoda cinematică. Aceste două metode sunt aplicate atât problemei inverse cât și problemei directe.

**Problema directă** se referă la cunoașterea lungimilor celor 6 actuatoroare și determinarea poziției platformei superioare deci în final vom determina următorii parametri:  $(\theta_1, \theta_2, \theta_3, x_M, y_M, z_M)$ .

**Problema inversă** se referă la cunoașterea poziției platformei superioare și determinarea lungimilor celor 6 actuatoare [Technical Manual, 2006].

Platforma Stewart nu realizează mișcările în timp real. În cazul în care se dorește să se impună o mișcare platformei Stewart se urmăresc următorii pași:

- se folosește un parametru unghiular  $u \in [0, 2\pi]$  în cazul în care se folosește problema inversă iar în cazul problemei directe se definesc lungimile celor 6 actuatoare;
- după completarea acestor parametri se impune platformei mișcarea care se dorește.

### 3.4.2. Programarea platformei Stewart utilizând LabVIEW

Pentru a programa platforma Stewart se folosește o placă de achiziții de date APCI – 3120 inserată în calculator și care face legătura cu platforma Stewart (Fig. 3.20). În afară de softul propriu – zis al platformei Stewart aceasta mai poate fi programată cu ajutorul unor limbaje de programare cum ar fi: LabVIEW 8.2, Visual Basic etc. În figura 3.21 se poate observa o schemă de achiziție a datelor de la platforma Stewart.

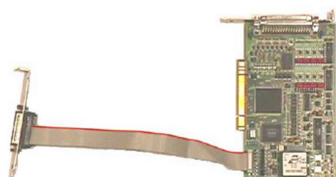


Fig. 3.20 Placa APCI - 3120

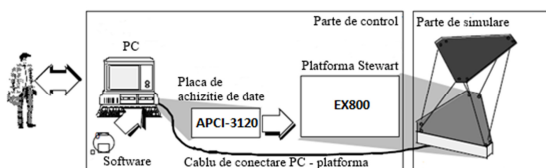


Fig. 3.21 Schemă de achiziție a datelor de la platforma Stewart

Ca și limbaj de programare pentru simularea mișcării platformei Stewart se folosește LabVIEW 8.2. LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) este un mediu de programare bazat pe limbajul de programare grafică G. Firma National Instruments (NI) a introdus în anul 1986 conceptul de instrumentație virtuală și a lansat pe piață prima versiune a mediului LabVIEW. Acest mediu de programare este foarte eficient deoarece un utilizator își poate construi un instrument virtual dorit cu o dotare minimă: un sistem de calcul și un mediu de programare:

- folosind mediul de programare se realizează pentru instrumentul dorit panoul frontal (interfața instrumentului) și funcționalitatea sa;
- calculatorul devine o locație a noului instrument creat de utilizator oferindu-i totodată facilitățile clasice și anume: capacitate ridicată de prelucrare și stocare a informațiilor, conectare la rețea, imprimare a datelor etc.

Programele realizate în LabVIEW se numesc instrumente virtuale (*Virtual Instruments - VIs*). Un *IV* folosit la realizarea altui *IV* poartă denumirea de *subIV*.

Un *IV* are trei componente:

- panoul frontal – corespunde la interfața grafică cu utilizatorul sau ceea ce va vedea utilizatorul pe ecranul monitorului. În figura 3.22 se prezintă o interfață grafică;

- diagrama bloc – corespunde codului programului și definește funcționalitatea *IV* -ului pe baza operatorilor clasici, funcțiilor etc. În figura 3.23 se prezintă o diagramă bloc;
- pictograma și conectorul corespund „semnăturii” programului, pictograma este identificatorul grafical *IV*.

La alegerea opțiunii *New VI* se deschid două ferestre de lucru suprapuse: prima este fereastra panoului frontal (Fig. 3.24) iar cea de - a doua fereastră este cea a diagramei bloc (Fig. 3.25) [Dolga, 2008]. Concomitent cu cele două ferestre de lucru se deschid casete cu „unelte” de lucru:

- caseta cu unelte generale – Tools (Fig. 3.26) este prezentă la fiecare dintre cele două ferestre;
- caseta cu controale și indicatoare – Controls (Fig. 3.27) este prezentă pentru fereastra panoului frontal activată;
- caseta cu funcții și *IV* – Functions (Fig. 3.28) este prezentă pentru fereastra diagramei bloc activată.

După realizarea panoului frontal al *IV*, trebuie implementată funcționalitatea programului: se construiește diagrama bloc care reprezintă codul sursă al instrumentului. Elementele utilizate pentru realizarea diagramei bloc sunt clasificate în trei grupe: noduri, terminale și fire. Nodurile sunt elementele de execuție ale unui *IV*, acestea sunt disponibile prin caseta cu funcții ale *IV* (Fig. 3.28).

Terminalele reprezintă „portji” (tunele) prin care se realizează transferul datelor:

- bidirecțional între panoul frontal și diagrama bloc;
- unidirecțional între nodurile diagramei bloc.

Terminalele au o reprezentare grafică sugestivă și sunt terminale – sursă pentru datele de intrare și respectiv terminale destinație (ieșire). Firele definesc și reprezintă grafic fluxul datelor în diagrama bloc [Dolga, 2008].

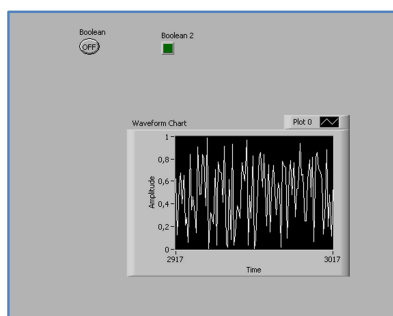


Fig. 3.22 Panoul frontal – interfața grafică

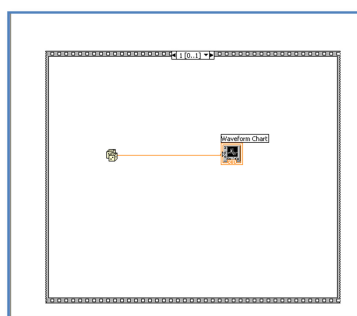


Fig. 3.23 Diagrama bloc



Fig. 3.24 Fereastra de lucru pentru panoul frontal



Fig. 3.25 Bara orizontală cu meniuri din diagrama bloc

Bara orizontală cu meniuri din panoul frontal (Fig. 3.24) conține opțiuni implementate în aplicațiile Windows (*File, Edit*) și unele specifice mediului LabVIEW:

- *Run* – lansează în execuție programul de lucru. Programul de lucru este modulul principal al aplicației și apelează *IV*.
- *Run Continuously* – programul este executat continuu.
- *Abort Execution* – realizează oprirea rulării.

Caseta cu unelte generale (Tools Palette) (Fig. 3.26) cuprinde facilitățile folosite de utilizator pentru crearea, editarea sau trasarea execuției instrumentelor virtuale.

LabVIEW dispune de controale și indicatoare pentru majoritatea categoriilor de date: numerice, șir de caractere, boolean, tabel, tablou, grafic, etc. Pentru un anumit tip de date sunt disponibile mai multe variante de controale și indicatoare, utilizatorul poate să aleagă din variantele disponibile pe cea mai sugestivă.



Fig. 3.26 Caseta cu unelte generale - Tools

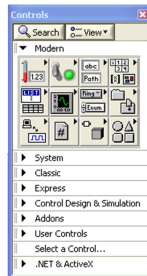


Fig. 3.27 Caseta cu controale și indicatoare - Controls



Fig. 3.28 Caseta cu funcții - Functions

Pentru mișcarea actuatorilor platformei Stewart a fost creat un program în LabVIEW 8.2 ca și în figura 3.29, 3.30.

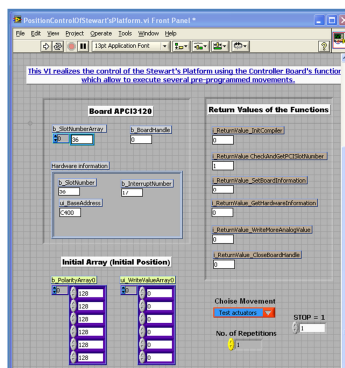


Fig. 3.29 Panoul frontal al aplicației create în LabVIEW 8.2 pentru simularea mișcării actuatorilor platformei Stewart



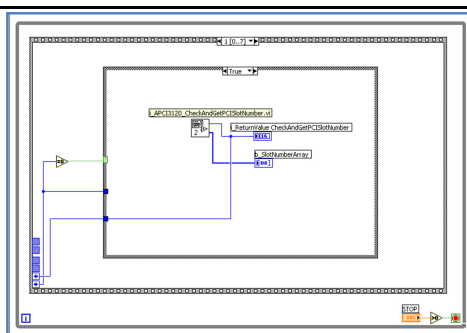


Fig. 3.30 Diagrama bloc al aplicației create în LabVIEW 8.2 pentru simularea mișcării actuatorilor platformei Stewart

Controlul actuatorilor se realizează cu ajutorul comenzii *Polarity Array*. Ca și polaritate electrică se folosește modul unipolar (Fig. 3.31) sau modul bipolar (Fig. 3.32) [Gorie, 2012]

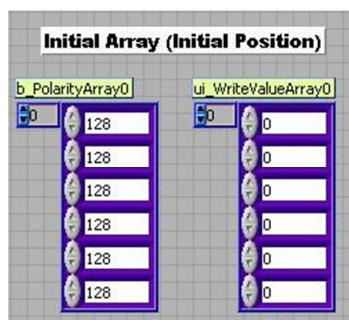


Fig. 3.31 Modul unipolar

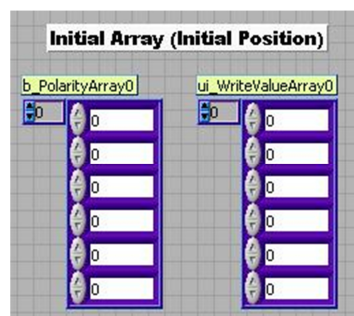


Fig. 3.32 Modul bipolar

În diagrama bloc al aplicației efectuată în LabVIEW 8.2 avem o comandă *WriteMoreAnalogValue* care ne permite să scriem valori pentru a determina lungimea fiecărui actuator (Fig. 3.33).

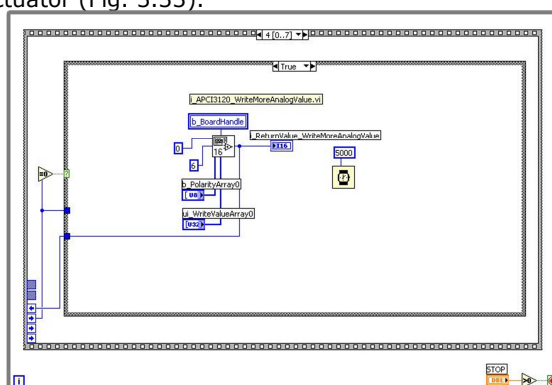


Fig. 3.33 Comanda *WriteMoreAnalogValue* în diagrama bloc

Sub - VI-ul al programului principal de lucru constă într-o aplicație în care este programată mișcarea actuatorilor (Fig. 3.34).



Fig. 3.34 Comanda de selectare a mișcării

Sub-VI-ul s-a bazat pe facilitățile hardware existente din analiza posibilităților de dezvoltare a sub-VI-ului am constatat limite în ceea ce privește capabilitatea de control în timp real a sistemului.

În figura 3.35 este prezentată ierarhia programului de lucru pentru aplicația creată în mediul de lucru LabVIEW 8.2 [Gorie, 2012].

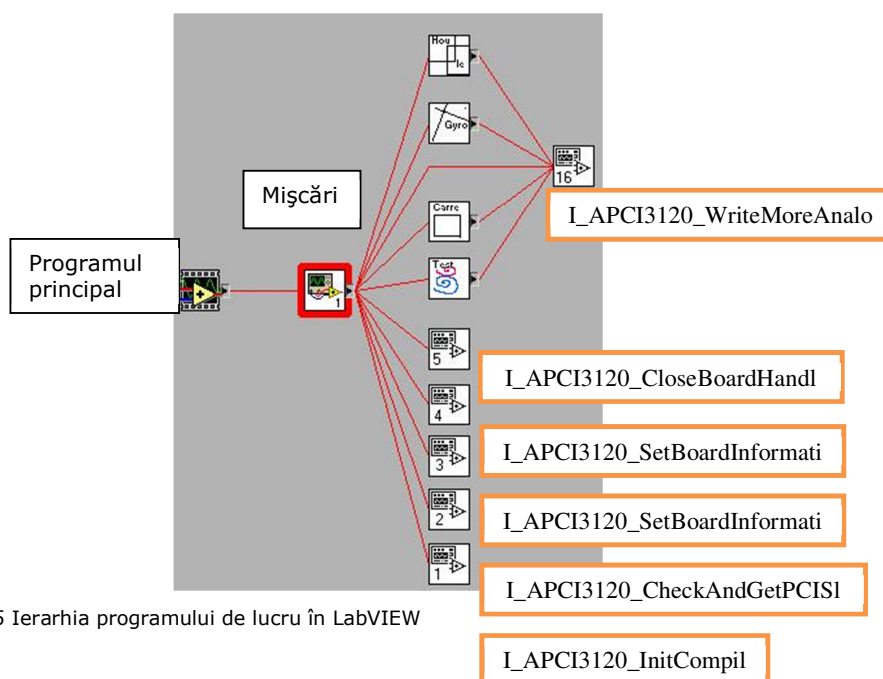


Fig. 3.35 Ierarhia programului de lucru în LabVIEW

Aplicația în mediul LabVIEW a confirmat simplitatea modului de lucru și facilitățile oferite pentru conectarea unui eventual sistem de achiziții de date.

### 3.5. Concluzii

Utilizarea unui sistem mecatronic paralel din clasa platformei Stewart prezintă avantajul posibilităților multiple pentru recuperarea membrului superior și inferior

---

uman. Integrarea unor astfel de echipamente paralele trebuie să respecte condițiile specifice domeniului și să fie supuse unui set de încercări multiple și extinse în timp.

În general construcția unor variante de mecanisme robot paralele se bazează pe existența unor cuple cinematice motoare identice.

Metoda conexiunilor cinematice oferă o posibilitate simplă de sinteză structurală pentru mecanisme robot paralele. Materializarea unei cuple cinematice motoare respectă principiile elementelor constructive mecatronice. O cuplă cinematică motoare se identifică cu un modul mecatronic compus din elementele constructive: motor, transmisie, traductoare.

Costul acestor structuri paralele cu aplicabilitate în medicină este relativ ridicat. Acestea prezintă o precizie ridicată de lucru ceea ce este foarte benefic în tratamentele de recuperare în cazul unor traumatisme la nivelul corpului uman. Se justifică astfel studiul teoretic și experimental al unor astfel de sisteme.

## 4. MODELUL GEOMETRIC AL PLATFORMEI STEWART PENTRU APLICAȚII ÎN RECUPERARE

### 4.1. Introducere în cinematica sistemelor mobile

Problema urmărită în cadrul acestui capitol se referă la modelarea unui mecanism robot paralel – platformă Stewart (PS) care are conectat un lanț cinematic uman în raport cu platforma mobilă a PS.

În capitolul anterior am identificat principalele traume posibile în urma unor accidente. O parte dintre acestea impun aplicarea unor metode de recuperare. Prin analiza lanțului cinematic al membrului superior și inferior uman am identificat amplitudinile mișcărilor posibile naturale în articulații.

Platforma Stewart este structurată în baza inferioară notată cu (B) –platforma fixă F, baza superioară notată cu (T) – platforma mobilă M și 6 elemente (actuatoare) de lungime variabilă ( $l_i, i= 1, \dots, 6$ ) ca în fig.4.1. Pe platforma superioară se va fixa membrul superior respectiv membrul inferior în vederea executării unor mișcări specifice exercițiului de recuperare impus.

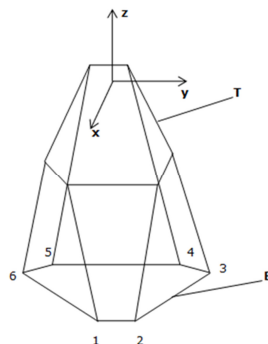


Fig. 4.1 Structura platformei Stewart

Având în vedere aceste aspecte ne vom referi în general la cinematica sistemelor mobile.

Sistemul se presupune că este desmodrom, adică starea de mișcare a tuturor elementelor este univoc determinată. Starea de mișcare este determinată dacă se cunoaște starea de mișcare a elementelor motoare.

Funcție de sarcină specifică – aplicația humanoidă (după teoria roboticii) - care trebuie realizată, traiectoria de mișcare se descrie în mai multe moduri: linie dreaptă, curba oarecare în spațiu, funcție algebrică de timp sau spațiu, urmărirea unei mișcări exterioare pentru puncte care se deplasează în spațiu după legi de mișcare cunoscute. Aceste traiectorii sunt descrise în spațiul cartezian [Pîsla, 2008].

Legile de mișcare de ordinul zero, unu și doi pentru mișcarea relativă a elementelor, care constituie cuplurile cinematice conducătoare, descriu evoluția în timp a parametrilor cinematici spațiu, viteza, accelerație pentru elementul de reducere. Această descriere se realizează în spațiul coordonatelor.

Sucesiunea parametrilor cinematici ai cuplelor cinematice conducătoare este impusă de funcția de comandă în conformitate cu operația humanoidă de efectuat. Prin comandă se înțelege setul de informații transmise de la sistemul de comandă la sistemul de acționare și care prescrie funcționarea acestuia din urmă.

În literatura de specialitate se vorbește despre cinematica directă și respectiv cinematica inversă (fig.4.1) [Zsombor-Murray, 1995]. Reprezentarea schematică a semnificației acestor noțiuni se poate observa în figura 4.2. Impunând valorile parametrilor cinematici și succesiunea acestora din cuplele cinematice conducătoare se va obține o anumită traiectorie rezultat. Valorile parametrilor cinematici care descriu operația humanoidă – descrise în spațiul cartezian - vor trebui reprezentate în spațiul coordonatelor pentru a putea fi folosite.

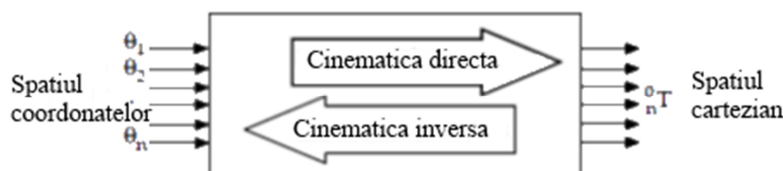


Fig. 4.2 Reprezentarea schematică a cinematicii directe și inverse []

Transformarea de coordonate carteziene dintre două sisteme poate fi descompusă într-o rotație și o translație [Zsombor-Murray, 1995]. Existând mai multe opțiuni de a reprezenta aceste transformări [Rocon, 2011]. În aceste reprezentări transformările omogene bazate pe matrici  $4 \times 4$  sunt utilizate pe scară largă în modelarea cinematicii mecanismelor robot [Pisla, 2014].

Dezvoltarea și exemplificarea unui model se realizează întotdeauna în baza unor idei simplificatorii. În plus este necesar ca modelele dezvoltate să fie simple și utile scopului propus.

## 4.2. Dezvoltarea modelului geometric al platformei Stewart

Pentru rezolvarea problemei enunțate primul obiectiv urmărit a fost de a dezvolta un model geometric simplu pentru mecanismul robot paralel.

Am admis că lucrăm pe o structură geometrică simetrică. Centrul cuplelor cinematice sferice sunt asociate punctelor 1, 2, ..., 6. În figura 4.3 este prezentată geometria platformei (bazei) inferioare atașate elementului fix [Husty, 1994].

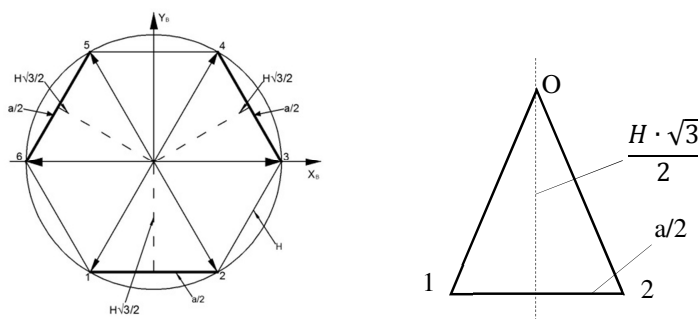


Fig. 4.3 Platforma Stewart, geometria bazei inferioare

Pentru dezvoltarea modelului am stabilit forma geometrică hexagonală cu dimensiunile aferente. Se notează cu  $H$  = latura hexagonului inferior și cu  $a$  = lungimea segmentului  $\overline{12}$ .

Coordonata punctului 1 se determină din simetria constructivă:

$$X_{B1} = -\frac{a}{2} \quad (4.1)$$

Din triunghiul  $O12$  se poate determina poziția unghiulară față de axa  $O_y$  a celor două puncte 1 și 2 (fig.4.3):

$$\tan \alpha = \frac{\frac{a}{2}}{\frac{H\sqrt{3}}{2}} = \frac{a\sqrt{3}}{3H} \quad (4.2)$$

Pe baza considerentelor anterioare se pot preciza coordonatele celor două puncte (Tab. 4.1).

Tab. 4.1 Determinarea coordonatelor punctelor  $1_B$  și  $2_B$

|               |                         |                                 |                 |
|---------------|-------------------------|---------------------------------|-----------------|
| Punctul $1_B$ | $X_{B1} = -\frac{a}{2}$ | $Y_{B1} = -\frac{H\sqrt{3}}{2}$ | $Z_{B1} = -Z_0$ |
| Punctul $2_B$ | $X_{B2} = \frac{a}{2}$  | $Y_{B2} = -\frac{H\sqrt{3}}{2}$ | $Z_{B2} = -Z_0$ |

În mod asemănător se pot determina coordonatele punctelor 3 și 4 (Fig. 4.4) corespunzătoare următoarelor cuple cinematice sferice.

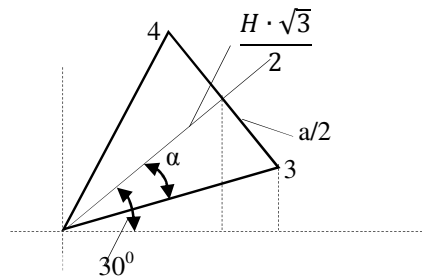


Fig. 4.4 Determinarea coordonatelor punctelor 3 și 4

Conform cu geometria prezentată în figura 4.4 unghiul  $\alpha$  este definit prin relația anterioară (4.2). Se poate determina lungimea segmentului  $l_{O3}$ :

$$l_{O3} = \sqrt{\frac{3H^2}{4} - \frac{a^2}{4}} = \frac{\sqrt{3H^2 - a^2}}{2} \quad (4.3)$$

Coordonata după axa  $O_x$  a punctului 3 este definită prin următoarea relație de calcul:

$$X_{B3} = \frac{\sqrt{3}H}{2} \cdot \cos 30^\circ + \frac{a}{2} \cdot \sin 30^\circ = \frac{3H+a}{4} \quad (4.4)$$

Coordonata după axa  $O_y$  a punctului 3 se calculează asemănător cu următoarea relație de calcul:

**76** 4 - Modelul geometric al platformei Stewart pentru aplicații în recuperare

$$Y_{B3} = \frac{\sqrt{3}H}{2} \cdot \sin 30^\circ - \frac{a}{2} \cdot \cos 30^\circ = \frac{\sqrt{3}(H-a)}{4} \quad (4.5)$$

Pe baza simetriei constructive se pot determina asemănător coordonatele punctului 4:

$$X_{B4} = \frac{\sqrt{3}H}{2} \cdot \cos 30^\circ - \frac{a}{2} \cdot \sin 30^\circ = \frac{3H-a}{4} \quad (4.6)$$

$$Y_{B4} = \frac{\sqrt{3}H}{2} \cdot \sin 30^\circ + \frac{a}{2} \cdot \cos 30^\circ = \frac{\sqrt{3}(H+a)}{4} \quad (4.7)$$

Pe baza relațiilor anterioare coordonatele celor două puncte sunt prezentate sintetic în tabelul 4.2.

Tab. 4.2 Determinarea coordonatelor punctelor 3<sub>B</sub> și 4<sub>B</sub>

|                        |                           |                                    |                 |
|------------------------|---------------------------|------------------------------------|-----------------|
| Punctul 3 <sub>B</sub> | $X_{B3} = \frac{3H+a}{4}$ | $Y_{B3} = \frac{\sqrt{3}(H-a)}{4}$ | $Z_{B3} = -Z_0$ |
| Punctul 4 <sub>B</sub> | $X_{B4} = \frac{3H-a}{4}$ | $Y_{B4} = \frac{\sqrt{3}(H+a)}{4}$ | $Z_{B4} = -Z_0$ |

Simetria constructivă a platformei inferioare permite definirea în mod rapid a coordonatelor pentru punctele 5 și 6 (Tab. 4.3).

Tab. 4.3 Determinarea coordonatelor punctelor 5<sub>B</sub> și 6<sub>B</sub>

|                        |                            |                                    |                 |
|------------------------|----------------------------|------------------------------------|-----------------|
| Punctul 5 <sub>B</sub> | $X_{B5} = -\frac{3H-a}{4}$ | $Y_{B5} = \frac{\sqrt{3}(H+a)}{4}$ | $Z_{B5} = -Z_0$ |
| Punctul 6 <sub>B</sub> | $X_{B6} = -\frac{3H+a}{4}$ | $Y_{B6} = \frac{\sqrt{3}(H-a)}{4}$ | $Z_{B6} = -Z_0$ |

În figura 4.5 este prezentată dispunerea relativă a cuplelor cinematice sferice în cele două plane atașate bazei inferioare (B) și a celei superioare (T). Sunt prezentate simbolic și elementele motoare dispuse între aceste cuple. Pentru simplitatea modului de calcul cele două sisteme de coordonate se consideră cu axele Ox și Oy paralele iar Oz în prelungire.

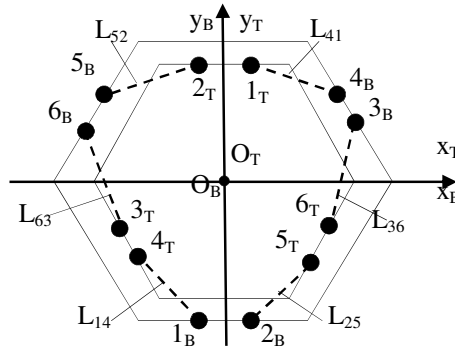


Fig. 4.5 Dispunerea relativă a cuplelor cinematice sferice

Se consideră parametrii platformei superioare ca fiind  $h$  = latura hexagonului iar  $b$  = distanța dintre două cuple cinematice aferente unei aceleiași laturi. Prin simetria constructivă și dispunerea relativă a cuplelor cinematice pe cele două platforme se pot preciza și coordonatele cuplelor cinematice pe platforma superioară (T) (Tab. 4.4, Tab. 4.5, Tab. 4.6).

Tab. 4.4 Determinarea coordonatelor punctelor  $1_T$  și  $2_T$ 

|               |                         |                                |                 |
|---------------|-------------------------|--------------------------------|-----------------|
| Punctul $1_T$ | $X_{T1} = \frac{b}{2}$  | $Y_{T1} = \frac{h\sqrt{3}}{2}$ | $Z_{T1} = -Z_0$ |
| Punctul $2_T$ | $X_{T2} = -\frac{b}{2}$ | $Y_{T2} = \frac{h\sqrt{3}}{2}$ | $Z_{T2} = -Z_0$ |

Tab. 4.5 Determinarea coordonatelor punctelor  $3_T$  și  $4_T$ 

|               |                            |                                     |                 |
|---------------|----------------------------|-------------------------------------|-----------------|
| Punctul $3_T$ | $X_{T3} = -\frac{3h+b}{4}$ | $Y_{T3} = -\frac{\sqrt{3}(h-b)}{4}$ | $Z_{T3} = -Z_0$ |
| Punctul $4_T$ | $X_{T4} = -\frac{3h-b}{4}$ | $Y_{T4} = -\frac{\sqrt{3}(h+b)}{4}$ | $Z_{T4} = -Z_0$ |

Tab. 4.6 Determinarea coordonatelor punctelor  $5_T$  și  $6_T$ 

|               |                           |                                     |                 |
|---------------|---------------------------|-------------------------------------|-----------------|
| Punctul $5_T$ | $X_{T5} = \frac{3h-b}{4}$ | $Y_{T5} = -\frac{\sqrt{3}(h+b)}{4}$ | $Z_{T5} = -Z_0$ |
| Punctul $6_T$ | $X_{T6} = \frac{3h+b}{4}$ | $Y_{T6} = -\frac{\sqrt{3}(h-b)}{4}$ | $Z_{T6} = -Z_0$ |

După determinarea coordonatelor cuplelor cinematice pe platforma inferioară (B) și platforma superioară (T) se vor calcula lungimile celor 6 actuatori cu următoarele relații de calcul:

$$L_{A1} = \sqrt{(X_{B1} - X_{T1})^2 + (Y_{B1} - Y_{T1})^2 + (Z_{B1} - Z_{T1})^2} \quad (4.8)$$

$$L_{A2} = \sqrt{(X_{B2} - X_{T2})^2 + (Y_{B2} - Y_{T2})^2 + (Z_{B2} - Z_{T2})^2} \quad (4.9)$$

$$L_{A3} = \sqrt{(X_{B3} - X_{T3})^2 + (Y_{B3} - Y_{T3})^2 + (Z_{B3} - Z_{T3})^2} \quad (4.10)$$

$$L_{A4} = \sqrt{(X_{B4} - X_{T4})^2 + (Y_{B4} - Y_{T4})^2 + (Z_{B4} - Z_{T4})^2} \quad (4.11)$$

$$L_{A5} = \sqrt{(X_{B5} - X_{T5})^2 + (Y_{B5} - Y_{T5})^2 + (Z_{B5} - Z_{T5})^2} \quad (4.12)$$

$$L_{A6} = \sqrt{(X_{B6} - X_{T6})^2 + (Y_{B6} - Y_{T6})^2 + (Z_{B6} - Z_{T6})^2} \quad (4.13)$$

Modul de variație a lungimii actuatorilor în timp este necesar modelării mișcării în cuplele cinematice motoare.



### 4.3. Sinteza unui sistem mecatronic destinat recuperării unor dizabilități umane

#### 4.3.1. Introducere

Obiectivul acestui subcapitol este cel de a prezenta structura unui sistem mecatronic pentru exerciții de recuperare. În acest sens sistemul se bazează pe mecanismul robot paralel - platformă Stewart, subsistem de acționare și subsistemul de comandă.

În acest sens se va evidenția aspectul real de integrare a lanțului cinematic uman în serie cu un mecanism robot și a modului de echivalare a articulației umane prin conexiuni cinematice. În plus se urmărește să se evidențieze și posibilitatea de interacțiune a lanțului uman cu mecanismul robot în vederea achiziției de informație pe parcursul aplicației.

#### 4.3.2. Exerciții pentru recuperarea mâinii și piciorului uman

Practica exercițiilor de reabilitare demonstrează structurarea acestora în mișcări spațiale de complexitate mai mică (1 – 2 grade de mobilitate) sau mai mare. În figurile 4.6 a), b), c), d) se evidențiază cazuri de mișcări posibile, exerciții pentru reabilitarea mâinii umane cu referire directă la sistemul de coordonate  $O_{xyz}$  (Fig. 4.5 a)).

Conform cu cele specificate în acest paragraf aceste exerciții se bazează pe legătura organului uman cu sistemul mecatronic care să genereze mișcări adecvate reabilitării și înregistrarea parametrilor acestor mișcări.

Se poate menționa astfel faptul că elementul (1) trebuie să execute o mișcare spațială fiecărui caz în parte. Conform cu metoda conexiunilor (din teoria mecanismelor [Kovacs, 1987]) articulația biomecanică este echivalentă unei conexiuni cinematice  $K_A(-5)$ .

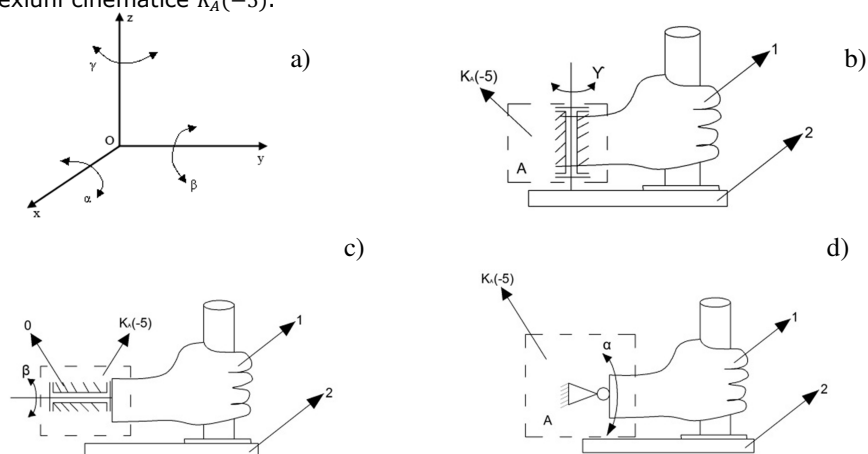


Fig. 4.6 a) Sistemul de coordonate  $O_{xyz}$  și unghiurile aferente acestui sistem de coordonate  $\alpha$ ,  $\beta$  și  $\gamma$ ; b) Mișcarea mâinii umane în jurul axei  $z$ ; c) Mișcarea mâinii umane în jurul axei  $y$ ; d) Mișcarea mâinii umane în jurul axei  $x$

Pentru cazul prezentat în figura 4.7 articulația umană va fi supusă unui exercițiu ce înglobează toate cele trei mișcări specifice astfel că articulația este reprezentată prin conexiunea cinematică  $K_{AS}(-3)$ .

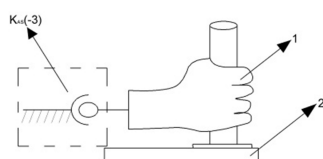


Fig. 4.7 Reprezentarea articulației mâinii umane prin conexiunea cinematică  $K_{AS}(-3)$

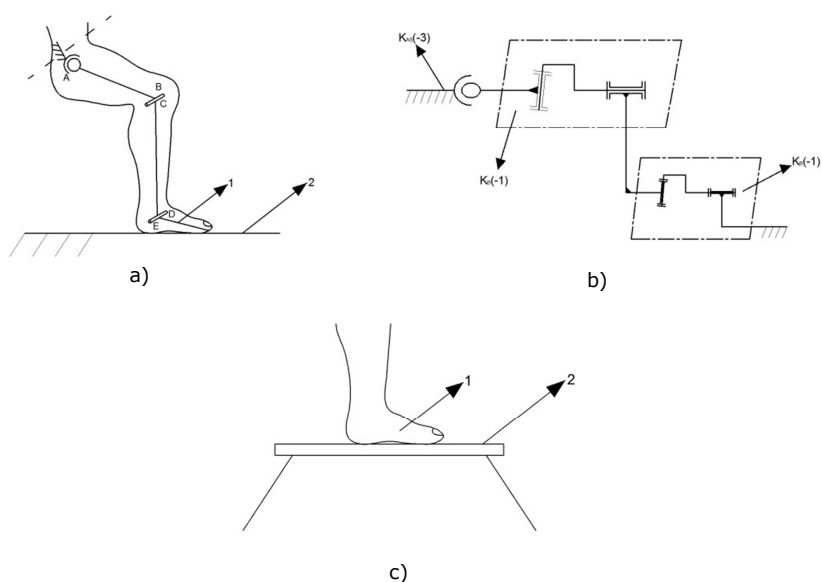


Fig. 4.8 a) Lanț cinematic pentru membrul inferior; b) Lanț cinematic echivalent pentru membrul inferior; c) Membrul inferior antrenat prin intermediul platformei Stewart

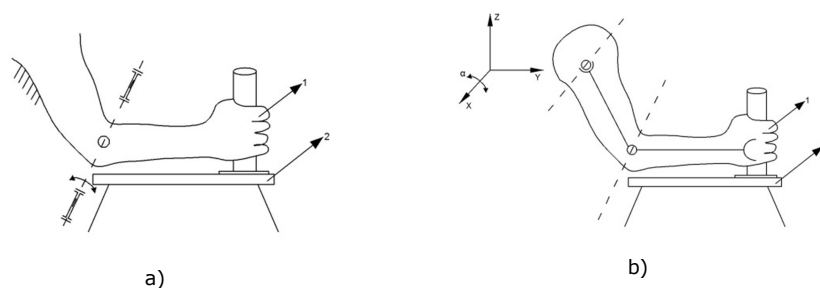


Fig. 4.9 a) Reprezentarea articulației cotului sprijinită pe platformă b) Reprezentarea articulației umărului în raport cu platforma

### 4.3.3. Interacțiunea operator – sistem mecatronic

Interacțiunea lanț cinematic uman – platforma mobilă a mecanismului robot poate fi echivalată cu activități de interacțiune operator uman – mediu.

Operațiile de la distanță (teleoperation) au urmărit modul de interacțiune de la distanță a unui operator uman cu un mediu. Roboții master – slave se comportă ca un sistem extins, operatorul uman poate simți de la distanță mediul exterior prin intermediul unui mecanism asociat mâinii umane. Această interacțiune a căpătat în timp diverse forme de materializare și diverse forme aplicative [Liu, 2010], [Yamano, 2002], [Oh, 2013].



