

STUDII ȘI CERCETĂRI PRIVIND IMPLANTURILE PENTRU ARTICULAȚIA COTULUI

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

Ing. Flavia Bălănean

Conducător științific:
Referenți științifici:

prof.univ.dr.ing. Mirela Toth-Tașcău
prof.univ.dr.ing. Ileana Constanța Roșca
prof.univ.dr.med. Radu Prejbeanu
prof.univ.dr.ing. Liviu Bereteu

Ziua susținerii tezei: 14.02.2014

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 Politehnică 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 Politehnică – 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 Politehnică Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

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

Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Departamentului de Mecanică și Rezistența Materialelor al Universității Politehnica din Timișoara.

Mulțumiri deosebite se cuvin conducătorului de doctorat Prof.dr.ing. Mirela TOTH-TAȘCĂU un om deosebit care m-a îndrumat la fiecare pas în elaborarea acestei lucrări, pentru sprijinul acordat, pentru sugestiile și indicațiile primite îmi exprim cele mai sincere mulțumiri, alături de întreaga mea recunoștință. De asemenea mulțumesc referenților științifici: Prof.univ.dr.ing. Ileana Constanța ROȘCA din cadrul Universității „Transilvania” din Brașov, Prof.univ.dr.med. Radu PREJBEANU din cadrul Universității de Medicină și Farmacie „Victor Babeș” din Timișoara și Prof.univ.dr.ing. Liviu BERETEU din cadrul Universității Politehnica din Timișoara.

Întreaga activitate de cercetare s-a desfășurat cu sprijinul colectivului CCIM. Țin să mulțumesc în mod special. Ș.l.dr.ing. Lucian RUSU, Ș.l.dr.ing. Cosmina VIGARU, As.dr.ing. Dan Ioan STOIA, Teh. Marinel COJOCARU pentru susținere și îndrumare.

Mulțumesc și sunt profund recunoscătoare familiei mele, pentru suportul moral, înțelegerea și răbdarea manifestate constant, ajutându-mă să duc la bun sfârșit această teză.

Timișoara, Februarie 2014

Flavia BĂLĂNEAN

Familiei.

Bălănean, Flavia

Studii și cercetări privind implanturile pentru articulația cotului

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr.144, Editura Politehnica, 2014, 282 pagini, 232 figuri, 34 tabele.

ISSN:1842-4937

ISBN:978-606-554-762-9

Cuvinte cheie: sisteme de stabilizare, proteză pentru articulația cotului, analiza mișcării membrelor superioare, reconstrucția 3D, uzura componentei de polietilenă.

Rezumat,

Lucrarea prezintă un studiu de analiză experimentală a mișcărilor membrului superior în special flexia-extensia articulației cotului pentru subiecți sănătoși și pentru un subiect ce prezintă implant la nivelul articulației cotului drept pentru a evalua recuperarea prin compartie. Elaborarea unui model biomecanic al membrului superior, folosind mediul de simulare Matlab și Modulul Simulink, în vederea determinării caracteristicilor cinematice, a reacțiunilor și momentelor din articulația cotului. În cadrul tezei este prezentată reconstrucția 3D a oaselor: humerus, ulna și radius folosind tehnici CAD și de reconstrucție 3D folosite în conceperea și proiectarea a patru plăcuțe convenționale pentru fracturile diafizale ale osului radius, trei plăcuțe pentru fracturile diafizale ale osului ulna, a unei plăcuțe de tip LCP pentru fracturile extra-articulare ale capului proximal al osului radius și a unei endoproteze totale pentru articulația cotului și analiza numerică a asamblor os-plăcuțe, osase-proteză.

Evaluarea uzurii componentei intermediare de polietilenă s-a realizat prin testarea cu ajutorul dispozitivului Instron 8874 urmată de evaluarea prin metoda gravimetrică, respectiv prin cântărirea pieselor componentei de polietilenă, înainte și după testare.

CUPRINS

LISTA DE TABELE	8
LISTA DE FIGURI	9
INTRODUCERE	20
CAPITOLUL 1	30
STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRIILOR REFERITOARE LA IMPLANTAREA ARTICULAȚIEI COTULUI	30
1.1. Leziunile și afecțiunile articulației cotului	30
1.2. Metode contemporane de tratament chirurgical al fracturilor membrului superior	34
1.2.1. Criterii generale de clasificare a fracturilor	34
1.2.2. Clasificarea fracturilor oaselor articulației cotului	39
1.2.2.1. Fracturile epifizei distale a humerusului	41
1.2.2.2. Fracturile epifizei proximale a radiusului	43
1.2.2.3. Fracturile epifizei proximale a ulnei	43
1.2.3. Tratamentul fracturilor închise. Procedee de ostesinteză	44
1.2.3.1. Tratamentul conservator al fracturilor. Reducerea închisă	44
1.2.3.2. Tratamentul chirurgical al fracturilor. Reducerea deschisă	45
1.2.4. Principalele tipuri de sisteme de fixare internă pentru oasele articulației cotului	46
1.2.4.1. Plăcuțele de compresiune	47
1.2.4.2. Șuruburile de fixare	53
1.2.4.3. Tije centromedulare	56
1.2.4.4. Pini și sârme chirurgicale	58
1.3. Principalele tipuri de endoproteze pentru articulația cotului	59
1.3.1. Hemiartroplastia cotului	59
1.3.2. Artroplastia totală a articulației cotului	60
1.4. Sistemele de stabilizare externă. Ortezele de cot	63
1.5. Materiale biocompatibile și tehnologii avansate de fabricație ale implanturilor pentru articulația cotului	64
1.5.1. Materiale folosite pentru fabricația implanturilor ortopedice	64
1.5.2. Materiale folosite pentru fabricația implanturilor pentru articulația cotului	66
1.5.3. Aspecte tehnologice specifice pentru fabricația implanturilor pentru articulația cotului	67
1.5.3.1. Variantele tehnologice pentru realizarea plăcuțelor de stabilizare .	67
1.5.3.2. Variantele tehnologice pentru realizarea unei endoproteze de cot	68
1.5.3.3. Tipurile de acoperiri folosite pentru implanturile articulației cotului	69
1.6. Preocupări de perspectivă în domeniul implantării articulației cotului	70
1.6.1. Studii prospective	70
1.6.2. Design-ul implanturilor pentru articulația cotului	71
1.6.3. Biomecanica articulației cotului	73
1.6.4. Uzura componentei de polietilenă a endoprotezei	73
1.6.5. Instabilitatea articulației artificiale	74
CAPITOLUL 2	75
ANALIZA BIOMECHANICĂ A ARTICULAȚIEI COTULUI	75
2.1. Anatomia articulației cotului	75
2.1.1. Anatomia oaselor	76
2.1.2. Articulația și ligamentele cotului	78
2.1.3. Musculatura articulației cotului	81

2.1.4. Mișcările din articulația cotului.....	82
2.1.5. Stabilitatea cotului	84
2.2. Stadiul actual al studiului experimental al mișcărilor membrului superior...	85
2.3. Sistemul de măsurare Zebris CMS-HS	87
2.4. Protocol de analiză experimentală a mișcării membrului superior	89
2.5. Determinarea ratei de eșantionare optime pentru realizarea înregistrărilor	95
2.6. Evaluarea simetriei și corelațiilor dintre mișcările corespondente articulațiilor membrului stâng și membrului drept.....	99
2.7. Analiza și evaluarea corelațiilor mișcărilor membrului superior pe bază de analiză cinematică și regresie statistică	102
2.8. Analiza experimentală a mișcărilor membrului superior folosind sistemul APAS bazat pe înregistrări video	105
2.9. Analiza experimentală a mișcărilor unui pacient cu implant la nivelul articulației cotului drept	110
2.10. Modelul biomecanic al membrului superior	115
2.10.1. Determinarea parametrilor antropometrici	115
2.10.2. Dezvoltarea modelului membrului superior în modulul Simulink	117
CAPITOLUL 3	123
MODELAREA ȘI ANALIZA UNOR SISTEME DE OSTEOSINTEZĂ PENTRU OASELE ARTICULAȚIEI COTULUI.....	123
3.1. Reconstrucția 3D a oaselor ce compun articulația cotului	124
3.1.1. Conversia imaginilor 2D în 3D utilizând software-ul Mimics 10.01.....	125
3.1.2. Conversia modelului 3D în solid utilizând programul Geomagic Studio 10	126
3.2. Influența discretizărilor asupra rezultatelor analizei numerice a osului ulna	127
3.3. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al unor sisteme convenționale de stabilizare a fracturilor diafizale ale osului radius	130
3.3.1. Analiza comparativă a comportamentului mecanic al plăcuțelor de osteosinteză a fracturii osului radius	132
3.3.2. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al plăcuței po în funcție de modul de fixare pe osul radius fracturat	134
3.3.3. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemului de stabilizare po1 în funcție de tipul fracturii osului radius și pentru solicitări diferite	137
3.4. Analiza experimentală a comportamentului mecanic la tracțiune al modelelor fizice ale plăcuțelor de osteosinteză	139
3.5. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al unor sisteme convenționale de stabilizare a fracturilor diafizale ale osului ulna.....	149
3.5.1. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a fracturii osului ulna în funcție de materiale și pentru solicitări diferite	150
3.5.2. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a fracturii osului ulna în funcție de geometria plăcuțelor, material și modul de fixare	152
3.6. Analiza comportamentului biomecanic al sistemului os-plăcuță LCP pentru o fractură a capătului proximal al osului radius	155
3.6.1. Concepția și proiectarea unui sistem de osteosinteză de tip LCP pentru capul proximal al osului radius	157
3.6.2. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al osului radius fracturat și implantat cu o plăcuță de tip LCP	161

3.6.2.1. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al celor două modele supuse la torsiune.....	163
3.6.2.2. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al celor două modele supuse la tracțiune	165
3.6.2.3. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al celor două modele supuse la încovoiere.....	168
CAPITOLUL 4	171
MODELAREA ȘI ANALIZA UNEI ENDOPROTEZE TOTALE PENTRU ARTICULAȚIA COTULUI	171
4.1. Concepția și designul unei proteze totale pentru articulația humero-ulnară.....	172
4.2. Implantarea endoprotezei în oasele articulației cotului.....	178
4.2.1. Tehnica chirurgicală de implantare.....	178
4.2.2. Simularea implantării endoprotezei de cot, în programul Solid Edge ..	179
4.3. Analiza comportamentului biomecanic al protezei totale de cot.....	183
4.4. Fabricația modelului fizic al endoprotezei pentru articulația cotului	190
4.5. Modelarea dispozitivului pentru testarea endoprotezei de cot	195
4.6. Fabricația modelului fizic al dispozitivului de testare a endoprotezei pentru articulația cotului	198
4.7. Studiul experimental al uzurii componentei de polietilenă	202
4.7.1. Recomandări prevăzute în standarde	202
4.7.2. Determinarea uzurii componentei de polietilenă a protezei de cot.....	204
CAPITOLUL 5	211
CONCLUZII. CONTRIBUȚII PERSONALE.	211
DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE	211
5.1. Concluzii	211
5.2. Contribuțiile personale	215
5.3. Direcțiile viitoare de cercetare	217
5.4. Valorificarea rezultatelor cercetării	217
ANEXE	219
Anexa 2.1.	219
Anexa 2.2.	226
Anexa 2.3.	228
Anexa 2.4.	232
Anexa 2.5.	236
Anexa 2.6.	237
Anexa 2.7.	238
Anexa 3.1.	242
Anexa 3.2.	244
Anexa 4.1.	247
BIBLIOGRAFIE	258

LISTA DE TABELE

Tabel	Denumire tabel	Pag.
1.1	Aspecte biomecanice și metodele de tratament ale afecțiunilor articulației cotului	32
1.2	Clasificarea AO/OTA - codificarea alfanumerică	39
1.3	Exemplu de codificare conform clasificării AO/OTA	40
1.4	Clasificarea fracturilor articulației cotului după Muller AO	42
1.5	Tipuri de șurub cortical și spongios	55
1.6	Clasificarea endoprotezelor pentru articulația cotului	60
2.1	Tipul și funcțiile articulațiilor cotului	80
2.2	Pozițiile teoretice ale celor trei articulații ale cotului și pattern-ul	80
2.3	Forța exercitată de unele ligamente din articulația cotului	84
2.4	Valorile maxime ale unghiurilor din articulația cotului și umărului și a deviațiilor standard medii pentru fiecare membru superior și fiecare rată de eșantionare	97
2.5	Rezultatele testelor statistice pentru evaluarea simetriei dintre mișcările membrului stâng și drept	100
2.6	Corelațiile Pearson pentru fiecare pereche de variabile	103
2.7	Valorile maxime ale unghiurilor din articulația cotului și umărului și ale deviațiilor standard medii pentru fiecare membru superior ale celor doi subiecți investigați	112
2.8	Rezultatele testului statistic pentru evaluarea simetriei dintre mișcările membrului stâng și drept în cazul celor doi subiecți	114
2.9	Dimensiunile segmentelor anatomice conform surselor bibliografice	116
2.10	Caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice conform	116
2.11	Lungimile și caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice	118
3.1	Caracteristicile geometrice ale celor opt modele ale osului ulna	129
3.2	Caracteristicile geometrice ale discretizării celor patru modele	132
3.3	Secțiunile care prezintă factor de risc pentru producerea ruperii	142
3.4	Rezultatele încercărilor mecanice	142
3.5	Calculul coeficienților de gătuire la rupere	148
3.6	Rezultatele analizelor numerice corespunzătoare celor 18 experimente	153
3.7	Caracteristicile șuruburilor de fixare	160
3.8	Proprietățile materialelor utilizate în analiză	162
4.1	Dimensiunile schițelor pentru modelarea celor două stemuri	176
4.2	Dimensiunile de gabarit ale componentelor endoprotezei totale	178
4.3	Proprietățile materialelor folosite în analiza numerică	183
4.4	Fabricația componentelor protezei pentru articulația cotului	193
4.5	Fabricația componentelor dispozitivului pentru testarea endoprotezei articulației cotului	200
4.6	Condițiile de încercare pentru determinarea uzurii componente de polietilenă	204
4.7	Masele pieselor componente intermediare din polietilenă 1, înainte de testare	206
4.8	Limitele de variație ale parametrilor încercărilor corespunzătoare celor două teste	208
4.9	Masele și volumele pieselor componente intermediare din polietilenă, înainte și după testare	210

LISTA DE FIGURI

Figură	Denumire figură	Pag.
1	Situația fracturilor operate conform Registrului Național de Endoprotezare	21
1.1	Fractură deschisă	35
1.2	Fractură închisă	35
1.3	Fractură incompletă	36
1.4	Fractură „în lemn verde”	36
1.5	Fractură simplă	37
1.6	Fractură cominutivă de radius	37
1.7	Fractură transversală	38
1.8	Fractură oblică	38
1.9	Fractură longitudinală	38
1.10	Fractură spiroidă	38
1.11	Sistemul AO / OTA pentru numerotarea localizării anatomice a fracturilor și a celor trei segmente osoase (proximal = 1, diafizal = 2, distal = 3)	41
1.12	Principiul de funcționare a plăcuțelor de compresiune	47
a	înainte de fixare	47
b	după fixare	47
c	înclinarea șurubului în plan transversal	47
d	înclinarea șurubului în plan longitudinal	47
1.13	Plăcuță DCP simplă - 4.5 mm Narrow Compression (DCP) Plates	48
1.14	Plăcuță DCP lată - 4.5 mm Broad Compression (DCP) Plates	48
1.15	Plăcuță DCP îngustă - 4.5 mm Narrow Compression (DCP) Plates	49
1.16	Plăcuță DCP mică - 3.5 mm Small Compression (DCP) Plates – Active surgical	49
1.17	Principiul plăcuțelor de compresiune cu contact mic	49
1.18	Plăcuță de compresiune dinamică cu contact mic (LC-DCP)	49
1.19	Profilul găurilor pentru șuruburile de fixare pentru plăcuțele LCP	50
1.20	Blocarea cu unghi variabil	51
1.21	Configurațiile principale pentru sistemul Synthes VA-LCP Distal Humerus Plates 2.7/3.5	52
a	Perpendicular	52
b	Perpendicular cu suport lateral	52
c	Paralel	52
1.22	Sistemul VA-LCP Distal Humerus Plates 2.7/3.5	53
a	Tipurile de plăcuțe	52
b	Plăcuță medială/dreapta	52
c	Plăcuță dorsolaterală/dreapta	52
d	Plăcuță dorsolaterală cu suport/dreapta	52
e	Șurub de blocare Φ 2.7 mm	53
f	Șurub cortex Φ 2.4 mm	53
1.23	Sistemul LCP Proximal Radius Plates 2.4	53
a	Fixarea fracturilor cominutive ale colului radial	53
b	Fixarea fracturilor articulare ale radiusului proximal	53
1.24	Șurubul convențional	54
a	Design-ul și forțele aplicate	54

b	Reprezentarea schematică	54
1.25	Șurub cortical autofiletant 3.5 mm	54
1.26	Șurub spongios	55
a	Filet total	55
b	Filet parțial	55
1.27	Șurub cu blocare	56
a	Design-ul și momentul aplicat	56
b	Șurub cu blocare autofiletant 3.5 mm	56
1.28	Sistemul MultiLoc Humeral Nailing system	58
a	Tijă scurtă	58
b	Tijă lungă	58
1.29	Componentele sistemului de tije centromedulare humerale MultiLoc Humeral Nailing system	58
a	Tije	58
b	Șurub MultiLoc Ø 4.5 mm	58
c	Șurub de blocare Ø 3.5 mm	58
d	Șurub de blocare Ø 4.0 mm	58
1.30	Tije centromedulare pentru radius și ulna	58
1.31	Pin chirurgical Steinman	59
1.32	Sârmă chirurgicală Krishnaer	59
1.33	Anatomic radial head system	60
1.34	Proteza rHead™ Recon	60
1.35	Katalyst Bipolar Radial Head System	60
1.36	Proteza Coonrad/Morrey	61
1.37	Proteza Acclain	61
1.38	Proteza Latitude EV	61
1.39	Proteza iBP Elbow	62
1.40	UNI-Elbow™ Radio Capitellum System	62
a	Proteza Radio Capitellum cu rHead Recon	62
b	Proteza Radio Capitellum cu rHead Standard	62
1.41	Proteza Discovery – Biomet	63
1.42	Orteze de cot	63
a	DonJoy Humeral Stabilizing System	63
b	X-Act ROM Elbow	63
2.1	Osul humerus	76
a	Fața anterioară distală a humerusului	76
b	Fața posterioară distală a humerusului	76
2.2	Osul radius	77
a	Fața anterioară a radiusului	77
b	Fața posterioară a radiusului	77
c	Fața medială a radiusului	77
d	Fața laterală a radiusului	77
2.3	Osul ulna	78
a	Fața anterioară a ulnei	78
b	Fața posterioară a ulnei	78
c	Fața medială a ulnei	78
d	Fața laterală a ulnei	78
2.4	Structura articulației cotului	79
2.5	Complexul LCM	80
2.6	Complexul LCL	80
2.7	Mușchii principali ai articulației cotului	82

a	Mușchii flexori principali	82
b	Mușchii extensori principali	82
2.8	Flexia articulației cotului	83
2.9	Extensia articulației cotului	83
2.10	Pronația articulației cotului	84
2.11	Supinația articulației cotului	84
2.12	Configurația sistemului de măsurare Zebris CMS-HS	87
2.13	Unitatea de bază CMS-HS	88
2.14	Unitatea de măsurare MA-HS	88
2.15	Adaptorul cu cablu KA-GaitHS	88
2.16	Setul de markeri pentru membrele superioare GS-UHS	89
2.17	Setul de markeri pentru membrele inferioare GS-DHS	89
2.18	Pointer ultrasonic PS 33-1 HS	89
2.19	Conceptul de analiză a mișcărilor din articulațiile membrului superior	90
2.20	Poziționarea subiectului între cele două surse de ultrasunete, în poziție ortostatică	92
2.21	Marcarea reperelor anatomice	92
2.22	Modelul biomecanic generat de programul WinGait	93
2.23	Protocolul de analiză a mișcărilor membrului superior, folosind sistemul de analiză Zebris	94
2.24	Prezentarea ciclului de mișcare	96
a	Poziția de început a exercițiului	96
b	Poziție intermediară	96
c	Mâna atinge vârful nasului	96
2.25	Flexie - Extensie umăr membru stâng	99
2.26	Flexie - Extensie umăr membru drept	99
2.27	Adducție - Abducție umăr membru stâng	99
2.28	Adducție - Abducție umăr membru drept	99
2.29	Flexie - Extensie cot membru stâng	99
2.30	Flexie - Extensie cot membru drept	99
2.31	Graficele comparative ale mișcărilor înregistrate la 25 Hz	100
a	Flexie - Extensie umăr	100
b	Adducție - Abducție umăr	100
c	Flexie - Extensie cot	100
2.32	Graficele corelațiilor dintre mișcările corespondente ale celor două membre superioare	101
a	Corelație flexie-extensie umăr membru stâng/drept	101
b	Corelație abducție-adducție umăr membru stâng/drept	101
c	Corelație flexie-extensie cot membru stâng/drept	101
2.33	Graficele corelațiilor dintre mișcările articulațiilor aceluiași membru superior	102
a	Corelația între flexie-extensie cot și flexie-extensie umăr pentru membrul stâng	102
b	Corelația între flexie-extensie cot și flexie-extensie umăr pentru membrul drept	102
c	Corelația între flexie-extensie cot și abducție-adducție umăr pentru membrul stâng	102
d	Corelația între flexie-extensie cot și abducție-adducție umăr pentru membrul drept	102