Fig. 4.10 Robotul master – slave

Variante de sistem master ce conectează mâna umană (MU) la un sistem de achiziții de date pentru evidențierea mișcării (MU) și a forțelor de interacțiune (Fig. 4.11).

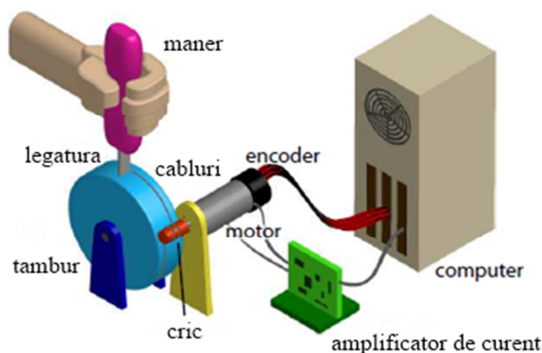


Fig. 4.11 Sisteme master ce conectează mâna umană

În condițiile precizate anterior soluția de asigurare a mișcărilor de recuperare se bazează pe dezvoltarea unui sistem master în oglindă unde sistemul mecanic mobil preia rolul de coordonator al mișcărilor ce urmează a fi realizate de (MU). Acest lucru se materializează prin atașarea membrului inferior sau superior elementului condus la un sistem mecatronic, mecanism dezvoltat în jurul unui lanț cinematic cu mai multe grade de mobilitate (serial sau paralel).

Parametrii de interacțiune dintre sistemul robot și (MU) afectați pot fi puși în evidență prin integrarea de elemente senzoriale adecvate: senzori de forță, senzori de deplasare (Fig. 4.12).



Fig. 4.12 Integrarea de elemente senzoriale în reabilitarea mâinii umane

În figura 4.13 este prezentată schema principală pentru un exercițiu de recuperare a mâinii umane MU ce este fixată pe efectorul final al unui robot industrial (SCARA YK400X). Mișcarea punctului caracteristic sau orientarea dreptei caracteristice (atașate efectorului final) vor asigura mișcări specifice în articulațiile brațului uman.



Fig. 4.13 Stand experimental: 1) Robot SCARA Y K 400 X; 2) PC; 3) Orteză articulația cotului 4) Masă de lucru; 5) Pacient

Pentru realizarea acestui experiment a fost scris un program de lucru în limbajul specific robotului SCARA.

```

A =50;
ACCEL (3) = 100;
FOR A = 10 TO 100 STEP 10;
ACCEL A;
MOVE P, P6;
MOVE P, P7
NEXT A;
HALT;
P6=(190.00 -125.00 9.00 87.95 0 0 0 0)
P7=(360.00 -125.00 9.00 87.95 0 0 0 0)

```

O soluție cu aplicabilitate mai largă este oferită de fixarea mâinii umane unei structuri paralele specific roboților paraleli (Fig. 4.14):

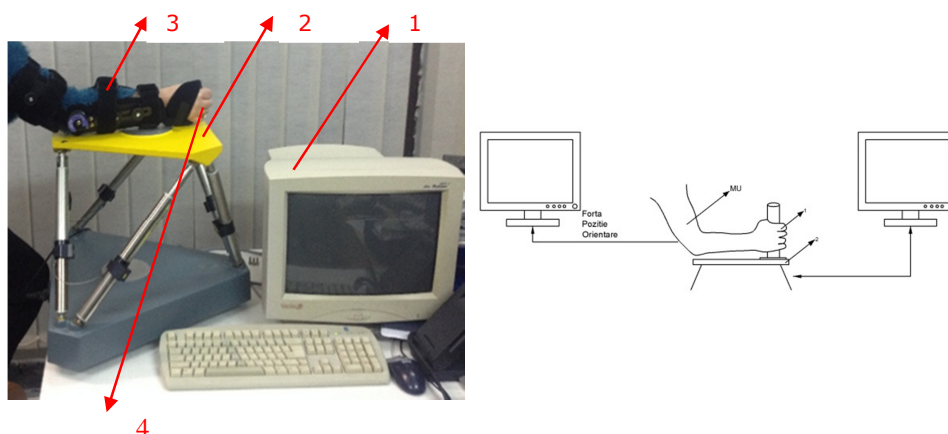


Fig. 4.14 Stand experimental: 1) PC; 2) Platforma Stewart; 3) Orteză articulația cotului; 4) Mâna umană (MU)

#### 4.4. Sinteza structurală a mecanismelor pentru robotul paralel

Soluțiile practice realizate cu aplicații și în medicină abordează varianta plană cu 2 grade de libertate și varianta spațială cu numărul gradelor de libertate  $\geq 3$ .

Într-o abordare plană generală  $n$  elemente motoare  $n_m = n$ , notate  $E_{i,j=1,\dots,n}$  vor constitui împreună cu elementul fix „0”,  $n$  conexiuni cinematice echivalente robotului paralel. Aceste conexiuni sunt din categoria  $K_{A(-2)}$  tip R, P sau H (Tab. 3.3, cap. 3) astfel încât fiecare dintre acestea limitează  $L_{k0} = -2$  grade de libertate. Structura mecanică mobilă are un singur element condus  $n_c = 1$  identificabil prin platforma mobilă (PM) așa cum se poate observa în figura 4.15. Un caz particular al structurii mecanismelor pentru robotul paralel îl constituie cazul când platforma mobilă se reduce la un punct ( $n_c = 0$ ), în relația 3.20.

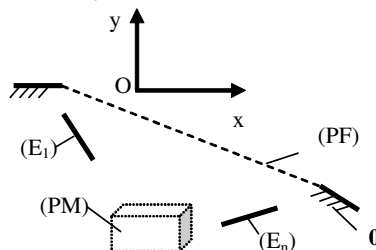


Fig. 4.15 Cazul general al sintezei structurii plane a robotului paralel

În conformitate cu relația de calcul 3.20 (cap. 3) numărul gradelor de libertate care trebuie introduse prin conexiuni cinematice va fi:

$$L_k = -(2n+3) \quad (4.14)$$

Având în vedere că cele  $n$  elemente motoare aparțin la  $n$  conexiuni  $K_{A(-2)}$  sunt inserate un număr de grade de libertate:

$$\sum L_k = -2 \cdot n \quad (4.15)$$

Pe baza relațiilor de calcul 3.18 și 3.19 (cap. 3) rezultă ca mai trebuie inserate conexiuni cinematice care să însumeze un număr de grade de libertate:

$$\Delta L_k = L_k - \sum L_k = -(2n+3) - (-2n) = -3 \quad (4.16)$$

Numărul gradelor de libertate repartizate pe fiecare lanț paralel trebuie să fie un număr întreg  $L_k' \in Z$ . O analiză a unei posibile distribuții a gradelor de libertate este prezentată în următorul tabel (Tab. 4.7).

Tab. 4.7 Analiza gradelor de libertate repartizate pe fiecare lanț

|                |         |   |  |
|----------------|---------|---|--|
| <b>Cazul 1</b> | $n = 2$ | $L_k' = \frac{\Delta L_k}{n} = \frac{-3}{n} \notin Z$ | Structură asimetrică posibilă, se utilizează trei conexiuni $K_{B(-1)}$  |
| <b>Cazul 2</b> | $n = 3$ | $L_k' = \frac{-3}{n} = -1$                            | <ul style="list-style-type: none"> <li>Structură simetrică în varianta: <math>3 \times L_{kl}' = 3 \cdot (-1) = -3</math> se utilizează trei conexiuni <math>K_{B(-1)}</math>;</li> <li>Soluție asimetrică redundantă: 3 conexiuni <math>K_{B(-1)}</math> și <math>K_{C(0)}</math>;</li> </ul> |

Conform analizei anterioare se poate concluziona că robotul paralel plan simetric cu  $n_c = 1$  se poate obține pentru  $n = 3$ .

În cazul particular al structurii mecanismelor pentru robotul paralel ( $n_c = 0$ ), numărul gradelor de libertate care trebuie introduse prin conexiuni cinematice este dată de relația de calcul:

$$L_k = -(2n+3 \cdot 0) = -2n \quad (4.17)$$

Având în vedere relația de calcul 4.15 se determină în mod simplu că după constituirea conexiunilor cinematice motoare mai trebuie introduse conexiuni care să însumeze un număr de grade de libertate egal cu următoarea relație de calcul:

$$\Delta L_k = L_k - \sum L_k = -(2n) - (-2n) = 0 \quad (4.18)$$

Rezultă că în acest caz construcția robotului paralel se realizează prin atașarea unor conexiuni  $K_{C(0)}$  elementelor motoare.

Într-o abordare spațială generală  $n$  elemente motoare  $n_m = n$ , notate  $E_{i,i=1,\dots,n}$  vor constitui împreună cu elementul fix „0”,  $n$  conexiuni cinematice echivalente actualelor robotului paralel. Considerând aceste conexiuni din categoria  $K_{A(-5)}$  tip R, P, sau H (Tab. 3.3, cap. 3) astfel încât fiecare dintre acestea limitează  $L_{k0} = -5$  (grade de libertate). Structura mecanică mobilă are un singur element condus  $n_c = 1$  identificabil prin platforma mobilă PM (figura 4.16).

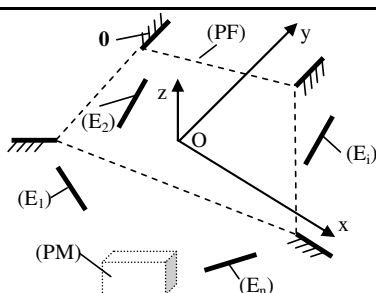


Fig. 4.16 Cazul general al sintezei structurii spațiale a robotului paralel

În conformitate cu relația de calcul 3.19 (cap. 3) numărul gradelor de libertate care trebuie introduse prin conexiuni cinematice va fi dat de relația de calcul:

$$L_k = -(5n + 6) \tag{4.19}$$

Având în vedere că cele  $n$  elemente motoare aparțin la  $n$  conexiuni  $K_{A(-5)}$  rezultă că prin acestea sunt inserate un număr de grade de libertate:

$$\sum L_k = -5 \cdot n \tag{4.20}$$

Pe baza relațiilor anterioare (3.18, 3.19) rezultă că mai trebuie inserate conexiuni cinematice care să însumeze un număr de grade de libertate egal cu:

$$\Delta L_k = L_k - \sum L_k = -(5n + 6) - (-5n) = -6 \tag{4.21}$$

Numărul gradelor de libertate repartizate pe fiecare lanț paralel trebuie să fie un număr întreg  $L_k' \in Z$ . O analiză a unei posibile distribuții ale gradelor de libertate este prezentată în tabelul 4.8.

Tab. 4.8 Analiza gradelor de libertate repartizate pe fiecare lanț

|         |   |  |
|---------|---|--|
| $n = 3$ | $L_k' = \frac{\Delta L_k}{n} = \frac{-6}{n} = -2$ | Structură simetrică posibilă: $3 \times L_k' = 3 \cdot (-2) = -6$  |
| $n = 4$ | $L_k' = \frac{-6}{n} \notin Z$                    | Structură asimetrică în variantele:<br>$2 \times L_{k1}' = 2 \cdot (-2) = -4$<br>$2 \times L_{k2}' = 2 \cdot (-1) = -2$<br>$3 \times L_{k3}' = 3 \cdot (-2) = -6$<br>$L_{k4}' = 0$           |
| $n = 5$ | $L_k' = \frac{-6}{n} \notin Z$                    | Structură asimetrică în variantele:<br>$4 \times L_{k1}' = 4 \cdot (-1) = -4$<br>$1 \times L_{k2}' = 1 \cdot (-2) = -2$<br>$3 \times L_{k3}' = 3 \cdot (-2) = -6$<br>$L_{k4}' = L_{k5}' = 0$ |
| $n = 6$ | $L_k' = \frac{\Delta L_k}{n} = \frac{-6}{n} = -1$ | Structură simetrică posibilă: $6 \times L_k' = 6 \cdot (-1) = -6$  |

Din analiza prezentată rezultă că între cele două platforme se pot intercala șase module identice echivalente fiecare unei conexiuni cinematice  $K_{B(-1)}$ .

## 4.5. Modelarea platformei Stewart în mediul CATIA V5 R19

### 4.5.1. Introducere

În vederea finalizării modelului a mecanismului robot paralel s-a urmărit și generarea documentației grafice necesare unei realizări practice. S-a apelat în acest sens la mediul de lucru CATIA.

CATIA provine de la acronimul „Computer Aided Three – Dimensional Interactive Application”, fiind o multi – platformă software pentru managementul întregului ciclu de viață al unui produs, de la concepție la proiectare, la planificarea producției, fabricație, distribuție, întreținere adică un vast set de pachete software pentru CAD/CAM/CAE și nu numai.

Programul CATIA oferă un cadru prietenos „user friendly” pentru colaborarea între ingineri și specialiști de orice tip care intervin pe parcursul ciclului de viață al produsului, de la idee la bunul fizic utilizat de beneficiarii săi. În acest mod mediul de lucru adoptat răspunde filozofiei mecatronice de integrare. Mediul de lucru adoptat permite utilizarea modelului 3D în vederea unei simulări și optimizări.

### 4.5.2. Modelul 3D al platformei Stewart

Platforma software CATIA este complexă și include multe aplicații. La lansarea standard de pe desktop sau din meniul START din Windows, CATIA deschide sesiunea de lucru și pregătește modulul de definire al unui nou produs (Fig. 4.17) [Dolga, 2004].

În figurile 4.18 – 4.20, 4.22 este prezentat un extras din elementele constructive componente ale mecanismului robot paralel.

În figura 4.21 este prezentat subsamblul modulului mecatronic care materializează conexiunea cinematică motoare.

Desenul de ansamblu al mecanismului robot paralel sintetizat este prezentat în figura 4.23.

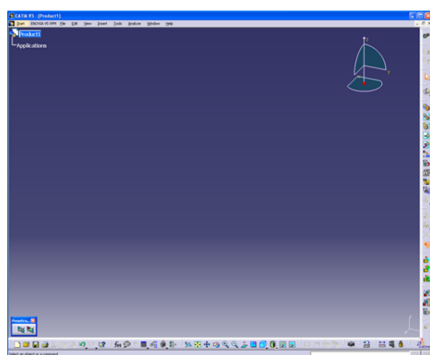


Fig. 4.17 Aspectul ferestrei de lucru CATIA la lansarea standard

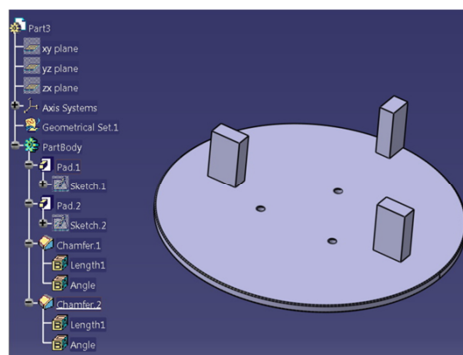


Fig. 4.18 Placă textolit





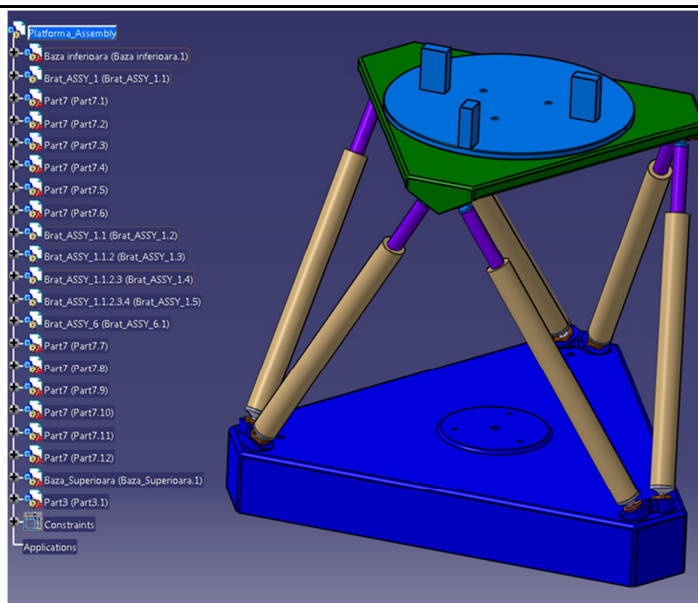


Fig. 4.23 Ansamblul platformei Stewart

## 4.6. Modelare cinematică a unei mișcări de recuperare

### 4.6.1. Introducere în transformarea de coordonate între două sisteme diferite

Reprezentarea unei matrici de situație a unui sistem de coordonate "i" în raport cu un altul de referință "0" se bazează pe matricea de rotație R și respectiv matricea de translație T (Fig. 4.24) [Husty, 2011].

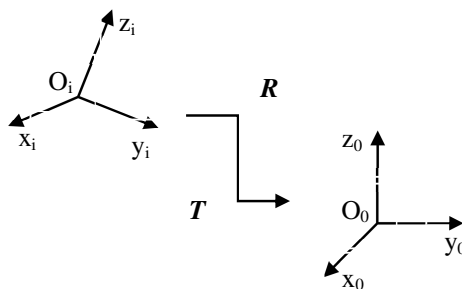


Fig. 4.24 Sistemul de coordonate "i" în raport cu sistemul de referință "0"

Modul de exprimare al trecerii din sistemul "i" în sistemul "0" este descris de matricea [Husty, 2004]:

$${}^0_iA = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & T_{3 \times 1} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

sau

$${}^0_iA = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

unde:  $n$ ,  $o$ ,  $a$  – reprezintă elementele matricii de rotație iar  $p$  elementele matricii de translație [Husty, 2004].

Este cunoscută relația de determinare a corespondenței dintre coordonatele unui punct în sistemul de coordonate  $O_1x_1y_1z_1$  și sistemul de coordonate  $O_0x_0y_0z_0$  (Fig. 4.25) [Husty, 1994]:

$$\begin{cases} x_0 = x_1 \cos \theta_1 - y_1 \sin \theta_1 \\ y_0 = x_1 \sin \theta_1 + y_1 \cos \theta_1 \\ z = z_1 \end{cases} \quad (4.24)$$

unde: matricea de rotație de unghi  $\theta_1$  este dată de una din următoarele relații de calcul funcție de axa în jurul căreia se realizează rotația: ecuația 4.25 - rotație în jurul axei  $Oz$ ; ecuația 4.26 - rotație în jurul axei  $Ox$ ; ecuația 4.27 - rotație în jurul axei  $Oy$ .

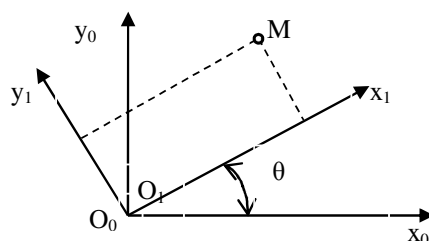


Fig. 4.25 Transformare de coordonate (mișcarea de rotație)

$$R(z, \theta_1) = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.25)$$

$$R(x, \theta_1) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 \\ 0 & \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

$$R(y, \theta_1) = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_1 & 0 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

Într-un mod asemănător se exprimă relația de legătură pentru cazul în care axele celor două sisteme sunt paralele iar originea sistemelor este diferită și în mod corespunzător matricea de translație  $T$  (Fig. 4.26).

$$\begin{cases} x_0 = x_M + a \\ y_0 = y_M + b \\ z_0 = z_M + c \end{cases} \quad (4.28)$$

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a \\ 0 & 1 & 0 & b \\ 0 & 0 & 1 & c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.29)$$

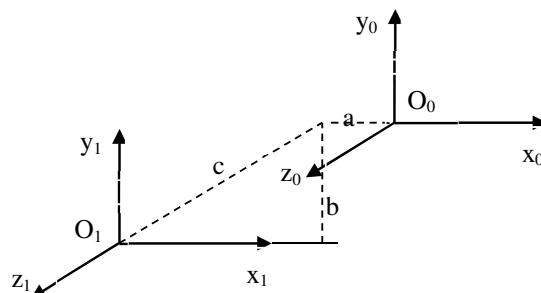


Fig. 4.26 Transformare de coordonate (mișcarea de translație)

Pe baza considerentelor anterioare se poate defini matricea de trecere de la un sistem de coordonate  $O_1x_1y_1z_1$  la sistemul  $O_0x_0y_0z_0$  ca fiind [Husty, 2010]:

$${}^0_1A = \begin{bmatrix} c\theta_2 \cdot c\theta_3 & -c\theta_2 \cdot s\theta_3 & s\theta_2 & x_{O_0O_1} \\ s\theta_1 \cdot s\theta_2 \cdot c\theta_3 + s\theta_3 \cdot c\theta_1 & -s\theta_1 \cdot s\theta_2 \cdot s\theta_3 + c\theta_3 \cdot c\theta_1 & -s\theta_1 \cdot c\theta_2 & y_{O_0O_1} \\ -c\theta_1 \cdot s\theta_2 \cdot c\theta_3 + s\theta_3 \cdot s\theta_1 & c\theta_1 \cdot s\theta_2 \cdot s\theta_3 + c\theta_3 \cdot s\theta_1 & c\theta_1 \cdot c\theta_2 & z_{O_0O_1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.30)$$

unde semnificația notațiilor este următoarea:  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  – unghiurile de rotație după axa  $Ox, Oy$  și respectiv  $Oz$ ;  $c\theta$  – semnifică funcția trigonometrică  $\cos\theta$ ;  $s\theta$  – semnifică funcția trigonometrică  $\sin\theta$ .

Matricea de trecere prezentată se va particulariza în funcție de rotațiile și translațiile care trebuie realizate în cadrul procesului de transpunere a sistemelor.

### 4.6.2. Modelarea cinematică pentru o mișcare de recuperare a articulației mâinii umane

Articulația umană a mâinii permite în general mișcările în câmpul de valori prezentate în figura 4.27. Mâna umană este fixată pe suportul de sprijin și în același timp pe suportul atașat flanșei superioare FS a mecanismului paralel (Fig. 4.28).

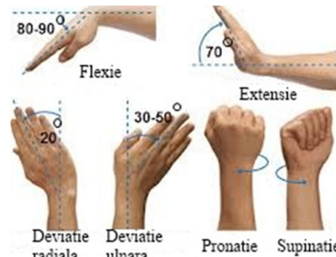


Fig. 4.27 Mișcările mâinii umane permise de articulația acesteia

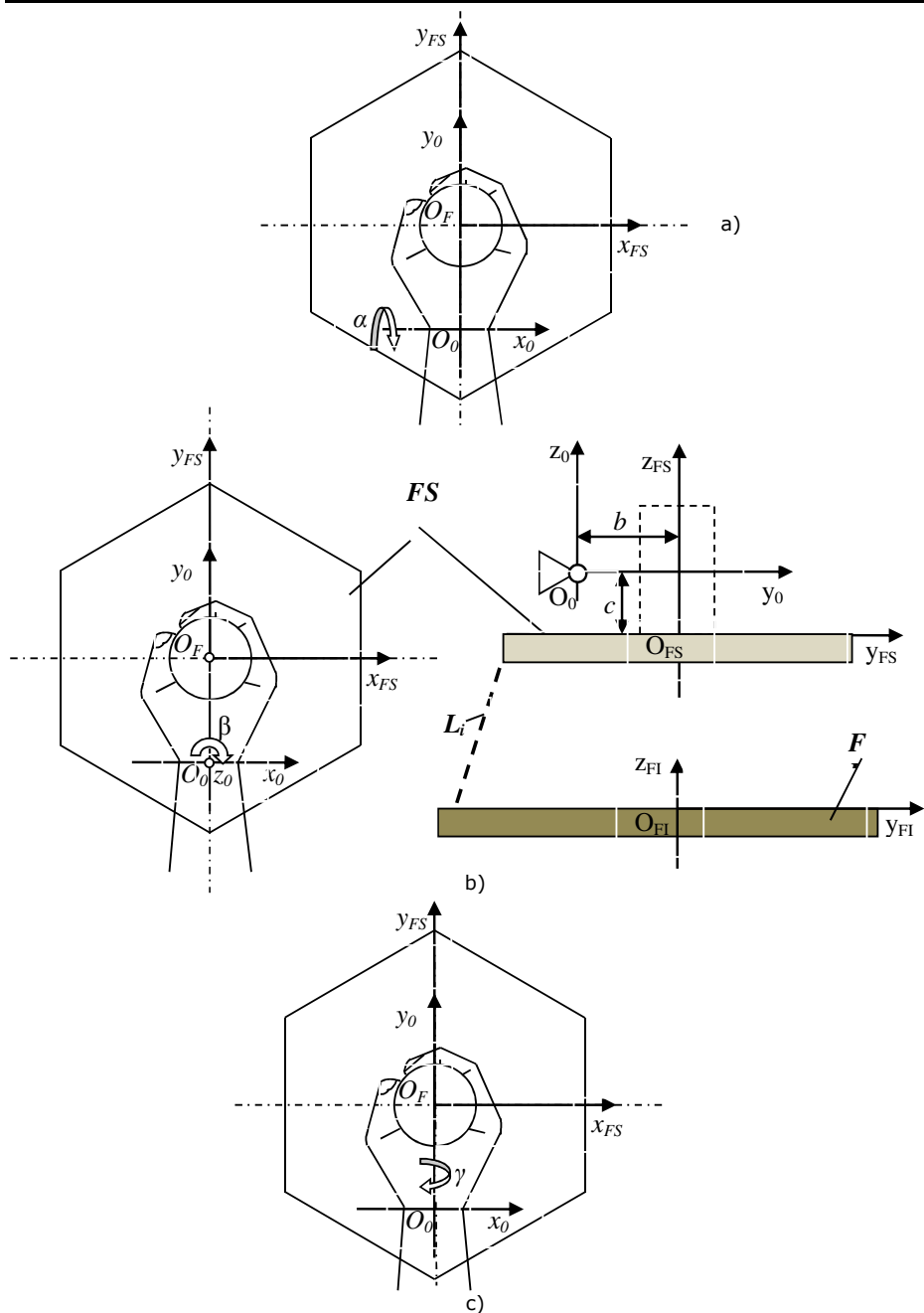


Fig. 4.28 Transformare de coordonate pentru mișcările de rotație ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) ale mâinii umane

Matricea de trecere de la sistemul de coordonate  $O_{FS}X_{FS}Y_{FS}Z_{FS}$  atașat flanșei superioare la sistemul de axe atașat articulației mâinii umane  $O_{01}X_{01}Y_{01}Z_{01}$  este:

$${}_{FS}^0A = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & b \\ 0 & 0 & 1 & -c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.31)$$

unde parametrii  $b$  și  $c$  sunt dependente de mâna umană și semnifică poziția axei de rotație după axele  $O_{FS}Y_{FS}$  și respectiv  $O_{FS}Z_{FS}$ .

Considerăm cazul din figura 4.29 în care sistemul mecatronic trebuie să imprime mâinii umane o mișcare de rotație de unghi  $\alpha$  în jurul axei  $Ox_0$ . În figura 4.29 se prezintă MU într-o poziție definită de unghiul  $\alpha$ . Domeniul de variație al acestui unghi este impus de exercițiul ce trebuie realizat.

Utilizând relațiile anterioare, matricea de trecere de la sistemul de coordonate  $O_{01}X_{01}Y_{01}Z_{01}$  atașat mâinii umane în mișcare, la sistemul fix de coordonate atașat flanșei inferioare  $O_{FI}X_{FI}Y_{FI}Z_{FI}$ , se exprimă sub forma:

$${}^{(FI)}\mathbf{x} = {}^{(FI)}\mathbf{T}_{(MU)} \cdot \mathbf{x}_{(MU)} \quad (4.32)$$

unde:  ${}^{(FI)}\mathbf{x}$  - reprezintă vectorul coordonatelor unui punct în sistemul  $O_{FI}X_{FI}Y_{FI}Z_{FI}$ ;  $\mathbf{x}_{(MU)}$  - reprezintă vectorul coloană al coordonatelor unui punct atașat (MU) în mișcare;  ${}^{(FI)}\mathbf{T}_{(MU)}$  - reprezintă matricea de trecere de la sistemul  $O_{01}X_{01}Y_{01}Z_{01}$  la sistemul  $O_{FI}X_{FI}Y_{FI}Z_{FI}$ .

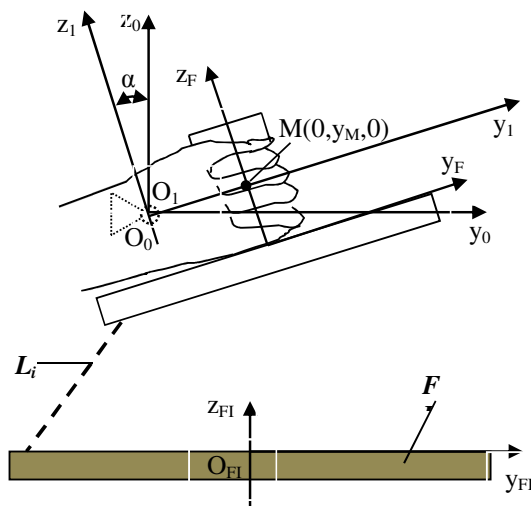


Fig. 4. 29 Transformare de coordonate pentru mâna umană în mișcarea de rotație de unghi  $\alpha$

Matricea de trecere, între cele două sisteme precizate anterior, se exprimă prin relația:

$${}^{(FI)}\mathbf{T}_{(MU)} = {}^{FI}A_{FS} \cdot {}^{FS}A_{01} \cdot {}^{01}A_{FI} \quad (4.33)$$

unde matricea  $A$  se exprimă conform celor specificate anterior și au semnificațiile următoare:

$${}^0A_1=R(x,a)=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a & -\sin a & 0 \\ 0 & \sin a & \cos a & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.34)$$

$${}^{FS}A_0=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -b \\ 0 & 0 & 1 & c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.35)$$

$${}^{FI}A_{FS}=T=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & h_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.36)$$

Pe baza relațiilor anterioare se poate determina matricea de trecere și implicit relația dintre coordonatele unui punct între cele două sisteme de coordonate:

$$\begin{bmatrix} x^{FI} \\ y^{FI} \\ z^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a & -\sin a & -b \\ 0 & \sin a & \cos a & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^{MU} \\ y^{MU} \\ z^{MU} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.37)$$

Relațiile anterioare permit:

- definirea parametrică a traiectoriei descrise de un punct M atașat ansamblului (MU)-suport-flanșa superioară (FS):

$$\begin{aligned} x_0 &= 0 \\ y_0 &= r \cos a \\ z_0 &= r \sin a \end{aligned} \quad (4.38)$$

unde:  $r$  – reprezintă raza traiectoriei circulare descrise de punctul M și coincide cu coordonata  $y_M$ ;  $a$  – unghiul de rotație impus de exercițiul de realizat ( $-30^\circ \dots 20^\circ$ ).

- definirea coordonatelor pentru cuplele cinematice sferice atașate flanșei superioare în sistemul de coordonate general. Pe baza valorilor ce se obțin se exprimă modul de variație a lungimii actuatorilor pe parcursul realizării mișcării. Exprimarea coordonatelor pentru flanșa superioară în sistemul de coordonate atașat (MU) utilizează relația (4.39):

$$\begin{bmatrix} x^{MU} \\ y^{MU} \\ z^{MU} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & b \\ 0 & 0 & 1 & -c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^{FS} \\ y^{FS} \\ z^{FS} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x^{FS} \\ y^{FS}+b \\ z^{FS}-c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.39)$$

Relația 4.39 devine în acest caz:

$$\begin{bmatrix} x^{FI} \\ y^{FI} \\ z^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a & -\sin a & -b \\ 0 & \sin a & \cos a & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^{FS} \\ y^{FS}+b \\ z^{FS}-c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.40)$$

În tabelele din paragraful 4.2 au fost prezentate coordonatele cuplelor cinematice sferice. Coordonatele pentru actuatorile  $1_T$  și  $2_T$  (tabelul 4.4 bis) cu observația că s-au considerat noile notații:  $h=h_1$  și respectiv  $b=b_1$ .

Tab. 4.4 bis Determinarea coordonatelor  $1_T$  și  $2_T$ 

|               |                           |                                  |                 |
|---------------|---------------------------|----------------------------------|-----------------|
| Punctul $1_T$ | $x_{T1} = \frac{b_1}{2}$  | $y_{T1} = \frac{h_1\sqrt{3}}{2}$ | $z_{T1} = -z_0$ |
| Punctul $2_T$ | $x_{T2} = \frac{-b_1}{2}$ | $y_{T2} = \frac{h_1\sqrt{3}}{2}$ | $z_{T2} = -z_0$ |

Pe baza relației de calcul 4.40, se pot determina coordonatele cuplelor în sistemul atașat flanșei inferioare:

•  $1_T$

$$\begin{bmatrix} x_{T1}^{FI} \\ y_{T1}^{FI} \\ z_{T1}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha & -b \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{b_1}{2} \\ \frac{h_1\sqrt{3}}{2}+b \\ -z_0-c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{b_1}{2} \\ \left(\frac{h_1\sqrt{3}}{2}+b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0+c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(\frac{h_1\sqrt{3}}{2}+b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0+c) \cdot \cos \alpha + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.41)$$

•  $2_T$

$$\begin{bmatrix} x_{T1}^{FI} \\ y_{T1}^{FI} \\ z_{T1}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha & -b \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\frac{b_1}{2} \\ \frac{h_1\sqrt{3}}{2}+b \\ -z_0-c \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{b_1}{2} \\ \left(\frac{h_1\sqrt{3}}{2}+b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0+c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(\frac{h_1\sqrt{3}}{2}+b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0+c) \cdot \cos \alpha + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.42)$$

Pentru cuplele  $3_T$ - $6_T$  modul de determinare este prezentat în anexa 4.1. Rezultatele pentru aceste coordonate sunt

•  $3_T$

$$\begin{bmatrix} x_{T1}^{FI} \\ y_{T1}^{FI} \\ z_{T1}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{3h_1+b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b)}{4}+b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0+c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b)}{4}+b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0+c) \cdot \cos \alpha + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.43)$$

•  $4_T$

$$\begin{bmatrix} x_{T1}^{FI} \\ y_{T1}^{FI} \\ z_{T1}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{3h_1-b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0+c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0+c) \cdot \cos \alpha + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.44)$$

•  $5_T$

$$\begin{bmatrix} x_{T1}^{FI} \\ y_{T1}^{FI} \\ z_{T1}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{3h_1-b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0+c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0+c) \cdot \cos \alpha + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.45)$$



• **6<sub>T</sub>**

$$\begin{bmatrix} x_{T1}^{FI} \\ y_{T1}^{FI} \\ z_{T1}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{3h_1+b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4} + b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0 + c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4} + b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0 + c) \cdot \cos \alpha + h_0 + c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.46)$$

Coordonatele cuplelor cinematice sferice atașate flânșei inferioare au fost determinate de asemenea în cadrul paragrafului 4.2.

Pe baza coordonatelor precizate se poate determina lungimea fiecărui actuator:

$$L_i = \sqrt{(x_{Ti} - x_{Bi})^2 + (y_{Ti} - y_{Bi})^2 + (z_{Ti} - z_{Bi})^2} \quad (4.47)$$

Modul de integrare a actuatorelor în structura sistemului mecatronic paralel este prezentată în tabelul 4.9.

Tab. 4.9 Modul de integrare a actuatorelor

| Actuatorul   | Cupla cinematică de pe flanșa inferioară (B)/platforma fixă F | Cupla cinematică de pe flanșa superioară (T)/platforma mobilă M |
|--------------|---|---|
| Actuatorul 1 | 4 <sub>B</sub>  | 1 <sub>T</sub>  |
| Actuatorul 2 | 5 <sub>B</sub>  | 2 <sub>T</sub>  |
| Actuatorul 3 | 6 <sub>B</sub>  | 3 <sub>T</sub>  |
| Actuatorul 4 | 1 <sub>B</sub>  | 4 <sub>T</sub>  |
| Actuatorul 5 | 2 <sub>B</sub>  | 5 <sub>T</sub>  |
| Actuatorul 6 | 3 <sub>B</sub>  | 6 <sub>T</sub>  |

**Actuatorul 1**

Coordonatele cuplei cinematice sferice **1<sub>T</sub>**, în sistemul de coordonate fix, au fost precizate anterior (Tab. 4.4). Coordonatele cuplei cinematice sferice **4<sub>B</sub>** au fost determinate în tabelul 4.2 bis:

Tab. 4.2 bis Determinarea coordonatelor punctului 4<sub>B</sub> (extras):

|                        |                             |                                      |                 |
|------------------------|-----------------------------|--------------------------------------|-----------------|
| Punctul 4 <sub>B</sub> | $x_{B4} = \frac{3H - a}{4}$ | $y_{B3} = \frac{\sqrt{3}(H + a)}{4}$ | $z_{B4} = -z_0$ |
|------------------------|-----------------------------|--------------------------------------|-----------------|

Particularizând relația anterioară pentru actuatorul 1 se obțin relațiile:

$$\Delta x = (x_{1T} - x_{4B}) = \frac{b_1}{2} - \frac{3H - a}{4} = K_{01} \quad (4.48)$$

$$\Delta y = (y_{1T} - y_{4B}) = K_{11} \cdot \cos \alpha + K_{21} \cdot \sin \alpha + K_{31} \quad (4.49)$$

unde factorii constructivi au semnificațiile:

$$K_{11} = \frac{\sqrt{3} h_1}{2} + b \quad (4.50)$$

$$K_{21} = z_0 + c \quad (4.51)$$

$$K_{31} = -\frac{\sqrt{3}(H + a)}{4} - b \quad (4.52)$$

$$\bullet \Delta z = (z_{1T} - z_{1B}) = K_{11} \cdot \sin \alpha - K_{21} \cdot \cos \alpha + K_{41} \quad (4.53)$$

unde:  $K_{41} = h_0 + c$

$$\bullet \Delta = (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2 = K_{01}^2 + K_{11}^2 + K_{21}^2 + K_{31}^2 + K_{41}^2 + 2K_{11}(K_{31} \cos \alpha + K_{41} \sin \alpha) + 2K_{21}(K_{31} \sin \alpha - K_{41} \cos \alpha) \quad (4.54)$$

unde factorii constructivi au semnificațiile anterioare.