e	Corelația între flexie-extensie umăr și abducție-adducție umăr pentru membrul stâng	102
f	Corelația între flexie-extensie umăr și abducție-adducție umăr pentru membrul drept	102
2.34	Variațiile unghiurilor din articulații pentru un ciclu de mișcare	103
2.35	Reprezentarea suprafeței răspunsului modelului	104
2.36	Reprezentarea relației dintre valorile observate și cele estimate, pentru mișcarea de flexie/extensie din articulația cotului	105
2.37	Modelul membrului superior generat în sistemul APAS	106
2.38	Camera video amplasată frontal și conectată la PC	107
2.39	Markerii atașați pe membrul superior stâng	107
2.40	Markerii de control fixați pe cubul de calibrare	107
2.41	Procesarea ciclului de mișcare în modulul <i>Trimming</i>	108
a	Trim start frame	108
b	Trim end frame	108
2.42	Variația unghiului de flexie-extensie din articulația cotului	108
2.43	Reprezentarea 3D mișcărilor din cele trei articulații	109
2.44	Imagini radiografice ale articulației cotului membrului drept	110
2.45	Plăcuță pentru capătul lateral distal al humerusului drept tip SHBEP8TDS	110
2.46	Poziția de start pentru mâna dreaptă a subiectului implantat	111
a	Exercițiu membru drept	111
b	Exercițiu membru stâng	111
2.47	Flexia - extensia umărului. Comparatie membrul stâng și drept - S1	112
2.48	Flexia - extensia umărului. Comparatie membrul stâng și drept - S2	112
2.49	Abducția - adducția umărului. Comparatie membrul stâng și drept - S1	112
2.50	Abducția - adducția umărului. Comparatie membrul stâng și drept - S2	112
2.51	Flexia - extensia cotului. Comparatie membrul stâng și drept - S2	113
2.52	Flexia - extensia cotului. Comparatie membrul stâng și drept - S2	113
2.53	Comparatie pentru flexia-extensia umărului stâng între S1 și S2	114
2.54	Comparatie pentru flexia-extensia umărului drept între S1 și S2	114
2.55	Comparatie pentru abducția - adducția umărului stâng între S1 și S2	114
2.56	Comparatie pentru abducția - adducția umărului drept între S1 și S2	114
2.57	Comparatie pentru flexia-extensia cotului stâng între S1 și S2	114
2.58	Comparatie pentru flexia-extensia cotului drept între S1 și S2	114
2.59	Lungimile segmentelor anatomice exprimate în funcție de înălțimea individului	116
2.60	Schema bloc pentru modelul membrului superior stâng	118
2.61	Modelul membrului superior stâng	119
2.62	Flexia-extensia în articulația umărului	120
2.63	Abducția-adducția în articulația umărului	120
2.64	Flexia-extensia în articulația cotului	120

2.65	Reacțiunea totală și componentele reacțiunii din articulația umărului	121
2.66	Reacțiunea totală și componentele reacțiunii din articulația cotului	121
2.67	Momentul total și componentele momentului din articulația umărului	122
2.68	Momentul total și componentele momentului din articulația cotului	122
3.1	Oasele articulației cotului	124
3.2	Topograma radiusului	124
3.3	Generarea măștii green	125
3.4	Generarea măștii yellow	125
3.5	Calculul poliliniilor	125
3.6	Generarea măștii cyan	125
3.7	Discretizarea suprafeței osului radius	126
3.8	Modelul 3D al osului radius cu suprafețe netezite	126
3.9	Etapele de finisare a modelului 3D al osului radius în Geomagic Studio 10	126
a	Reducerea zgomotelor	126
b	Relaxarea suprafeței	126
c	Discretizarea modelului	126
3.10	Modelele 3D al oaselor ce compun articulația cotului	127
a	Humerus	127
b	Ulna	127
c	Radius	127
3.11	Îmbunătățirea reconstrucției osului ulna	128
a	Modelul nor de puncte	128
b	Înfășurătoare suprafeței	128
c	Reconstrucția finală	128
3.12	Modelele osului ulna cu număr diferit al suprafețelor discretizate în programul Geomagic Studio 10	128
a	Model 1 – 80 patch-uri	128
b	Model 2 – 107 patch-uri	128
c	Model 3 – 136 patch-uri	128
d	Model 4 – 127 patch-uri	128
3.13	Discretizarea modelelor în programul ANSYS	129
a	Mărirea elementelor- automată	129
b	Mărirea elementelor – 1 mm	129
3.14	Condițiile pe contur ale modelelor analizate	129
3.15	Rezultatul analizei comportamentului biomecanic al celor opt modele	130
a	Deplasarea totală	130
b	Tensiunea echivalentă	130
3.16	Modelele plăcuțelor convenționale de osteosinteză	131
a	Plăcuța po	131
b	Plăcuța pr1	131
c	Plăcuța pr2	131
d	Plăcuța ps	131
3.17	Sisteme de stabilizare pentru fracturile de radius	131
a	Ansamblul cu plăcuța po1	131

b	Ansamblul cu plăcuța pr1	131
c	Ansamblul cu plăcuța pr2	131
d	Ansamblul cu plăcuța ps	131
3.18	Condițiile pe contur și încărcările aplicate. Exemplu pentru plăcuța po	132
3.19	Rezultatele înregistrate pentru deplasările totale	133
a	Deplasările totale	133
b	Distribuția deplasării totale pentru plăcuța pr1	133
3.20	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente	133
a	Tensiunile echivalente	133
b	Distribuția tensiunii echivalente pentru plăcuța pr1	133
3.21	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe direcția axei X	134
a	Tensiunile normale pe direcția axei X	134
b	Distribuția tensiunii normale pentru plăcuța ps	134
3.22	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile la forfecare în planul XY	134
a	Tensiunile la forfecare în planul XY	134
b	Distribuția tensiunii la forfecare pentru plăcuța ps	134
3.23	Modul de fixare a plăcuței po cu șuruburi pe osul radius	135
a	Fixarea po1	135
b	Fixarea po2	135
c	Fixarea po3	135
d	Fixarea po4	135
3.24	Contactele dintre elementele modelului analizat	135
a	Os-plăcuță	135
b	Plăcuță-șurub	135
c	Os-șurub	135
3.25	Condițiile pe contur pentru analiza comparativă a comportamentului biomecanic al plăcuței po în funcție de modul de fixare pe osul fracturat	135
3.26	Rezultatele înregistrate pentru deplasările totale	136
a	Deplasările totale	136
b	Distribuția deplasării totale pentru ansamblul po1	136
3.27	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente	136
a	Tensiunile echivalente	136
b	Distribuția tensiunii echivalente pentru ansamblul po1	136
3.28	Condițiile pe contur pentru analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemului de stabilizare po1 în funcție de tipul fracturii și pentru solicitări diferite	137
3.29	Rezultatele înregistrate pentru deplasările totale	138
a	Deplasările totale	138
b	Deplasarea totală în cazul fracturii totale, pentru solicitarea de 25 N	138
3.30	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente	138
a	Tensiunile echivalente	138
b	Tensiunea echivalentă în cazul fracturii totale, pentru solicitarea de 25 N	138
3.31	Modelele fizice ale plăcuțelor de stabilizare	139
a	Plăcuța pr1	139
b	Plăcuța pr2	139

c	Plăcuța ps	139
3.32	Mașina de încercat Instron 8874	140
3.33	Prinderea plăcuței în dispozitivele mașinii	140
3.34	Reprezentarea sistemelor de măsurare a deformațiilor	141
3.35	Plăcuțele înainte și după încercarea la tracțiune	141
a	Plăcuța pr1-7 înainte de încercare	141
b	Plăcuța pr1-7 după încercare	141
c	Plăcuța pr2-5 înainte de încercare	141
d	Plăcuța pr2-5 după încercare	141
e	Plăcuța ps-4 înainte de încercare	141
f	Plăcuța ps-4 după încercare	141
3.36	Deformația axială între repere și deformația axială între bacuri pentru plăcuța pr1-7	143
a	Deformația axială între repere Δl	143
b	Deformația axială între bacuri ΔL	143
3.37	Deformația axială între repere și deformația axială între bacuri pentru plăcuța pr2-5	144
a	Deformația axială între repere Δl	143
b	Deformația axială între bacuri ΔL	144
3.38	Deformația axială între repere și deformația axială între bacuri pentru plăcuța ps-4	145
a	Deformația axială între repere Δl	144
b	Deformația axială între bacuri ΔL	145
3.39	Codificarea probelor supuse analizei microscopice	145
a	Plăcuța pr2-5	145
b	Plăcuța pr1-7	145
3.40	Analizele microscopice ale probelor 1.a și 1.b	147
a	Deformarea plastică a probelor 1.a și 1.b. Magnitudine 100x	146
b	Aspecte caracteristice ruperii ductile plastice a probelor 1.a și 1.b. Magnitudine 200x	146
c	Aspecte caracteristice ruperii ductile plastice a probelor 1.a și 1.b. Magnitudine 3000x	147
3.41	Analizele microscopice ale probei 2	148
a	Deformarea plastică a probei 2. Magnitudine 100x	147
b	Aspecte caracteristice ruperii ductile plastice a probei 2. Magnitudine 200x	147
c	Aspecte caracteristice ruperii ductile plastice a probei 2. Magnitudine 3000x	148
3.42	Măsurarea ariilor suprafețelor de rupere	148
a	Proba 1.a	148
b	Proba 1.b	148
3.43	Modelele celor trei plăcuțe de osteosinteză	149
a	Plăcuța P1	149
b	Plăcuța P2	149
c	Plăcuța P3	149
3.44	Modelul plăcuței P2 fixată cu 4 șuruburi pe osul ulna	150
3.45	Discretizarea modelului	150
3.46	Condițiile de contur	150
3.47	Rezultatele înregistrate pentru deplasările totale	151
a	Aliaj Ti	151