După prelucrări matematice în relația 4.54 și introducând notațiile:

$$E_1 = K_{01}^2 + K_{11}^2 + K_{21}^2 + K_{31}^2 + K_{41}^2 \quad (4.55)$$

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{K_{41}}{K_{31}} \quad (4.56)$$

$$\operatorname{tg} \psi = \frac{K_{11}}{K_{21}} \quad (4.57)$$

se obține următoarea relație:

$$\Delta = E_1 + \frac{2K_{31}K_{21}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi + \psi) \quad (4.58)$$

și în mod corespunzător lungimea actuatorului 1:

$$L_1 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_1 + \frac{2K_{31}K_{21}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi + \psi)} \quad (4.59)$$

Urmând procedura anterioară se pot determina expresiile pentru variația lungimilor pentru actuatorile 2, 3, 4, 5, 6.

### **Actuatorul 2**

Ca urmare a calculelor prezentate în Anexa 4.2 a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 2 ca fiind:

$$L_2 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_2 + \frac{2K_{22}K_{32}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi + \psi)} \quad (4.60)$$

Semnificația notațiilor este prezentată în Anexa 4.2.

### **Actuatorul 3**

Ca urmare a calculelor prezentate în Anexa 4.2 a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 3 ca fiind:

$$L_3 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_3 + \frac{2K_{13}K_{43}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)} \quad (4.61)$$

### **Actuatorul 4**

Ca urmare a calculelor prezentate în Anexa 4.2 a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 4 ca fiind:

$$L_4 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_4 + \frac{2K_{14}K_{44}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)} \quad (4.62)$$

### **Actuatorul 5**

Ca urmare a calculelor prezentate în Anexa 4.2 a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 5 ca fiind:

$$L_5 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_5 + \frac{2K_{15}K_{45}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)} \quad (4.63)$$

#### **Actuatorul 6**

Ca urmare a calculelor prezentate în Anexa 4.2 a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 6 ca fiind:

$$L_6 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_6 + \frac{2K_{16}K_{46}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)} \quad (4.64)$$

### **4.7. Concluzii**

În cadrul capitolului a fost prezentată analiza posibilității modelării matematice a mecanismului robot paralel într-o activitate de recuperare. Modelul matematic dezvoltat poate fi utilizat pentru oricare altă activitate de recuperare, din rândul celor specificate, prin particularizarea relațiilor de calcul. În final în mod asemănător se pot determina expresiile modului de variație a lungimilor actoarelor.

Expresia lungimii actoarelor depinde de parametrii constructivi ai mecanismului paralel, de parametrii biomecanici ai lanțului uman și de amplitudinea mișcării de realizat în cadrul activității de recuperare. Amplitudinea mișcării se poate asocia cu parametrul timp astfel încât actuatorului îi vor fi impuse condiții suplimentare privind funcțiile de comandă.

## 5. ANALIZA SISTEMULUI DE ACȚIONARE PENTRU MECANISMUL SINTETIZAT

### 5.1. Introducere

Mecanismul paralel din clasa platformei Stewart are la bază un sistem de acționare identic pentru cuplele cinematice motoare materializate. Studiul unei variante constructive pentru un astfel de sistem mecatronic aflat în dotarea Laboratorului de Mecanisme, Departamentul de Mecatronică din cadrul Facultății de Mecanică din Timișoara a scos în evidență o serie de limitări din punct de vedere cinematic, dinamic și al controlului.

O dezvoltare calitativă superioară pentru un astfel de mecanism paralel impune modelarea, simularea și experimentarea unui astfel de modul mecatronic. Aceste aspecte constituie obiectivul urmărit în prezentul capitol.

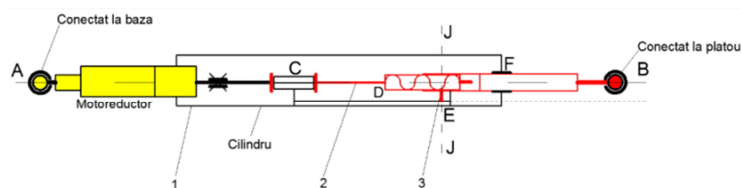
### 5.2. Componenta modului mecatronic de acționare, modelarea și simularea funcționării acestuia

#### 5.2.1. Componenta modului mecatronic

Modulul mecatronic integrat în structura sistemului robotului paralel este prezentat schematic în figura 5.1. Acest modul are în componență:

- un motor electric de curent continuu;
- un tahogenerator de curent continuu cuplat cu arborele motorului;
- un reductor de turație planetar;
- un traductor rezistiv de poziție;
- o transmisie șurub – piuliță;

Integrarea mecanică a modului se realizează prin intermediul celor două cuple cinematice sferice A și B (Fig. 5.1 a, b).



a)



b)

Fig. 5.1 Prezentarea modului mecatronic

Identificarea parametrilor pentru componentele modului mecatronic urmărește determinarea caracteristicilor și a valorilor specifice acestora în vederea construirii modelului matematic necesar simulării.

### 5.2.2. Modelarea și simularea funcționării actuatorului

Motorul electric de curent continuu este cu magnet permanent (AlNiCo) și un colector cu 9 lamele. Comutația se bazează pe perii din grafit. Schema electrică clasică a motorului (fig.5.2 a) este prezentată în figura 5.2 b.

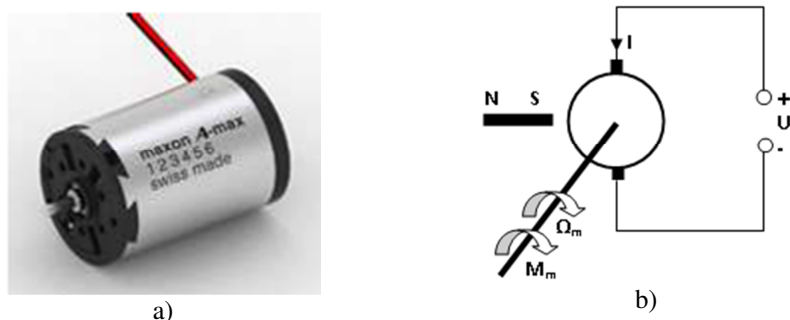


Fig. 5.2 a) Motorul electric de curent continuu b) Schema electrică

În tabelul 5.1 se prezintă valorile parametrilor care caracterizează varianta de motor analizată. Se poate constata utilizarea unor unități de măsură diferite de sistemul internațional (SI). Se impune trecerea lor spre sistemul internațional de măsură.

Tab. 5.1 Valorile parametrilor ce caracterizează motorul maxon

|   |                       |                                      |
|---|-----------------------|--------------------------------------|
| <b>Puterea</b>                          | 5W                    |                                      |
| <b>Tensiunea nominală</b>               | 15 V                  |                                      |
| <b>Turația de mers în gol</b>           | 10300 rot/min         | 1078.066 rad/s                       |
| <b>Rezistența la borne</b>              | 8.78 Ω                |                                      |
| <b>Inductivitatea</b>                   | 0.64 mH               | $0.64 \cdot 10^{-3}$ H               |
| <b>Momentul de inerție al rotorului</b> | 3.80 gcm <sup>2</sup> | $3.8 \cdot 10^{-7}$ kgm <sup>2</sup> |
| <b>Constanta de viteză</b>              | 703 rot/min/V         |                                      |
| <b>Randament maxim</b>                  | 74.8 %                |                                      |
| <b>Constanta de cuplu</b>               | 13.6 mNm/A            | $13.6 \cdot 10^{-3}$ Nm/A            |

Ecuția circuitului electric pentru motorul electric în valori momentane este dată de următoarea relația de calcul (ecuația 5.1):

$$u - e = R_i + L \cdot \frac{di}{dt} \quad (5.1)$$

unde:

$u$  = tensiunea de alimentare [V];

$e = K_e \cdot \Omega$  = tensiunea electromotoare indusă [V];

$K$  = constanta mașinii [V/rad/s];  $\Omega$  = viteza unghiulară a rotorului [rad/s];

$R$  = rezistența electrică a indusului [Ω];

$L$  = inductivitatea indusului [H];

$i$  = curentul din indus [A];

Ecuatia de mișcare a rotorului poate fi determinată pornind de la ecuațiile lui Lagrange de ordinul II analizând sistemul motor sau sistemul în care este inclus motorul de acționare. Ecuațiile lui Lagrange de ordinul II au următoarea formă (ecuația 5.2):

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_k} \right) - \left( \frac{\partial E_c}{\partial q_k} \right) = Q_k \quad (5.2)$$

unde:

$E_c$  = energia sistemului

$Q_k$  = forța generalizată

$\dot{q}_k$  = viteza generalizată

$q_k$  = coordonata generalizată

Considerând elementul de reducere ca fiind rotorul motorului electric elementele constructive rigide, coordonata generalizată echivalentă unghiului de rotație a rotorului  $\varphi$  și viteza generalizată echivalentă vitezei unghiulare  $\omega$  a motorului, se poate determina ecuația de mișcare:

$$J_{red} \cdot \frac{\partial \Omega}{\partial t} = m_m - \sum m_r \quad (5.3)$$

unde:

$J_{red}$  = momentul de inerție redus la arborele motorului [ $\text{kgm}^2$ ];

$m_m = K \cdot i$  = cuplul motor dezvoltat [Nm];

$K$  = constanta mașinii [Nm/A];

$\sum m_r$  = suma momentelor rezistente reduse la arborele motorului;

Momentele rezistente reduse la arborele rotorului include următoarele:

- Momentul de lucru  $M_l$  asociat aplicației motorului;
- Momentul frecărilor statice din sistem  $M_{fsi}$ ;
- Momentul frecărilor vâscoase:  $M_{fv} = K_v \cdot \omega$ .

Pentru regimul stabilizat de funcționare se poate determina ecuația circuitului electric (ecuația 5.4 sau 5.5) de forma:

$$U - K \cdot \Omega = R \cdot \frac{M_m}{K} \quad (5.4)$$

sau

$$\Omega = \frac{U}{K} - \frac{R}{K^2} \cdot M_m \quad (5.5)$$

Ecuatia determinată anterior permite trasarea caracteristicii mecanice motoare naturale (pentru parametri nominali ai motorului) și caracteristicile mecanice motoare artificiale (Fig. 5.3).

Viteza unghiulară de mers în gol ideal  $\Omega_0$  este precizată în catalogul de referință și se definește în unitățile de măsură precizate anterior:

$$\Omega_0 = 10300 \frac{\text{rot}}{\text{min}} = 10300 \cdot \frac{2\pi}{60} \text{rad/s} = 1078.066 \text{rad/s}$$

Cuplul de pornire dezvoltat de motor se poate determina din ecuația:

$$M_{mp} = \frac{K}{R} \cdot U_n \quad (5.6)$$

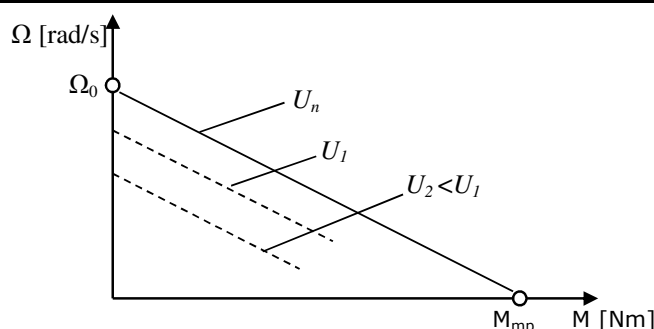


Fig. 5.3 Caracteristica mecanică motoare naturală și caracteristicile mecanice motoare artificiale

Pe baza valorilor nominale ale parametrilor se poate determina valoarea numerică:

$$M_{mp} = \frac{13.6 \cdot 10^{-3} \text{ Nm/A}}{8.78 \Omega} \cdot 15 \text{ V} \cong 23.235 \cdot 10^{-3} \text{ Nm} \quad (5.7)$$

Pe baza acestor valori determinate au fost reprezentate caracteristica mecanică motoare naturală pentru tensiunea  $U_n$  și două caracteristici mecanice motoare artificiale.

Ecuția 5.7 permite determinarea unor parametrii pentru valori nominale ale circuitului electric. În datele de catalog se precizează constanta de viteză  $K_n$ , integrată în relația  $n = K_n \cdot E$ . Având în vedere relația de definiție a constantei  $K_e$  se poate determina prin identificare valoarea:

$$K = \frac{1}{K_n} = \frac{1}{703 \frac{\text{rot/min}}{\text{V}}} = \frac{1}{703 \cdot \frac{2\pi \text{ rad/s}}{60 \text{ V}}} \cong 0.0136 \frac{\text{V}}{\frac{\text{rad}}{\text{s}}} \quad (5.8)$$

comparabilă cu constanta electrică a motorului determinată pentru tensiunea nominală  $U = 15 \text{ V}$ :

$$K = \frac{U}{\Omega_0} = \frac{15}{1078.066} \cong 0.0139 \frac{\text{V}}{\text{rad/s}} \quad (5.9)$$

Pe baza datelor din catalog se poate determina constanta de timp electric a circuitului (ecuația 5.10):

$$\tau_e = \frac{L}{R} = \frac{0.64 \cdot 10^{-3}}{8.78} \cong 0.073 \cdot 10^{-3} \text{ s} \quad (5.10)$$

Constanta de timp mecanică a motorului este prin definiție dată de următoarea relație de calcul (ecuația 5.11):

$$\tau_m = \frac{R \cdot J}{K^2} = \frac{8.78 \cdot 3.8 \cdot 10^{-7}}{(13.6 \cdot 10^{-3})^2} = 18 \cdot 10^{-3} \text{ s} \quad (5.11)$$

Din compararea constantelor de timp electric și mecanic se poate observa că  $\tau_e \ll \tau_m$ . Pierderile prin frecare în motor, luate în considerare ca o componentă rezistivă au o componentă constantă (frecări statice) și o componentă vâscoasă proporțională cu viteza de rotație a rotorului (coeficient de proporționalitate  $K_v$  [Nm/rad/s]).

Componenta frecărilor statice este semnificativ superioară componentei

vâscoase. Valoarea momentului frecărilor statice se definește prin relația de calcul (ecuația 5.12):

$$M_{fs} = \mu \cdot r \cdot R_x \quad (5.12)$$

unde:

$\mu$  = este coeficientul de frecare în lagăr;

$r$  = este raza punctului de contact (Fig. 5.4);

$R_x$  = reacțiunea radială în lagărul motorului;

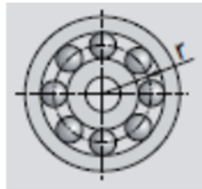


Fig. 5.4 Raza punctului de contact în lagărul motorului

Pe baza datelor specifice motorului se estimează pentru momentul frecărilor statice o valoare  $M_{fs} = 10^{-3} Nm$ .

Se estimează coeficientul de amortizare vâscoasă  $K_v = 17 \cdot 10^{-8} \frac{Nm}{rad/s}$ .

Tahogeneratorul, integrat în modul mecatronic este de curent continuu (c.c) și are caracteristicile prezentate în tabelul următor (Tab. 5.2):

Tab. 5.2 Caracteristicile tahogeneratorului

|   |                     |                                   |
|---|---------------------|-----------------------------------|
| <b>Tensiunea de ieșire</b>                          | 0.52 V/1000 rot/min | $5 \cdot 10^{-3} \frac{V}{rad/s}$ |
| <b>Rezistența indusului</b>                         | 57 $\Omega$         |                                   |
| <b>Rotorul</b>                                      | AlNiCo              |                                   |
| <b>Numărul de lamele ale colectorului (N)</b>       | 7                   |                                   |
| <b>Momentul de inerție</b>                          | 3 gcm <sup>2</sup>  | $3 \cdot 10^{-7} \text{ kgm}^2$   |
| <b>Impedanța nominală de sarcină</b>                | 10 k $\Omega$       | $10^4 \Omega$                     |
| <b>Coeficientul de ondulație (<math>K_0</math>)</b> | 6%                  |                                   |
| <b>Liniaritate</b>                                  | +/-6                |                                   |

Tahogeneratorul este montat direct pe arborele motorului. Modelul liniar al tahogeneratorului este reprezentat prin ecuația de legătură dintre mărimea de intrare, viteză unghiulară  $\Omega$  [rad/s] și mărimea de ieșire în tensiune (ecuația 5.13):

$$U_{TG} = K_{TG} \cdot \Omega \text{ [V]} \quad (5.13)$$

Performanțele tahogeneratorului sunt exprimate prin liniaritatea caracteristicii, dependența de temperatură și zgomotul în tensiune datorat comutației. Zgomotul în tensiune este definit prin relația de calcul (ecuația 5.14) [Savii, 2000].

$$\Delta U = \frac{K_0}{100} \cdot \Omega \cdot K_{TG} \cdot \cos(N\Omega t) \quad (5.14)$$



Modelul neliniar al tahogeneratorului, realizat în mediul de lucru Matlab/Simulink, este prezentat în figura 5.5 iar rezultatele simulării în figura 5.6.

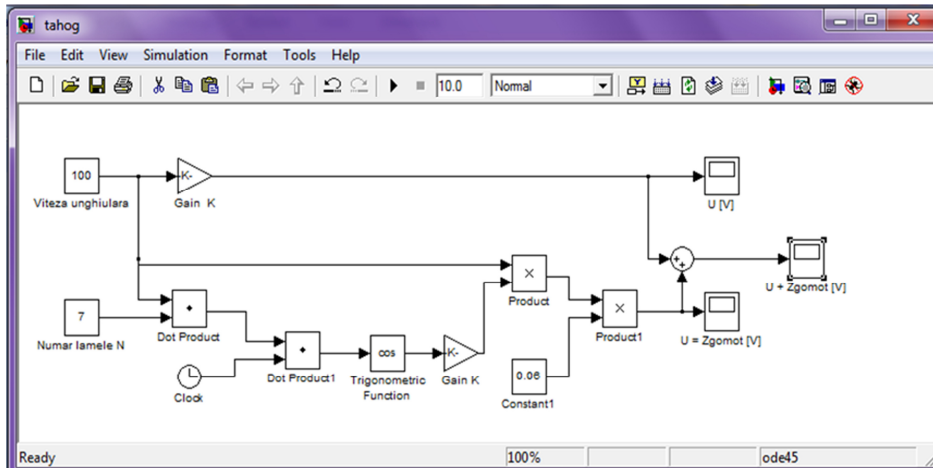


Fig. 5.5 Modelul neliniar al tahogeneratorului în mediul Matlab/Simulink

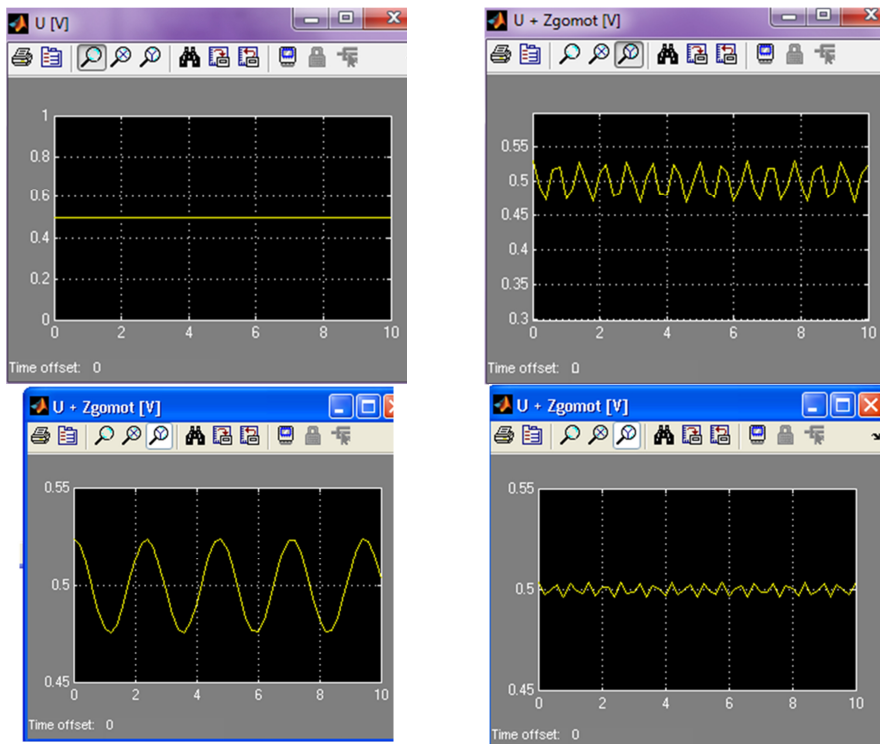


Fig. 5.6 Rezultate din simularea modelului neliniar al tahogeneratorului

Din analiza rezultatelor obținute se observă influența relativ semnificativă a numărului de lamele ale colectorului asupra undulației tensiunii de ieșire a tahogeneratorului.

*Reductorul de turație* integrat în modulul mecatronic este de tip planetar. Această componentă face legătura energetic dintre motorul de antrenare și transmisia șurub – piuliță. Construcția este compactă având jocuri axiale și radiale minime respectiv lagărele autolubriante [Dolga, 2010] (Tab. 5.3).

Tab. 5.3 Caracteristicile reductorului de turație

|  |                |
|--|----------------|
| <b>Joc radial</b>                              | 0.06 mm        |
| <b>Joc axial</b>                               | 0.04 – 0.06 mm |
| <b>Cursă unghiulară moartă</b>                 | $< 1^\circ$    |
| <b>Raportul de transmitere<math>i_r</math></b> | 19             |
| <b>Randamentul maxim <math>\eta</math></b>     | 81%            |

În figura 5.7 este reprezentată schema și o imagine a reductorului de turație.

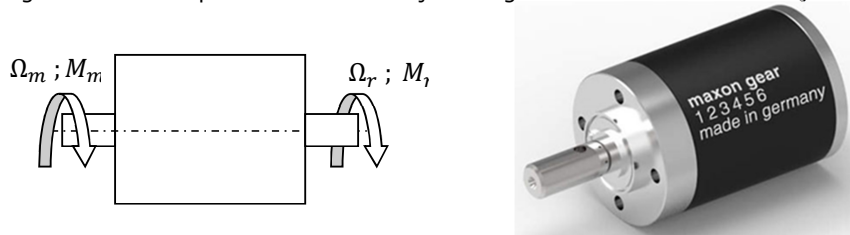


Fig. 5.7 Schema reductorului de turație

Raportul de transmitere al reductorului este prin definiție (ecuația 5.15):

$$i_r = \frac{\Omega_r}{\Omega_m} = 19 \quad (5.15)$$

Având în vedere datele din catalog și precizările existente, vom considera transmisia rigidă și inerția neglijabilă. Aspectul energetic îl vom lua în considerare prin admiterea randamentului maxim precizat în tabelul 5.3.

$$M_r = \eta \cdot \frac{M_m}{i_r} \quad (5.16)$$

Modelarea ansamblului motor – tahogenerator – reductor se poate dezvolta pe baza ecuațiilor prezentate anterior [Dolga, 1999].

Aplicând transformata Laplace ecuațiilor anterioare se obțin ecuațiile motorului de c.c. în domeniul timp. Notațiile au semnificațiile prezentate anterior:

$$U_{(s)} - E_{(s)} = (R + sL) \cdot I_{(s)} \quad (5.17)$$

$$E_{(s)} = K \cdot \Omega_m \quad (5.18)$$

$$J_{rot} \frac{d\Omega_m}{dt} = M_m - K_v \Omega - M_{fs} - M_L \quad (5.19)$$

$$M_m = K \cdot I_{(s)} \quad (5.20)$$

Schema bloc a motorului este prezentată în figura 5.8.

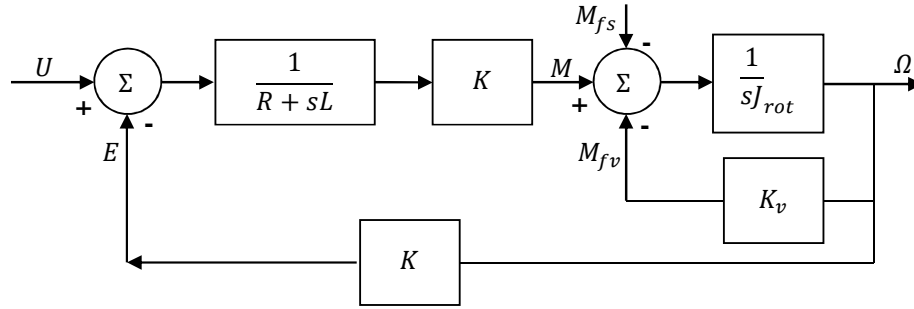


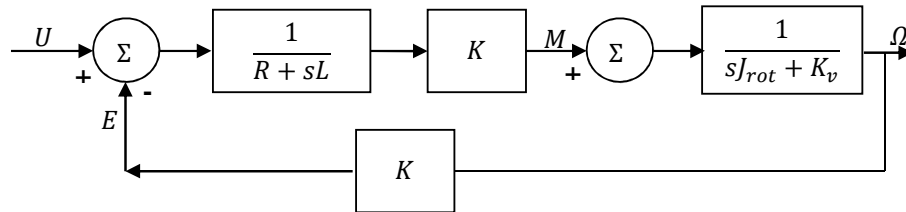
Fig. 5.8 Schema bloc a motorului

Mărimea de ieșire – viteza unghiulară, se poate determina prin aplicarea principiului superpoziției:

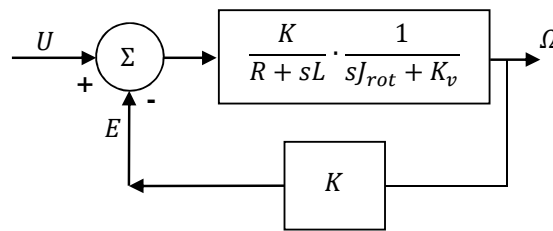
$$\Omega_{(s)} = \Omega'_{(s)} + \Omega''_{(s)} = G_{1(s)} \cdot U_{(s)} + G_{2(s)} \cdot M_{fs} \quad (5.21)$$

I. Considerând sistemul cu perturbație zero se determină în mod succesiv:

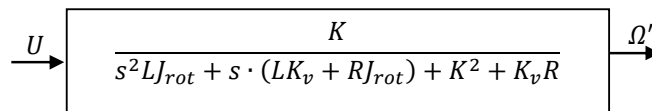
a)



b)



c)

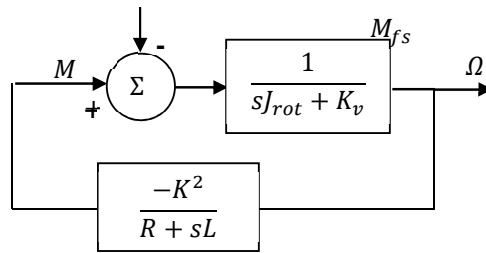


Se poate scrie astfel relația:

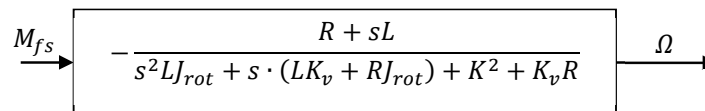
$$\Omega' = \frac{K}{s^2LJ_{rot} + s \cdot (LK_v + RJ_{rot}) + K^2 + K_vR} \cdot U_{(s)} = G_{1(s)} \cdot U_{(s)} \quad (5.22)$$

II. În etapa a doua se consideră prezent doar efectul perturbator astfel că schema bloc echivalentă este prezentată în figura următoare

a)



b)



Se poate scrie astfel relația:

$$\Omega'' = -\frac{R+sL}{s^2LJ_{rot}+s\cdot(LK_v+RJ_{rot})+K^2+K_vR} \cdot M_{fs} = G_2(s) \cdot M_{fs} \quad (5.23)$$

Expresiile pentru funcțiile de transfer  $G_1(s)$  și  $G_2(s)$ , după înlocuirile numerice, sunt:

$$G_1(s) = \frac{13.6 \cdot 10^3}{2.432 \cdot 10^{-4} \cdot s^2 + 3.3366 \cdot s + 186.45} \quad (5.23')$$

$$G_2(s) = -\frac{0.64s + 0.00878}{2.432 \cdot 10^{-7} \cdot s^2 + 3.3366 \cdot 10^{-3} \cdot s + 0.18645} \quad (5.23'')$$

În figura 5.9 este prezentată schema bloc a sistemului dezvoltată în mediul de lucru Matlab/Simulink.

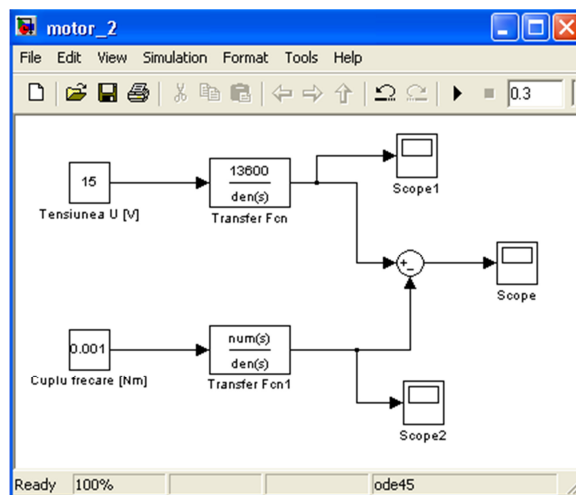
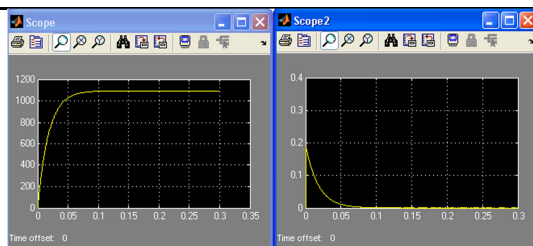


Fig. 5.9 Schema bloc a sistemului



a) b)  
Fig.5.9 bis Răspunsul sistemului la un semnal de tip treaptă

### 5.2.3. Modelarea și simularea modului mecatronic

Modulul mecatronic are integrat un traductor de poziție de tip rezistiv prezentat în figura 5.10.



Fig. 5.10 Traductorul de poziție rezistiv

Parametrii traductorului de poziție sunt prezentați succint în tabelul 5.4.

Tab. 5.4 Parametrii traductorului de poziție

|   |                           |                             |                                  |
|---|---------------------------|-----------------------------|----------------------------------|
| <b>Unghiul electric de lucru</b>        |                           | $340^{\circ} \pm 4^{\circ}$ |                                  |
| <b>Rezistența</b>                       |                           | $4.61 \text{ k}\Omega$      |                                  |
| <b>Liniaritate</b>                      |                           | $\pm 2 \%$                  |                                  |
| <b>Cuplu de antrenare (start)</b>       | <b>Lagăr de alunecare</b> | 0.30 oz.-in                 | $2.12 \cdot 10^{-3} \text{ Nm}$  |
|   | <b>Rulment</b>            | 0.25 oz.-in                 | $1.765 \cdot 10^{-3} \text{ Nm}$ |
| <b>Cuplu de antrenare (funcționare)</b> | <b>Lagăr de alunecare</b> | 0.25 oz.-in                 | $1.765 \cdot 10^{-3} \text{ Nm}$ |
|   | <b>Rulment</b>            | 0.15 oz.-in                 | $1.06 \cdot 10^{-3} \text{ Nm}$  |

Integrarea traductorului de poziție în structura modului analizat a apelat la o transmisie cu roți cu axele încrucișate [Dolga, 1999] (Fig. 5.11).



Fig. 5.11 Pinion și roată dințată

Roata dințată (2) este montată pe arborele potențiometrului, pinionul (1) este parte integrată a transmisiei șurub – piuliță. Din analiza constructivă a modulului au fost determinate:  $z_1 = 1$  început (o spiră);  $z_2 = 26$  dinți.

Raportul de transmitere realizat are următoarea valoare:

$$i_{Trp} = \frac{\Omega_s}{\Omega_{Trp}} = \frac{z_2}{z_1} = \frac{26}{1} = 26 \quad (5.24)$$

Relația anterioară permite scrierea și a relației dintre unghiurile de rotație ale celor două componente (ecuația 5.25) ( $\varphi_s$  – unghiul de rotație a pinionului,  $\varphi_{Tr_p}$  – unghiul de rotație la nivelul traductorului):

$$\varphi_{Tr_p} = \frac{\varphi_s}{i_{Trp}} \quad (5.25)$$

Transmisia șurub - piuliță este realizată pentru următorii parametri de mișcare:

- mișcarea de translație a piuliței  $x_{max} = 140 \text{ mm}$ ;
- pasul șurubului  $p = 6.35 \text{ mm}$ ;

Expresia de legătura dintre parametrii șurubului de mișcare (rotație) și a mișcării piuliței (de translație) este:

$$\varphi_s = \frac{2\pi}{p} \cdot x \text{ [rad]} \quad (5.26)$$

$$\Omega_s = \frac{2\pi}{p} \cdot v \text{ [rad/s]} \quad (5.27)$$

Ecuația mișcării pentru modulul mecatronic (integrată și transmisia șurub - piuliță și traductorul potențiometric) se poate determina pe baza ecuațiilor lui Lagrange de ord. II și reducerea sistemului la nivelul rotorului motorului. Se neglijează inerția de la nivelul reductorului planetar și a traductorului potențiometric.

Momentul de inerție redus are expresia (relația de calcul 5.28):

$$J_{red} = J_{rot} + J_{TG} + J_s \cdot \left(\frac{\Omega_s}{\Omega_m}\right)^2 + m \cdot \left(\frac{v}{\Omega_m}\right)^2 \quad (5.28)$$

unde semnificațiile parametrilor incluși în ecuație sunt cele anterioare și respective:  $J_{TG}$  – momentul de inerție al rotorului tahageneratorului;  $J_s$  – momentul de inerție al șurubului de mișcare;  $m$  – masa în mișcare de translație atașată sistemului.

Expresia anterioară (relația de calcul 5.28) se poate simplifica prin înlocuirea rapoartelor:

$$\frac{\Omega_s}{\Omega_m} = \frac{1}{i_r} \quad (5.29)$$

$$\frac{v}{\Omega_m} = \frac{p}{2\pi} \cdot \frac{1}{i_r} \quad (5.30)$$

devenind:

$$J_{red} = J_{rot} + J_{TG} + J_s \cdot \frac{1}{i_r^2} + m \cdot \left(\frac{p}{2\pi i_r}\right)^2 \quad (5.31)$$

Forța axială  $F_L$  dezvoltată la nivelul șurubului se identifică cu forța motoare din

cadrul modulului mecatronic care va contribui la mișcarea lanțului cinematic prevăzut pentru a fi integrat prin cupla cinematică sferică în cadrul sistemului mecatronic (Fig. 5.12). La nivelul cuplei cinematice sferice punctul O rămâne într-o poziție dată (fixă). Legătura suprimă corpurilor 1 și 2 trei grade de libertate, interzicând deplasările liniare în lungul a trei axe de mișcare și permite rotațiile în jurul aceluiași axe. Din punct de vedere cinematic mișcările de rotație sunt limitate în funcție de seria tipologică a modelului.

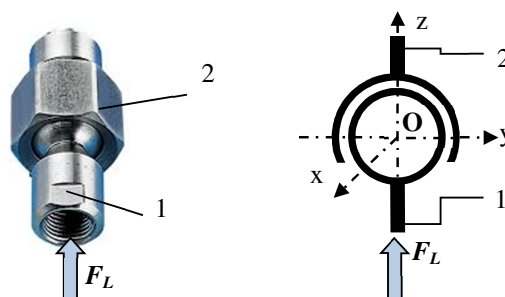


Fig. 5.12 Forța axială  $F_L$  dezvoltată la nivelul șurubului care va contribui la mișcarea lanțului cinematic ce va fi integrat prin cupla cinematică sferică

Forța axială, pentru mișcarea masei "m", crează un moment de lucru la nivelul șurubului de mișcare (relație de calcul 5.32):

$$M_L = \frac{p}{2\pi} \cdot \frac{F_L}{\eta_s} \quad (5.32)$$

unde  $\eta_s$  reprezintă randamentul transmisiei șurub-piuliță.