b	Oțel inoxidabil	151
3.48	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente	151
a	Aliaj Ti	151
b	Oțel inoxidabil	151
3.49	Condițiile de încărcare a ansamblului sistem de stabilizare - os în cazul fixării cu șase șuruburi	152
3.50	Graficele Pareto standardizate	154
a	Efectul standardizat pentru tensiunea echivalentă	153
b	Efectul standardizat pentru deplasarea totală	154
3.51	Forma suprafeței de răspuns pentru deplasarea totală și tensiunea echivalentă	154
a	Deplasarea Totală	154
b	Tensiunea echivalentă	154
3.52	Plăcuță Radial Head Plate Evolve	156
3.53	Plăcuța Mayo Clinic Congruent Radial Head Plate Acumed	156
3.54	APTUS® Radial Head Plates 2.0	156
a	Radial Head Rim Plate	156
b	Radial Head Buttress Plate	156
3.55	Fractura extra-articulară parțială pe colul osului radius tip 21-A2.2	157
a	Fața laterală a osului radius	157
b	Fața posterioară a osului radius	157
c	Vedere de sus a osului radius în zona de fractură	157
3.56	Determinarea conturului plăcuței LCP	158
a	În planul transversal	158
b	În planul lateral	158
3.57	Forma plăcuței pentru capătul proximal al osului radius	158
a	Plan transversal	158
b	Plan lateral	158
c	Plan frontal	158
3.58	Distribuția găurilor de fixare pe suprafața plăcuței LCP	159
3.59	Tipuri de șuruburi utilizate pentru fixarea plăcuței pe os	160
a	Șurub os cortical SC 1	160
b	Șurub os spongios SS 1	160
c	Șurub LCP os spongios SLCP 1	160
3.60	Fixarea plăcuței LCP pe suprafața osului fracturat	160
3.61	Verificarea contactelor dintre componentele modelului osului implantat	162
a	Contactul dintre os-șurub	162
b	Contactul dintre șurub-plăcuță	162
3.62	Discretizarea modelelor	162
a	Os fracturat	162
b	Os implantat	162
3.63	Condițiile pe contur pentru solicitarea la torsiune monoaxială	163
a	Os simplu fracturat	163
b	Os implantat cu plăcuța LCP	163
3.64	Tensiunile elastice echivalente Von Mises	164
3.65	Deformațiile elastice echivalente	164
3.66	Harta colorată a distribuției deformațiilor echivalente la solicitarea de torsiune a modelelor os fracturat și os implantat	165
a	Modelul os fracturat	165

b	Modelul os implantat	165
3.67	Tensiunile de forfecare în planul XY	165
3.68	Condițiile pe contur pentru solicitarea la tracțiune monoaxială	166
a	Os simplu fracturat	166
b	Os implantat cu plăcuța LCP	166
3.69	Harta colorată a distribuției tensiunilor echivalente la solicitarea de tracțiune a modelelor os fracturat și os implantat	166
a	Modelul os fracturat	166
b	Modelul os fracturat	166
3.70	Tensiunile normale	167
3.71	Solicitarea la tracțiune	167
3.72	Tensiunile de forfecare în planul XY	168
3.73	Condițiile pe contur pentru solicitarea la încovoiere	168
a	Os implantat cu plăcuța LCP	168
b	Os simplu fracturat	168
3.74	Tensiunile elastice echivalente Von Mises	179
3.75	Deformațiile elastice echivalente Von Mises	179
3.76	Harta colorată a distribuției tensiunilor echivalente la solicitarea de încovoiere a modelelor os fracturat și os implantat	170
a	Modelul os fracturat	170
b	Modelul os fracturat	170
3.77	Tensiunile de forfecare în planul XY	170
4.1	Proteza totală pentru articulația cotului	173
4.2	Măsurarea dimensiunilor capătului distal al humerusului	174
a	Vedere posterioară	174
b	Vedere medială	174
4.3	Componenta humerală a endoprotezei de cot	174
a	Capul	174
b	Stemul	174
c	Asamblarea componentei humerale	174
4.4	Realizarea stemului componentei humerale cu comanda Lofted Protrusion	175
4.5	Măsurarea dimensiunilor capătului proximal al ulnei	175
a	Vedere anterioară	175
b	Vedere laterală	175
4.6	Componenta ulnară a endoprotezei de cot	176
a	Capul	176
b	Stemul	176
c	Asamblarea componentei ulnare	176
4.7	Realizarea stemului componentei ulnare cu comanda Lofted Protrusion	177
4.8	Componenta intermediară	177
a	Piesa componentei intermediare	177
b	Cuplarea celor două piese ale componentei intermediare	177
4.9	Bolțul de cuplare	178
a	Înainte de aliniere	178
b	După aliniere	178
4.10	Pregătirea pentru implantare a osului humerus	180
a	Schița decupajului	180
b	Decuparea epifizei distale	180

c	Decuparea canalului pentru stem	180
4.11	Pregătirea pentru implantare a osului ulna	180
a	Schița decupajului	180
b	Decuparea olecranului	180
c	Decuparea canalului pentru stem	180
4.12	Asamblarea componentei intermediare în componenta ulnară	181
4.13	Implantarea componentei ulnare	181
4.14	Implantarea componentei humerale	182
4.15	Endoproteza de cot implantată în oasele humerus și ulna	182
4.16	Discretizarea modelului	184
4.17	Condițiile pe contur pentru intervalul funcțional de mișcare al articulației cotului	184
4.18	Rezultatele înregistrate pentru deplasarea totală în cazul solicitării de 100N	185
a	Variația deplasărilor totale	185
b	Distribuția deplasărilor totale	185
4.19	Rezultatele înregistrate pentru deplasările pe axa X în cazul solicitării de 100N	185
a	Variația deplasărilor pe axa X	185
b	Distribuția deplasărilor pe axa X	185
4.20	Rezultatele înregistrate pentru deplasările pe axa Y în cazul solicitării de 100N	186
a	Variația deplasărilor pe axa Y	186
b	Distribuția deplasărilor pe axa Y	186
4.21	Rezultatele înregistrate pentru deplasările pe axa Z în cazul solicitării de 100N	186
a	Variația deplasărilor pe axa Z	186
b	Distribuția deplasărilor pe axa Z	186
4.22	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente în cazul solicitării de 100N	187
a	Variația tensiunilor echivalente	187
b	Distribuția tensiunilor echivalente	187
4.23	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe axa X în cazul solicitării de 100N	187
a	Variația tensiunilor normale pe axa X	187
b	Distribuția tensiunilor normale pe axa X	187
4.24	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe axa Y în cazul solicitării de 100N	187
a	Variația tensiunilor normale pe axa Y	187
a	Distribuția tensiunilor normale pe axa Y	187
4.25	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe axa Z în cazul solicitării de 100N	188
a	Variația tensiunilor normale pe axa Z	188
b	Distribuția tensiunilor normale pe axa Z	188
4.26	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile la forfecare în planul XY în cazul solicitării de 100N	188
a	Variația tensiunilor la forfecare în planul XY	188
b	Distribuția tensiunilor la forfecare în planul XY	188
4.27	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile la forfecare în planul YZ în cazul solicitării de 100N	189
a	Variația tensiunilor la forfecare în planul YZ	189

b	Distribuția tensiunilor la forfecare în planul YZ	189
4.28	Rezultatele înregistrate pentru tensiunile la forfecare în planul XZ în cazul solicitării de 100N	189
a	Variația tensiunilor la forfecare în planul XZ	189
b	Distribuția tensiunilor la forfecare în planul XZ	189
4.29	Prelucrarea pe mașina de electroeroziune cu fir DK7732F	190
a	Mașina de electroeroziune cu fir	190
b	Prelucrarea capului componentei humerale	190
4.30	Schițele pentru decuparea capului componentei humerale	191
a	Schița din vedere frontală	191
b	Schița din vedere laterală	191
4.31	Capul componentei humerale după prelucrarea prin electroeroziune	191
a	Conturul decupat frontal	191
b	Conturul decupat lateral	191
4.32	Endoproteza pentru articulația cotului	192
a	Componentele endoprotezei aliniate	192
b	Endoproteza în poziție de flexie	192
4.33	Modelul dispozitivului pentru testarea endoprotezei cotului	196
a	Vedere frontală	196
b	Vedere laterală	196
4.34	Tija de fixare a componentei humerale	197
4.35	Suport fixare componentă humerală	197
a	Vedere de sus	197
b	Vedere frontală	197
4.36	Subansamblele principale și tija de centrare ale dispozitivului de testare	198
4.37	Dispozitivul pentru testarea endoprotezei articulației cotului	199
4.38	Fixarea endoprotezei în dispozitivul de testare	199
4.39	Determinarea masei unei piese a componentei de polietilenă cu Balanța Kern PRJ620-3M	205
4.40	Dispozitivul de încercare cu proteza de cot, fixate în echipamentul Instron 8874	206
a	Vedere generală	206
b	Detaliu	206
4.41	Implementarea metodei de testare	207
4.42	Variațiile unghiului de rotație și momentului de torsiune, afișate în timpul pasului 3 al metodei, în fereastra aplicației	207
4.43	Variația momentului pentru primele 10 cicluri ale testului 2	208
4.44	Variația forței pentru primele 10 cicluri ale testului 2	209
4.45	Reprezentarea variației momentului de torsiune și a forței axiale, pentru primele 10 cicluri de încercare ale testului 2	209

INTRODUCERE

Din multitudinea de situații posibile a se manifesta în populația globală și care ar putea prezenta o semnificație negativă, una dintre cele mai actuale probleme o constituie starea de sănătate prin impactul ei la nivel social, al asistenței sociale și al costurilor directe și indirecte de menținere a acesteia. Orientarea fundamentală în țările Europene și nu numai, este aceea de depistare a problemelor potențiale de sănătate și de prevenire a instalării îmbolnăvirii sau a deficienței permanente încă de la cea mai fragedă vârstă.

În raport cu o problemă atât de importantă pentru societate, cum este sănătatea publică și mai ales a copiilor de vârste mai mici, diversele segmente ale populației sunt sensibilizate să reacționeze pozitiv mai ales spre prevenție, educație și tratament. Noua abordare a sănătății publice de prevenire, educație și tratament impune necesitatea integrării și interacțiunii puternice dintre diferitele ramuri ingineresti, spre crearea de domenii noi, de frontieră care să se integreze în dinamica social-umană spre o societate europeană.

Afecțiunile și traumatismele membrilor superioare prezintă o incidență tot mai mare atât în cazul tinerilor, cât și al persoanelor vârstnice. Traumatismele scheletului osos uman reprezintă o problemă majoră de sănătate publică în lumea industrializată. Principalele afecțiuni musculoscheletale ale articulației cotului care necesită intervenții chirurgicale sunt fracturile, artrita și artroza.

Articulația cotului este una dintre articulațiile cu funcționalitate importantă pentru mișcările membrului superior, necesare pentru realizarea activităților zilnice. Datorită importanței comportamentului biomecanic al acestei articulații, orice afecțiune a oaselor care compun articulația poate compromite mișcările caracteristice specifice unor activități zilnice, sau chiar gesturilor profesionale.

Fracturile la nivelul membrului superior pot să apară la oricare dintre cele trei oase care compun articulația cotului (ulna, radiusul sau humerusul). Cauzele acestor fracturi sunt diverse și frecvent întâlnite: căderea accidentală pe membrul superior întins în încercarea de sprijinire pe acesta, accidente sportive ce pot interveni în practicarea diverselor sporturi, accidente rutiere, lovituri, striviri, fracturile produse de arme de foc, etc.. Gradul de risc în apariția fracturilor este determinat de anumite cauze favorizante, atât la nivelul osului, cât și la nivelul întregului organism, cea mai frecventă fiind osteoporoza.

Intervenția terapeutică a fracturilor este de obicei una chirurgicală de osteosinteză în scopul realizării reducerii anatomice, fixării stabile cu ajutorul unor dispozitive de fixare internă și/sau externă, menținerii afluxului sangvin și reluării funcționalității membrului în timp cât mai scurt.