Forța generalizată  $Q_k = M_{m,red}$  redusă la arborele motorului se determină prin aplicarea principiului lucrului mecanic virtual [Dolga, 2010]:

$$Q_k \cdot \delta\varphi_m = \sum \delta L_i = M_m \cdot \delta\varphi_m - M_{fs} \cdot \delta\varphi_m - M_{fv} \cdot \delta\varphi_m - M_L \cdot \delta\varphi_s - M_{fs,s} \cdot \delta\varphi_s \quad (5.33)$$

Având în vedere relațiile între parametrii cinematici unghiulari (definiți anterior), relația anterioară se transformă în:

$$Q_k = M_m - M_{fs} - M_{fv} - (M_L + M_{fs,s}) \cdot \frac{1}{i_r \cdot \eta_r} = M_m - M_{fs} - M_{fv} - M_0 \quad (5.34)$$

Pe baza relațiilor anterioare (5.32), (5.33), (5.34) cuplul de sarcină redus la rotorul motorului de acționare se exprimă pe baza relației (relație de calcul 5.35):

$$M_{L,red} = \frac{p}{2\pi i_r \eta_r \eta_s} \cdot F_L \quad (5.35)$$

unde notațiile au semnificațiile specificate anterior.

Cuplul frecărilor statice de la nivelul transmisiei șurub de mișcare – piuliță se poate estima pe baza soluției constructive și a literaturii de specialitate urmărind să fie confirmat de experimentele desfășurate.





Schema bloc principală este prezentată în figura 5.16a, b.

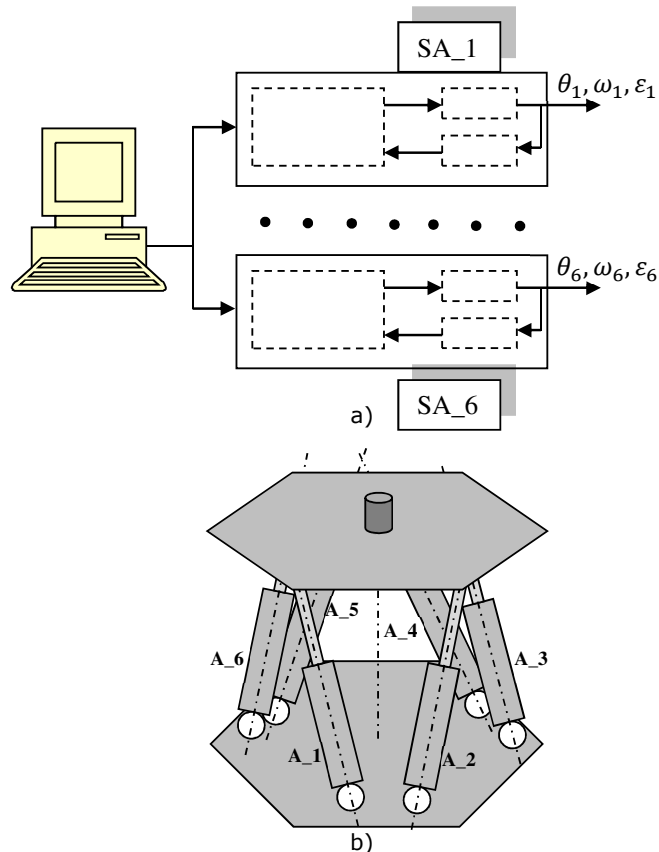


Fig. 5.16 Schema bloc a sistemului mecatronic

### 5.3.2. Simularea funcționării sistemului mecatronic

Pe baza modelului matematic dezvoltat în capitolul 4 se poate realiza simularea funcționării mecanismului în condițiile unui exercițiu de reabilitare preconizat.

Particularizând relația anterioară pentru actuatorile (A1...A6) cu datele geometrice admise:  $a = 40$  mm;  $H = 312$  mm;  $b_1 = 40$  mm;  $h = 220$  mm;  $b = 90$  mm;  $c = 35$  mm;  $z_0 = -30$  mm;  $h_0 = 350$  mm se obțin expresiile modului de variația a lungimii *actuatorelor* 1...6 pentru aplicația descrisă în cazul din figura 4.29 din subcapitolul 4.7.

$$L_1 = \sqrt{331528.3 - 262021 \cdot \sin(\alpha + 2.352)} \quad (5.36)$$

$$L_2 = \sqrt{331528.3 - 262021 \cdot \sin(\alpha + 2.352)} \quad (5.37)$$

$$L_3 = \sqrt{200528.69 + 57843.95 \cdot \sin(\alpha - 1.88323)} \quad (5.38)$$

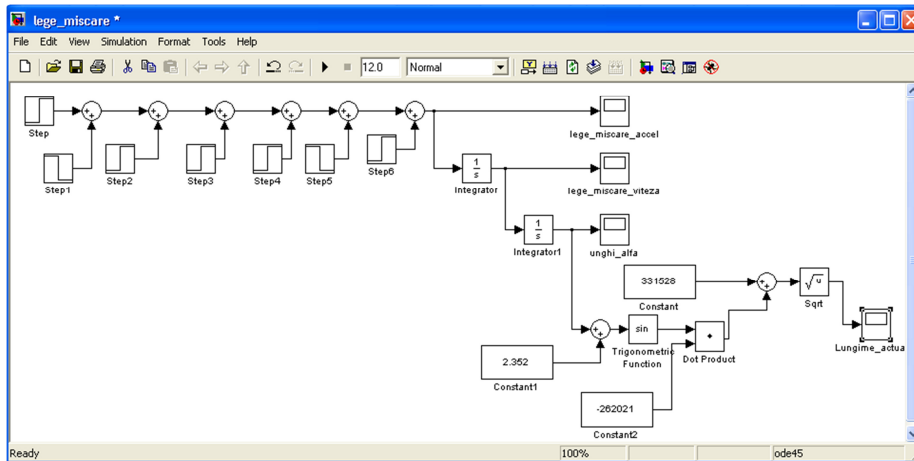
$$L_4 = \sqrt{203657.0189 - 58501.3 \cdot \sin(\alpha + 1.674)} \quad (5.39)$$

$$L_5 = \sqrt{203657.0189 - 58501.3 \cdot \sin(\alpha + 1.674)} \quad (5.40)$$

$$L_6 = \sqrt{200528.69 + 57843.95 \cdot \sin(\alpha - 1.88323)} \quad (5.41)$$

Simularea comportamentului pentru *actuatorul 1* pentru o lege de mișcare a accelerației prezentată în figura 5.17 c) este evidențiată în [\*\*\* Matlab/Simulink]:

- figura 5.17 a) - schema bloc pentru simularea în Matlab / Simulink;
- figura 5.17 b) - legea de mișcare pentru accelerație de la nivelul cuplei cinematice virtuale (biomecanice);
- figura 5.17 c) - legea de mișcare pentru viteza de rotație preconizată de la nivelul cuplei cinematice virtuale;
- figura 5.17 d) - legea de mișcare a spațiului unghiular descris (mișcare în intervalul  $\alpha \in [0^0, 10^0, -12.6^0, 10^0]$ ; S-a considerat realizarea mișcării într-un interval de timp de 10 [s] pe parcursul unui ciclu;
- figurile 5.17 e) ,f) , g) - variația lungimii *actuatorului 1*, *actuatorului 3* și respectiv *actuatorului 5*.



• Fig. 5.17 a) - schema bloc pentru simularea în Matlab / Simulink

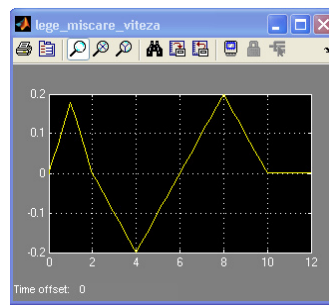
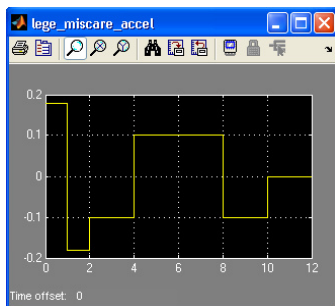
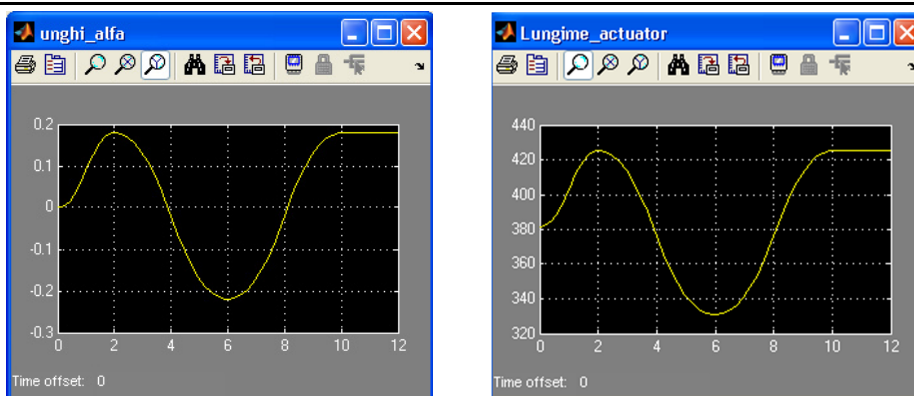


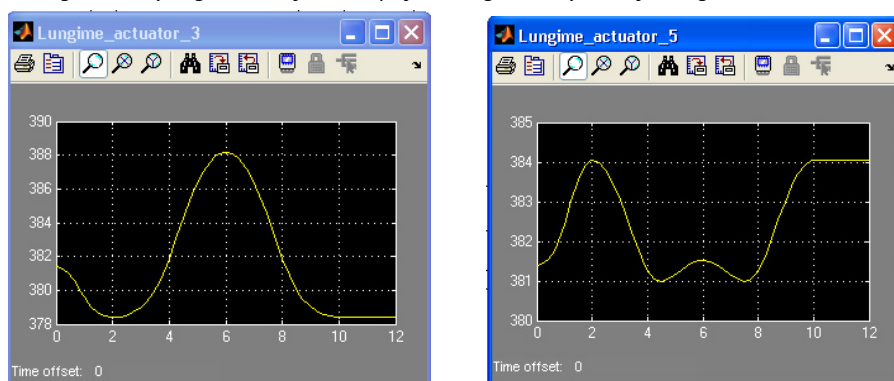
Fig.5.17 b, c



d)

e)

Fig. 5.17 d) Legea de mișcare a spațiului unghiular e) Variația lungimii actuatorului 1



f)

g)

Fig. 5.17 f) Variația lungimii actuatorului 3, g) Variația lungimii actuatorului 5

## 5.4. Concluzii

În cadrul paragrafului 5 au fost analizate pe rând elementele componente ale sistemului mecatronic. Au fost dezvoltate modelele matematice corespunzătoare atât elementului singular cât și a structurii în totalitatea sa.

Rezultatele obținute din modelarea cinematică vor fi urmărite prin experimentele practice realizate în cadrul laboratorului.

Modelele matematice au scos în evidență posibilitatea simplă de implementare în mediul de simulare. Pe baza procedurilor de lucru și a relațiilor dezvoltate, este posibilă dezvoltarea aplicațiilor și pentru restul exercițiilor de recuperare.

## 6. CERCETĂRI EXPERIMENTALE ASUPRA COMPONENTELOR ȘI SISTEMULUI MECATRONIC UTILIZAT PENTRU RECUPERARE

### 6.1. Introducere

Modulul integrat în structura sistemului mecatronic influențează prin caracteristicile proprii, parametrii generali ai sistemului. Este necesară o comparație între partea teoretică (capitolele 4 și 5) și comportamentul funcționării reale în urma experimentelor. Se urmărește și identificarea unor parametrii constructivi cu influență asupra sistemului. Experimentele pe mecanismul robot – paralel din cadrul Laboratorului de Mecanisme a Departamentului de Mecatronică sunt incluse în obiectivele specifice prevăzute în planul de cercetare.

### 6.2. Cercetări experimentale efectuate asupra modului mecatronic – actuator linear

Aplicația experimentală a vizat comportamentul modului mecatronic analizat teoretic la capitolul 5 într-un proces de răspuns la o comandă de tip bang – bang pentru un interval de timp  $\Delta t$  [s].

O imagine a standului experimental și structura acestuia sunt prezentate în figura 6.1.

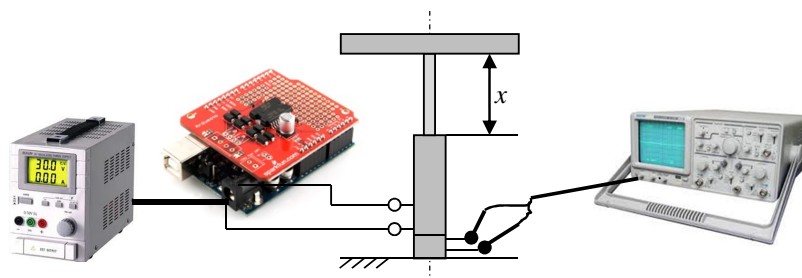


Fig. 6.1 Stand experimental

Modulul experimental este așezat într-o poziție verticală și motorul modulului este alimentat de la ansamblul placă Arduino – Ardumoto. Pentru asigurarea energetică a sistemului a fost utilizată o sursă de tensiune. Semnalul traductorului de viteză și a traductorului de poziție au fost achiziționate prin intermediul unui osciloscop Fluke. Determinarea deplasării elementului mobil în mișcarea de translație "x" s-a realizat printr-un dispozitiv exterior sistemului.

Experimentul a fost desfășurat pentru trei cazuri diferite:

### Cazul 1

Deplasarea elementului mobil a vizat o alungire pe verticală a actuatorului. Durata programată a mișcării a fost de  $\Delta t = 4$  [s]. Tensiunea de alimentare a motorului de acționare a fost  $U=8.3$  V.

Prin măsurarea alungirii actuatorului a fost determinată valoarea cursei actuatorului  $x = 212.71$  mm. Înregistrarea vitezei de pe parcursul mișcării este prezentată în figura 6.2.

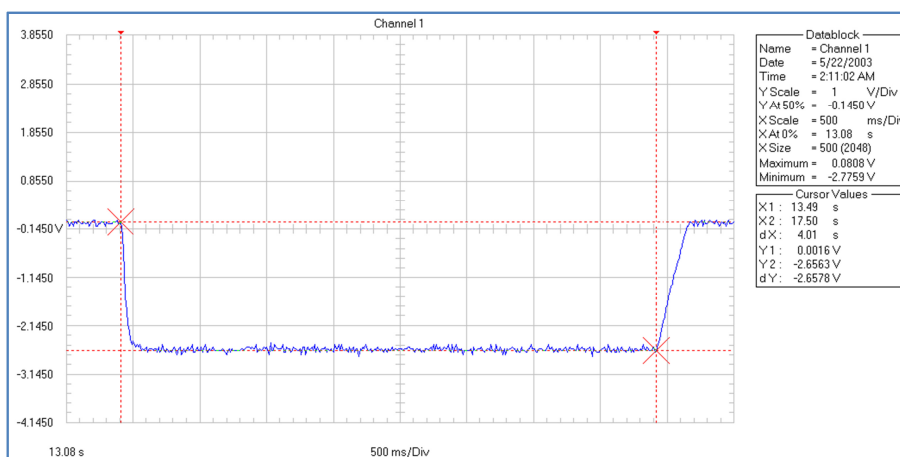


Fig. 6.2 Înregistrarea vitezei pe parcursul mișcării actuatorului

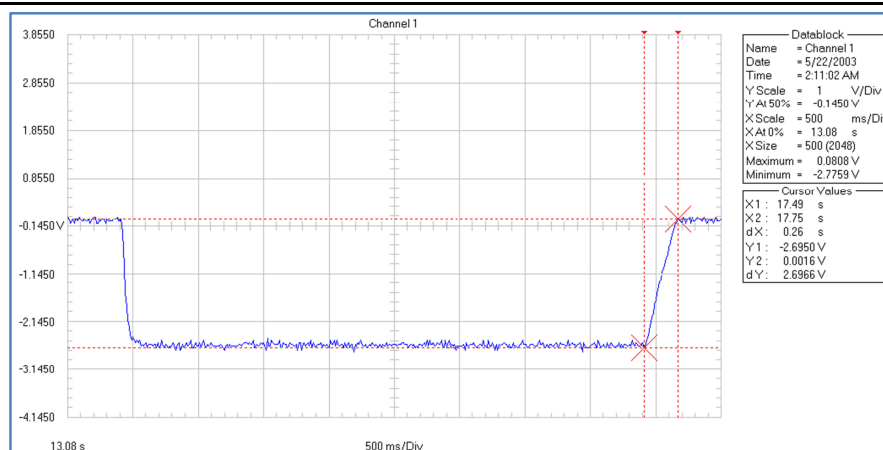
Informațiile utilizate în continuare au fost preluate din caseta de valori ale imaginii achiziționate precum și din identificarea pe display-ul osciloscopului cu ajutorul cursorului.

Tensiunea înregistrată de la tahogenerator pentru viteza unghiulară a motorului pe parcursul proiectat a fost de  $U_{TG} = 2.658$  V. Pe baza relației (6.1) corespunzătoare modelului matematic pentru tahogenerator, se calculează viteza unghiulară:

$$\Omega_{mU} = \frac{U_{TG}}{K_{TG}} = \frac{2.658}{0.497 \cdot 10^{-2} \text{ V} / \text{rad} \cdot \text{s}^{-1}} = 534.8 \text{ rad/s} \quad (6.1)$$

Perioada de oprire a sistemului antrenat se observă că se desfășoară pe un interval de timp de  $\Delta t = 0.26$  s (Fig. 6.3). Conform acestui interval de timp și a valorii anterior determinate prin calcul, se poate obține valoarea accelerației de frânare a elementului mobil:

$$\varepsilon_{mf\_u} = \frac{\Delta \Omega}{\Delta t} = -\frac{534.8 \text{ rad/s}}{0.26 \text{ s}} = -2056, 92 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \quad (6.2)$$

Fig. 6.3 Perioada de oprire a sistemului antrenat (pe intervalul  $\Delta t=0.26$  s)**Cazul 2**

Deplasarea elementului mobil a vizat o scurtare pe verticală a actuatorului. Durata programată a mișcării a fost de  $\Delta t = 3$ [s]. Tensiunea de alimentare a motorului de acționare a fost  $U=8.3$  V.

Prin măsurarea alungirii actuatorului a fost determinată valoarea  $x = 75.56$  mm. Înregistrarea vitezei de pe parcursul mișcării este prezentată în figura 6.4.

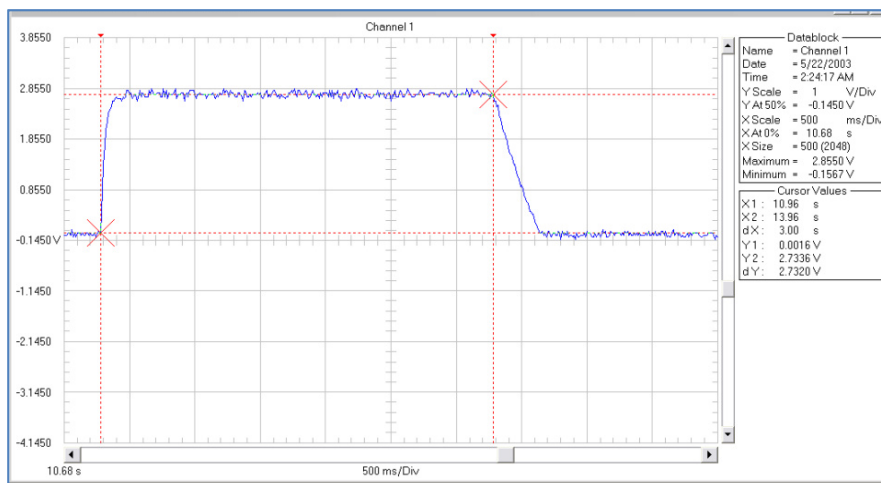


Fig. 6.4 Înregistrarea vitezei pe parcursul mișcării actuatorului

Perioada de oprire a sistemului antrenat se observă că se desfășoară pe un interval de timp de  $\Delta t=0.36$  s (Fig. 6.5).

Tensiunea înregistrată de la tahogenerator pentru viteza unghiulară a motorului pe parcursul proiectat a fost de  $U_{TG} = 2.735$  V. Pe baza relației de calcul 6.1 corespunzătoare modelului matematic pentru tahogenerator, se calculează viteza unghiulară:

$$\Omega_{mc} = \frac{U_{TG}}{K_{TG}} = \frac{2.732}{0.497 \cdot 10^{-2} \frac{V}{\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}}} = 549.7 \text{ rad/s} \quad (6.3)$$

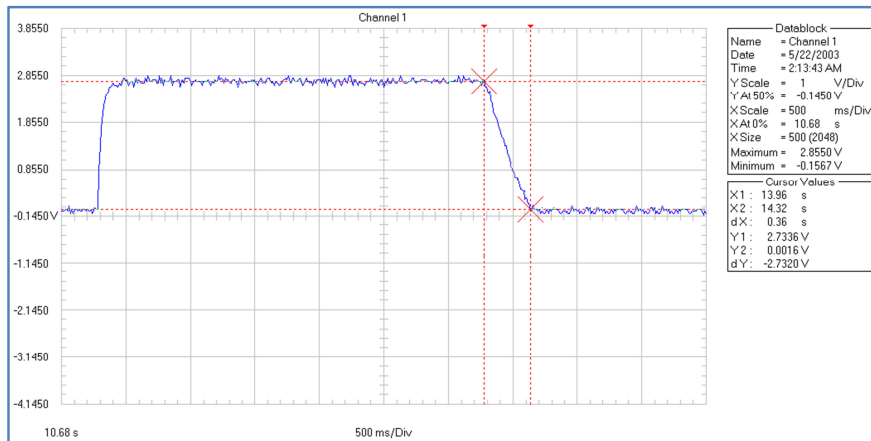


Fig. 6.5 Perioada de oprire mecanică a sistemului

Conform acestui interval de timp se poate calcula accelerația de frânare:

$$\varepsilon_{mf\_c} = \frac{\Delta\Omega}{\Delta t} = -\frac{549.7 \text{ rad/s}}{0.36 \text{ s}} = -1527 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \quad (6.4)$$

Din analiza înregistrărilor și a calculelor efectuate se observă o diferență semnificativă între valorile accelerațiilor de frânare la urcare și respectiv la coborâre. Această diferență recomandă o analiză suplimentară în vederea identificării influențelor care o generează.

În faza de alungire a moduluiui, corespunzător perioadei de frânare, ecuația de mișcare are expresia:

$$J_{red} \cdot \varepsilon_{mf,u} = M'_{m,u} - \sum M_{fs} - M_{fv,u} - M_L \quad (6.5)$$

iar pe perioada de scurtare a moduluiui:

$$J_{red} \cdot \varepsilon_{mf,c} = M'_{m,c} - \sum M_{fs} - M_{fv,c} + M_L \quad (6.6)$$

Ecuatiilor anterioare li se pot atășa expresiile valabile pentru etapa analizată:

- Pentru circuitul de alimentare a motorului:

$$0 = Ri + L \frac{di}{dt} \quad (6.7)$$

- Expresia vitezei pentru faza de urcare:

$$\Omega_u = 534.8(-3.846t_u + 1) [\text{rad/s}] \quad (6.8)$$

- Expresia vitezei pentru faza de coborâre:

$$\Omega_c = 550.3(-2.777t_c + 1) [\text{rad/s}] \quad (6.9)$$

- Cuplul frecărilor vâscoase pe faza de urcare:

$$M_{fv,u} \cong (-35t_u + 9.1) \cdot 10^{-5} [\text{Nm}] \quad (6.10)$$

- Cuplul frecărilor vâscoase pe faza de coborâre:

$$M_{fv,c} \cong (-26t_c + 9.355) \cdot 10^{-5} \text{ [Nm]} \quad (6.11)$$

- Expresia curentului pentru faza de frânare prin decuplarea motorului:

$$I = I_{st} \cdot e^{-\frac{t}{\tau}} = 0.945 \cdot e^{-13.7 \cdot 10^3 t_f} \quad (6.12)$$

În relațiile (6.10), (6.11) cuplurile de frecare statică se vor considera aceleași iar influența cuplurilor  $M_m$  este aproximativ aceeași și neglijabilă. Prin scăderea relațiilor (6.5) și (6.6) se obține următoarea expresie:

$$2M_L = J_{red} \cdot (\epsilon_{mf,c} - \epsilon_{mf,u}) + M_{fv,c} - M_{fv,u} \quad (6.13)$$

sau după prelucrări valoarea momentului de lucru pe elementul mobil:

$$M_L = 18.0975 \cdot 10^{-5} \text{ [Nm]} \quad (6.14)$$

### Cazul 3

Un alt set de încercări a vizat stabilirea unei dependențe între cursa realizată de elementul mobil al modului și parcursul unghiular pe perioadă de accelerare. Dacă parcursul elementului mobil în translație este echivalent unei rotații a rotorului  $\Delta\varphi = \varphi_{in} - \varphi_{fin}$  vom putea defini cursa realizată ca fiind:

- cursă lungă – dacă  $\Delta\varphi \geq 2\varphi(t_a)$ ; se recomandă control în poziție a sistemului;
- cursă scurtă – dacă  $\Delta\varphi \leq 2\varphi(t_a)$ ; se recomandă control în viteză a sistemului;

Din înregistrarea realizată (Fig. 6.6) se poate observa durata de acționare a modului pe durata:

$$t_m = t_a + t_0 \quad (6.15)$$

unde:  $t_a = 120$  ms - durata de accelerare;  $t_0 = 380$  ms - durata de mișcare uniformă.

Tensiunea înregistrată de la tahogenerator pentru viteza unghiulară a motorului pe parcursul perioadei de accelerare indică o valoare finală  $U_{TG} = 2.813$  V.

Pe baza relației (6.1) corespunzătoare modelului matematic pentru tahogenerator, se calculează viteza unghiulară:

$$\Omega_{mu} = \frac{U_{TG}}{K_{TG}} = \frac{2.813}{0.497 \cdot 10^{-2} \text{ V/rad}\cdot\text{s}^{-1}} = 566 \text{ rad/s} \quad (6.16)$$

Pe baza valorii determinate se calculează valoarea accelerației unghiulare:

$$\epsilon_{ma} = \frac{\Omega_m}{\Delta t} = \frac{566}{0.120} = 4716.6 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2} \quad (6.17)$$

Utilizând valorile din achiziția realizată și a valorilor calculate se poate determina unghiul de rotație al rotorului motorului pentru cursa avută în vedere:

$$\varphi(t_a) = \frac{\epsilon_{ma} t_a^2}{2} = \frac{\Omega_m t_a}{2} = \frac{566 \cdot 0.12}{2} = 33.96 \text{ rad} \quad (6.18)$$

și respectiv:

$$\varphi(t_0) = \Omega_m t_0 = 566 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \cdot 0.38 \text{ s} = 283.19 \text{ rad} \quad (6.19)$$

Astfel, se estimează cursa unghiulară realizată:

$$\Delta\varphi = \varphi(t_a) + \varphi(t_0) = 317.15 \gg 2\varphi(t_a) \quad (6.20)$$



și se poate concluziona că se recomandă controlul în poziție a sistemului de acționare pentru modulul mecatronic integrat, în structura proiectată și la legi de mișcare asemănătoare cu cele ilustrate.

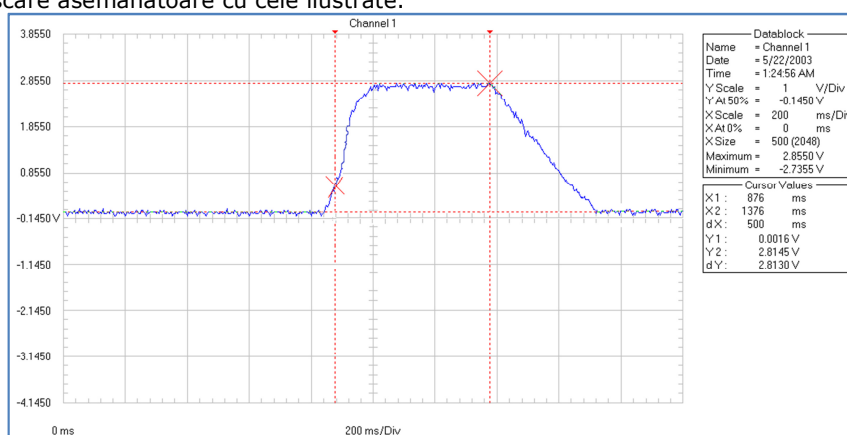


Fig. 6.6 Viteza de acționare a motorului pe perioada de alimentare electrică

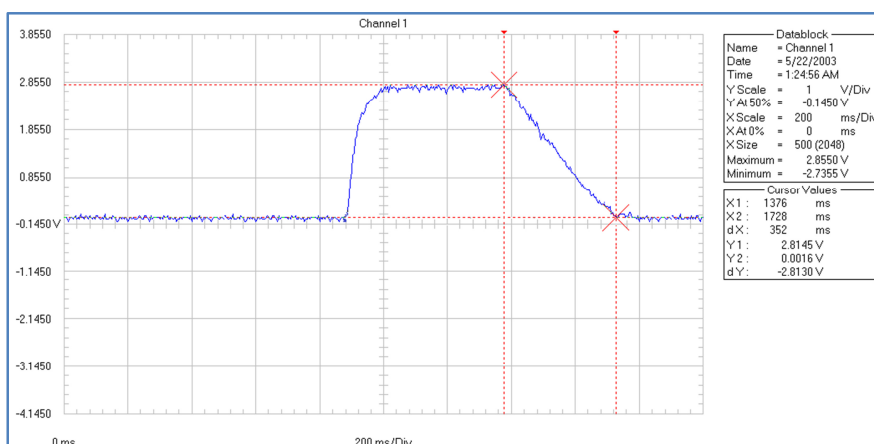


Fig. 6.7 Faza de oprire a elementului mobil

În vederea utilizării tuturor facilităților modulului, un set de experimente a urmărit determinarea caracteristicii experimentale a traductorului de poziție rezistiv. Determinarea caracteristicii a fost realizată în cadrul structurii compacte a modulului și a tuturor influențelor din sistem. Schema principală a traductorului este prezentată în figura 6.8.

Pentru început au fost identificate bornele *A* (firul albastru), *B* (firul roșu), *C* (firul alb) în conformitate cu destinația fiecăreia dintre acestea. A fost utilizat un multimetru digital conectat pe rând la cele trei borne și a fost determinată rezistența totală a traductorului  $R = 4.6 \text{ k}\Omega$ . S-a apelat în pasul următor la același multimetru digital, conectat la bornele *B* și *C* determinându-se valorile rezistențelor pentru translații ale elementului mobil al modulului (conectat la un șubler digital).

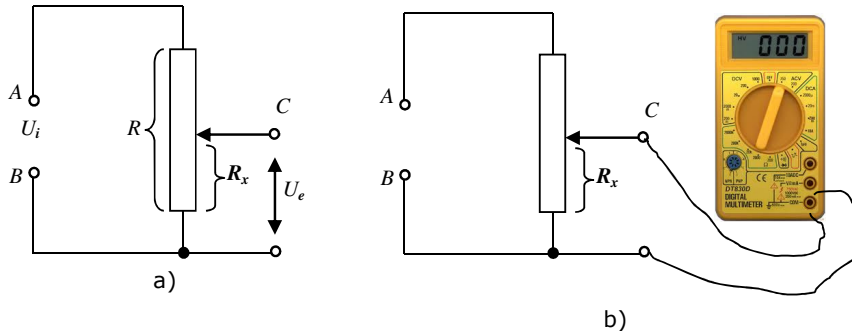


Fig. 6.8 Schema electrică principală (a) și de lucru (b) pentru determinarea caracteristicii

Rezultatele măsurătorilor sunt prezentate în tabelul 6.1 pentru cele 3 situații admise în conformitate cu figura 6.9. Pe baza acestor valori au fost calculate sensibilitățile sistemului:

$$S_{tr,p} = \frac{\Delta R}{\Delta x} \approx 31 \frac{\Omega}{mm} \tag{6.21}$$

Tab. 6.1 Rezultatele măsurătorilor pe traductorul rezistiv

|         | $R_1$ [ $\Omega$ ] | $R_2$ [ $\Omega$ ] | $\Delta x = x_2 - x_1$ [mm] |
|---------|--------------------|--------------------|-----------------------------|
| Cazul 1 | 193                | 1436               | 40.10                       |
| Cazul 2 | 193                | 1732               | 49.74                       |
| Cazul 3 | 193                | 2794               | 86.00                       |

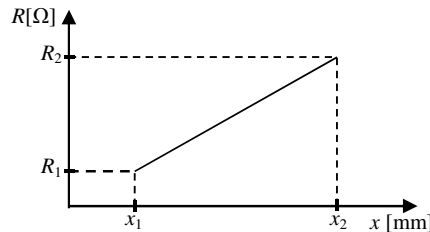


Fig. 6.9 Caracteristica  $R = f(x)$

Funcția de transfer a traductorului rezistiv de deplasare, în formă generalizată, este exprimată prin relația:

$$U_e = \frac{R_x}{R} \cdot U_i = \frac{q_x}{q} \cdot U_i [V] \tag{6.22}$$

unde  $q_x$  și  $q$  sunt variabile generalizate (liniare sau unghiulare) și respectiv dimensiunea generalizată a traductorului.

Expresia de legătură dintre rotația la nivelul traductorului rezistiv și deplasarea liniară a modului a fost determinată în capitolul anterior:

$$\Phi_{tr,r} = \frac{2n}{p \cdot i_{tr,r}} \cdot x = 0.038 \cdot x \text{ [rad/mm]} \tag{6.23}$$

Pentru o tensiune de alimentare a circuitului  $U_i = 8.7 V$  se poate determina sensibilitatea traductorului ca fiind  $S_{tr,r} = 1.9 \cdot 10^{-3} V/\Omega$ . Pe baza calculelor și a

Înregistrările din figura 6.10 se poate verifica că există o concordanță bună între estimările teoretice și cele experimentale (3.86 V semnal estimat și 3.91 V semnal înregistrat).

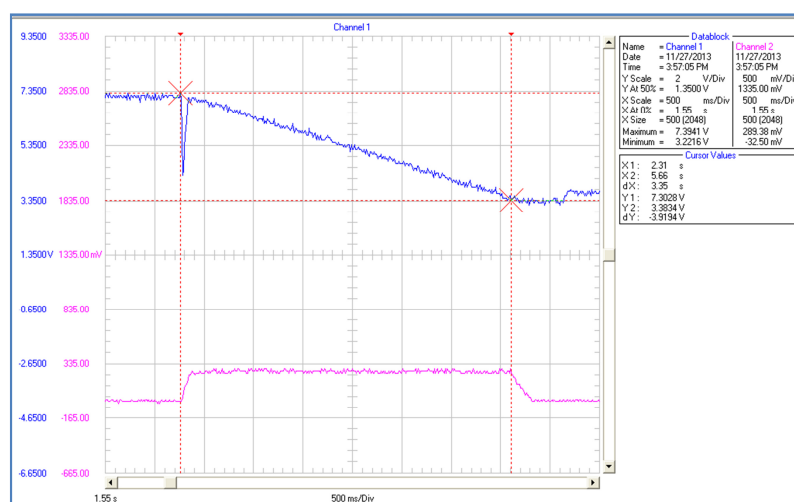
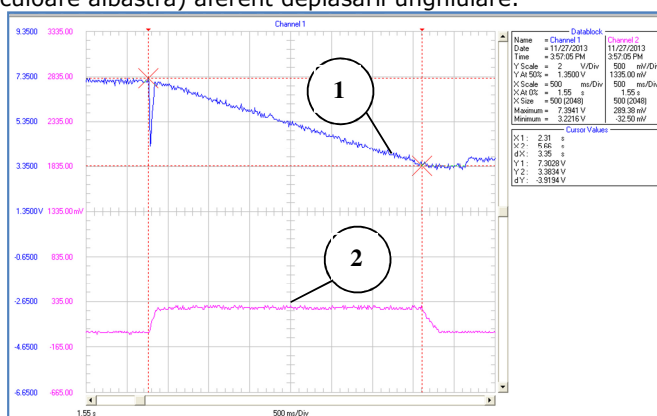


Fig. 6.10 Cursa elementului mobil și viteza motorului de antrenare pe această perioadă

Testarea modului mecatronic a vizat o deplasare pe verticală – în sensul alungirii actuatorului – fără sarcină suplimentară la nivelul șurubului conducător. Tensiunea de alimentare a motorului și a traductorului potențimetric a fost  $U_0=7.2$  V. Caracteristicile aferente deplasării – mișcarea de rotație la nivelul traductorului de deplasare (curba 1) și viteza unghiulară a rotorului (curba 2) – sunt prezentate în figura 6.11. În înregistrarea realizată cursorul este activ pe canalul 1 (culoare albastră) aferent deplasării unghiulare.



1 – deplasarea unghiulară înregistrată la traductorul rezistiv potențimetric;  
2 – viteza unghiulară a motorului

Fig. 6.11 Faza de alungire a actuatorului

În figura 6.12 sunt prezentate aceleași rezultate fiind activ cursorul 2 și implicit valorile numerice prezentate corespund vitezei unghiulare a motorului.

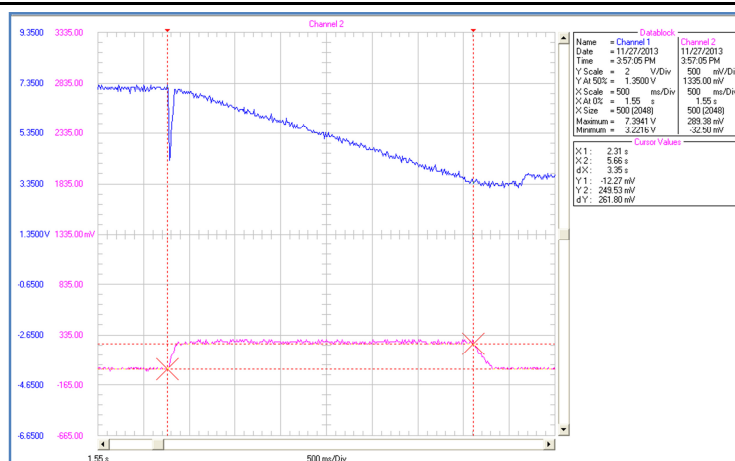


Fig. 6.12 Înregistrările anterioare cu cursorul activ 2

Următoarea fază a încercărilor experimentale a vizat o mișcare pe verticală în sensul reducerii lungimii actuatorului, fără sarcină suplimentară. Experimentul a fost din aceeași categorie cu cel prezentat în cazul 6.2 din cadrul prezentului capitol.

Mișcarea a corespuns unei durate de 2.54 secunde pentru perioada de accelerare, mers cu viteză constantă și respectiv frânare. Durata de alimentare a motorului cu tensiunea de  $U_0 = 7.2$  V a fost de 2.1 secunde (Anexa 6.1).

A treia categorie de încercări a vizat modul de comportare a sistemului la mișcarea de coborâre a punctului caracteristic al actuatorului în condițiile unei sarcini suplimentare de  $F_{sup} = 5.1$  [N]. A fost păstrată aceeași alimentare pentru motor și traductorul de poziție.

Pe baza înregistrărilor (figura 6.13, 6.14) se poate estima deplasarea realizată pe durata aflării motorului sub tensiunea de alimentare și durata  $t_{alim} = 2.54$  [s].

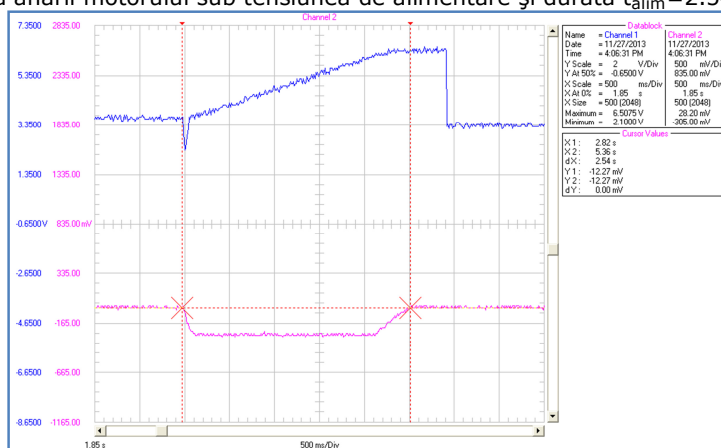


Fig. 6.13 Înregistrările parametrilor cinematici (cursor activ 2)

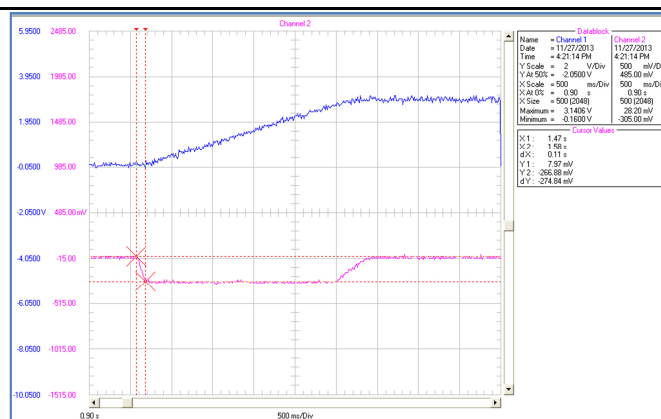


Fig. 6.14 Înregistrările parametrilor cinematici (cursor activ 2)

Pe baza înregistrărilor (figura 6.15, 6.16) se poate estima deplasarea realizată pe durata aflării motorului sub tensiunea de alimentare și durata  $t_{\text{alim}} = 2.44$  [s].

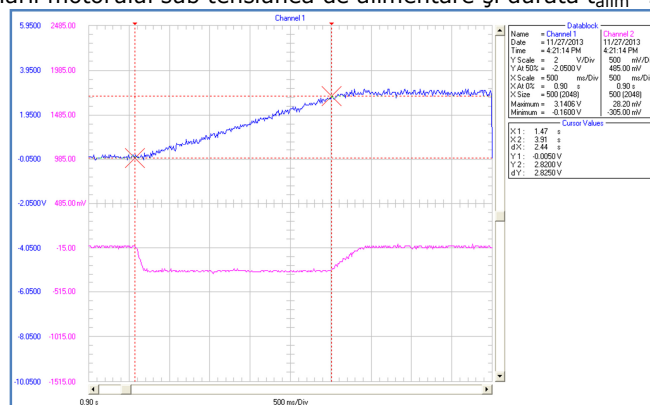


Fig. 6.15 Înregistrările parametrilor cinematici (cursor activ 1)

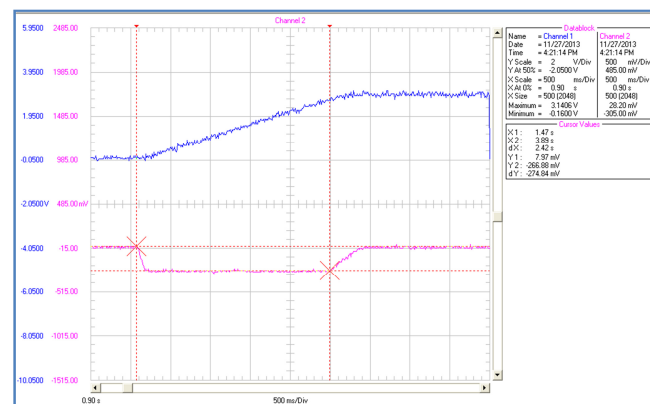


Fig. 6.16 Înregistrările parametrilor cinematici (cursor activ 2)

A patra categorie de încercări a vizat modul de comportare a sistemului la mișcarea de urcare a punctului caracteristic al actuatorului în condițiile unei sarcini suplimentare de  $F_{sup}=5.1$  [N]. A fost păstrată aceeași alimentare pentru motor și traductorul de poziție.

Pe baza înregistrărilor (Fig. 6.17) se poate estima deplasarea realizată pe durata aflării motorului sub tensiunea de alimentare și durata  $t_{alim}=2.2$  [s].

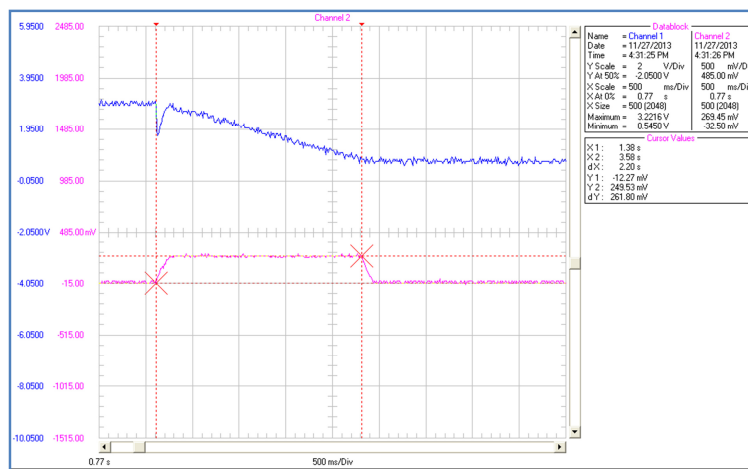


Fig. 6.17 Înregistrarea deplasării pe durata de 2.2 s (faza de scurtare a lungimii actuatorului)

Prelucrarea datelor experimentale a confirmat considerentele anterioare referitoare la influența forței axiale (de lucru), a caracteristicii liniare a traductorului de deplasare și a controlului în poziție recomandat pentru sistemul mecatronic.

### 6.3. Cercetări experimentale privind funcționalitatea platformei Stewart

Următorul set de experimente au vizat funcționalitatea modelului experimental din dotarea Departamentului de Mecatronică (Fig.6.18).

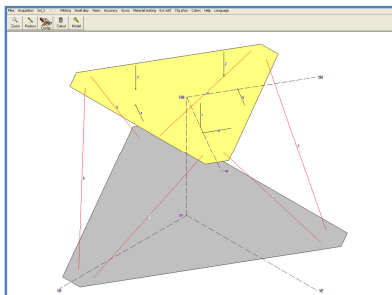


Fig. 6.18 Meniul softului de simulare a mișcării platformei Stewart

În figură este prezentat modelul experimental conectat la un PC în care a fost integrată placa APCI 3120 și interfața grafică pentru simularea mișcărilor platformei Stewart. Softul aferent platformei Stewart oferă două cazuri de rezolvare a aplicațiilor: modelul direct (Forward) și modelul invers (Inverse).

### Cazul 1

La deschiderea unei sesiuni de lucru platforma trece în poziția de referință.

Pentru lansarea unui program de lucru pe platforma Stewart este necesară parcurgerea unei proceduri specifice modelului direct sau invers.

- Se selectează modelul dorit (de ex. direct) accesând opțiunea din caseta text (Fig. 6.19);

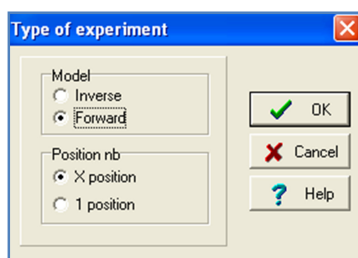


Fig. 6.19 Alegerea modelului direct pentru X soluții

- Se va alege din bara de meniu a interfeței grafice (Fig. 6.18) opțiunea *Acquisition*. Această opțiune va genera deschiderea casetei de lucru pentru introducerea parametrilor activi  $L_i$  act,  $L_i$  ref, Forces, Inertia (Fig. 6.20);

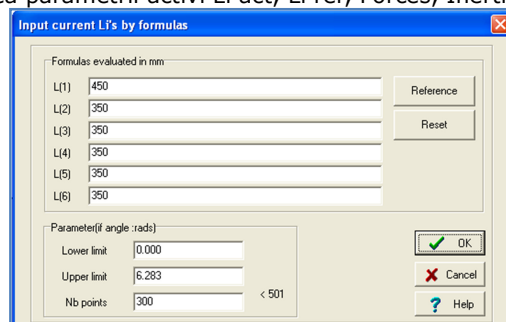


Fig. 6.20 Fereastra în care se completează lungimile celor 6 actuatoare

- Din bara de meniu orizontală a interfeței grafice se selectează numărul de puncte care descriu cursa celor 6 actuatoare într-o mișcare simultană (Fig. 6.21).

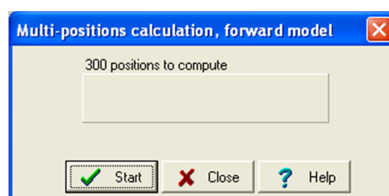


Fig. 6.21 Selectarea punctelor de eșantionare

- În urma calculelor efectuate se va opta pentru una din formele de vizualizare a rezultatelor prin selectarea variantei în cadrul casetei text (Sol\_X) din figura 6.22.

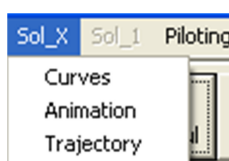


Fig. 6.22 Rezultatele modelului direct

- Lansarea în execuție a unei traiectorii generate de un punct de pe platforma mobilă devine posibilă prin selectarea opțiunii Piloting (Fig. 6.23). Situația platformei Stewart într-o poziție intermediară este prezentată în Fig. 6.24. Vizualizarea curbei descrise (arc de cerc) de punctul caracteristic este posibilă în figura 6.25.

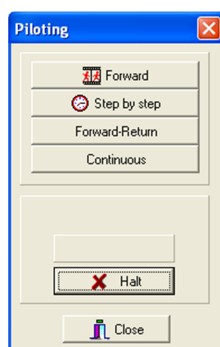


Fig. 6.23 Comanda Piloting

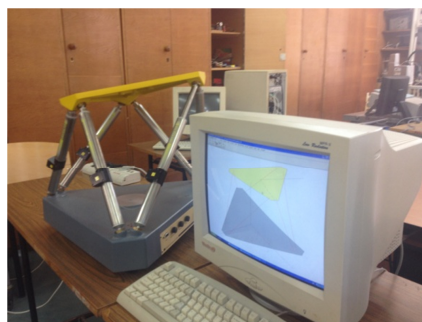


Fig. 6.24 Poziția platformei Stewart în cazul modelului direct

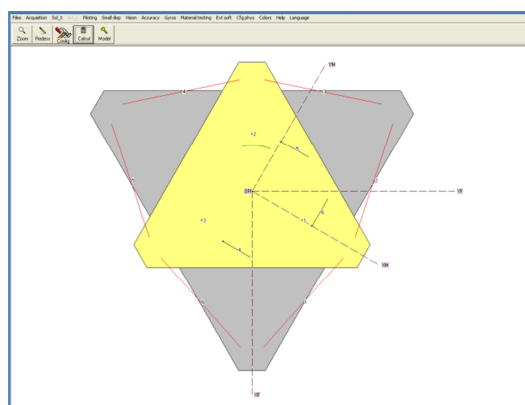
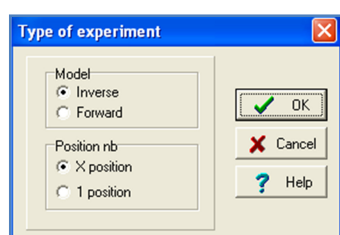


Fig. 6.25 Traiectoria realizată de lungimile actuatoarelor în cazul modelului direct

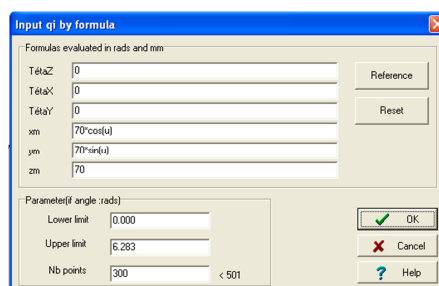


**Cazul 2**

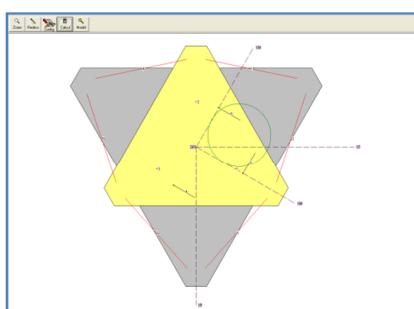
În cazul selectării opțiunii modelului invers se urmărește procedura anterioară prin particularizarea setărilor. Un extras al parcursului din experimentul cinematicii inverse, de generare a unui arc de cerc descris de punctul caracteristic, este prezentat în figurile 6.26 a, b, c, d, e.



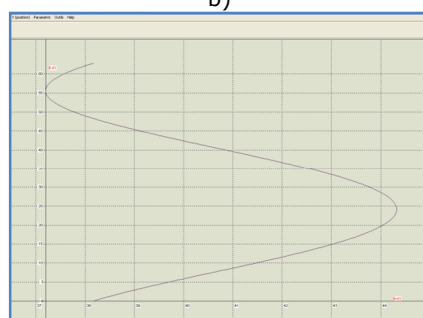
a)



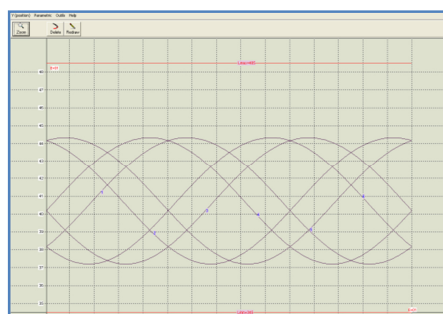
b)



c)



d)



e)

Fig. 6.26 Setările și rezultate din experimentul cinematicii inverse

#### 6.4. Cercetări experimentale în modelarea funcționalității platformei Stewart în cadrul unui exercițiu de recuperare a membrului superior

##### Cazul 1 – Mișcarea de supinație – pronație la nivelul cotului

Experimentul urmărește unul din exercițiile evidențiate în capitolul 4.

Realizarea experimentului impune apelarea la modelul invers. Descrierea mișcării de pronație – supinație are în vedere amplitudinile unei mișcări normale.

Parametrii traiectoriei de realizat de punctul caracteristic care corespunde terminației mâinii umane în contact cu platforma superioară sunt prescriși în caseta de dialog (Fig. 6.27).

- $\theta_z$  = valoarea pasului de eșantionare a mișcării de rotație (în jurul axei z);
- $[-0.26...0.26]$  = limitele unghiulare ale mișcării de supinație-pronație;
- lungimea elementului din lanțul cinematic aferent brațului uman 100 mm.

Fig. 6.27 Datele aferente realizării mișcării de supinație – pronație la nivelul cotului

În figura 6.28 este prezentată variația lungimii acuatorului nr. 1 și nr. 2 în funcție de timp pe parcursul simulării mișcării de pronație - supinație cu ajutorul platformei Stewart.

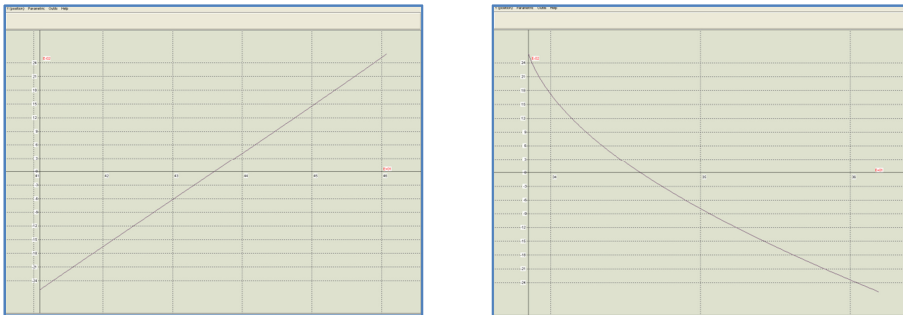


Fig. 6.28 Variația acuatorului nr. 1 și nr. 2 în funcție de timp

În figurile 6.29a, b, c sunt prezentate traiectoriile descrise de punctul caracteristic.

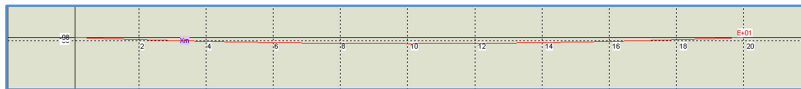


Fig. 6.29 a – traiectoria după axa x

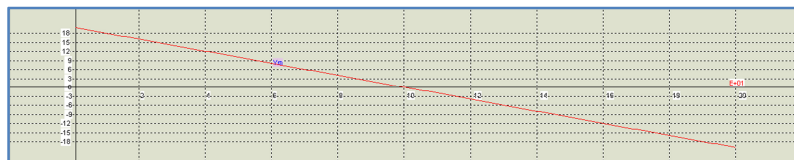


Fig. 6.29 b – traiectoria după axa y

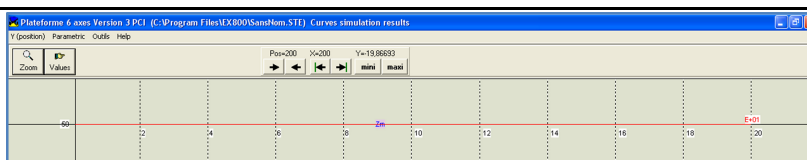


Fig 6.29 c – traiectoria după axa z

### Cazul 2 – Mișcarea de flexie – extensie la nivelul articulației mâinii

Experimentul urmărește un alt exercițiu evidențiat în capitolul 4. Realizarea experimentului impune din nou apelarea la modelul invers. Descrierea mișcării de flexie - extensie are în vedere amplitudinile unei mișcări normale.

Parametrii traiectoriei de realizat de punctul caracteristic care corespunde terminației mâinii umane în contact cu platforma superioară sunt prescriși în caseta de dialog (Fig. 6.30).

Fig. 6.30 Datele aferente mișcării de flexie – extensie la nivelul articulației mâinii

- $\theta_y$  = valoarea pasului de eșantionare a mișcării de rotație (în jurul axei y);
- $[-0.34...0.34]$  = limitele mișcării unghiulare flexie – extensie;
- lungimea elementului din lanțul cinematic uman 35 mm.

În figura 6.31 este prezentată variația lungimii acuatorului nr. 1 în funcție de timp pe parcursul simulării mișcării de flexie – extensie cu ajutorul platformei Stewart.

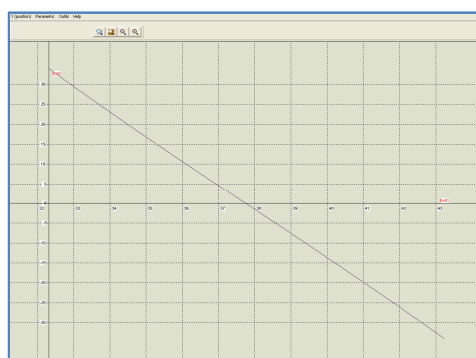


Fig. 6. 31 Variația acuatorului nr. 1 în funcție de timp

În figurile 6.32a, b, c sunt prezentate traiectoriile descrise de punctul caracteristic.

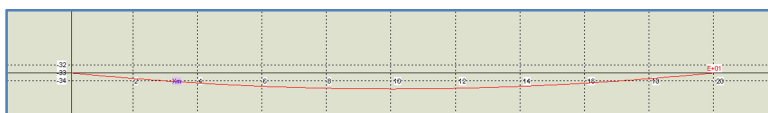


Fig. 6.32 a - traiectoria după axa x

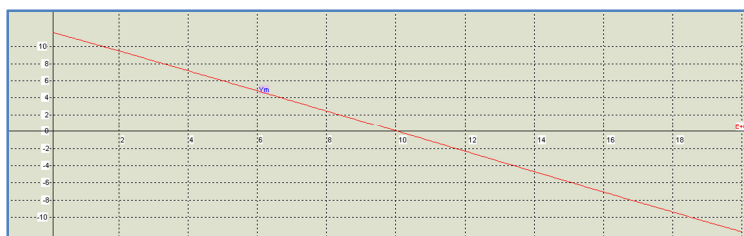


Fig. 6.32 b - traiectoria după axa y

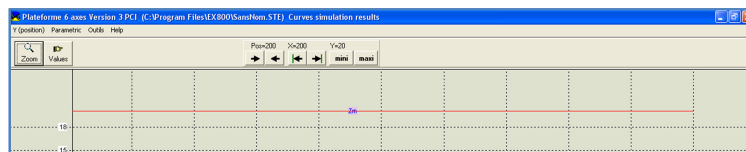


Fig. 6.32 c - traiectoria după axa z

## 6.5. Cercetări experimentale privind funcționalitatea platformei Stewart în cadrul unor exerciții de recuperare a membrului superior și inferior uman

În vederea desfășurării experimentelor au fost realizate completări referitoare la conectarea lanțului cinematic uman în raport cu platforma fixă a mecanismului robot paralel. Aceste completări au vizat pe de o parte, interacțiunea directă cu platforma fixă iar pe de altă parte crearea pseudo-elementului fix pentru lanțul cinematic uman. În figura 6.33 este prezentată completarea adusă platformei printr-un element constructiv în vederea creării legăturii mână umană – platformă. Acest element se poate dota în experimentele viitoare cu elemente senzoriale forță – moment.



Fig. 6.33 Element constructiv pe platforma mobilă

În figura 6.34 este prezentat un detaliu de creare a pseudo-elementului fix prin utilizarea unui trepied și imobilizarea brațului uman presupus sănătos față de acesta. Utilizarea trepiedului permite ajustarea poziției lanțului uman în raport cu mecanismul robot – paralel.



Fig. 6.34 Conexiunea creată pentru materializarea pseudo-elementului fix

În figura 6.35 este reprezentat modul de conexiune al lanțului cinematic uman în exercițiul de recuperare a mâinii umane pentru mișcarea de flexie – extensie.



Fig. 6.35 Conexiunea creată pentru materializarea lanțului cinematic mixt în exercițiul de recuperare flexie – extensie

În figura 6.36 este reprezentat modul de conexiune al lanțului cinematic uman în exercițiul de recuperare a cotului uman pentru mișcarea de pronție – supinație.



Fig. 6.36 Conexiunea creată pentru materializarea lanțului cinematic mixt în exercițiul de recuperare pronție – supinație

Pentru exercițiile de recuperare a membrului inferior s-a urmărit aceleași completări necesare ca în cazul anterior.

În figura 6.37 este reprezentat un detaliu din parcursul de imobilizare a labei piciorului în raport cu platforma mobilă a mecanismului robot – paralel. Imobilizarea piciorului (crearea pseudo-elementului fix) se realizează față de un trepied auxiliar.



Fig. 6.37 Conexiunea creată pentru materializarea lanțului cinematic mixt în exercițiul de recuperare flexie - extensie

Realizarea fizică a exercițiilor a devenit posibilă prin programarea traiectoriilor de executat de către punctele specifice fiecărui caz în parte în conformitate cu procedura descrisă în subcapitolul §6.4.

Particularizarea datelor de lucru pentru exercițiul de recuperare a labei piciorului (mișcarea flexie - extensie) este prezentată în figura 6.38.

 A screenshot of a software window titled "Input q1 by formula". The window contains input fields for various parameters:
 

| Formulas evaluated in rads and mm |            |
|-----------------------------------|------------|
| TétaZ                             | 0          |
| TétaX                             | 0          |
| TétaY                             | u          |
| xm                                | -40*cos(u) |
| ym                                | -40*sin(u) |
| zm                                | 20         |

 Below this, there are "Parameter (if angle : rads)" fields:
 

|             |        |
|-------------|--------|
| Lower limit | -0.170 |
| Upper limit | 0.430  |
| Nb points   | 200    |

 The window also includes buttons for "Reference", "Reset", "OK", "Cancel", and "Help".

- $\theta_y$  = valoarea pasului de eșantionare a mișcării de rotație (în jurul axei y);
- $[-0,17...0.43]$  = limitele mișcării unghiulare flexie - extensie;
- Raza de mișcare a punctului caracteristic 40 mm

Fig. 6.38 Datele aferente mișcării de flexie - extensie a articulației piciorului

## 6.6. Concluzii

Experimentele desfășurate și prezentate în cadrul acestui capitol, au evidențiat pe de o parte, corectitudinea ipotezelor admise în capitolele anterioare referitoare la posibilitatea integrării unui sistem mecatronic în operații de

---

recuperare, iar pe de altă parte corectitudinea considerentelor teoretice de modelare și simulare.

S-a confirmat în acest fel în primul rând îndeplinirea obiectivului principal al tezei de doctorat referitor la integrarea sistemului mecatronic.

S-a confirmat posibilitatea utilizării cu succes a unui actuator linear în construcția mecanismului robot – paralel. Rezultatele experimentale obținute prin încercările efectuate asupra modulului actuator au demonstrat necesitatea unui control în poziție a fiecărei axe de mișcare. De asemenea a fost demonstrată importanța cunoașterii datelor și parametrilor constructivi pentru elementele componente ale modulului actuator.

Simularea mișcărilor de recuperare a unui lanț cinematic uman pe platforma Stewart au arătat imposibilitatea impunerii unor legi de mișcare la nivelul articulației umane. Suplimentar platforma experimentală nu dispune de posibilități de reglare a vitezei unghiulare a motorului care să faciliteze legi de mișcare cu accelerații minime.

## **7. CONCLUZII FINALE, CONTRIBUȚII ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE**

### **7.1. Concluzii finale**

Prin prezenta teză de doctorat s-a urmărit realizarea unui studiu privind posibilitatea implementării unui mecanism robot - paralel ca și dispozitiv de recuperare în cazul dizabilităților prezente la nivelul membrului superior și inferior uman ca urmare a unor accidente.

Prezentul obiectiv – enunțat în capitolul 1 al tezei – a fost stabilit ca urmare a numărului mare de astfel de situații pe de o parte și de durată relativ ridicată pentru exercițiile de recuperare. În acest mod s-ar oferi un sistem util pentru recuperare și s-ar elibera personal medical specializat care ar putea să coordoneze un număr mai mare de pacienți simultan.

Sinteza bibliografică realizată a scos în evidență rolul crescând al mecanismelor robot – paralele în medicină în general și în operații de recuperare în particular.

Platforma Stewart s-a dovedit prin numărul mare de variante existente în bibliografie ca un subiect de interes în continuare. Integrarea unor elemente senzoriale inteligente între lanțul cinematic uman și platforma Stewart lărgeste aria de aplicații posibile. Definită ca fiind un mecanism spațial cu mai multe grade de mobilitate, platforma Stewart se constituie într-un sistem mecatronic destinat atât mediului aplicativ cât și celui academic educativ. Din acest motiv cercetarea teoretică și experimentală a unui astfel de sistem se dovedește utilă.

Pe lângă cele specificate anterior, am ales pentru studiu acest mecanism robot paralel datorită multiplelor avantaje pe care le prezintă:

- Executarea mișcărilor se realizează cu deplasări mici (mișcări fine) cu un înalt grad de precizie dependent de actuatorii utilizate;
- Dinamica acestor sisteme paralele este foarte bună în condițiile unei inerții scăzute;
- Controlul mișcării este simplu;
- Rigiditatea structurii mecanice este ridicată;
- Soluție simplă pentru rezolvarea problemei cinematicii inverse.

Planul de cercetare elaborat a fost structurat astfel încât prin acțiunile prevăzute să răspundă punctual obiectivelor specifice enunțate și în final prin aceasta să răspundă obiectivului principal al tezei.

Prin intermediul primelor capitole ale tezei (capitolul 1 și capitolul 2) a fost realizată introducerea în cadrul temei de cercetare. În capitolele următoare s-a urmărit enunțarea unor considerente teoretice necesare modelării și simulării proceselor specific stabilite în planul de cercetare (cap. 3, 4 și 5). Ultimul capitol a fost destinat cercetărilor experimentale care au validat ipotezele de lucru.

### **7.2. Contribuții originale ale tezei**

Studiile efectuate și rezultatele activităților de cercetare întreprinse pe parcursul elaborării tezei au fost în conformitate cu obiectivul principal enunțat.



Aceste rezultate raportate la realizări similare din domeniul abordat și la conținutul necesar unei activități de cercetare conduc la posibilitatea enunțării unor contribuții personale. Aceste contribuții sunt evidențiate în categoria contribuțiilor teoretice și respective contribuțiilor aplicative.

**Contribuții teoretice:**

- Structurarea planului de cercetare, enunțarea obiectivelor specifice și a activităților alocate fiecăruia în parte;
- Realizarea unui studiu cu privire la stadiul actual în domeniul biomecanicii membrului superior și inferior uman pasibile de dizabilități în urma unor accidente;
- Sinteză bibliografică critică referitoare la mecanismele robot paralel continuată cu analiza aplicativă a metodei conexiunilor cinematice în sinteza unui sistem mecatronic pentru exerciții de recuperare;
- Confirmarea disponibilității mediului de lucru LabVIEW în conducerea unei platforme Stewart experimentale existente în dotarea Departamentului de Mecatronică;
- Dezvoltarea unui model geometric simplu al platformei Stewart pentru aplicații în recuperare;
- Enunțarea unui set de exerciții de recuperare a unui lanț cinematic uman tratat în conceptul conexiunilor cinematice;
- Identificarea modului de materializare printr-un actuator liniar a unei conexiuni cinematice  $K_{B(-1)}$  confirmând valabilitatea teoriei;
- Modelarea cinematică a unei mișcări de recuperare pentru mâna umană cu deducerea expresiilor modului de variație a lungimii actuatorilor liniare;
- Modelarea modului actuator și simularea funcționării acestuia pentru o mișcare de recuperare pronăție supinație a mâinii umane.

**Contribuții aplicative:**

- Elaborarea unui program de simulare a mișcării în mediul LabVIEW 8.2;
- Elaborarea schemelor de simulare în mediul Matlab/Simulink pentru elementele componente ale modului actuator;
- Dezvoltarea unui stand experimental pentru încercarea și identificarea unor parametri funcționali ai modului actuator;
- Construcția 3D a platformei Stewart în mediul CATIA V5 R19;
- Validarea ipotezelor de lucru privind posibilitatea utilizării unui mecanism robot paralel pentru exerciții de recuperare a membrului superior și inferior uman;
- Dezvoltarea aplicațiilor pe platforma Stewart pentru modelarea și conducerea unor exerciții de recuperare a unui lanț cinematic uman.

### 7.3. Valorificarea rezultatelor cercetării

Rezultatele cercetărilor efectuate s-au materializat prin publicarea a 6 lucrări, indexate în baze de date internaționale, dintre care 2 în circuitul ISI Proc.

Articole indexate ISI Proc.:

1. **Gorie, N., Dolga, V., Mondoc, A.** (2012). Mathematical models in simulation process in rehabilitation of persons with disabilities, ISI Proc.2012 9th International Conference on Mathematical Problems in Engineering, Aerospace and Sciences, ICNPAA 2012, Viena, Austria, ISBN: 978-0-7354-1105-0, vol.1493, 10-14 Iulie, Pag. 424-431.

- 
2. **Mondoc, A., Dolga, V., Gorie, N.** (2012). *Methods in the analysis of mobile robots behavior in unstructured environment*, ISI Proc.2012 9th International Conference on Mathematical Problems in Engineering, Aerospace and Sciences, ICNPAA 2012, Viena, Austria, ISBN: 978-0-7354-1105-0, vol.1493, 10-14 Iulie, Pag. 661-665.

Articole indexate în alte baze de date (Scopus):

1. **Gorie, N., Dolga, V.** (2011). *Biomechatronics Recovery Systems For Persons With Disabilities*, Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mechatronics, ISSN 1584-5982, Editura AMFOR and INCDMTM, București, România, Nr.40, Septembrie, Pag. 285-289.
2. **Gorie, N., Dolga, V.** (2012). *The Modeling and Simulation of the Stewart's Platform Using LabVIEW*, Romanian Review Precision Mechanics, Optics&Mechatronics, ISSN: 1584-5982, Editura INCDMTM, București, România, Nr.42, Septembrie, Pag. 78-83.

#### 7.4. Noi direcții de cercetare în domeniu

Pe baza cercetărilor efectuate se pot estima câteva direcții pentru cercetări viitoare:

- Dezvoltarea unui model experimental cu subsistem de comandă compatibil cu cerințele actuale de reglare a vitezei în cuplele cinematice motoare și conducerea în timp real;
- Integrarea de elemente senzoriale pentru măsurarea interacțiunii platformă – membru uman;
- Dezvoltarea de proceduri specifice fiecărei aplicații de recuperare a unor dizabilități generate de accidente și care necesită o asistență specializată.