Sistemele de fixare internă sunt formate în principal din două componente implantabile (plăcuța de osteosinteză și șuruburile de fixare) și ajută la realizarea stabilizării unei zone afectate pentru ca aceasta să revină la parametri normali de funcționare. În funcție de tipul fracturii, se pot folosi diverse sisteme de fixare internă, precum: plăcuțele de compresiune, șuruburile de fixare, tijele centromedulare, sârmele ortopedice.

Metodele contemporane de tratament chirurgical al fracturilor membrului superior folosesc plăcuțele de compresiune, care sunt de mai multe tipuri: plăcuțele de compresiune dinamică, plăcuțele de compresiune dinamică cu contact redus, plăcuțele de compresiune cu blocare. Șuruburile de fixare folosite diferă în funcție de funcția pe care o îndeplinesc (de fixare a plăcuței de os sau de fixare a fragmentelor

osoase), de tipul plăcuței de osteosinteză, respectiv de tipul stratului osos pe care trebuie să îl străpungă (șurub cortical și șurub spongios).

Conform statisticilor *Registrului Național de Endoprotezare* (RNE, 2013), la noi în țară, numărul fracturilor de membru superior care au fost operate în intervalul 2001-2013 este mai mic decât cel al fracturilor de membru inferior, dar mai mare decât numărul fracturilor operate la nivelul coloanei vertebrale (fig. 1).

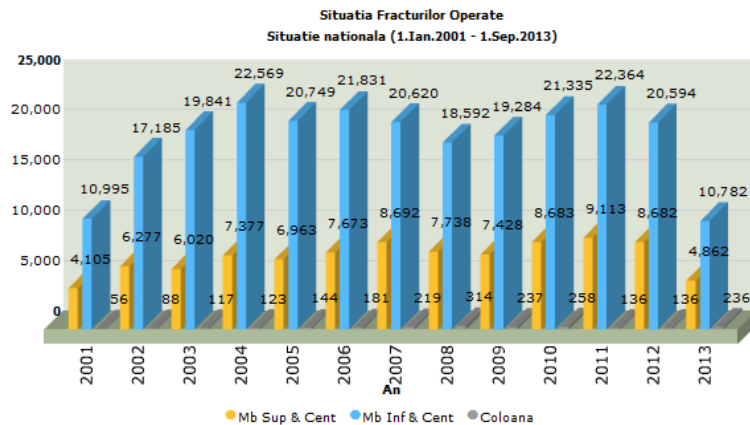


Fig. 1. Situația fracturilor operate conform *Registrului Național de Endoprotezare*

Endoprotezele pentru articulația cotului au rolul de a reduce durerea și de a restabili un interval acceptabil de mișcare a articulației. Prin înlocuirea articulației cu o proteză parțială sau totală, i se oferă pacientului șansa de a duce o viață normală, fără durere și fără limitarea intervalului funcțional al mișcării. Hemiarthroplastia cotului înlocuiește unul din capetele oaselor ce compun articulația cu un implant care are un stem intramedular. Artroplastia totală a articulației cotului implică de obicei înlocuirea componentei humerale și ulnare, iar endoprotezele mai noi încorporează și o înlocuire a componentei radiale. În general, endoprotezele totale diferă în funcție de modul de cuplare a componentelor (cuplate sau necuplate) și de design (constrânse, semiconstrânse și neconstrânse).

Chiar dacă în prezent există comercial numeroase sisteme de stabilizare a fracturilor oaselor ce compun articulația cotului, respectiv multe tipuri de endoproteze de cot, atât parțiale, cât și totale, iar tehnicile moderne de implantare progresează rapid, soluția ideală pentru tratamentul afecțiunilor acestei articulații constituie în continuare o provocare pentru cercetarea colectivelor formate din medici și ingineri.

Inițierea prezentei teze de doctorat se datorează în primul rând importanței pe care o are pe plan mondial, în domeniul implantologiei, tratamentul chirurgical cu reducere indirectă și fixare internă minim invazivă, respectiv de endoprotezare eficientă a articulației cotului. Analiza acestei probleme a condus la ideea necesității studierii în amănunt a aspectelor referitoare la proiectarea și analiza teoretică și experimentală a sistemelor de stabilizare a fracturilor și a endoprotezelor pentru articulația cotului.

Tema tezei de doctorat cu titlul *Studii și cercetări privind implanturile pentru articulația cotului* este motivată și prezintă interes, având în vedere necesitatea crescută a intervențiilor chirurgicale de implantare. Calitatea acestor intervenții este susținută de redarea funcționalității membrului superior pe termen lung, ceea ce presupune îmbunătățirea continuă a modelelor de sisteme de stabilizare a fracturilor

și a tipurilor de endoproteze, a materialelor și tehnologiilor utilizate la fabricarea acestora, a tehnicilor de implantare, a dispozitivelor folosite și a instrumentarului chirurgical, și, nu în ultimul rând, de reducerea costurilor aferente.

În domeniul Ortopediei și Traumatologiei și al Ingineriei medicale, în prezent, implantologia și protezarea constituie atât direcții de cercetare de mare importanță și actualitate, cât și specialități unanim recunoscute pentru tratamentul diferitelor afecțiuni și traumatisme ale diferitelor segmente anatomice.

Pe plan mondial în domeniile implantologiei și proteticii sunt elaborate studii teoretice și experimentale pentru proiectarea și realizarea de noi implanturi (sisteme de stabilizare a fracturilor și endoproteze) și instrumente necesare pentru intervențiile chirurgicale de implantare, dar și cercetări pentru implementarea unor noi tehnici chirurgicale de implantare. Noile direcții de dezvoltare a tratamentului chirurgical, cu recunoașterea importanței menajării țesuturilor moi și conceptului de fixare biologică, cu reducere indirectă și fixare internă minimă au crescut calitatea rezultatelor postoperatorii și au asigurat tratamentul chirurgical un rol important în abordarea leziunilor osoase.

Teza intitulată *Studii și cercetări privind implanturile pentru articulația cotului*, abordează o temă de mare **importanță și actualitate pe plan mondial** și își propune să efectueze cercetări în domeniul implantologiei articulației cotului.

Deși incidența cazurilor de afecțiuni sau traumatisme la nivelul articulației cotului este în continuă creștere și există numeroase tipuri de implanturi disponibile comercial, cele mai multe studii prospective în implantologie au ca subiect implantarea sau endoprotezarea articulației șoldului și genunchiului. Aceste studii au ca obiectiv obținerea unor rezultate mai bune din punct de vedere al ameliorării durerii, îmbunătățirii mobilității și al complicațiilor post-operatorii.

Studiile prospective analizează comparativ anumite modele ale aceleiași producător sau modele ale mai multor producători, pe termen scurt și mediu (termen corespunzător realizării osteosintezei în cazul plăcuțelor de fixare), respectiv pe termen mediu și lung (pentru a evalua mai bine durabilitatea și longevitatea funcțională a endoprotezelor). La nivel mondial nu există încă suficiente studii prospective bine documentate referitoare la comportamentul biomecanic al implanturilor pentru articulația cotului.

Deși în țara noastră există un Registru Național de Endoprotezare, al cărui scop este acela de a urmări intervențiile chirurgicale de revizie, de a compara calitatea tipurilor de endoproteze folosite, a cimenturilor și tehnicilor operatorii și de a depista implanturile necorespunzătoare, pe site-ul Registrului Național de Endoprotezare nu există statistici referitoare la endoprotezarea cotului.

Studiile la nivel mondial referitoare la implantarea articulației cotului sunt orientate, în principal, asupra următoarelor direcții de cercetare:

- Design-ul implanturilor pentru articulația cotului are ca preocupări actuale respectarea anatomiei pacientului, folosirea unui instrumentar chirurgical și a unor tehnici chirurgicale de implantare adecvate care să permită poziționarea corespunzătoare a plăcuțelor de fixare, respectiv a componentelor endoprotezei, folosirea imagisticii medicale și a tehnologiilor moderne de fabricație pentru realizarea unor implanturi personalizate.
- Studiul biomecanicii articulației cotului, atât din punct de vedere teoretic, pentru înțelegerea aprofundată a funcționalității și estimarea predictivă a comportamentului biomecanic, cât și experimental, pentru determinarea caracteristicilor mecanice ale implanturilor, evaluarea amplitudinii de mișcare, pentru analiza influenței poziționării plăcuțelor de fixare, a numărului și poziționării șuruburilor de fixare/blocare, etc..

- Uzura componentelor din polietilenă ale endoprotezelor de cot în vederea creșterii durabilității endoprotezelor.

Tema de cercetare se încadrează în **preocupările colectivului Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală**, din Universitatea „Politehnica” din Timișoara. Activitățile de cercetare ale colectivului constau în:

- Modelarea biomecanică a aparatului locomotor;
- Investigarea biomecanică a pacienților cu diferite deficiențe musculoscheletale;
- Procesarea imaginilor structurilor anatomice în vederea reconstrucției 3D;
- Analiza numerică a structurilor osoase, implanturilor și elementelor de protezare;
- Dezvoltarea unor noi tipuri de implanturi ortopedice;
- Testarea implanturilor pentru evaluarea experimentală a comportamentului biomecanic al acestora.

Atât în activitățile de cercetare, cât și pentru susținerea programului de studii de licență *Inginerie medicală* și a programului de master *Implanturi, proteze și evaluare biomecanică* din Universitatea „Politehnica” din Timișoara, Centrul de Cercetare în Ingineria Medicală colaborează cu universități și clinici, atât din țară, cât și din străinătate.

Pornind de la aceste considerații, teza de doctorat își propune să realizeze cercetări teoretice și experimentale în domeniul implanturilor de osteosinteză și endoprotezelor articulației cotului.

Obiectivul general al cercetărilor tezei de doctorat a constat în aducerea unor contribuții la realizarea implanturilor pentru articulația cotului. Activitățile de cercetare sunt orientate spre studii teoretice și aplicative în domeniul concepției, proiectării și analizei teoretice și experimentale a implanturilor ortopedice, cu particularizare pentru articulația cotului.

Obiectivele specifice abordate de această teză de doctorat sunt:

1. Realizarea unor sinteze bibliografice referitoare la:
 - leziunile și afecțiunile articulației cotului, precum și la metodele contemporane de tratament chirurgical al fracturilor membrului superior;
 - principalele tipuri de sisteme de fixare internă pentru oasele articulației cotului;
 - principalele tipuri de endoproteze pentru articulația cotului;
 - principalele materiale utilizate pentru fabricația implanturilor pentru articulația cotului, respectiv tehnologiile de fabricație a acestora;
 - principalele preocupări actuale și de perspectivă în domeniul implantării articulației cotului;
 - anatomia articulației cotului;
 - stadiul actual al studiului experimental al mișcărilor membrului superior.
2. Elaborarea unui protocol de analiză experimentală a mișcării membrului superior folosind sistemul de măsurare Zebris CMS-HS;
3. Determinarea ratei de eșantionare optime pentru realizarea înregistrărilor cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS pentru mișcările membrului superior;
4. Elaborarea unui model folosind noțiuni de statistică, pentru analiza corelațiilor dintre mișcările din articulații, respectiv influența mișcărilor din articulația umărului asupra mobilității cotului;
5. Analiza experimentală a mișcărilor membrului superior folosind sistemul APAS în vederea unei analize comparative cu rezultatele înregistrate cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS;
6. Analiza experimentală a mișcărilor unui pacient cu implant la nivelul articulației cotului;

7. Elaborarea unui model biomecanic al membrului superior, folosind mediul de simulare Matlab și Modulul Simulink, în vederea determinării caracteristicilor cinematice, a reacțiunilor și momentelor din articulația cotului.
8. Modelarea oaselor care compun articulația cotului pe baza reconstrucției 3D a imaginilor CT în vederea determinării unui model virtual cât mai apropiat de anatomia articulației naturale, necesar pentru modelarea și analiza comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare și al endoprotezei pentru articulația cotului;
9. Studiul comparativ al comportamentului biomecanic (prin analiză numerică) al unor sisteme de stabilizare convenționale pentru fracturile oaselor radius și ulna, în funcție de forma plăcuțelor de osteosinteză, materialul acestora și numărul șuruburilor de fixare pe structura osoasă;
10. Evaluarea comparativă a comportamentului biomecanic folosind Metoda Elementului Finit al osului radius fracturat și al osului implantat cu un sistem de osteosinteză cu plăcuță de tip Locking Compression Plate.
11. Conceperea, proiectarea și fabricația modelului fizic ale unui model de endoproteză totală pentru articulația cotului;
12. Studiul comportamentului biomecanic prin analiză numerică folosind Metoda Elementului Finit, pe baza distribuției deplasărilor și tensiunilor, pentru intervalul normal de mișcare din articulația cotului, respectiv pentru diferite sarcini aplicate la capătul distal al osului ulna;
13. Conceperea și realizarea unui dispozitiv de testare a protezei pentru articulația cotului;
14. Validarea modelului protezei pentru articulația cotului pe baza studiului experimental al uzurii componentei de polietilenă.

Metodologia cercetării a combinat cercetarea aplicativă cu cea predictivă și de simulare, respectiv cu cercetarea experimentală:

- **Cercetările aplicative** au constat în conceperea unor modele de sisteme de stabilizare, a unei endoproteze pentru articulația cotului și a unui dispozitiv de testare a endoprotezei.
- **Cercetările predictive** au constat în estimarea comportamentului biomecanic al unor sisteme de stabilizare a oaselor ce compun articulația cotului și al unei endoproteze pentru articulația cotului folosind analiza numerică bazată pe Metoda Elementului Finit.
- **Cercetările de simulare** au constat în elaborarea unui model biomecanic al membrului superior, folosind mediul de simulare Matlab și Modulul Simulink.
- **Cercetările experimentale** au constat în analiza mișcărilor membrului superior folosind două sisteme de măsurare (sistemul Zebris CMS-HS și sistemul APAS), analiza microscopică a suprafețelor de rupere prin tracțiune a unor plăcuțe de osteosinteză și determinarea uzurii componentei de polietilenă pe baza încercării mecanice.
Strategiile de cercetare adoptate au fost diverse și au combinat la rândul lor:
 - **Cercetarea teoretică** – modelare geometrică în mediul de proiectare Solid Edge, reconstrucții 3D ale oaselor în programe speciale (Mimics 10.01 și Geomagic Studio 10), simulare în programul Matlab și modulul Simulink – și **experimentală** – analiza mișcărilor folosind sisteme avansate de laborator, încercări mecanice, analize microscopice;
 - **Analize teoretice și experimentale comparative** – analiza simetriei mișcărilor dintre membrul stâng și membrul drept, analiza pattern-urilor de mișcare specifice patologiei (subiect implantat) raportată la un subiect sănătos, studiul relațiilor dintre mișcările corespondente articulațiilor celor două membre

- superioare, analiza comportamentului biomecanic al unor sisteme de stabilizare convenționale, în funcție de forma plăcuțelor de osteosinteză, materialul acestora și numărul șuruburilor de fixare pe structura osoasă, evaluarea comparativă a comportamentului biomecanic al osului radius fracturat și al osului implantat – și **necomparative** – analiza comportamentului biomecanic al unui sistem de stabilizare cu compresiune cu blocare (Locking Compression Plate - LCP), analiza comportamentului la uzură a componentei din polietilenă a endoprotezei de cot;
- **Analize cantitative** – amplitudinile de mișcare în articulațiile umărului și cotului, reacțiuni și momente în articulația cotului, distribuția deplasărilor și tensiunilor din sistemele implantate, uzura componentei de polietilenă a endoprotezei.

Teza de doctorat cuprinde 272 pagini și este structurată pe 6 capitole dintre care patru sunt de consistență, primul capitol este o introducere, iar ultimul capitol prezintă concluziile și contribuțiile personale ale autoarei, cuprinde 10 anexe, pe 44 pagini, corespunzătoare cercetărilor teoretice și experimentale. În dezvoltarea tezei au fost introduse 232 figuri și 34 tabele și este însoțită de o listă bibliografică ce conține un număr de 258 titluri, marea majoritate fiind de dată recentă.

Capitolul: Introducere prezintă motivația alegerii temei de cercetare, importanța și actualitatea temei de doctorat, obiectivele cercetărilor realizate pe parcursul stagiului doctoral, o scurtă sinteză a conținutului capitolelor tezei, precum și încadrarea temei în preocupările naționale și internaționale ale colectivului de cercetare.

Capitolul 1: Stadiul actual al cercetărilor referitoare la implantarea articulației cotului este compus din șase subcapitole și prezintă stadiul actual al cercetărilor referitoare la aspectele importante din domeniul tematicii tezei.

În primul subcapitolul s-a realizat o scurtă prezentare a leziunilor și afecțiunilor ce pot apărea la nivelul articulației cotului.

Subcapitolul 1.2 prezintă metodele contemporane de tratament chirurgical al fracturilor membrului superior. Sunt prezentate criteriile generale de clasificare a fracturilor, pe baza cărora s-a realizat clasificarea generală a fracturilor, respectiv clasificarea fracturilor oaselor din articulația cotului. Tratamentul fracturilor închise a urmărit atât tratamentul conservator, cât și tratamentul chirurgical. S-a realizat de asemenea, o scurtă prezentare a principalelor tipuri de sisteme de fixare internă pentru oasele articulației cotului (plăcuțe de compresiune, șuruburi de fixare, tije centromedulare, pini și sârme chirurgicale).

Subcapitolul 1.3 prezintă o clasificare a principalelor tipuri de endoproteze pentru articulația cotului și câteva exemple de endoproteze existente în prezent.

Subcapitolul 1.4 prezintă două soluții de sisteme de stabilizare externă (orteze de cot).

Subcapitolul 1.5 tratează sintetic principalele aspecte referitoare la materialele biocompatibile folosite pentru fabricația implanturilor ortopedice și în special a celor folosite pentru implanturile articulației cotului și tehnologiile de fabricație ale implanturilor pentru articulația cotului și acoperirile folosite.

Subcapitolul 1.6 prezintă un studiu asupra preocupărilor de perspectivă în domeniul implantării articulației cotului: studiile prospective, design-ul implanturilor pentru articulația cotului, biomecanica articulației, uzura componentei de polietilenă a endoprotezei și instabilitatea articulației artificiale.

Capitolul 2: Analiza biomecanică a articulației cotului este structurat în zece subcapitole.

În subcapitolul 2.1 s-a realizat o scurtă prezentare a anatomiei articulației cotului: anatomia oaselor, cu precădere extremitățile acestora care formează

articulația cotului, articulația, ligamentele și musculatura cotului, mișcările ce apar în această articulație și stabilitatea cotului.

Stadiul actual al studiului experimental al mișcărilor membrului superior și problemele majore cu care se confruntă analiza experimentală sunt prezentate în subcapitolul 2.2.

Principiul de funcționare și componentele sistemului de măsurare Zebris CMS-HS sunt descrise în subcapitolul 2.3.

În subcapitolul 2.4 este propus un protocol de analiză experimentală a mișcării membrelor superioare, conceput pentru asigurarea unui grad cât mai ridicat de confidență și unei bune repetabilități a analizei experimentale a mișcărilor.

Subcapitolul 2.5 prezintă un studiu de determinare a ratei de eșantionare optime pentru realizarea înregistrărilor pe sistemul Zebris CMS-HS pentru mișcările membrului superior. Studiul s-a realizat în condițiile concrete din laborator, folosind un subiect sănătos și a urmărit variațiile unghiulare în raport cu timpul ale unghiurilor de flexie-extensie în articulația cotului, flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului. Exercițiul efectuat de subiect a simulat o mișcare simplă, din activitățile zilnice.

Subcapitolul 2.6 prezintă analiza și evaluarea simetriei și corelațiilor dintre mișcările corespondente articulațiilor membrului stâng și membrului drept pe baza analizei cinematice experimentale și cu ajutorul testelor statistice Testul T și Coeficientul de corelație Pearson.

Subcapitolul 2.7 prezintă analiza și evaluarea corelațiilor mișcărilor membrului superior pe bază de analiză cinematică și regresie statistică. Studiul elaborat oferă o idee generală asupra metodologiei de generare a unui model pentru a descrie corelațiile inter-articulare.

Subcapitolul 2.8 prezintă o analiză experimentală a mișcărilor membrului superior folosind sistemul APAS, bazat pe înregistrări video, realizată în vederea unei posibile comparații cu rezultatele obținute cu sistemul Zebris.

Subcapitolul 2.9 prezintă analiza experimentală a mișcărilor unui pacient cu implant la nivelul articulației cotului drept realizată ca studiu de caz pe un subiect de sex masculin, în vârstă de 55 ani, care a suferit o intervenție chirurgicală de artroplastie a articulației cotului. Analiza s-a realizat comparativ cu un subiect sănătos, dar a urmărit și comparația mișcărilor dintre membrul stâng și membrul drept ale subiectului investigat.

Subcapitolul 2.10 prezintă un model biomecanic al membrului superior dezvoltat în programul Matlab, pentru estimarea parametrilor cinematici ai articulației cotului, precum și pentru estimarea reacțiunii și momentului din articulație. Modelul folosește ca date de intrare parametrii antropometrici și caracteristicile inerțiale ale subiectului investigat, precum și variațiile unghiulare înregistrate cu sistemul de măsurare Zebris.

Capitolul 3: Modelarea și analiza unor sisteme de osteosinteză pentru oasele articulației cotului este format din șase subcapitole.