## BIBLIOGRAFIE

### A

[Auslander, 1997] – Auslander, D.M. (1997). *Mechatronics: A Design and Implementation Methodology for Real Time Control Software*, 21 August, <http://www.me.berkeley.edu/~dma/controls/mechsoft.pdf>

### B

[Baciu, 1981] – Baciu, C. (1981). *Aparatul locomotor (anatomie funcțională, biomecanică, semiologie clinică, diagnostic diferențial)*. București: Editura Medicală

[Bar – Cohen, 2006] – Bar - Cohen, Y. (2006). *Biomimetics – using nature to inspire human innovation*. Institute of Physics Publishing, April, Pag.1-12, <http://trs-new.jpl.nasa.gov/dspace/bitstream/2014/38536/1/05-3755.pdf>

[Bekey, 2010] – Bekey, G., Kumar, V. (2010). *Rehabilitation Robotics and Assistive Robots*, Workshop, 22 Iunie, [http://www.wtec.org/robotics/us\\_workshop/June22/rehabv1.pdf](http://www.wtec.org/robotics/us_workshop/June22/rehabv1.pdf)

[Bien, 2004] – Bien, Z.Z, Stefanov, D. (2004). *Advances in Rehabilitation Robotics*, Lecture Notes in Control and Information Science, Vol. 306, ISBN: 978-3-540-21986-6

<http://link.springer.com/book/10.1007%2Fb13019>

[Billings, 2012] – Billings, D.R., s.a. (2012). *Human-Animal Trust as an Analog for Human-Robot Trust: A Review of Current Evidence*, March, Army Research Laboratory

[Bin, 2012] – Bin, W. (2012). *Stiffness, workspace and dynamic performance analysis of 4UPS-PU mechanism*, Journal of Structural Mechanics, Vol. 45, No. 4, Pag. 213-227,

<http://rmseura.tkk.fi/rmlehti/2012/nro4/RakMek-45-4-2012-3.pdf>

[Bo, 2011] – Bo, Y., Zhongcai, P., Zhiyong, T. (2011). *Fuzzy PID Control of Stewart Platform*, International Conference Fluid Power and Mechatronics (FPM), IEEE, 17-20 August, Beijing, China, Pag. 763-768,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=06045863>

[Borras, 2012] – Borras, J., Thomas, F. (2012). *On the Primal and Dual Forms of the Stewart Platform Pure Condition*, IEEE Transactions on Robotics, Vol. 28, December, Pag. 1205-1215, ISSN 1552-3098, DOI: 10.1109/TRO.2012.2204531,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6228547>

[Bozovic, 2008] – Bozovic, V. (2008). *Medical Robotics*, INTECH, Pag. 526, ISBN-13: 9783902613189

[http://www.lapsurg.com.br/arquivos/books/medical\\_robotics12402am02010000000.pdf](http://www.lapsurg.com.br/arquivos/books/medical_robotics12402am02010000000.pdf)

[Brișan, 1998] – Brișan, C. (1998). *Roboți bipezi*. Editura Dacia, Cluj – Napoca, România, ISBN 973-35-0719-9

[Bradley, 2009] – Bradley, D., Acosta – Marquez, C., Hawley, M., Brownsell, S., Enderby, P., Mawson, S. (2009). *NeXOS - The design, development and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs*, Mechatronics, Vol. 19, Pag. 247-257

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957415808001189>

[Burgar, 2000] – Burgar, C., Lum, P., Shor, P., Machiel Van der Loos, H.F. (2000). *Development of robots for rehabilitation therapy: The palo alto VA/Stanford*

*experience*. Journal of Rehabilitation Research and Development, Volume 37, no.6, Noiembrie / Decembrie, Pag.663,

<http://www.rehab.research.va.gov/jour/00-37/6-burga376.htm>

[Burgdörfer, 2007] – Burgdörfer, H., Rühle, F. (2007). Project Documentation: Building a Stewart – Platform, Interdisciplinary Center for Scientific Computing, Ruprecht - Karls Universität Heidelberg,

<http://pille.iwr.uni-heidelberg.de-stewart1-pics-Documentation.pdf>

## C

[Campolo, 2009] – Campolo, D., Accoto, D., Formica, D., Guglielmelli, E. (2009). *Intrinsic Constraints of Neural Origin: Assessment and Application to Rehabilitation Robotics*, IEEE Transactions on Robotics, Vol. 25, No. 3, Iunie, Pag. 492-500

[Cao, 2010] – Cao, Y., Ji, W., Zhou, H., Liu, M. (2010). *Forward Displacement Analysis of the 6/6-SPS Stewart Manipulator with Two Dissimilar Semisymmetrical Hexagons*, 2010 International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA), 4-7 August, Xi'an, Pag. 88-93, ISBN 978-1-4244-5140-1, DOI: 10.1109/ICMA.2010.5588872,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5588872>

[Ceccarelli, 2011] – Ceccarelli, M. (2011). *Problems and issues for service robots in new application*, International Journal Soc. Robot, 21 April, Pag. 299-312, DOI: 10.1007/s12369-011-0097-8,

[http://download.springer.com/static/pdf/787/art%253A10.1007%252Fs12369-011-0097-8.pdf?auth66=1390660955\\_77cbcd6586b87e37fa0b4b755112b9c&ext=.pdf](http://download.springer.com/static/pdf/787/art%253A10.1007%252Fs12369-011-0097-8.pdf?auth66=1390660955_77cbcd6586b87e37fa0b4b755112b9c&ext=.pdf)

[Ceccarelli, 2014] – Ceccarelli, M. (2014). *Mechanism design for Robots*, The 11<sup>th</sup> IFToMM International Symposium on Science of Mechanisms and Machines, Mechanisms and Machine Science, Vol. 18, Pag. 1-8, ISBN 978-3-319-01844-7, DOI: 10.1007/978-3-319-01845-4

[Chablat, 2005] - Chablat D., Wenger, P. (2005). *Design of a Spherical Wrist with Parallel Architecture: Application to Vertebrae of an Eel Robot*, Proceedings IEEE International Conference Robotics and Automation, Barcelone, 18-22 Aprilie,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1570625>

[Chen, 2011] – Chen, H., Li, X. (2011). *Assembly configuration simulation analysis of symmetrical Stewart platform*, CECNet, 2011 International Conference on Consumer Electronics, Communications and Networks, 16-18 April, XianNing, Pag. 4813-4816, ISBN 978-1-61284-458-9, DOI: 10.1109/CECNET.2011.5768584,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5768584>

[Chen, 2013] – Chen, G., Wang, H., Lin, Z. (2013). *A unified approach to the accuracy analysis of planar parallel manipulators both with input uncertainties and joint clearance*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 64, Pag. 1-17,

<http://www.sciencedirect.com/science/article>

[Chiew, 2008] – Chiew, Y.S., Abdul Jalil, M.K., Hussein, M. (2008). *Kinematic Modeling of Driving Simulator Motion Platform*, CITISIA 2008, IEEE Conference on Innovative Technologies in Intelligent Systems and Industrial Applications, 12-13 July, Cyberjaya, ISBN 978-1-4244-2416-0, Pag. 30-34, DOI: 10.1109/CITISIA.2008.4607330,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=04607330>

[Chiriac, 2000] - Chiriac, M. (2000). Testarea manuală a forței musculare. Oradea: Editura Universității din Oradea

[Colombo, 2000] - Colombo, G. (2000). *Treadmill training of paraplegic patients with a robotic orthosis*, Journal of Reab. Research and Develop., Pag. 693, <http://www.rehab.research.va.gov/jour/00/37/6/colom376.htm>

[Cruz, 2005] – Cruz, P., Ferreira, R., Sequeira, J.S. (2005). *Kinematic Modeling Of Stewart-Gough Platforms*, ICINCO 2005 - Robotics and automation, Pag. 93-99, <http://users.isr.ist.utl.pt/~ricardo/publications/icinco2005.pdf>

[Cusimano, 2013] – Cusimano, G. (2013) *Influence of the reducer efficiencies on the choice of motor and transmission: Torque peak of the motor*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 67, Pag. 122-151, <http://www.sciencedirect.com/science/article>

## D

[Davidescu, 1995] – Davidescu A. (1995). Tehnica prelucrării informațiilor. Centru de multiplicare UPT, Timișoara, România

[Davidescu, 2007] – Davidescu, A. (2007). Controlul statistic al proceselor, Aplicații în Matlab, Editura Politehnică, Timișoara, România, ISBN 978-973-625-553-3

[Dolga, 1999] – Dolga, V. (1999). Senzori și traductoare, Editura Eurobit, Timișoara, România, ISBN 973-99-227-9-1

[Dolga, 2007] – Dolga, V. (2007). Proiectarea sistemelor mecatronice. Editura Politehnică Timișoara, România, ISBN 978-973-625-540-3

[Dolga, 2008] – Dolga, V. (2008). Sisteme de achiziții de date, Interfețe și instrumentație virtuală, Editura Politehnică, Timișoara, România, ISBN 978-973-625-583-0

[Dolga, 2010] – Dolga, V. (2010). Mecatronică, Teoria Sistemelor, Editura Politehnică din Timișoara, România, ISBN 978-606-554-235-8

[Dolga, 2004] – Dolga, L. (2004). Parametric and feature – based modeling with applications in CATIA and inventor, Editura Politehnică, Timișoara, ISBN 973-625-119-5

[Drăgulescu, 2005] – Drăgulescu D. (2005). Modelarea în biomecanică. București: Editura Didactica și Pedagogică

[Dumitru, 2014] – Dumitru, N., Dumitru, V.C. (2014). *Mechatronic System with Applications in Medical Robotics*, The 11<sup>th</sup> IFToMM International Symposium on Science of Mechanisms and Machines, Mechanisms and Machine Science, Vol. 18, Pag. 371-379, DOI: 10.1007/978-3-319-01845-4\_37

[Dumitriu, 2006] – Dumitriu, A. (2006). Mecatronică, Vol. 1, Editura Universității "Transilvania" din Brașov, ISBN 973-635-428-8

## E

[Ellis, 2009] – Ellis, M.D., Sukal – Moulton, T.M, Dewald, J.P.A. (2009). *Impairment – Based3 – D Robotic Intervention Improves Upper Extremity Work Area in Chronic Stroke: Targeting Abnormal Joint Torque Coupling With Progressive Shoulder Abduction Loading*, IEEE Transactions on Robotics, Vol. 25, No. 3, Iunie, Pag. 549-554

## F

[Fan, 2013] – Fan, C., Liu, H., Zhang, Y. (2013). *Type synthesis of 2T2R, 1T2R and 2R parallel mechanisms*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 61, Pag. 184-190, <http://www.sciencedirect.com/science/article>

## G

[Gan, 2013] – Gan, D., Dai, J.S. (2013). *Geometry Constraint and Branch Motion Evolution of 3-PUP Parallel Mechanisms with Bifurcated Motion*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 61, Pag. 168-183, <http://www.sciencedirect.com/science/article>

[Germain, 2013] – Germain, C., Caro, S., Briot, S., Wenger, P. (2013). *Singularity-free design of the translational parallel manipulator IRSBot-2*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 64, Pag. 262-285,

<http://hal.univ-nantes.fr/docs/00/83/25-57-PDF-main.pdf>

[Germain, 2011] – Germain, C., Briot, S., Glazunov, V., Caro, S., Wenger, P. (2011). *IRSBot - 2: A Novel Two - DOF Parallel Robot For High - Speed Operations*, Proceedings of the ASME 2011 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference IDETC/CIE, Vol. 6, 35<sup>th</sup> Mechanisms and Robotics Conference, Washington, DC, USA, ISBN: 978-0-7918-5483-9,

<http://proceedings.asmedigitalcollection.asme.org/proceeding.aspx-articleid-1641022>

[Girone, 2001] – Girone, M., Burdea, G., Bouzit, M., Popescu, V. (2001). *A Stewart Platform - Based System for Ankle Telerehabilitation*, Autonomous Robots, March, Vol. 10, Pag. 203-212

[http://shrp.rutgers.edu/dept/PT/rivers/publications/2001\\_AR.PDF](http://shrp.rutgers.edu/dept/PT/rivers/publications/2001_AR.PDF)

[Gogu, 2010] – Gogu, G. (2010). *Structural Synthesis of Parallel Robots, Part 3: Topologies with planar motion of the moving platform*, Solid Mechanics and its Applications, Vol. 173, ISBN 978-90-481-9830-6, DOI: 10.1007/978-90-481-9831-3

[Gorie, 2011] – Gorie, N., Dolga, V. (2011). *Biomechanics Recovery Systems For Persons With Disabilities*, Romanian Review Precision Mechanics, Optics&Mechatronics, ISSN 1584-5982, Editura AMFOR and INCDMTM, București, România, Nr.40, Septembrie, Pag. 285-289

[Gorie, 2012] – Gorie, N., Dolga, V. (2012). *The Modeling and Simulation of the Stewart's Platform Using LabVIEW*, Romanian Review Precision Mechanics, Optics&Mechatronics, ISSN: 1584-5982, Editura INCDMTM, București, România, Nr.42, Septembrie, Pag. 78-83

[Gorie, 2012] – Gorie, N., Dolga, V., Mondoc, A. (2012). *Mathematical models in simulation process in rehabilitation of persons with disabilities*, ISI Proc.2012 9th International Conference on Mathematical Problems in Engineering, Aerospace and Sciences, ICNPAA 2012, Viena, Austria, ISBN: 978-0-7354-1105-0, vol.1493, 10-14 Iulie, Pag. 424-431

## H

[Han, 2008] – Han, P., Wang, T., Wang, D.H. (2008). *Modeling and Control of a Stewart Platform Based, Six-Axis Hybrid Vibration Isolation System*, WCICA 2008, IEEE 7<sup>th</sup> World Congress on Intelligent Control and Automation, 25-27 June, ISBN 978-1-4244-2113-8, Pag. 1613 – 1618, DOI: 10.1109/WCICA.2008.4593160,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4593160>

[Hao, 2005] – Hao, F., Merlet, J.P. (2005). *Multi - criteria optimal design of parallel manipulators based on interval analysis*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 40, February, Pag. 157-171,

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X04001211#>

[Heo, 2013] - Heo, J.C., Yoon, G.H. (2013). *Size and configuration syntheses of rigid-link mechanisms with multiple rotary actuators using the constraint force design method*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 64, Pag. 18-38,

<http://www.deepdyve.com/lp/elsevier/size-and-configuration-syntheses-of-rigid-link-mechanisms-with-XXhFXeAGg>

[Hogan, 1995] - Hogan, N. (1995), s.a., *Interactive robot therapist*, US Patent 5466213

[Hopkins, 2002] – Hopkins, B.R., Williams II, R.L. *Kinematics, Design and Control of the 6-PSU Platform*, Industrial Robot: An International Journal, Vol. 29, No. 5, Pag. 443-451,

<http://www.ohio.edu/people/williar4/html/PDF/IndRob02.pdf>

- [Huang, 2013] – Huang, T., Liu, S., Mei, J., Chetwynd, D.G. *Optimal design of a 2 - DOF pick-and-place parallel robot using dynamic performance indices and angular constraints*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 70, Pag. 246-253
- [Husty, 1994] – Husty, M.L., Zsombor-Murray, P. (1994). A Special Type of Singular Stewart-Gough Platform, *Advances in Robot Kinematics and Computational Geometry*, Pag. 449-458, DOI 10.1007/978-94-015-8348-0\_45  
[http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-015-8348-0\\_45#page-1](http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-015-8348-0_45#page-1)
- [Husty, 2004] – Husty, M.L., Pernkopf, F. (2004). *Workspace Classifications of Stewart-Gough Manipulators with Planar Base and Platform*, On *Advances in Robot Kinematics*, Pag. 229-236
- [Husty, 2010] – Husty, M.L., Schröcker, H.P. (2010). *Algebraic Geometry and Kinematics*, The IMA Volumes in Mathematics and its Applications, *Nonlinear Computational Geometry*, Vol. 151, Pag. 85-107
- [Husty, 2011] – Husty, M.L., Schröcker, H.P. (2011). *A Proposal for a New Definition of the Degree of Freedom of a Mechanism*, *Interdisciplinary Applications of Kinematics*, Pag. 109-117  
[http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-007-2978-0\\_8#page-1](http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-94-007-2978-0_8#page-1)
- I**
- [Ispas, 1999] – Ispas, V. (1999). *Roboți pentru aplicații speciale*, Editura Dacia, Cluj – Napoca, România, ISBN 973-35-0840-3
- J**
- [Jiang, 2009] – Jiang, L., Cutkosky, M.R., Ruutinen, J., Raisamo, R. *Using Haptic Feedback to Improve Grasp Force Control in Multiple Sclerosis Patients*, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 25, No. 3, Iunie, Pag. 593-601
- K**
- [Kim, 2009] – Kim, J.Y., Park, I.W., Oh, J.H. (2009). *Realization of Dynamic Stair Climbing for Biped Humanoid Robot Using Force/Torque Sensors*, *Journal Intell. Robot. Syst.*, 56:389-423  
<http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs10846-009-9324-z#page-1>
- [Kommu, 2007] – Kommu, S.S. (2007). *Rehabilitation Robotics*, INTECH, 01 August, DOI: 10.5772/50,  
<http://www.intechopen.com/books/rehabilitation-robotics>
- [Kovacs, 1976] – Kovacs, F., Perju, D., Savii, G. (1976). *Metode noi în sinteza mecanismelor*, Editura Facla, Timișoara, România
- [Krebs, 2000] – Krebs, H.I., Volpe, B.T., Aisen, M.L., Hogan, N. (2000). *Increasing productivity and quality of care: robot - aided neurorehabilitation*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Volume 37, No.6, Pag. 639,  
<http://www.rehab.research.va.gov/jour/00/37/6/pdf/krebs.pdf>
- [Krebs, 2003] – Krebs, H.I. (2003). *Rehabilitation Robotics: Performance - Based Progressive Robot - Assisted Therapy*, *Journal Autonomous Robots*, Vol. 15, Pag. 7-20, Iulie,  
<http://link.springer.com/article/10.1023%2FA%3A1024494031121page-1>
- [Kuo, 2013] – Kuo, C.H., Dai, J.S. (2013). *Task-oriented structure synthesis of a class of parallel manipulators using motion constraint generator*, *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 70, Pag. 394-406
- [Kutz, 2009] – Kutz, M. (2009). *Biomedical Engineering and Design Handbook*,  
[http://www.amazon.com/Introduction-Biomedical-Engineering-John-Enderle-ebook/dp/B007ZBZIGS/ref=pd\\_sim\\_kstore\\_1](http://www.amazon.com/Introduction-Biomedical-Engineering-John-Enderle-ebook/dp/B007ZBZIGS/ref=pd_sim_kstore_1)

**L**

[Lara – Molina, 2010] – Lara – Molina, F.A., Rosário, J.M., Dumur, D. (2010). *Architecture of Predictive Control for a Stewart Platform Manipulator*, 8<sup>th</sup> World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA 2010), 7-9 July, Jinan, Pag. 6584 – 6589, ISBN 978-1-4244-6712-9, DOI: 10.1109/WCICA.2010.5554439, <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5554439>

[Lee, 2001] – Lee, S.H., Song, J.B., Choi, W.C., Hong, D. (2001). *Controller Design for a Stewart Platform Using Small Workspace Characteristics*, International Conference Intelligent Robots and Systems, IEEE/RSJ, Hawaii, USA, Vol. 4, Pag. 2184-2189,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp-arnumber-00976394>

[Li, 2002] – Li, Y. W., Wang, J.S., Wang, L.P. (2002). *Stiffness Analysis Of A Stewart Platform – Based, Parallel Kinematic Machine*, Proceedings IEEE, International Conference on Robotics and Automation, May, Pag. 3672-3677

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1014280>

[Lin, 2013] – Lin, P.Y., Shieh, W.B., Chen, D. Z. (2013). *Theoretical study of weight-balanced mechanisms for design of spring assistive mobile arm support (MAS)*, Mechanism and Machine Theory, Vol.61, Pag. 156-167,

<http://www.science-direct.com-science-article>

[Liu, 1993] – Liu, K., Fitzgerald, J.M., Lewis, F.L. (1993). *Kinematic Analysis of a Stewart Platform Manipulator*, IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 40, No. 2, April, Pag. 282-293

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=00222651>

[Liu, 2000] – Liu, M.J., Li, C.X., Li, C.N. (2000). *Dynamics Analysis of the Gough – Stewart Platform Manipulator*, IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 60, No. 1, February, Pag. 94-98

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=833196>

[Liu, 2010] – Liu, T., Li, C., Inoue, Y., Shibata, K. (2010). *Reaction Force/Torque Sensing in a Master – Slave Robot System without Mechanical Sensors*, Sensors, ISSN 1424 – 8220, doi:10.3390/s100807134

[Lopes, 2012] – Lopes, A.M., Solteiro Pires, E.J., Barbosa, M.R. (2012). *Design of a Parallel Robotic Manipulator using Evolutionary Computing*, International Journal of Advanced Robotic Systems, Vol. 9, Portugal,

<http://cdn.intechopen.com-pdfs-36692-InTech-Design-of-a-parallel-robotic-manipulator-using-evolutionary-computing.pdf>

[Lovasz, 2012] – Lovasz, E.C., Corves, B. (2012). *Mechanisms, Transmission and Applications*, Mechanisms and Machine, Vol. 3, Pag. 292, ISBN 978-94-007-2726-7, DOI: 10.1007/978-94-007-2727-4

[Lovasz, 2013] – Lovasz, E.C., Rădulescu, C. (2013). *Robotică avansată*, Editura Politehnica Timișoara, România, ISBN 978-606-554-696-7

[Lovasz, 1996] – Lovasz, E., Voicu, M.A., Cărăbaș, I. (1996). *Mecanisme (Elemente de sinteză practică)*, Litografia UPT, 1996

**M**

[Maniu, 2009] – Maniu, I., Ciupe, V., Rădulescu, C., Dolga, V., Bogdanov, I., Varga, Ș. (2009). *Robotică, Sistemul de acționare*, Vol II, Editura Politehnica, Timișoara, România, ISBN 978-973-625-609-7

[Maniu, 2009] – Maniu, I., Rădulescu, C., Bogdanov, I., Varga, Ș., Dolga, V., Ciupe, V. (2009). *Robotică, Aplicații robotizate*, Editura Politehnica din Timișoara, Vol. IV, România, ISBN 978-973-625-842-8



- [McInroy, 2002] – McInroy, J.E. (2002). *Modeling and Design of Flexure Jointed Stewart Platforms for Control Purposes*, IEEE / ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 7, No. 1, March, Pag. 95-99,  
<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=990892>
- [Medved, 2000] – Medved, V. (2000). Measurement of Human Locomotion, Pag. 272, 21 December,
- [Merlet, 2005] – Merlet, J.P. (2005), *Parallel Robots*, INRIA, Sophia - Antipolis, Springer
- [Mogan, 2003] – Mogan, G. (2003). Proiectarea constructivă a sistemelor mecanice ale produselor mecatronice. Roboți industriali, Editura Universității Transilvania, Brașov
- [Mogan, 2012] – Mogan, G., Panfir, A.N., Covaci, A., Postelnicu, C.C. (2012). *Control Interfaces for a Collaborative System Using LabView Package*, Technological Innovation for Value Creation, Vol. 372, Pag. 33-40
- [Mogan, 2008] – Mogan, G., Sisca, S., Subrin K. (2008). *Virtual and Real Testing of Products*, Product Engineering, Pag. 449-460
- [Mondoc, 2012] – Mondoc, A., Dolga, V., Gorie, N. (2012). *Methods in the analysis of mobile robots behavior in unstructured environment*, ISI Proc.2012 9th International Conference on Mathematical Problems in Engineering, Aerospace and Sciences, ICNPAA 2012, Viena, Austria, ISBN: 978-0-7354-1105-0, vol.1493, 10-14 Iulie, Pag. 661-665

**N**

- [Nadimi, 2006] – Nadimi, E.S., Bak, T., Izadi – Zamanabadi, R. (2006). *Model Predictive Controller Combined with LQG, Controller and Velocity Feedback to Control the Stewart Platform*, 9<sup>th</sup> IEEE International Workshop Advanced Motion Control, Istanbul, ISBN 0-7803-9511-1, Pag. 44-49  
<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1631630>
- [Nzue, 2013] - Nzue, R.M A., Brethé, J.F., Vasselin, E, Lefebvre, D. (2013). *Comparison of serial and parallel robot repeatability based on different performance criteria*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 61, Pag. 136-155,  
<http://www.sciencedirect.com/science/article>

**O**

- [Oh, 2013] – Oh, J.S., Shiu, W.K., Uhm, C.H, Lee, S.R, Han, Y.M., Choi, S.B. (2013). *Control of haptic master – slave robot system for minimally invasive surgery (MIS)*, Journal of Physics, Vol. 412
- [Özgür, 2013] – Özgür, E., Andreff, N., Martinet, P. (2013). *Linear dynamic modeling of parallel kinematic manipulators, from observable kinematic elements*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 69, Pag. 73-89,  
<http://www.science-direct.com/science/article>

**P**

- [Perju, 1986] - Perju, D. (1986). Mecanisme de Mecanică Fină, Vol. I, Institutul Politehnic "Traian Vuia", Timișoara, România
- [Perju, 1986] – Perju, D. (1986). Mecanisme de Mecanică Fină, Vol. II, Institutul Politehnic "Traian Vuia", Timișoara, România
- [Pfeifer, 2005] - Pfeifer, R., Iida, F., Bongard, J. (2005). *New robotics: Design principles for Intelligent Systems*. Journal of Artificial Life, Volume 11, Issue 1-2, January, Pag. 99-120,  
<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download-doi-10.1.1.100.236-rep-rep-type-pdf>

[Pîsla, 2014] – Pîsla, D., Bleuler, H., Rodic, A., Vaida, C., Pîsla, A. (2014). *New Trends in Medical and Service Robots, Mechanisms and Machine Science*, Vol. 16, Pag. 238, ISBN 978-3-319-01592-7

[Pîsla, 2008] – Pîsla, D., Plitea, N., Vaida, C. (2008). *Kinematic Modeling and Workspace Generation for a New Parallel Robot Used in Minimally Invasive Surgery*, *Advances in Robot Kinematics: Analysis and Design*, Pag. 459-468

[Pott, 2008] – Pott, A., Hiller, M. (2008). *Kinematic Modeling, Linearization and First - Order Error Analysis*, *Parallel Manipulators, towards New Applications*, INTECH, 01 Aprilie,

<http://www.intechopen.com/download-get-type-pdfs-id-828>

[Puglisi, 2012] – Puglisi, L.J., Saltaren, R.J., Moreno, H.A, Cárdenas, P.F., Garcia, C., Arac, R. (2012). *Dimensional synthesis of a spherical parallel manipulator based on the evaluation of global performance indexes*, *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 60, August, Pag. 1037-1045,

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889012000693>

## Q

[Qian, 2003] – Qian, Z., Hui, Z. (2003). *Simulation and Experimental Analysis of the Stewart Parallel Mechanism for Vibration Control*, *IEEE, International Conference Systems, Man and Cybernetics*, Vol. 4, ISBN 0-7803-7952-7, Pag. 3548-3552

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=01244439>

[Qiang, 2008] – Qiang, W., Juan, C., Zhiyong, T. (2008). *Study of Sliding Mode Control for Stewart Platform Based on Simplified Dynamic Model*, *INDIN 2008*, 6<sup>th</sup> IEEE International Conference on Industrial Informatics, 13-16 July, Daejeon, ISBN 978-1-4244-2170-1, Pag. 889 – 892, DOI: 10.1109/INDIN.2008.4618227,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4618227>

## R

[Rădulescu, 2007] – Rădulescu, C., Varga, Ș., Vela, I., Vela, D. (2007). *Proiectarea dispozitivelor*. *Robotica*, Vol. II, ediția 1-a, Editura Didactică și Pedagogică, R.A.București, ISBN: 973-30-1635-7, ISBN 978-973-30-1719-6

[Rocon, 2011] – Rocon, E., Pons, J.L. (2011). *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics*, *Springer Tracts in Advanced Robotics*, Vol. 69, ISBN: 978-3-642-17658-6

[Ronsse, 2007] - Ronsse, R. (2007). *Rhythmic Movements Control: Parallels between Human Behavior and Robotics*, *Thèse de doctorat*, Université de Liege, <http://bictel.ulq.ac.be-ETD-db-collection-available-ULgetd-05212007-110444-unrestricted-partI-intro.pdf>

[Roy, 2009] – Roy, A., Krebs, H.I., Williams, D.J., Bever, C.T, Forrester, L.W., Macko, R.M., Hogan, N. (2009). *Robot – Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation*, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 25, No. 3, Iunie, Pag. 569-581

## S

[Saint – Bauzel, 2009] – Saint – Bauzel, L., Pasqui, V., Monteil, I. (2009). *A Reactive Robotized Interface for Lower Limb Rehabilitation: Clinical Results*, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 25, No. 3, Iunie, Pag. 583-592

[Sanders, 2004] – Sanders, G. (2004). *Designing a Six Degree-of-Freedom Stewart Platform for Testing Spinal Tissue*,

[http://rbb.union.edu/RBB%20Sr%20Projects-2004-20 Sanders Glenn Poster.pdf](http://rbb.union.edu/RBB%20Sr%20Projects-2004-20%20Sanders_Glenn_Poster.pdf)

[Sarakoglou, 2007] – Sarakoglou, I., Kousidou, S., Tsagarakis, N.G. (2007). *Exoskeleton - Based Exercisers for the Disabilities of the Upper Arm and Hand*, *Rehabilitation Robotics*, Pag. 499-522, ISBN 978-3-902613-04-2, August, Vienna, Austria,

<http://www.intechopen.com/download/get/type/pdfs/id/574>

[Savii, 2000] – Savii, G., Milenco, L. (2000). Modelare și simulare. Editura Eurostampa, Timișoara, ISBN 973-8027-59-4

[Sbenghe, 1981] – Sbenghe, T. (1981). Recuperarea medicală a sechelelor postraumatice ale membrilor. București: Editura Medicală

[Sbenghe, 1987] – Sbenghe, T. (1987). Kinetologie profilactică, terapeutică și de recuperare. București: Editura Medicală

[Sbenghe, 1999] – Sbenghe, T. (1999). Bazele teoretice și practice ale kinetoterapiei. București: Editura medicală

[Serracín, 2012] – Serracín, J.R., Puglisi, L.J., Saltaren, R., Ejarque, G., Sabater – Navarro, J.M., Aracil, R. (2012). *Kinematic analysis of a novel 2 - d.o.f. orientation device*, Robotics and Autonomous Systems, Vol. 60, Pag. 852-861,

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S092188901200022X>

[Shadmehr, 2005] – Shadmehr, R., Wise, S.P. (2005). *A MINIMUM-JERK TRAJECTORY, Computational Neurobiology of Reaching and Pointing*, The computational Neurobiology of Reaching and Pointing

<http://www.shadmehrlab.org/book/minimumjerk.pdf>

[Simaan, 1999] – Simaan, N. (1999). Analysis and Synthesis of Parallel robots for Medical Applications, MS Research Thesis, Haifa,

<http://www.columbia.edu/cu/mece-arma-people-nabil-simaan-MSResearch-thesis.pdf>

[Sinclair, 2001] – Sinclair, I.R. (2001). Sensors and Transducers, Third Edition, ISBN 0-7506-4932-1

[Srivatsan, 2013] – Srivatsan, R.A., Bandyopadhyay, S. (2013). *On the position kinematic analysis of MaPaMan: a reconfigurable three-degrees-of-freedom spatial parallel manipulator*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 62, Pag. 150-165,

<http://www.sciencedirect.com/science-article>

[Srivatsan, 2013] – Srivatsan, R.A., Bandyopadhyay, S., Ghosal, A. (2013). *Analysis of the degrees-of-freedom of spatial parallel manipulators in regular and singular configurations*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 69, Pag. 127-141

[Stewart, 1965] – Stewart, D. (1965). *A Platform with Six Degrees of Freedom*, Institution of Mechanical Engineers Proceedings, Vol. 180, UK,

<http://www.iri.upc.edu/people/thomas/deposit/Stewart.pdf>

[Staicu, 2009] – Staicu, Ș. (2009). *Dynamic Analysis of the 3 – 3 Stewart Platform*, U.P.B.Sci.Bull., Vol. 71, No. 2, București, România,

<http://www.scientificbulletin.upb.ro-rev-docs-arhiva-rez714.pdf>

[Stan, 2011] – Stan, S.D., Szep, C., Manic, M., Bălan, R. (2011). *Performance analysis of 3 DOF Delta parallel robot*, Human System Interactions (HSI), 4th International Conference, 19-21 Mai, Pag. 215-220, Yokohama,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5937369>

[Sticlaru, 2001] – Sticlaru, C., Balekics, M. (2001). Mecanisme, Editura Politehnica, Timișoara, România, ISBN 973-8247-26-8

[Sui, 2006] – Sui, C., Wang, H., Fang, L., Zhao, M. (2006). *Static Measuring Model and Deadweight Compensation of a Stewart Platform Based Force/Torque Sensor*, IEEE / RSJ International Conference Intelligent Robots and Systems, ISBN 1-4244-0259-X, Beijing, Pag. 484-489,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4059199>

[Sulzer, 2009] – Sulzer, J.S., Roiz, R.A., Peshkin, M.A., Patton, J.L. (2009). *A Highly Backdrivable, Lightweight Knee Actuator for Investigating Gait in Stroke*, IEEE Transactions on Robotics, Vol. 25, No. 3, Iunie, Pag. 539-547

[Szep, 2009] – Szep, C., Stan, S.D., Csibi, V., Bălan, R. (2009). *Study of design, kinematics and accuracy modelling of 3 degrees of freedom robot*, MECHANIKA, 20 Aprilie, Nr. 3 (77), ISSN 1392-1207,

<http://zurnalas.mechanika.ktu.lt/files/mech377/Stan377.pdf>

[Szep, 2011] – Szep, C., Stan, S.D., Csibi, V. *Design, workspace analysis and inverse kinematics problem of Delta parallel robot*, MECHANIKA, Vol. 17, No. 3, ISSN: 1392-1207,

<http://www.ecoman.ktu.lt/index.php/Mech/article/view/506/790>

[Szep, 2009] – Szep, C., Stan, S.D., Csibi, V., Manic, M., Bălan, R. (2009). *Kinematics, workspace, design and accuracy analysis of RPRPR medical parallel robot*, Human System Interactions, HSI'09, 2<sup>nd</sup> Conference, 21-23 Mai, ISBN 978-1-4244-3959-1, Pag. 75-80, Catania,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5090957>

[Szep, 2011] – Szep, C. (2011). Teza de doctorat. Cercetări teoretice și experimentale privind sistemele mecatronice cu aplicații în robotică, Universitatea Tehnică din Cluj – Napoca, Facultatea de Mecanică, România

[SimMechanics User's Guide, 2001 - 2006] – SimMechanics User's Guide, Version 2

## T

[Tao, 2013] – Tao, Z., An, Q. (2013). *Interference analysis and workspace optimization of 3-RRR spherical parallel mechanism*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 69, Pag. 62-72

[Tarokh, 2007] – Tarokh, M., *Real Time Forward Kinematics Solutions for General Stewart Platforms*, IEEE International Conference on Robotics and Automation, 10-14 April, Italy, Roma, ISBN 1-4244-0601-3, Pag. 901-906, DOI: 10.1109/ROBOT.2007.363100,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4209204&userType=inst>

[Thöndel, 2010] – Thöndel, E. (2010). *Electric Motion Platform for Use in Simulation Technology – Design and Optimal Control of a Linear Electromechanical Actuator*, Proceedings of the World Congress on Engineering and Computer Science, 20-22 Octombrie, San Francisco, USA,

[Tsagarakis, 2003] - Tsagarakis, N.G., Caldwell, D.G. (2003). *Development and Control of a soft - actuated exoskeleton for use in physiotherapy and training*. Autonomous Robots, Volume 15, Pag. 21-33,

<http://tcts.fpms.ac.be/biomed-private-papers-tsagarakis-et-al03.pdf>

## V

[Văcărescu, 1989] – Văcărescu, I.N. (1989). Teză de doctorat: Sinteza structurală și dimensională optimală a mecanismelor generatoare de traiectorie din componența roboților industriali, Institutul Politehnic "Traian Vuia", Timișoara

[Vivas, 2005] - Vivas, A., Poignet P. (2005). *Predictive functional control for a parallel robot*, ScienceDirect, Pag. 863-874, Franța,

<http://www.sciencedirect.com/science-article>

[Vose, 2013] – Vose, T.H., Turpin, M.H., Dames, P.M., Umbanhowar, P., Lynch, K.M. (2013). *Modeling, design, and control of 6-DoF flexure-based parallel mechanisms for vibratory manipulation*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 64, Pag. 111-130,

<http://www.seas.upenn.edu/~mturpin/papers/VosTurDam1209-accepted.pdf>

## X

[Xiaolin, 2009] – Xiaolin, D., Qitao, H., JunWei, H., Hongren, L. (2009). *Accuracy synthesis of Stewart platform used in testing system for spacecraft docking mechanism*, ICMTMA'09, IEEE International Conference on Measuring Technology

and Mechatronics Automation, Vol. 3, 11-12 April, Zhangjiajie, Hunan, Pag. 7-10, ISBN 978-0-7695-3583-8, DOI: 10.1109/ICMTMA.2009.512,  
<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5203135>

**Y**

[Yamano, 2002] – Yamano, I., Takemura, K., Endo, K., Maeno, T. (2002). Method for Controlling Master – Slave Robots using Switering and Elastic Elements, International Conference on Robotics & Automation, Proceodings IEEE, May, Pag. 1717 - 1722

[Yao, 2006] – Yao, J., Hou, Y., Lu, L., Zhao, Y. (2006). *Analysis of a Pre - stressed Six-component, Force / Torque Sensor Based on Stewart Platform*, ROBIO'06, IEEE International Conference Robotics and Biomimetics, 17-20 December, Kunming, ISBN 1-4244-0570-X, Pag. 346-350,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4141889>

[Yildiz, 2009] – Yildiz, I., Omurlu, V.E., Sagirli, A. (2009). *A Novel Visualization Technique in Bond - Graph Method for Modeling of a Generalized Stewart Platform*, ROBIO 2008, IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 22-25 February, Bangkok, Pag. 780-785, ISBN 978-1-4244-2678-2, DOI: 10.1109/ROBIO.2009.4913099,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4913099>

**Z**

[Zeng, 2014] – Zeng, Q., Ehmann, K.F. (2014). *Design of parallel hybrid-loop manipulators with kinematotropic property and deployability*, Mechanism and Machine Theory, Vol. 71, Pag. 1-26

[Zhang, 2007] – Zhang, Z., Chen, T., Zhao, D. (2007). *Modeling and Movement Simulation of a Manipulator of 6-DOF Based on Stewart Platform with Pro/E*, 10<sup>th</sup> IEEE International Conference on Computer – Aided Design and Computer Graphics, Beijing, 15-18 October, ISBN 978-1-4244-1579-3, Pag. 533-536, DOI: 10.1109/CADCG.2007.4407948,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4407948>

[Zhao, 2007] – Zhao, Y, Zhao, T., Wen, R., Wang, H. (2007). *Study on Friction Modeling for Sizable Stewart Platform – based Force / Torque Sensor*, ROBIO 2007, IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 15-18 December, Sanya, ISBN 978-1-4244-1761-2, Pag. 1682 - 1687, DOI: 10.1109/ROBIO.2007.4522418,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4522418>

[Zhou, 2008] – Zhou, H., Cao, Y., Zhang, Q. (2008). *The Research on Direct Kinematic Problem of a Special Class of the Stewart - Gough Manipulators*, ICMA 2008, IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, 5-8 August, Takamatsu, Pag. 971-976, ISBN 978-1-4244-2631-7, DOI: 10.1109-ICMA.2008.4798890,

<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4798890>

[Zsombor-Murray, 1995] – Zsombor-Murray, P., Husty, M.L., Hartmann, D. (1995). *Singular Stewart-Gough platforms with spherocylindrical and spheroconical hip joint trajectories*, In 9<sup>th</sup> World Congress on the Theory of Machines and Mechanisms, Pag. 1886-1890

**W**

[Wang, 1995] – Wang, S.M., Ehmann, K.F. (1995). *Error Model And Accuracy Analysis Of A Six - Dof Stewart Platform*, Department of Mechanical Engineering,

<http://www.mech.northwestern.edu/MFG/AML/pdf/1995-102.pdf>

- [Wang, 2012] – Wang, X, Zhang, W., Wu, B. (2012). *Hammerstein - Wiener Model Research for a Stewart Platform*, ROBIO 2012, IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 11-14 December, Guangzhou, China, Pag. 2270-2275, ISBN 978-1-4673-2125-9, DOI: 10.1109/ROBIO.2012.6491307, <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6491307>
- [\*\*\* Contract parteneriate, 2010] \*\*\*, *Sisteme mecatronice complexe pentru aplicații în medicină*, Contract parteneriate, etapa III / 2010, Timișoara.
- [\*\*\* Contract parteneriate, 2009] \*\*\*, *Sisteme mecatronice complexe pentru aplicații în medicină*, Contract parteneriate, PC, faza 2, Timișoara, 2009.
- [\*\*\* Contract parteneriate, 2008] \*\*\*, *Sisteme mecatronice pentru aplicații în medicină*, Contract parteneriate PC, 72197/01.10.2008, faza 1, Timișoara, 2008.
- [\*\*\*, Roboți medicali] \*\*\*, <http://mfm.unitbv.ro-site-pagini-proiecte-ro-ID-147-DB-PDF-prezentare-20ID-147.pdf>, accesat la 12.01.2011
- [\*\*\* Dizabilitate] \*\*\*, dizabilitate, <http://asociatia-ihitis.ro-2008-06-10-diferenta-dintre-handicap-si-dizabilitate>, accesat la 08.02.2011
- [\*\*\* Dreptul la capacitate juridică al persoanelor cu dizabilități] \*\*\*, dreptul la capacitate juridică al persoanelor cu dizabilități, <http://infoeuropa.md-handicapati-dreptul-la-capacitate-juridica-al-persoanelor-cu-dizabilitati>, accesat la 09.02.2011
- [\*\*\* PN II] \*\*\*, Planul Național de Cercetare , Dezvoltare și Inovare 2007 - 2013, <http://uefiscdi.gov.ro/userfiles/file/ROST/PN2ro.pdf>, accesat la 09.02.2011
- [\*\*\* Gorie, 2010 - 2011] \*\*\*, Gorie, N. (2010 - 2011). Referat științific: Stadiul actual al integrării sistemelor acustice în biomecatronică. România: Timișoara
- [\*\*\* Scheletul membrului superior] \*\*\*, <http://www.salabucuresti.ro/articole-scheletul-membrului-superior.html>, accesat la 10.02.2011
- [\*\*\* Abducție – Adducție] \*\*\*, <http://www.aroundhawaii.com/lifestyle/health-and-fitness/2011-02-whats-a-shoulder-turn-part-2.html>, accesat la 11.02.2011
- [\*\*\* Flexie – Extensie] \*\*\*, <http://fitnessuntangled.blogspot.ro/2013/05/shoulders-part-ii-movement.html#!/2013/05/shoulders-part-ii-movement.html>, accesat la 11.02.2011
- [\*\*\* Rotație internă - externă] \*\*\*, <http://1.bp.blogspot.com-UkikNAPLtSoUY1ytn3rUbI-AAAAAAAAAOM/UrQk-wzWI-s1600-internal-external-shoulder.jpg>, accesat la 11.02.2011
- [\*\*\* Anatomia umărului] \*\*\*, <http://www.dureridespate.com.ro/index.php-news&nid=5-Dureri-de-umar>, accesat la 11.02.2011
- [\*\*\* Anatomia cotului] \*\*\*, <http://anatomie.romedic.ro-articulatia-cotului-cotul>, accesat la 20.02.2011
- [\*\*\* Flexie – Extensie cot] \*\*\*, [http://pjroxburgh.tripod.com/new\\_page\\_5.htm](http://pjroxburgh.tripod.com/new_page_5.htm), accesat la 20.02.2011
- [\*\*\* Supinație – Pronație cot] \*\*\*, <http://dwd.wisconsin.gov-dwd/publications-wc-wkc-7761-p.htm>, accesat la 20.02.2011
- [\*\*\* Anatomia mâinii] \*\*\*, <http://www.ortopedieclinica.ro-articole-traumatologie-membru-superior-fractura-de-epifiza-distala-a-radiusului>, accesat la 20.02.2011
- [\*\*\* Mișcările mâinii umane] \*\*\*, <http://inimove.dk/english/new-inimove-hand-2>, accesat la 20.02.2011
- [\*\*\* Fracturi] \*\*\*, <http://www.sportmedcenter.ro-articole-1350-beneficiile-ultrasunetului-in-fracturi.html>, accesat la data de 21.02.2011
- [\*\*\* Fractură de col humeral] \*\*\*, <http://www.ortokinetic.ro/p76-Fractura-de-col-humeral>, accesat la 21.02.2011
- [\*\*\* Fractură de scapulă] \*\*\*, <http://www.ortopedieclinica.ro-articole-traumatologie-membru-superior-fractura-de-omoplat>, accesat la 21.02.2011

- [\*\*\* Recuperare medicală, 2011] \*\*\*, <http://www.recuperare-holistica.ro/recuperare-medicala.php>, accesat la 21.02.2011
- [\*\*\* Orteză antebraț] \*\*\*, <http://www.medicinasportiva.ro-promo-euromedicagrup-orteze-antebrat-pumn.html>, accesat la 21.02.2011
- [\*\*\* Traumatisme medulare] \*\*\*, <http://www.prostemcell.ro-traumatisme-medulare-leziunile-medulare-complete.html>, accesat la 21.02.2011
- [\*\*\* Orteza BORT] \*\*\*, <http://www.clubafaceri.ro-12474-orteza-bort-pentru-imobilizarea-mainii-23926.html>, accesat la 21.02.2011
- [\*\*\* Orteza police] \*\*\*, <http://www.inamedicalsport.ro-orteze-orteze-si-atel-pentru-degete/orteza-pentru-degetul-mare-police-dr-med-dr-w132-3>, accesat la 21.02.2011
- [\*\*\* Cotul psttraumatic] \*\*\*, <http://www.scribd.com/doc/32310718/Cotul-posttraumatic>, accesat la 01.03.2011
- [\*\*\* Curs recuperare posttraumatic] \*\*\*, <http-3A-2F-2Fxa.yimg.com-2Fkq-2Fgroups-2F23201554-2F360960978-2Fname-2Frecuperare>, accesat la 01.03.2011
- [\*\*\* Anatomia membrului inferior] \*\*\*, <http://www.corpul-uman.com-2010-12-femurul-anatomia-corpului-uman.html>, accesat la 01.03.2011
- [\*\*\* Coxartroza] \*\*\*, <http://www.vindeca-te.ro-kinetoterapie-coxartroza.html>, accesat la 02.03.2011
- [\*\*\* Anatomia șoldului] \*\*\*, <http://www.gla.ac.uk-t4/-fbIs-files-fab-tutorial-anatomy-hipt.html>, accesat la 02.03.2011
- [\*\*\* Rotație internă – externă la șold] \*\*\*, <http://b-reddy.org/2013/05/09/talking-about-hip-retroversion/>, accesat la 02.03.2011
- [\*\*\* Anatomia genunchiului] \*\*\*, <http://www.consultatii-medicale.ro/sanatatea-ta/506-afectiunile-genunchiului.html>, accesat la 03.03.2011
- [\*\*\* Flexia – Extensia genunchiului] \*\*\*, <http://drknight-kinesiology.blogspot.ro-2010-10-using-correct-terminology.html>, accesat la 03.03.2011
- [\*\*\* Rotație medială – laterală genunchi] \*\*\*, <http://www.courses.vcu.edu-DANC291-003-unit-7.htm>, accesat la 03.03.2011
- [\*\*\* Anatomia gleznei] \*\*\*, <http://www.sfatulmedicului.ro-Anatomia-membrelor-inferioare-anatomia-gleznei-5673>, accesat la 04.03.2011
- [\*\*\* Flexie – Extensie gleznă] \*\*\*, <http://www.dh.aist.go.jp/bodyDB/a/HQL-00-04e.html>, accesat la 04.03.2011
- [\*\*\* Fractură bimaleolară] \*\*\*, <http://www.inamedicalsport.ro-fractura-de-maleola-fractura-bimaleolara>, accesat la 04.03.2011
- [\*\*\* Orteză fixă gleznă] \*\*\*, <http://www.clubafaceri.ro-15425-orteza-fixa-gleznatip-gheata>, accesat la 04.03.2011
- [\*\*\* Orteză gambă - picior] \*\*\*, <http://www.romedic.ro/orteza-gamba-picior-pneumatica>, accesat la 04.03.2011
- [\*\*\* Recuperare medicală la genunchi] \*\*\*, <http://www.medicul-meu.com-boli-si-tratamente-fiziologie-metode-de-recuperare-medicala-bft-in-genunchiul-operat-ruptura-de-menisc>, accesat la 04.03.2011
- [\*\*\* Fractură de col femural] \*\*\*, <http://sanatate.bzi.ro/ai-suferit-o-fractura-de-col-femural-iata-cum-trebuie-sa-decurga-recuperarea>, accesat la 04.03.2011
- [\*\*\* Contract cercetare] \*\*\*, Cercetări privind dezvoltarea de sisteme mecatronice pentru aplicații în medicină, Contract parteneriate PC, faza 2, Timișoara, 2009
- [\*\*\* Matlab/Simulink] \*\*\*, Mechatronics Simulink Library, Reference Manual, 2001, Pag. 105



## Anexa 4.1

### Determinarea expresiilor pentru coordonatele cuplelor cinematice sferice în sistemul fix de coordonate

$$\begin{bmatrix} x^{FI} \\ y^{FI} \\ z^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a & -\sin a & -b \\ 0 & \sin a & \cos a & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x^{FS} \\ y^{FS}+b \\ z^{FS}-c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

Tab. 1.1 Determinarea coordonatelor punctelor 3<sub>T</sub> și 4<sub>T</sub>

|                        |                                  |   |                 |
|------------------------|----------------------------------|---|-----------------|
| Punctul 3 <sub>T</sub> | $x_{T3} = -\frac{3h_1 + b_1}{4}$ | $y_{T3} = -\frac{\sqrt{3}(h_1 - b_1)}{4}$ | $z_{T3} = -z_0$ |
| Punctul 4 <sub>T</sub> | $x_{T4} = -\frac{3h_1 - b_1}{4}$ | $y_{T4} = -\frac{\sqrt{3}(h_1 + b_1)}{4}$ | $z_{T4} = -z_0$ |

- 3<sub>T</sub>

$$\begin{bmatrix} x_{T3}^{FI} \\ y_{T3}^{FI} \\ z_{T3}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a & -\sin a & -b \\ 0 & \sin a & \cos a & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\frac{3h_1+b_1}{4} \\ -\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4} \\ -z_0-c \\ 1 \end{bmatrix} + b = \begin{bmatrix} -\frac{3h_1+b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4} + b\right) \cdot \cos a + (z_0+c) \cdot \sin a - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4} + b\right) \cdot \sin a - (z_0+c) \cdot \cos a + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix}$$

- 4<sub>T</sub>

$$\begin{bmatrix} x_{T4}^{FI} \\ y_{T4}^{FI} \\ z_{T4}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a & -\sin a & -b \\ 0 & \sin a & \cos a & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\frac{3h_1-b_1}{4} \\ -\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4} \\ -z_0-c \\ 1 \end{bmatrix} + b = \begin{bmatrix} -\frac{3h_1-b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4} + b\right) \cdot \cos a + (z_0+c) \cdot \sin a - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4} + b\right) \cdot \sin a - (z_0+c) \cdot \cos a + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix}$$

Tab. 2.2 Determinarea coordonatelor punctelor 5<sub>T</sub> și 6<sub>T</sub>

|                        |                                 |   |                 |
|------------------------|---------------------------------|---|-----------------|
| Punctul 5 <sub>T</sub> | $x_{T5} = \frac{3h_1 - b_1}{4}$ | $y_{T5} = -\frac{\sqrt{3}(h_1 + b_1)}{4}$ | $z_{T5} = -z_0$ |
| Punctul 6 <sub>T</sub> | $x_{T6} = \frac{3h_1 + b_1}{4}$ | $y_{T6} = -\frac{\sqrt{3}(h_1 - b_1)}{4}$ | $z_{T6} = -z_0$ |

- 5<sub>T</sub>



$$\begin{bmatrix} x_{T1}^{FI} \\ y_{T1}^{FI} \\ z_{T1}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a & -\sin a & -b \\ 0 & \sin a & \cos a & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{3h_1-b_1}{4} \\ -\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b \\ \frac{4}{-z_0-c} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{3h_1-b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \cos a + (z_0+c) \cdot \sin a - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \sin a - (z_0+c) \cdot \cos a + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix}$$

•  $\theta_T$

$$\begin{bmatrix} x_{T1}^{FI} \\ y_{T1}^{FI} \\ z_{T1}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos a & -\sin a & -b \\ 0 & \sin a & \cos a & h_0+c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{3h_1+b_1}{4} \\ -\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4}+b \\ \frac{4}{-z_0-c} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{3h_1+b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4}+b\right) \cdot \cos a + (z_0+c) \cdot \sin a - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4}+b\right) \cdot \sin a - (z_0+c) \cdot \cos a + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix}$$

## Anexa 4.2

### Calculul lungimilor actuatorilor 2 6

Tab. 2.1 Modul de integrare a actuatorilor

| Actuatorul   | Cupla cinematică de pe flanșa inferioară (B) | Cupla cinematică de pe flanșa superioară (T) |
|--------------|--|--|
| Actuatorul 2 | $5_B$  | $2_T$  |
| Actuatorul 3 | $6_B$  | $3_T$  |
| Actuatorul 4 | $1_B$  | $4_T$  |
| Actuatorul 5 | $2_B$  | $5_T$  |
| Actuatorul 6 | $3_B$  | $6_T$  |

- **Actuatorul 2**

Coordonatele de pe flanșa superioară sunt:

$$\begin{bmatrix} x_{T2}^{FI} \\ y_{T2}^{FI} \\ z_{T2}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{b_1}{2} \\ \left(\frac{h_1\sqrt{3}}{2} + b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0 + c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(\frac{h_1\sqrt{3}}{2} + b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0 + c) \cdot \cos \alpha + h_0 + c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

Tab. 2.2 Determinarea coordonatelor punctului  $5_B$  (extras)

|               |                            |                                    |              |
|---------------|----------------------------|------------------------------------|--------------|
| Punctul $5_B$ | $x_{B5} = -\frac{3H-a}{4}$ | $y_{B5} = \frac{\sqrt{3}(H+a)}{4}$ | $z_{B5} = 0$ |
|---------------|----------------------------|------------------------------------|--------------|

Se calculează pe rând:

- $\Delta x = (x_{2T} - x_{2B}) = -\frac{b_1}{2} + \frac{3H-a}{4} = K_{02}$
- $\Delta y = (y_{2T} - y_{2B}) = K_{12} \cdot \cos \alpha + K_{22} \cdot \sin \alpha + K_{32}$

unde:  $K_{12} = \frac{h_1\sqrt{3}}{2} + b$ ;  $K_{22} = z_0 + c$ ;  $K_{32} = -\frac{\sqrt{3}(H+a)}{4} - b$ ;

- $\Delta z = (z_{2T} - z_{2B}) = K_{12} \cdot \sin \alpha - K_{22} \cdot \cos \alpha + K_{42}$   
unde  $K_{42} = h_0 + c$ ;

$$\begin{aligned} \Delta &= (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2 \\ &= K_{02}^2 + K_{12}^2 + K_{22}^2 + K_{32}^2 + K_{42}^2 + 2K_{12}(K_{42} \sin \alpha + K_{32} \cos \alpha) \\ &\quad + 2K_{22}(K_{32} \sin \alpha - K_{42} \cos \alpha) \\ &= E_2 + \frac{2K_{12}K_{32}}{\cos \varphi} \\ &\quad \cdot \cos(\alpha - \varphi) + \frac{2K_{22}K_{32}}{\cos \varphi} \cdot \sin(\alpha - \varphi) = E_2 + \frac{2K_{22}K_{32}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi + \psi) \end{aligned}$$

unde:  $\operatorname{tg} \varphi = \frac{K_{42}}{K_{32}}$ ;  $E_2 = K_{02}^2 + K_{12}^2 + K_{22}^2 + K_{32}^2 + K_{42}^2$ ;  $\operatorname{tg} \psi = \frac{K_{12}}{K_{22}}$

Ca urmare a calculelor anterioare a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 2 ca fiind:

$$L_2 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_2 + \frac{2K_{22}K_{32}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi + \psi)} \quad (2)$$

• **Actuatorul 3**

Coordonatele punctelor de referință de pe flanșa superioară sunt:

$$\begin{bmatrix} x_{T3}^{FI} \\ y_{T3}^{FI} \\ z_{T3}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{3h_1+b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4} + b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0+c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4} + b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0+c) \cdot \cos \alpha + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Tab. 2.3 Determinarea coordonatelor punctului 6<sub>B</sub> (extras)

|                        |                            |                                    |              |
|------------------------|----------------------------|------------------------------------|--------------|
| Punctul 6 <sub>B</sub> | $x_{B6} = -\frac{3H+a}{4}$ | $y_{B6} = \frac{\sqrt{3}(H-a)}{4}$ | $z_{B6} = 0$ |
|------------------------|----------------------------|------------------------------------|--------------|

Se calculează pe rând:

- $\Delta x = (x_{3T} - x_{3B}) = \left(-\frac{3h_1+b_1}{4} + \frac{3H+a}{4}\right) = K_{03}$
- $\Delta y = (y_{3T} - y_{3B}) = K_{13} \cdot \cos \alpha + K_{23} \cdot \sin \alpha - K_{33}$

unde:  $K_{13} = -\frac{\sqrt{3}(h_1-b_1)}{4} + b$ ;  $K_{23} = z_0 + c$ ;  $K_{33} = \left(\frac{\sqrt{3}(H-a)}{4} + b\right)$ ;  $K_{43} = h_0 + c$ ;

- $\Delta z = (z_{3T} - z_{3B}) = K_{13} \cdot \sin \alpha - K_{23} \cdot \cos \alpha + K_{43}$

$$\begin{aligned} \Delta &= (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2 \\ &= K_{03}^2 + K_{13}^2 + K_{23}^2 + K_{33}^2 + K_{43}^2 + 2K_{13}(K_{43} \sin \alpha - K_{33} \cos \alpha) \\ &\quad - 2K_{23}(K_{33} \sin \alpha + K_{43} \cos \alpha) \\ &= E_3 + \frac{2K_{13}K_{43}}{\cos \varphi} \\ &\quad \cdot \sin(\alpha - \varphi) - \frac{2K_{23}K_{43}}{\cos \varphi} \cdot \cos(\alpha - \varphi) = E_3 + \frac{2K_{13}K_{43}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi) \end{aligned}$$

unde:  $\operatorname{tg} \varphi = \frac{K_{33}}{K_{43}}$ ;  $E_3 = K_0^2 + K_1^2 + K_2^2 + K_3^2 + K_4^2$ ;  $\operatorname{tg} \psi = \frac{K_{23}}{K_{13}}$

Ca urmare a calculelor anterioare a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 3 ca fiind:

$$L_3 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_3 + \frac{2K_{13}K_{43}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)} \quad (4)$$

• **Actuatorul 4**

Coordonatele punctelor de referință de pe flanșa superioară sunt:

$$\begin{bmatrix} X_{T4}^{FI} \\ Y_{T4}^{FI} \\ Z_{T4}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{3h_1-b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0+c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0+c) \cdot \cos \alpha + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

Tab. 2.4 Determinarea coordonatelor punctului 1<sub>B</sub> (extras)

|                        |                         |                                 |              |
|------------------------|-------------------------|---------------------------------|--------------|
| Punctul 1 <sub>B</sub> | $x_{B1} = \frac{-a}{2}$ | $y_{B1} = \frac{-H\sqrt{3}}{2}$ | $z_{B1} = 0$ |
|------------------------|-------------------------|---------------------------------|--------------|

- $\Delta x = (x_{4T} - x_{4B}) = \left(-\frac{3h_1-b_1}{4} + \frac{a}{2}\right) = K_{04}$
  - $\Delta y = (y_{4T} - y_{4B}) = K_{14} \cdot \cos \alpha + K_{24} \cdot \sin \alpha - K_{34}$
- unde:  $K_{14} = -\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4} + b$ ;  $K_{24} = z_0 + c$ ;  $K_{34} = \left(-\frac{\sqrt{3}H}{2} + b\right)$ ;  $K_{44} = h_0 + c$ ;
- $\Delta z = (z_{4T} - z_{4B}) = K_{14} \cdot \sin \alpha - K_{24} \cdot \cos \alpha + K_{44}$

$$\begin{aligned} \Delta &= (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2 \\ &= K_{04}^2 + K_{14}^2 + K_{24}^2 + K_{34}^2 + K_{44}^2 + 2K_{14}(K_{44} \sin \alpha - K_{34} \cos \alpha) \\ &\quad - 2K_{24}(K_{34} \sin \alpha + K_{44} \cos \alpha) \\ &= E_4 + \frac{2K_{14}K_{44}}{\cos \varphi} \\ &\quad \cdot \sin(\alpha - \varphi) - \frac{2K_{24}K_{44}}{\cos \varphi} \cdot \cos(\alpha - \varphi) = E_4 + \frac{2K_{14}K_{44}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi) \end{aligned}$$

unde:  $\operatorname{tg} \varphi = \frac{K_{34}}{K_{44}}$ ;  $E_4 = K_{04}^2 + K_{14}^2 + K_{24}^2 + K_{34}^2 + K_{44}^2$ ;  $\operatorname{tg} \psi = \frac{K_{24}}{K_{14}}$

Ca urmare a calculelor anterioare a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 4 ca fiind:

$$L_4 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_4 + \frac{2K_{14}K_{44}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)} \quad (6)$$

### • Actuatorul 5

Coordonatele punctelor de referință de pe flanșa superioară sunt:

$$\begin{bmatrix} X_{T5}^{FI} \\ Y_{T5}^{FI} \\ Z_{T5}^{FI} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{3h_1-b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0+c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1+b_1)}{4}+b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0+c) \cdot \cos \alpha + h_0+c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Tab. 2.5 Determinarea coordonatelor punctului 2<sub>B</sub> (extras)

|                        |                        |                                 |              |
|------------------------|------------------------|---------------------------------|--------------|
| Punctul 2 <sub>B</sub> | $x_{B2} = \frac{a}{2}$ | $y_{B2} = \frac{-H\sqrt{3}}{2}$ | $z_{B2} = 0$ |
|------------------------|------------------------|---------------------------------|--------------|

- $\Delta x = (x_{5T} - x_{5B}) = \left(\frac{3h_1 - b_1}{4} - \frac{a}{2}\right) = K_{05}$
- $\Delta y = (y_{5T} - y_{5B}) = K_{15} \cdot \cos \alpha + K_{25} \cdot \sin \alpha - K_{35}$   
unde:  $K_{15} = -\frac{\sqrt{3}(h_1 + b_1)}{4} + b$ ;  $K_{25} = z_0 + c$ ;  $K_{35} = \left(-\frac{\sqrt{3}H}{2} + b\right)$ ;  $K_{45} = h_0 + c$ ;
- $\Delta z = (z_{5T} - z_{5B}) = K_{15} \cdot \sin \alpha - K_{25} \cdot \cos \alpha + K_{45}$

$$\begin{aligned} \Delta &= (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2 \\ &= K_{05}^2 + K_{15}^2 + K_{25}^2 + K_{35}^2 + K_{45}^2 + 2K_{15}(K_{45} \sin \alpha - K_{35} \cos \alpha) \\ &\quad - 2K_{25}(K_{35} \sin \alpha + K_{45} \cos \alpha) \\ &= E_5 + \frac{2K_{15}K_{45}}{\cos \varphi} \\ &\quad \cdot \sin(\alpha - \varphi) - \frac{2K_{25}K_{45}}{\cos \varphi} \cdot \cos(\alpha - \varphi) = E_5 + \frac{2K_{15}K_{45}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi) \end{aligned}$$

unde:  $\operatorname{tg} \varphi = \frac{K_{35}}{K_{45}}$ ;  $E_5 = K_{05}^2 + K_{15}^2 + K_{25}^2 + K_{35}^2 + K_{45}^2$ ;  $\operatorname{tg} \psi = \frac{K_{25}}{K_{15}}$

Ca urmare a calculelor anterioare a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 5 ca fiind:

$$L_5 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_5 + \frac{2K_{15}K_{45}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)} \quad (8)$$

### • Actuatorul 6

Coordonatele punctelor de referință de pe flanșa superioară sunt:

$$\begin{bmatrix} x_{T6}^{F1} \\ y_{T6}^{F1} \\ z_{T6}^{F1} \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{3h_1 + b_1}{4} \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1 - b_1)}{4} + b\right) \cdot \cos \alpha + (z_0 + c) \cdot \sin \alpha - b \\ \left(-\frac{\sqrt{3}(h_1 - b_1)}{4} + b\right) \cdot \sin \alpha - (z_0 + c) \cdot \cos \alpha + h_0 + c \\ 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Tab. 2.6 Determinarea coordonatelor punctului 3<sub>B</sub> (extras)

|                        |                             |                                      |              |
|------------------------|-----------------------------|--------------------------------------|--------------|
| Punctul 3 <sub>B</sub> | $x_{B3} = \frac{3H + a}{4}$ | $y_{B3} = \frac{\sqrt{3}(H - a)}{4}$ | $z_{B3} = 0$ |
|------------------------|-----------------------------|--------------------------------------|--------------|

- $\Delta x = (x_{6T} - x_{6B}) = \left(\frac{3h_1 + b_1}{4} - \frac{3H + a}{4}\right) = K_{06}$
- $\Delta y = (y_{6T} - y_{6B}) = K_{16} \cdot \cos \alpha + K_{26} \cdot \sin \alpha - K_{36}$   
unde:  $K_{16} = -\frac{\sqrt{3}(h_1 - b_1)}{4} + b$ ;  $K_{26} = z_0 + c$ ;  $K_{36} = \left(\frac{\sqrt{3}(H - a)}{4} + b\right)$ ;  $K_{46} = h_0 + c$ ;
- $\Delta z = (z_{6T} - z_{6B}) = K_{16} \cdot \sin \alpha - K_{26} \cdot \cos \alpha + K_{46}$

$$\begin{aligned}
\Delta &= (\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2 \\
&= K_{06}^2 + K_{16}^2 + K_{26}^2 + K_{36}^2 + K_{46}^2 + 2K_{16}(K_{46} \sin \alpha - K_{36} \cos \alpha) \\
&\quad - 2K_{26}(K_{36} \sin \alpha + K_{46} \cos \alpha) \\
&= E_6 + \frac{2K_{16}K_{46}}{\cos \varphi} \\
&\quad \cdot \sin(\alpha - \varphi) - \frac{2K_{26}K_{46}}{\cos \varphi} \cdot \cos(\alpha - \varphi) = E_6 + \frac{2K_{16}K_{46}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)
\end{aligned}$$

$$\text{unde: } \operatorname{tg} \varphi = \frac{K_{36}}{K_{46}}; E_6 = K_{06}^2 + K_{16}^2 + K_{26}^2 + K_{36}^2 + K_{46}^2; \operatorname{tg} \psi = \frac{K_{26}}{K_{16}}$$

Ca urmare a calculelor anterioare a fost determinată expresia modului de variație a lungimii actuatorului 6 ca fiind:

$$L_6 = \sqrt{\Delta} = \sqrt{E_6 + \frac{2K_{16}K_{46}}{\cos \varphi \cos \psi} \cdot \sin(\alpha - \varphi - \psi)} \quad (10)$$



## Fișa tehnică a tahogeneratorului

## Génératrice 2822

0,52 V/1000

Courant continu

Maxon

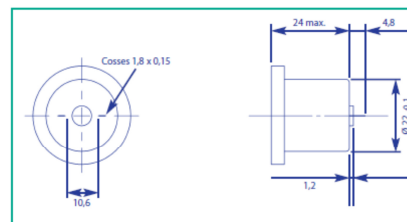


## Spécifications techniques

Version

|    |                                     | 0,52 / 1000      |
|----|-------------------------------------|------------------|
| 1  | Tension de sortie                   | V/1000tr/mn      |
| 2  | Resistance du rotor                 | Ohm              |
| 3  | Taux d'ondulation                   | %                |
| 4  | Linéarité +/-                       | %                |
| 5  | Courant maximum conseillé           | mA               |
| 6  | Impédance nominale de charge        | Kohm             |
| 7  | Tolérance sur tension de sortie +/- | %                |
| 8  | Coefficient de température          | %/°C             |
| 9  | Commutation                         | Métal            |
| 10 | Almant                              | AINiCo           |
| 11 | Nombre de lames au collecteur       | 7                |
| 12 | Température minimum d'utilisation   | °C               |
| 13 | Température maximum d'utilisation   | °C               |
| 14 | Inertie                             | gcm <sup>2</sup> |

- Génératrice à faible inertie pour les boucles d'asservissement.
- Adaptée aux applications à basse vitesse.



04 72 019 019

86




[www.vishay.com](http://www.vishay.com)
**Model 157**

Vishay Spectrol

### 7/8" (22.2 mm) Precision Industrial Potentiometer, Bushing And Servo Mount Versions, Conductive Plastic

**FEATURES**

- High quality
- Rugged one piece metal housing
- Long rotational life
- Wide operating temperature range
- Linearities down to  $\pm 0.25\%$  special
- Optional sealed construction (bushing mount only)
- Material categorization: For definitions of compliance please see [www.vishay.com/doc299912](http://www.vishay.com/doc299912)


**RoHS**  
COMPLIANT
**QUICK REFERENCE DATA**

|                  |                                |
|------------------|--------------------------------|
| Sensor type      | ROTATIONAL, conductive plastic |
| Output type      | Output by turrets              |
| Market appliance | Industrial                     |
| Dimensions       | 7/8" (22.2 mm)                 |

**ELECTRICAL SPECIFICATIONS**

| PARAMETER                             | MIL-PRF-39023 TEST PROCEDURES APPLY         |
|---------------------------------------|---|
| Resistance                            | 1 k $\Omega$ to 100 k $\Omega$              |
| Resistance Tolerance                  | $\pm 20\%$                                  |
| Special to                            | $\pm 10\%$                                  |
| Linearity                             | $\pm 2.0\%$                                 |
| Special to                            | $\pm 0.25\%$                                |
| Temperature Coefficient of Resistance | $\pm 600$ ppm/ $^{\circ}$ C                 |
| Power Rating                          | 1.0 W at 40 $^{\circ}$ C ambient            |
| Derated to                            | 0 W at 125 $^{\circ}$ C                     |
| Electrical Angle                      | 340 $^{\circ}$ $\pm$ 4 $^{\circ}$           |
| End Voltage                           | 0.5 % maximum                               |
| Dielectric Withstanding               | 1000 V <sub>RMS</sub> , 60 Hz               |
| Insulation Resistance                 | 100 M $\Omega$ minimum, 500 V <sub>DC</sub> |
| Output Smoothness                     | 0.1 %                                       |

**MECHANICAL SPECIFICATIONS**

| PARAMETER                              |                             |                             |
|--|-----------------------------|-----------------------------|
| Weight                                 | 0.5 oz. maximum (14 g)      |                             |
| Rotation                               | 360 $^{\circ}$ (continuous) |                             |
| Mount                                  | <b>BUSHING</b>              | <b>SERVO</b>                |
| Bearing Type                           | Sleeve bearing              | Ball bearing                |
| Operating Torque                       |                             |                             |
| Starting                               | 0.30 oz. - in (21.6 g - cm) | 0.25 oz. - in (18 g - cm)   |
| Running                                | 0.25 oz. - in (18 g - cm)   | 0.15 oz. - in (10.8 g - cm) |
| Mechanical Tolerance (in/mm) (maximum) |                             |                             |
| Shaft Runout (TIR)                     | 0.002" (0.05 mm)            | 0.002" (0.05 mm)            |
| Pilot Dia Runout (TIR)                 | -                           | 0.002" (0.05 mm)            |
| Lateral Runout (TIR)                   | 0.005" (0.13 mm)            | 0.002" (0.05 mm)            |
| Shaft End Play                         | 0.006" (0.15 mm)            | 0.005" (0.13 mm)            |
| Shaft Radial Play                      | 0.003" (0.08 mm)            | 0.002" (0.05 mm)            |

**ORDERING INFORMATION/DESCRIPTION**

| 157   | B                        | 50K         | 20 %                     | C               | BO10             |
|-------|--------------------------|-------------|--------------------------|-----------------|------------------|
| MODEL | MOUNTING                 | OHMIC VALUE | TOLERANCE ON OHMIC VALUE | LINEARITY       | PACKAGING        |
|       | B = Bushing<br>S = Servo |             |                          | C: $\pm 0.25\%$ | Box of 10 pieces |

Revision: 30-Aug-12

1

Document Number: 57042

For technical questions, contact: [sferprecisionpot@vishay.com](mailto:sferprecisionpot@vishay.com)THIS DOCUMENT IS SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE. THE PRODUCTS DESCRIBED HEREIN AND THIS DOCUMENT ARE SUBJECT TO SPECIFIC DISCLAIMERS, SET FORTH AT [www.vishay.com/doc291000](http://www.vishay.com/doc291000)

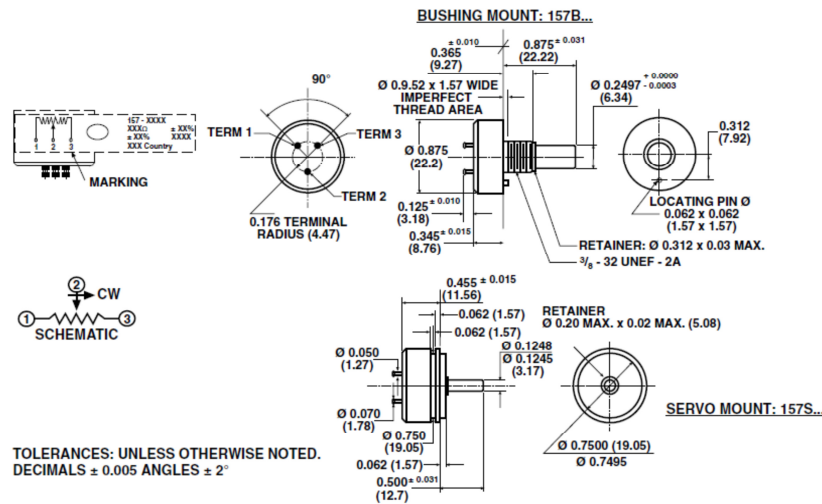


www.vishay.com

**Model 157**  
Vishay Spectrol

| SAP PART NUMBERING GUIDELINES |       |             |                          |           |                  |
|-------------------------------|-------|-------------|--------------------------|-----------|------------------|
| 157                           | S     | 502         | M                        | X         | B10              |
| MODEL                         | STYLE | OHMIC VALUE | TOLERANCE ON OHMIC VALUE | LINEARITY | PACKAGING        |
|                               |       | 502 = 5K    | M: ± 20 %                | X: ± 2 %  | Box of 10 pieces |

**DIMENSIONS** in inches (millimeters)



| MATERIAL SPECIFICATIONS |   |
|-------------------------|---|
| Housing/Bushing         | Aluminum, anodized                              |
| Rear Lid                | Ceramic   |
| Shaft                   | Stainless steel                                 |
| Terminals               | Solderable                                      |
| Bushing Mount Hardware  | Lockwasher, internal tooth steel, nickel plated |
| Panel Nut               | Brass, nickel plated                            |

| ENVIRONMENTAL SPECIFICATIONS |  |
|------------------------------|--|
| Temperature                  | - 55 °C + 125 °C   |
| Rotational Life              | <b>BUSHING</b> 5 million shaft revolutions / <b>SERVO</b> 10 million shaft revolutions |
| Moisture Resistant           | Yes  |
| Vibration                    | 15 g 10 to 2000 Hz   |
| Shock                        | 50 g   |
| Salt Spray                   | 96 h   |
| Load Life                    | 900 h  |

Revision: 30-Aug-12

2

Document Number: 57042

For technical questions, contact: [stferprecisionpot@vishay.com](mailto:stferprecisionpot@vishay.com)

THIS DOCUMENT IS SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE. THE PRODUCTS DESCRIBED HEREIN AND THIS DOCUMENT ARE SUBJECT TO SPECIFIC DISCLAIMERS, SET FORTH AT [www.vishay.com/doc?91000](http://www.vishay.com/doc?91000)

## Reductor planetar

maxon motor

### Réducteur Planétaire Ø22 mm, 0,1-0,3 Nm

Technical drawing showing side and front views of the planetary gearbox. Dimensions include: Ø16-0.2, 8±0.2, 1.0-0.1, 0.3-0.2, 2.6-0.2, 11.75-1.7, L1, and Ø22-0.1. A detail 'A' is indicated at the top left. The front view shows a depth of 10 mm and a thread of M2x3 dp.