Subcapitolul 3.1 prezintă reconstrucția celor trei oase (humerusul, ulna și radiusul) ce compun articulația cotului folosind tehnici CAD și de reconstrucție 3D, pornind de la imaginile CT. Scanarea celor trei oase primite de la Departamentul de Anatomie și Embriologie al Universității de Medicină și Farmacie "Victor Babeș" Timișoara s-a făcut cu Computer Tomograful Somaton Spirit al Clinicii Selfmed Clinique Timișoara. Pentru reconstrucție s-au folosit software-urile Mimics 10.01 și Geomagic Studio 10. Modelele obținute au fost importate în programul CAD Solid Edge și folosite în proiectarea unor plăcuțe de stabilizare și a unei endoproteze.

Subcapitolul 3.2 prezintă un studiu referitor la influența discretizărilor din procesul de modelare și din analiza prin Metoda Elementului Finit asupra rezultatelor analizei numerice a osului ulna. Analiza numerică s-a bazat pe determinarea deformației totale, deformației pe direcțiile X, Y și Z, tensiunii echivalente, tensiunilor normale (X; Y, Z) și tensiunilor la forfecare (X; Y, Z) pentru cele opt modele rezultate datorită diferitelor discretizări.

Subcapitolul 3.3 prezintă mai multe analize comparative ale comportamentului biomecanic al unor sisteme convenționale de stabilizare a fracturilor diafizale ale osului radius. Analiza comparativă realizată a luat în considerare următoarele aspecte:

- comportamentul mecanic a patru plăcuțe de osteosinteză (notate po, pr1, pr2 și ps) cu aceleași dimensiuni de gabarit, același număr de găuri de fixate și supuse la aceeași solicitare;
- comportamentul biomecanic al plăcuței po în funcție de modul de fixare pe osul fracturat;
- comportamentul biomecanic al sistemului de stabilizare po1 în funcție de tipul fracturii și pentru solicitări diferite.

Pe baza rezultatelor obținute din analiza numerică pentru cazurile studiate (tipul plăcuței, modul de fixare și încărcarea diferită) s-a realizat o comparație și s-a ales sistemul de osteosinteză care a înregistrat rezultatele cele mai favorabile.

Subcapitolul 3.4 a abordat analiza comparativă a comportamentului mecanic al plăcuțelor de osteosinteză a fracturii osului radius pe baza încercărilor la tracțiune a modelelor fizice ale plăcuțelor de osteosinteză pe mașina Instron 8874, în Laboratorul de încercări CIDUCOS. Solicitățile au constat în tracțiunea plăcuțelor până la ruperea acestora. S-au analizat deformațiile axiale și zonele de rupere. Pentru analiza existenței defectelor de structură și a zonelor de rupere s-a realizat o analiză microscopică a celor două plăcuțe care s-au deformat și rupt spre capătul proximal. Analiza suprafețelor zonelor de rupere s-a realizat prin microscopie electronică de baleiaj (SEM - Scanning Electron Microscopy), în Laboratorul de Materiale Avansate.

Subcapitolul 3.5 prezintă analiza comparativă a comportamentului biomecanic al unor sisteme convenționale de stabilizare a fracturilor diafizale ale osului ulna. Studiul comparativ a evaluat influența geometriei plăcuțelor, proprietăților materialelor și modului de prindere a șuruburilor, utilizând simularea pe baza analizei cu Element Finit și tehnici de *Design of Experiments*.

S-au modelat trei plăcuțe de osteosinteză (P1, P2 și P3) diferite ca design, dar cu aceleași dimensiuni de gabarit. Fixarea plăcuțelor de os a fost realizată utilizând același tip de șuruburi, în trei moduri de fixare: cu trei șuruburi, cu patru, respectiv șase șuruburi.

Analizele comparative realizate au luat în considerare următoarele aspecte:

- comportamentul biomecanic al celor trei sisteme de stabilizare (plăcuțele P1, P2, P3 fixate pe osul fracturat cu patru șuruburi de fixare), în funcție de material (aliaj de titan și oțel inoxidabil) și pentru solicitări diferite aplicate la capătul distal al osului (simulând transportul unei sarcini de diferite greutăți);
- comportamentul biomecanic al sistemelor de stabilizare în funcție de geometrie, material și modul de fixarea al șuruburilor, folosind metoda Design of Experiments și analiza statistică.

Subcapitolul 3.6 prezintă analiza comportamentului biomecanic al sistemului os-plăcuță LCP (Locking Compression Plate) pentru o fractură a capătului proximal al osului radius. Plăcuța de tip Locking Compression Plate concepută și analizată în acest subcapitol are un model preconturat după forma epifizei proximale a osului radius și

ajută la reducerea fracturilor de tipul 21-A2.2 fractură extra-articulară parțială pe colul osului radius.

Analiza comparativă a urmărit comportamentul biomecanic al osului radius fracturat și implantat cu o plăcuță de tip LCP. S-au simulat următoarele situații de solicitare pentru cele două sisteme studiate os fracturat / os implantat:

- solicitarea la torsiune monoaxială;
- solicitarea la tracțiune monoaxială de-a lungul axei longitudinale a radiusului, pe suprafața capătului distal;
- solicitarea la încovoiere după o direcție perpendiculară pe axa longitudinală a radiusului.

Capitolul 4: Modelarea și analiza unei endoproteze totale pentru articulația cotului este structurat în șapte subcapitole.

Subcapitolul 4.1 prezintă etapele de concepție și design ale protezei totale pentru articulația humero-ulnară. Proteza concepută înlocuiește articulația humero-ulnară și este o proteză totală, cuplată (două componente cuplate), semiconstrânsă. Modelul proiectat este format din două componente principale: componenta humerală și componenta ulnară, care sunt modulare (cap și stem, conectate prin șurub) și care oferă o personalizare fidelă a stemului în funcție de dimensiunile oaselor în care se implantează.

Subcapitolul 4.2 prezintă tehnica chirurgicală de implantare a endoprotezei pentru articulația cotului și simulează implantarea acestei endoproteze în mediul CAD Solid Edge V 20.

Subcapitolul 4.3 prezintă analiza comparativă a comportamentului biomecanic al endoprotezei totale pentru intervalul funcțional de mișcare al articulației cotului (30°-130°) și pentru diferite încărcări ale capătului distal al osului ulnar. Analiza numerică a comportamentului biomecanic s-a realizat cu programul ANSYS V14 în modulul *Transient Structural*. Rezultatele obținute pentru analiza comparativă efectuată au urmărit: deplasările totale, deplasările direcționale, tensiunea echivalentă, tensiunea normală și tensiunea la forfecare în cazul a cinci situații de solicitare.

Subcapitolul 4.4 prezintă fabricația modelului fizic al endoprotezei pentru articulația cotului. Fabricația modelului fizic al endoprotezei s-a realizat în Laboratorul de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune și în Laboratorul de prelucrări convenționale LOPIFO din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Subcapitolul 4.5 prezintă conceperea și proiectarea unui dispozitiv pentru testarea endoprotezei de cot, asigură atât fixarea endoprotezei în bacurile mașinii de încercare Instron, cât și transmiterea mișcării la axa de rotație a protezei.

Subcapitolul 4.6 prezintă fabricația modelului fizic al dispozitivului de fixare ale endoprotezei pentru articulația cotului. Componentele dispozitivului pentru fixarea endoprotezei au fost prelucrate în Laboratorul de prelucrări convenționale LOPIFO și în Laboratorul de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Subcapitolul 4.7 prezintă studiul experimental al uzurii componentei de polietilenă a endoprotezei pentru articulația cotului. Au fost studiate recomandările din standarde referitoare la încercările mecanice la care sunt supuse endoprotezele, în special cele folosite pentru determinarea uzurii componentelor de polietilenă și studiile publicate referitoare la testarea la uzură în condiții de laborator a protezelor totale de cot.

Testarea la uzură a componentei de polietilenă a protezei pentru articulația cotului s-a realizat pe mașina de încercare la oboseală Instron 8874, aflată în laboratorul CIDUCOS din cadrul Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală.

Evaluarea uzurii pieselor componente de polietilenă s-a realizat prin metoda gravimetrică, respectiv prin cântărirea pieselor componente de polietilenă, înainte și după testare, în Laboratorul de Încercări CIDUCOS al Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală cu Balanța Kern PRJ620-3M cu kit de densitate.

Capitolul 5: Concluzii. Contribuții personale. Direcții viitoare în cercetare prezintă pe scurt concluziile cercetărilor realizate, contribuțiile personale și direcțiile viitoare de cercetare.

Teza de doctorat prezintă rezultatele obținute de către autoare pe parcursul stagiului de doctorat, perioadă în care a fost sprijinită de un număr important de persoane și instituții:

- Această lucrare a fost suportată parțial de grantul strategic POSDRU/CPP107/DMI1.5/S/77265 (2010) *Spre cariere de cercetare prin studii doctorale* al Ministerului Muncii, Familiei, Protecției Sociale și Persoanelor vârstnice din România, co-finanțat de Fondul Social European – Investește în oameni.
- Stagiul de cercetare efectuat în cadrul Centrului de cercetare D04 - Sisteme mecatronice avansate cu aplicații în industrie și medicină, al Universității Transilvania din Brașov, care a contribuit la dezvoltarea cunoștințelor experimentale în domeniul analizei experimentale a articulației cotului, a fost realizat cu sprijinul Prof.univ.dr.ing. Ileana Constanța Roșca.
- Analiza mersului subiecților/pacienților investigați s-a efectuat în Laboratorul de Analiză a Mișcării, din cadrul Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală, din Universitatea „Politehnica” din Timișoara, cu sprijinul As.dr.ing. Dan Ioan STOIA și Șl.dr.ing. Lucian Rusu.
- Pacientul investigat a fost internat în Clinica de Ortopedie și Traumatologie nr. 1 Timișoara, iar investigațiile s-au realizat cu sprijinul As.Dr.Med. Dan Crișan.
- Cele trei oase (humerus, ulna și radius) necesare studiului au fost primite de la Departamentul de Anatomie și Embriologie al Facultății de Medicină din Universitatea de Medicină și Farmacie din Timișoara.
- Scanarea oaselor s-a realizat cu Computer Tomograful multi-slice SOMATOM® Spirit® al companiei Siemens din cadrul Clinicii Selfmed Clinique Timișoara.
- Modelele fizice ale plăcuțelor, endoprotezei de cot și dispozitivului pentru testarea endoprotezei au fost realizate în Laboratorul de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune și în Laboratorul de prelucrări convenționale LOPIFO din cadrul Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara, cu sprijinul Șl.dr.ing. Lucian Rusu și Marinela Cojocar.
- Analiza experimentală a comportamentului mecanic al celor trei modele fizice de plăcuțe și al endoprotezei de cot s-a efectuat în Laboratorul de Încercări CIDUCOS din cadrul centrului de Cercetare în Ingineria Medicală, din Universitatea „Politehnica” din Timișoara, cu sprijinul Șl.dr.ing. Lucian Rusu.
- Analizele microscopice s-au realizat în Laboratorul de Materiale Avansate al Departamentului de Ingineria Materialelor și Fabricației, al Facultății de Mecanică, cu sprijinul Conf.dr.ing. Aurel Răduță și Șl.dr.fiz. Cosmin Locovei.