**Caractéristiques techniques:**

|                                       |                |
|---------------------------------------|----------------|
| Pignonnérie                           | taille droite  |
| Boîtier                               | Acier          |
| Paillet de sortie                     | Autokuhlant*   |
| Jeu radial, 6 mm de la face           | 0,08 mm        |
| Jeu axial                             | 0,04 - 0,08 mm |
| Charge radiale max. à 6 mm de la face | 36 N           |
| Charge axiale max.                    | 8 N            |
| Force de chassage max.                | 100 N          |
| Jeu moyen à vide par étage            | < 1"           |
| Vitesse d'entrée conseillée           | < 6000 tr/min  |
| Plage de températures conseillée      | -15/+65°C      |

\*Option: Roulements à billes

| Codification | Rapport de réduction | Rapport dp                     | Codification | Rapport de réduction | Rapport de réduction exact | Codification | Rapport de réduction | Rapport de réduction exact | Nombre d'étages | Couple max.    |                   | Poids [g] | L1 max. [mm] | L2 max. [mm] | L3 max. [mm] | L4 max. [mm] | L5 max. [mm] | L6 max. [mm] | L7 max. [mm] |       |
|--------------|----------------------|--------------------------------|--------------|----------------------|----------------------------|--------------|----------------------|----------------------------|-----------------|----------------|-------------------|-----------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|-------|
|              |                      |                                |              |                      |                            |              |                      |                            |                 | Permanent [Nm] | Intermittent [Nm] |           |              |              |              |              |              |              |              |       |
| 110355       | 4,4 : 1              | 4 <sup>1/2</sup> <sub>12</sub> | 118651       | 5,4 : 1              | 5 <sup>1/5</sup>           | 118652       | 29 : 1               | 29 <sup>7/25</sup>         | 1               | 0,10           | 0,150             | 90        | 39           | 15,95        | 48,25        | 68,25        | 64,15        | 50,55        | 71,55        | 66,45 |
| 110356       | 18 : 1               | 18 <sup>1/18</sup>             | 134767       | 24 : 1               | 23 <sup>1/66</sup>         | 134769       | 128 : 1              | 127 <sup>1/25</sup>        | 2               | 0,15           | 0,225             | 81        | 48           | 19,55        | 51,85        | 72,85        | 67,75        | 54,15        | 75,15        | 70,05 |
| 118653       | 157 : 1              | 157 <sup>1/157</sup>           | 134768       | 104 : 1              | 103 <sup>1/66</sup>        |              |                      |                            | 3               | 0,20           | 0,300             | 73        | 57           | 23,15        | 55,45        | 76,45        | 71,35        | 57,75        | 78,75        | 73,65 |
| 134770       | 370 : 1              | 369 <sup>1/170</sup>           | 134770       | 455 : 1              | 455 <sup>1/170</sup>       | 134771       | 561 : 1              | 560 <sup>1/222</sup>       | 3               | 0,20           | 0,300             | 73        | 57           | 23,15        | 55,45        | 76,45        | 71,35        | 57,75        | 78,75        | 73,65 |
| 134772       | 690 : 1              | 690 <sup>1/170</sup>           | 118654       | 850 : 1              | 850 <sup>1/170</sup>       |              |                      |                            | 4               | 0,25           | 0,375             | 85        | 65           | 26,75        | 59,05        | 80,05        | 74,95        | 61,35        | 82,35        | 77,25 |
| 134773       | 1621 : 1             | 1620 <sup>1/1621</sup>         | 134773       | 1996 : 1             | 1995 <sup>1/1621</sup>     | 134774       | 2458 : 1             | 2458 <sup>1/1621</sup>     | 4               | 0,25           | 0,375             | 85        | 65           | 26,75        | 59,05        | 80,05        | 74,95        | 61,35        | 82,35        | 77,25 |
| 134775       | 3027 : 1             | 3027 <sup>1/1621</sup>         | 134775       | 3728 : 1             | 3728 <sup>1/1621</sup>     | 118655       | 4592 : 1             | 4591 <sup>1/1621</sup>     | 5               | 0,30           | 0,450             | 99        | 73           | 30,35        | 62,65        | 83,65        | 78,55        | 64,95        | 85,95        | 80,85 |
| 134776       | 3027 : 1             | 3027 <sup>1/1621</sup>         | 134776       | 3728 : 1             | 3728 <sup>1/1621</sup>     |              |                      |                            | 5               | 0,30           | 0,450             | 99        | 73           | 30,35        | 62,65        | 83,65        | 78,55        | 64,95        | 85,95        | 80,85 |

Programme Stock   
  Programme Standard   
  Programme Spécial (sur demande)

**+ Codification Moteur**

25 22 9. 6 112 000  
Moteur de base 2522.9.-12.112-000  
Détail voir page 67

25 22 9. 7 112 000  
Moteur de base 2522.9.-52.112-000  
Détail voir page 68

25 22 9. 7 112 000  
Moteur de base 2522.9.-52.112-000  
Détail voir page 68

25 22 9. 6 116 000  
Moteur de base 2522.9.-12.116-000  
Détail voir page 69

25 22 9. 7 116 000  
Moteur de base 2522.9.-52.116-000  
Détail voir page 70

25 22 9. 7 116 000  
Moteur de base 2522.9.-52.116-000  
Détail voir page 70

**+ Codeur**

**Génératrice C.C.**  
Ø22 mm, 0,52 V  
Détail voir page 164

**Codeur-Digital**  
22 mm, 100 impulsions, 2 canaux  
Détail voir page 168

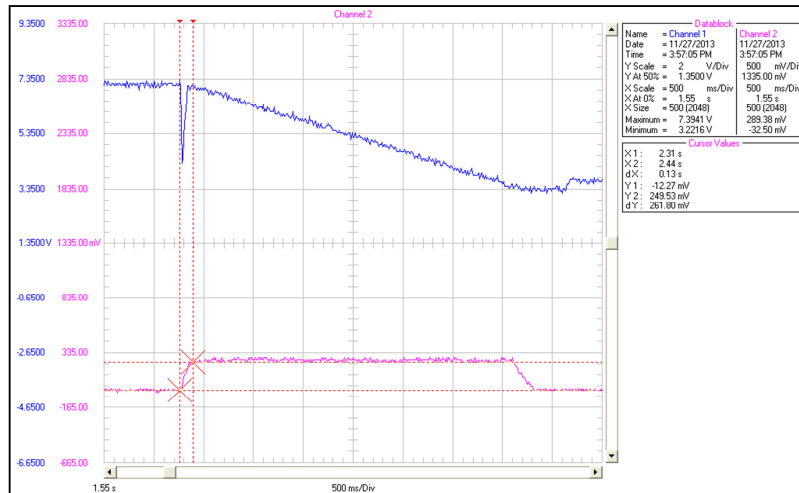
**Génératrice C.C.**  
Ø22 mm, 0,52 V  
Détail voir page 164

**Codeur-Digital**  
22 mm, 100 impulsions, 2 canaux  
Détail voir page 168

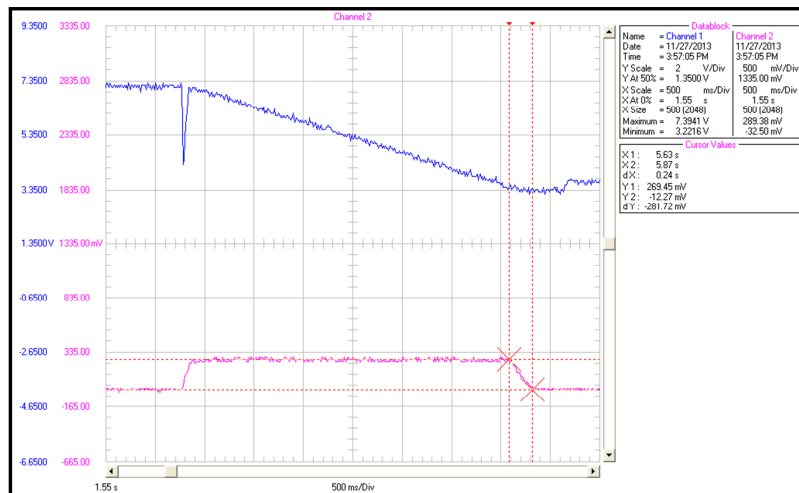
## Anexa 6.1

### Încercarea nr. 1

Înregistrări pe o acționare a modului mecatronic. Cursorul este activ pe canalul 2. Valorile numerice din caseta înregistrărilor se referă la faza de accelerare și respectiv frânare.



a)



b)

Fig. 1

## Încercarea nr.2

Înregistrări pe o acționare a modului mecatronic. Cursorul este activ pe canalul 2. Valorile numerice din caseta înregistrărilor se referă la durata de alimentare cu tensiune a motorului:  $t_0=2.1$  [s].

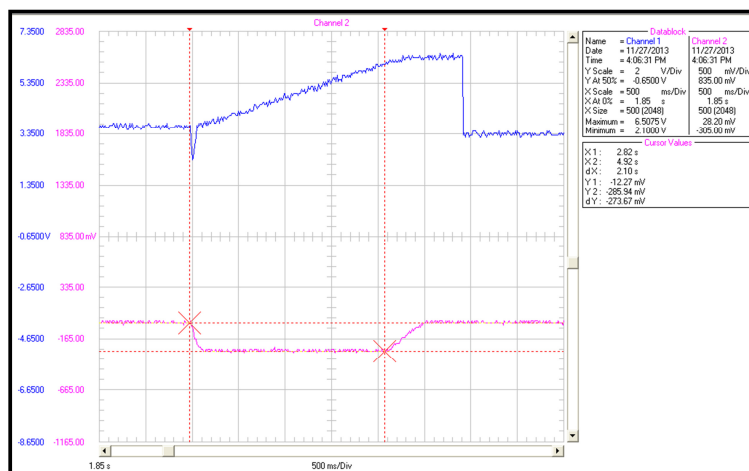


Fig. 2

În figura 3 este evidențiată perioada de accelerare de durată  $t_{\text{accel}}=0.14$  [s].

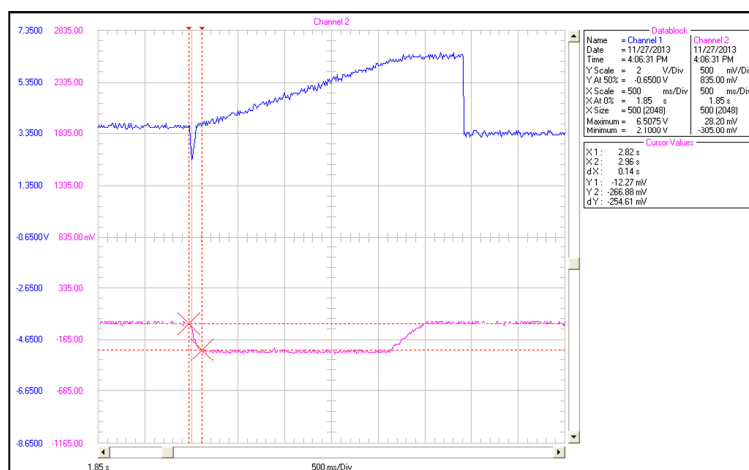


Fig. 3

În figura 4 este evidențiată perioada de frânare de durată  $t_{\text{accel}}=0.39$  [s]

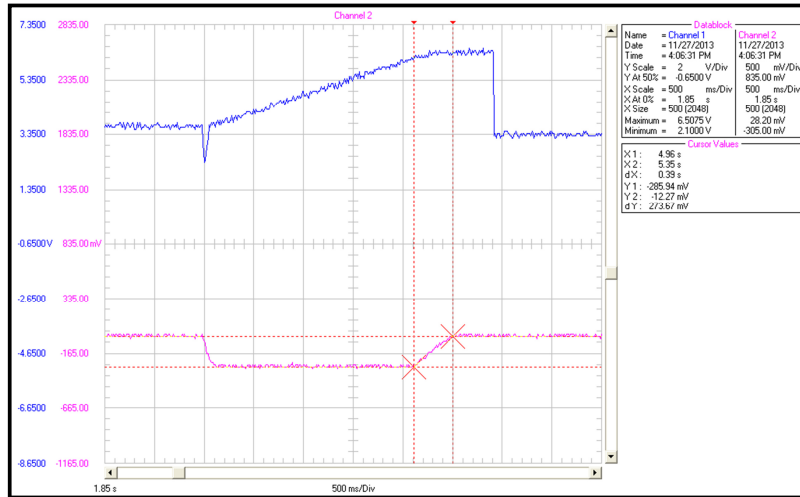


Fig. 4

Aspectele cantitative referitoare la deplasarea unghiulară realizată fac obiectul figurilor 5 a), b), c), d), e), f) și g).

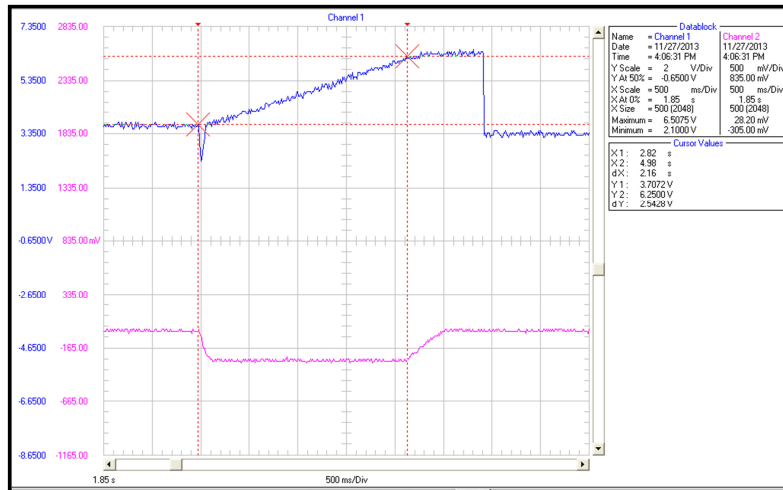
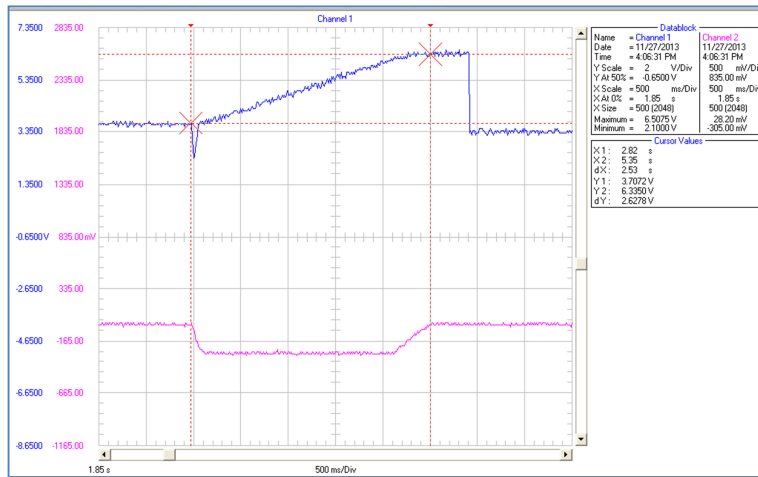
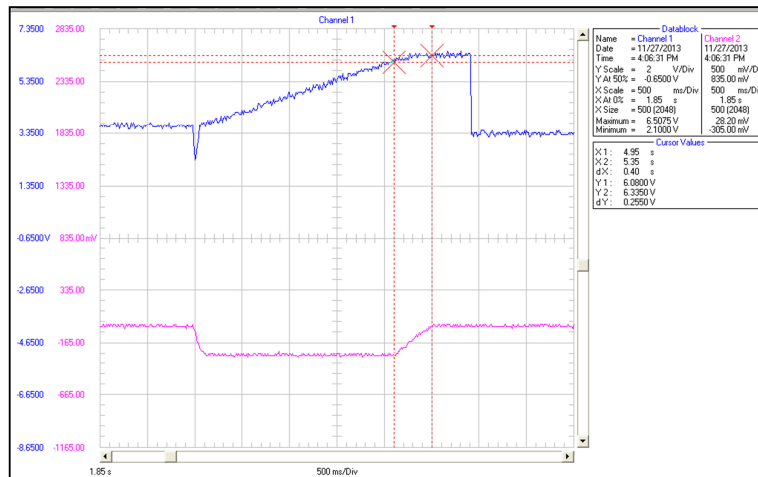


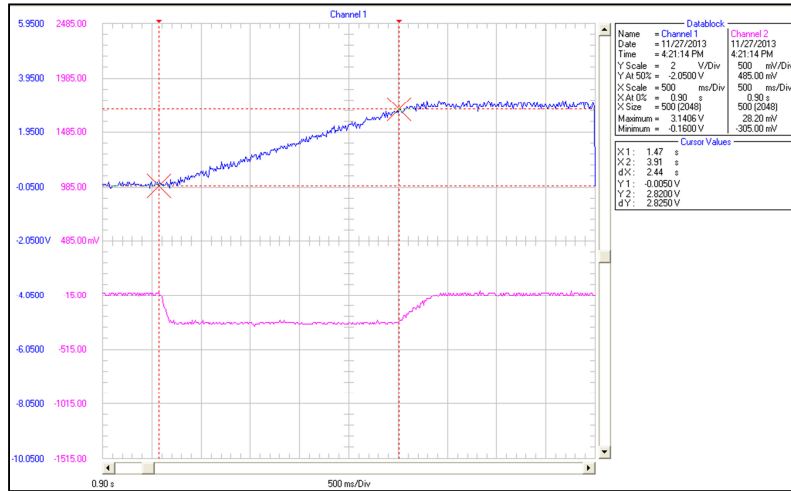
Fig. 5 a)



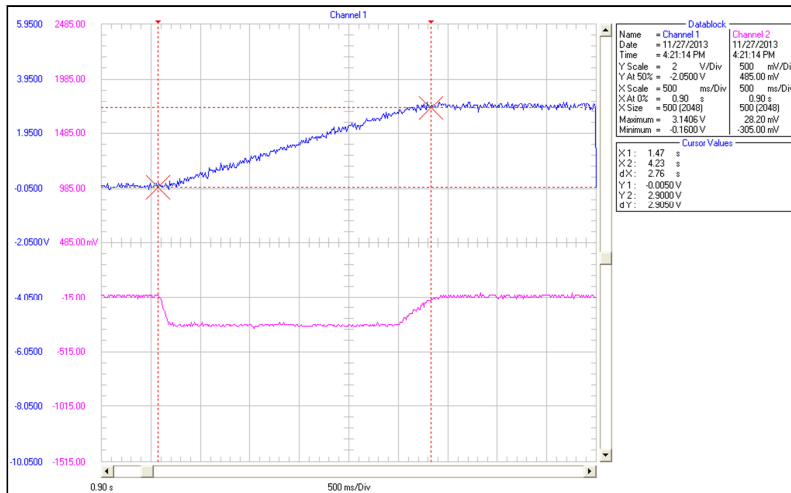
b)



c)

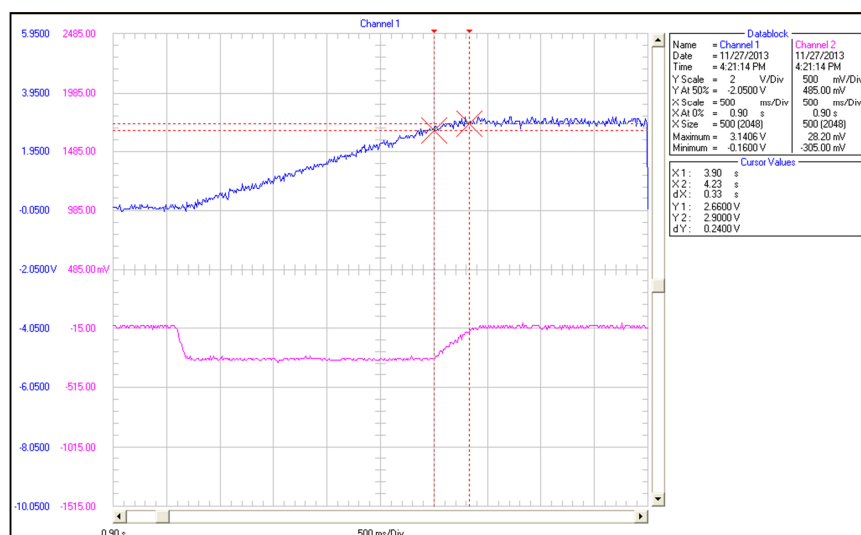


d)

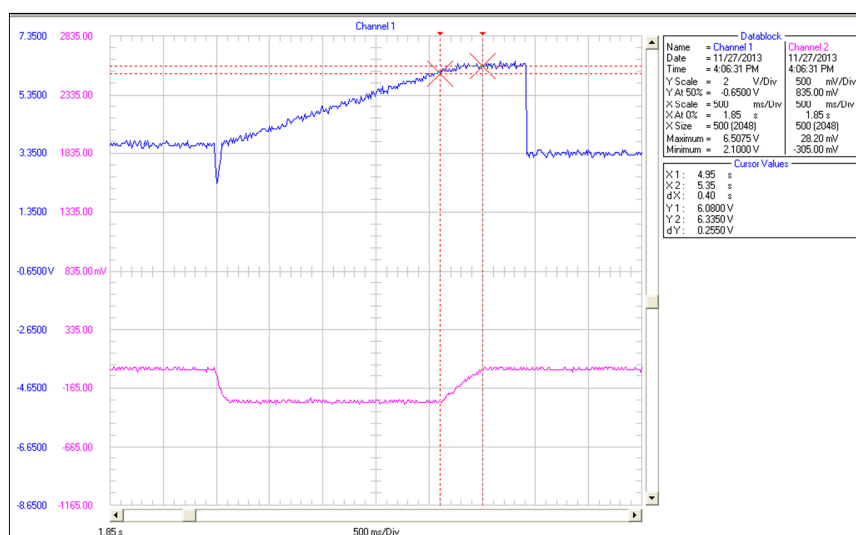


e)





f)



g)

Aspecte privind parametrii vitezei unghiulare a motorului în mișcarea înregistrată sunt prezentați în figurile 6 a) și b).

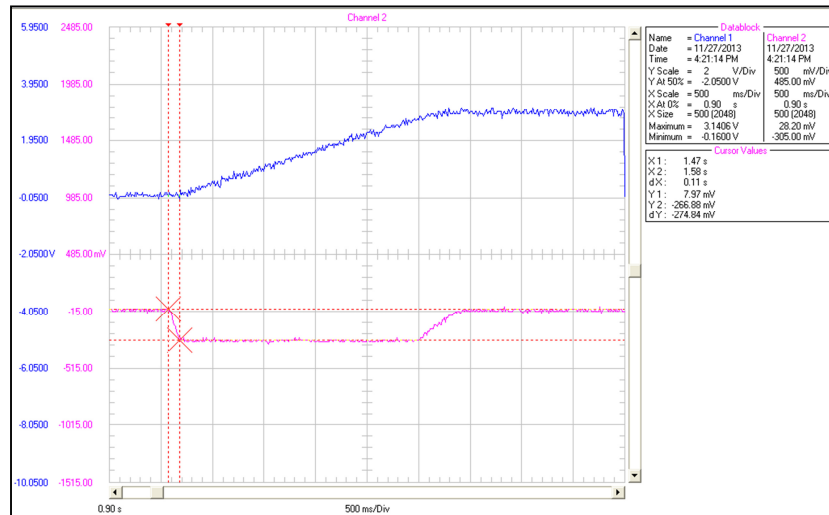
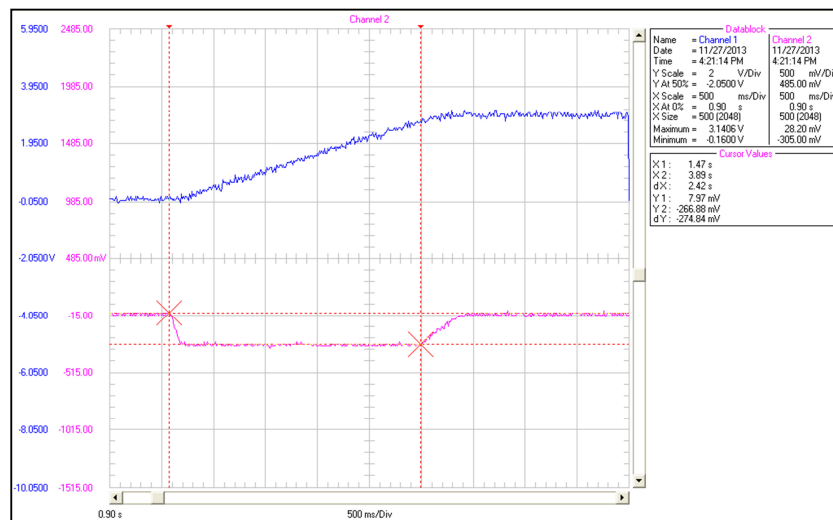


Fig. 6.a)



b)

**Încercarea nr. 3**

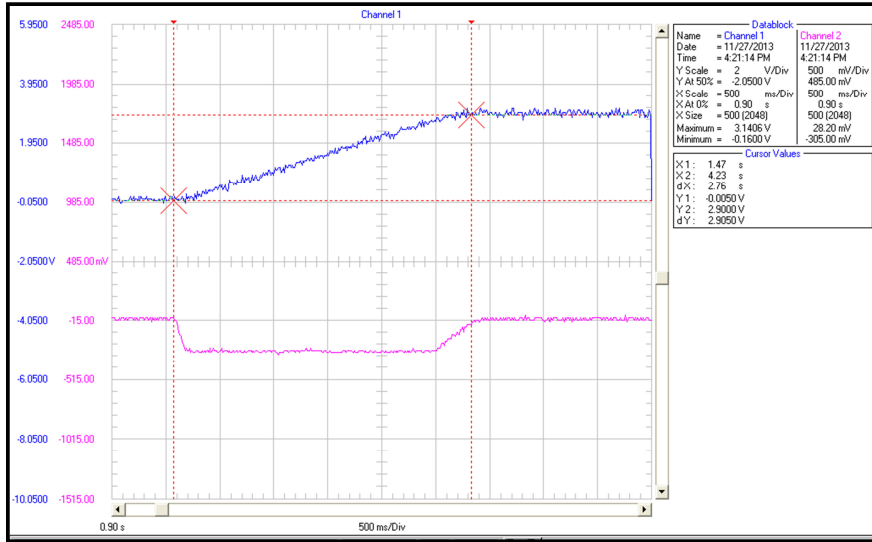
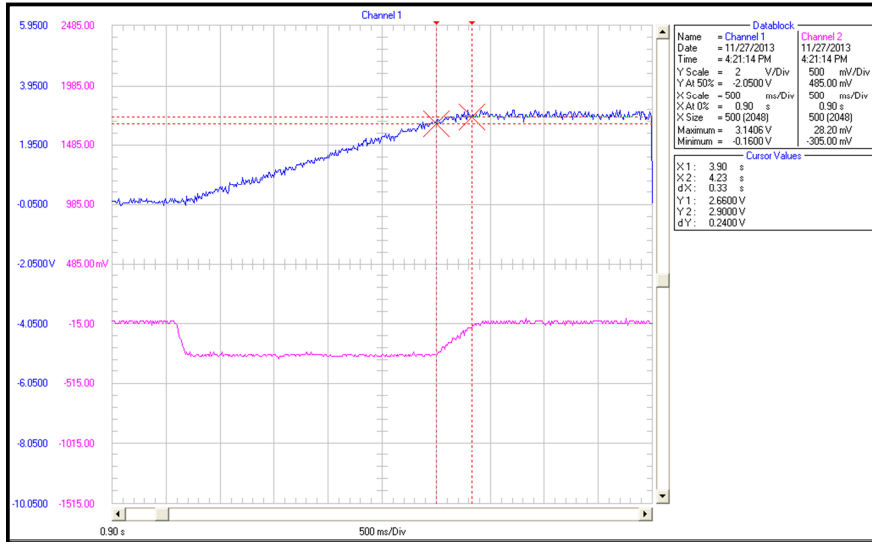
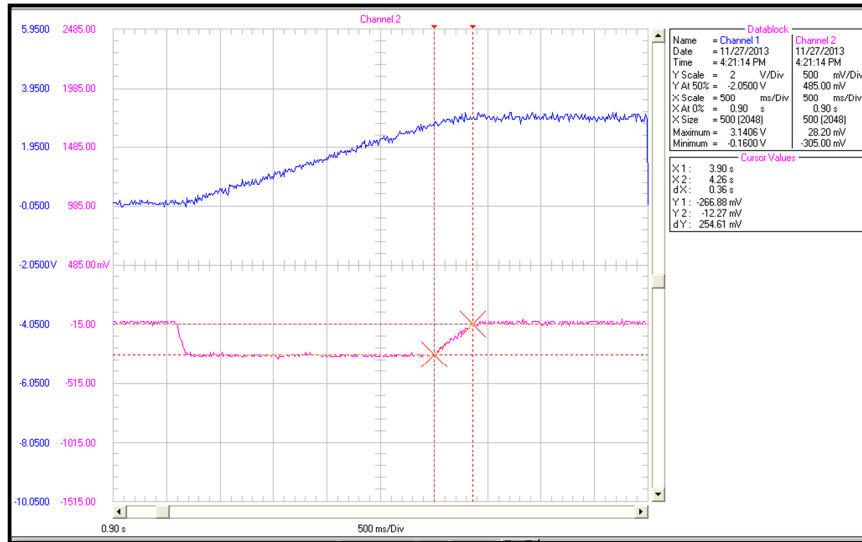


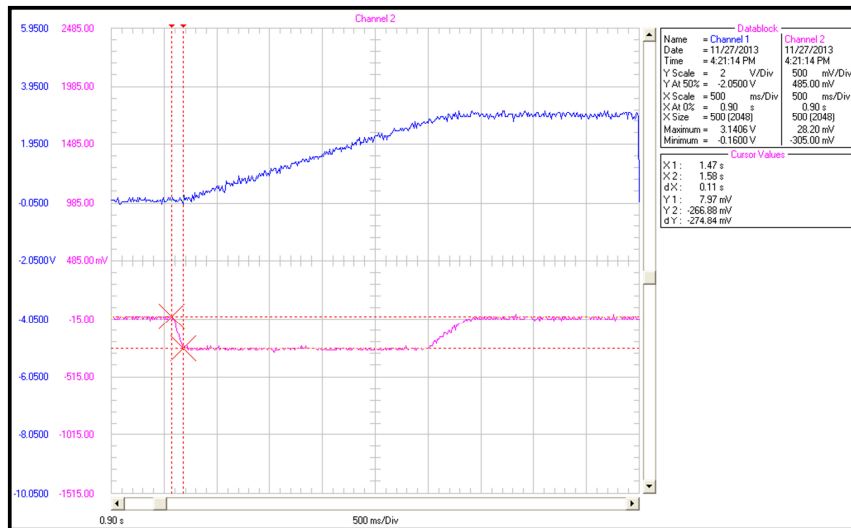
Fig. 7 a)



b)



c)



d)

Încercarea nr. 4

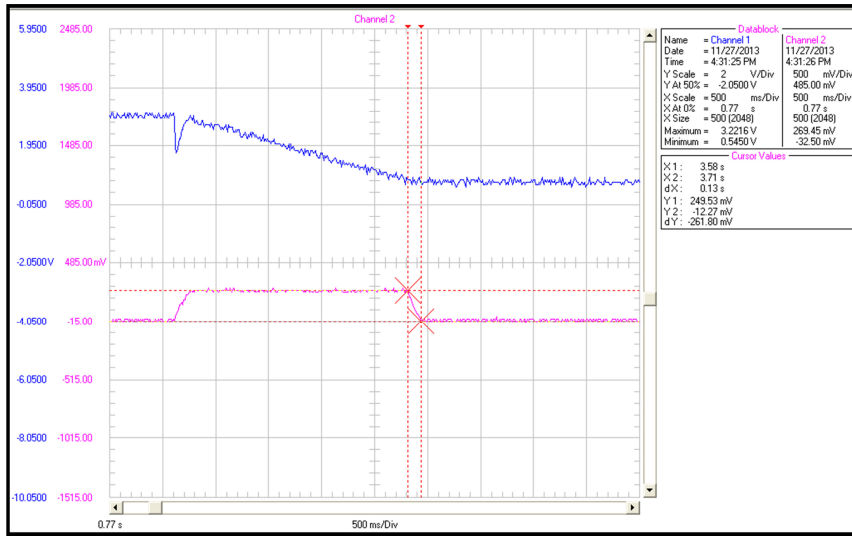
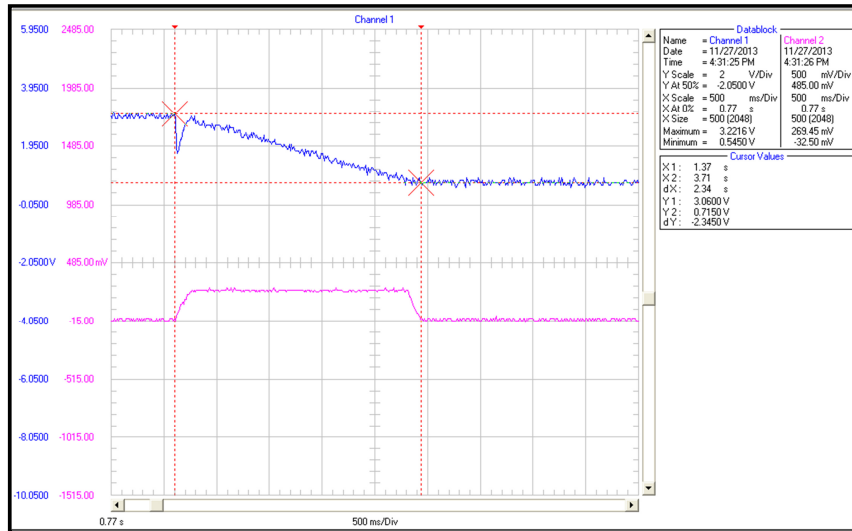
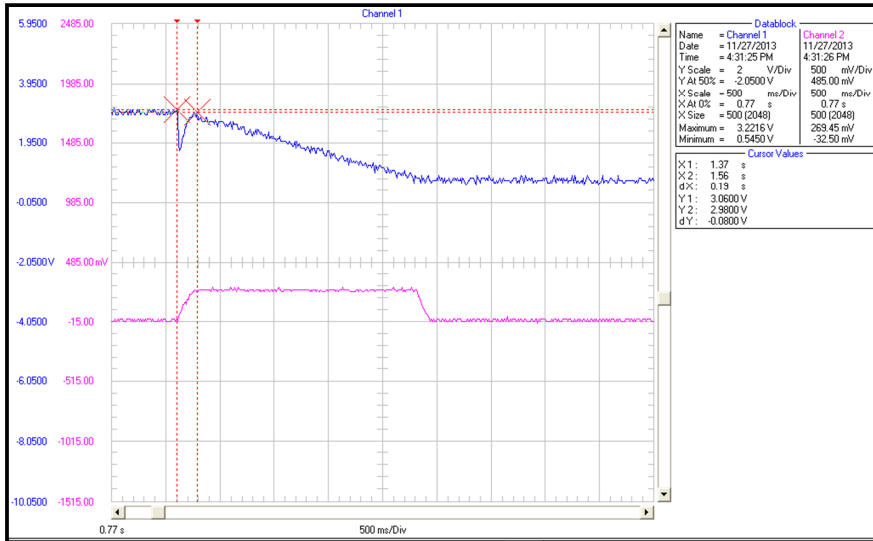


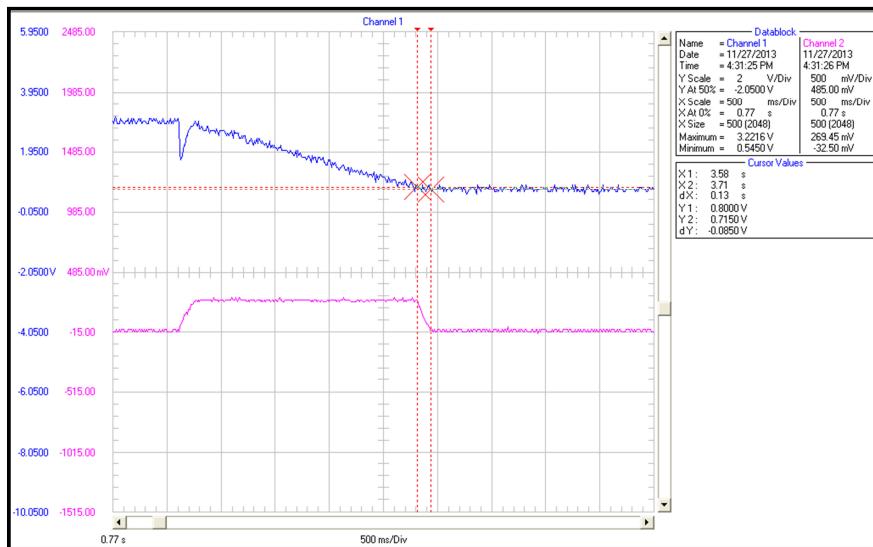
Fig. 8 a)



b)



c)



d)