CAPITOLUL 1

STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRILOR REFERITOARE LA IMPLANTAREA ARTICULAȚIEI COTULUI

Studiul implanturilor pentru articulația cotului necesită cunoașterea principalelor tipuri de sisteme de stabilizare și endoproteze existente, stadiul actual al cercetărilor în domeniu, precum și tendințele viitoare la nivel mondial.

Astfel, acest capitol are următoarele obiective:

- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la leziunile și afecțiunile articulației cotului, precum și la metodele contemporane de tratament chirurgical al fracturilor membrului superior;
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la principalele tipuri de sisteme de fixare internă pentru oasele articulației cotului;
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la principalele tipuri de endoproteze pentru articulația cotului;
- Realizarea unei sinteze bibliografice a principalelor materiale utilizate pentru fabricația implanturilor pentru articulația cotului, respectiv a tehnologiilor de fabricație a acestora;
- Realizarea unei sinteze bibliografice a principalelor preocupări actuale și de perspectivă în domeniul implantării articulației cotului: studiile prospective, aspectele principale ale design-ului implanturilor pentru articulația cotului, biomecanica articulației cotului, uzura componentei de polietilenă a endoprotezei, instabilitatea articulației artificiale.

1.1. Leziunile și afecțiunile articulației cotului

Membrele superioare au o multitudine de funcții în activitățile zilnice ale oamenilor. Îndeplinirea acestor funcții presupune mișcări cu amplitudini sau cu forțe diferite, realizate doar de membrele superioare, sau mișcări combinate cu mișcările cutiei toracice sau ale membrului inferior.

Articulația cotului este una dintre articulațiile cu funcționalitate importantă ale lanțului cinematic al membrului superior, fiind corelată din punct de vedere biomecanic cu articulația umărului (articulația glenohumerală are funcție de coordonare) și articulația mâinii (funcție de subordonare) în vederea realizării activităților zilnice. Deși articulația cotului este considerată ca fiind o articulație relativ stabilă, aceasta este totuși susceptibilă la leziuni. Datorită rolului biomecanic al acestei articulații, orice afecțiune a acesteia poate compromite mișcările caracteristice specifice unor activități zilnice, sau chiar gesturilor profesionale.

Articulația cotului este compusă dintr-o articulație cilindrică tip balama și una de pivotare care contribuie la mișcările membrului superior. Articulația cotului este formată între epifiza distală a humerusului și epifizele proximale ale oaselor antebrăzului (radius – lateral și ulna – medial), și constă în trei articulații: articulația humero-ulnară, articulația humero-radială și articulația radio-ulnară proximală, dar o singură capsulă articulară și o singură sinovială. Structurile anatomice care formează articulația cotului, la fel ca în cazul celorlalte articulații ale aparatului locomotor, sunt

oase, cartilajii, ligamente și lichid (bursa are rolul de a reduce forța de frecare dintre suprafețele articulare), precum și nervi, vase de sânge, mușchi și tendoane care contribuie la realizarea mișcărilor din articulație. Mișcările din articulația cotului sunt flexia (mușchiul biceps este principalul mușchi care realizează flexia antebrațului pe braț) și extensia (mușchiul triceps este principalul mușchi care realizează extensia antebrațului de braț), precum și pronația (realizată de mușchiul mare pronator și de mușchiul pronator quadratus) și supinația (realizată de biceps și de supinator).

Orice leziune sau afecțiune a uneia dintre structurile anatomice care formează articulația cotului se constituie în leziune sau afecțiune a articulației cotului. Afecțiunile musculoscheletale ale membrilor superioare pot să apară datorită unor suprasolicitări în timpul activităților zilnice sau la locul de muncă sau datorită unor activități sportive intense. De asemenea, aceste afecțiuni pot fi cauzate de traumatisme, cel mai frecvent de diferite căzături accidentale. Tratamentul acestor afecțiuni se poate realiza sub diferite forme: medicamentos, proceduri de kinetoterapie, laserterapie, electroterapie, masajul terapeutic, intervenții chirurgicale (Magee et al., 2009).

Afecțiunile articulației cotului pot fi clasificate după mai multe criterii:

- structura anatomică afectată: os, tendon, ligament, mușchi, etc. (Johnson & Pedowitz, 2007);
- zona afectată, relativ la articulația cotului: anterior, posterior, lateral, medial (Chumbley et al., 2000);
- mecanismul leziunii / procesul patologic: traumatism acut sau microtraume repetate, suprasolicitări inflamatorii, proces degenerativ., etc. (Patten, 1995), (WebMD, 2011).

Principalele afecțiuni ale articulației cotului sunt (Chumbley et al., 2000), (Johnson & Pedowitz, 2007), (Patten, 1995), (WebMD, 2011), (Popescu, 2010), (Nagy & Pop, 2008), (Brown et al., 2004):

- **Fractura** – constă în întreruperea continuității unui os sau cartilaj. De obicei, fractura este rezultatul unui traumatism, dar poate fi cauzată și de osteoporoză. Cea mai frecventă fractură este cea a olecranului.
- **Dislocarea articulației sau luxația** – reprezintă deplasare extremităților osoase ale unei articulații care se manifestă prin pierderea contactului dintre suprafețele articulare.
- **Entorsa** – este o solicitare exagerată a ligamentelor articulației sau capsulei articulației, cu sau fără ruptura acestora. Spre deosebire de luxație, suprafețele articulare revin în contact (poziția inițială).
- **Tendinita** – constă în lezarea și inflamarea tendoanelor de la nivelul articulației cotului datorită unui traumatism sau suprasolicitării tendonului a cărui elasticitate se reduce odată cu înaintarea în vârstă. Articulația în sine nu este afectată, astfel că amplitudinea de mișcare nu se reduce. Tendinitele specific articulației cotului sunt epicondilita laterală sau „cotul tenismanului – tennis elbow” și epicondilita medială sau „cotul jucătorului de golf – golf elbow”.
- **Bursita olecraniană** – constă în inflamația bursei și se manifestă prin apariția unei „umflături” la vârful cotului. Bursita olecraniană apare, de obicei, datorită accidentării sau traumatismelor minore.
- **Artrita cotului** – constă în apariția unor semne de inflamație la nivelul articulației cotului. Această afecțiune inflamatorie apare datorită unor boli sistemice, manifestându-se prin durere, inflamație și reducerea amplitudinii de mișcare a articulației. Cele mai frecvente artrite sunt osteoartrita și artrita reumatoidă.
- **Artroza** – constă în deteriorarea treptată (degenerativă) a cartilajilor sau fibrocartilajilor articulare. Artroza cotului este o formă clinică de artroză destul

de rar întâlnită (1-2 % din totalul artrozelor), dar care poate avea impact negativ asupra activității profesionale și asupra calității vieții bolnavului (Mocanu, 2013).

În tabelul 1.1 este prezentată o sinteză a principalelor afecțiuni ale articulației cotului, care evidențiază unele aspecte biomecanice ale articulației și metodele de tratament.

Articulația cotului este considerată ca cea mai dificilă articulație pentru recuperarea mobilității, nu numai datorită structurii propriu-zise, ci și ușurinței de a dezvolta, periarticular, depuneri de calcar sau retracții musculare care limitează și mai mult mobilitatea (Mocanu, 2013).

Tabel 1.1. Aspecte biomecanice și metodele de tratament ale afecțiunilor articulației cotului

Afecțiunea	Mecanism	Patologie	Stabilitatea articulației	Mobilitatea articulației	Tratament conservator / chirurgical
Fractura	Traumă	Inflamație, Durere	Afectată	Limitată	Conservator Chirurgical – implantare
Luxația	Căzătură pe mâna întinsă	Inflamație, Durere, Instabilitate	Afectată	Limitată	Conservator
Entorsa	Traumă	Inflamație, Durere, Instabilitate	Neafectată	Neafectată	Conservator Chirurgical – reconstrucție
Tendinita	Solicitări repetitive	Rupturi minore ale tendoanelor mușchilor flexori și extensori aflați la nivelul antebrațului. Inflamație, Durere	Neafectată	Neafectată	Conservator Chirurgical
Epicondilita medială – Golfer's elbow	Solicitare repetitivă valgus	Inflamația tendonului flexor, ceea ce poate duce la hipertrofia epicondilului medial. Durere la locul de inserție a tendonului	Neafectată	Neafectată	Conservator Chirurgical – fixare, în cazul articulației instabile
Epicondilita laterală – Tennis's elbow	Mișcări repetitive, supraîncărcare a tendoanelor	Durere	Neafectată	Neafectată	Conservator Chirurgical – debridare ECRB (mușchiul Extensor)

	extensor și supinator				Carpul Radialis Brevis)
Bursita olecraniană	Traume repetitive, boală inflamatorie	Inflamația bursei situată între olecran și piele; Durere, umflătură a aspectului posterior al cotului	Neafectată	Limitată	Conservator
Osteoartrita	Predispoziție genetică, infecții	Inflamație, Durere	Neafectată	Limitată	Conservator Chirurgical – Artroplastie (endoproteza-re) sau Arthrodeză (implantare – fuzionarea chirurgicală a oaselor articulației)
Osteocondrită disecantă	Suprasolicitarea articulației	Desprinderea parțială sau completă a unui fragment de cartilaj articular împreună cu osul subcondral	Afectată	Limitată	Conservator Chirurgical – artroscopie
Artroza	Suprapresiune exercitată pe cartilaj (mecanic) și alterare cartilaj (biochimic), cu scăderea rezistenței la presiuni mecanice normale	Deformație, Inflamație, Durere	Afectată	Limitată	Conservator Chirurgical – endoprotezare

Principalele afecțiuni musculoscheletale ale articulației cotului care necesită intervenții chirurgicale sunt fracturile (osteosinteza), artrita și artroza (arthrodeză sau artroplastie parțială sau totală).

1.2. Metode contemporane de tratament chirurgical al fracturilor membrului superior

Fracturile membrului superior (întreruperea traumatică parțială sau totală a continuității unui os) pot afecta oricare dintre cele trei oase ale brațului și antebrățului: ulna, radiusul sau humerusul. Cauzele acestor fracturi sunt diverse, putând fi grupate, din punct de vedere etiologic după proveniența traumatismelor în (Benjamin & Shiel Jr., 2011), (SfatulMedicului, 2010), (Patologia chirurgicală, 2012), (Igna, 2012):

- **cauze determinante (extrinseci):** acționează din exterior asupra corpului, direct sau indirect - căderea accidentală pe membrul superior întins în încercarea de sprijinire pe acesta; accidentele sportive ce pot interveni în practicarea diverselor sporturi (handbal, baschet, fotbal, rugby, lupte greco-romane, hochei, schi, etc.); traumatismele violente care pot să apară în cazul accidentelor rutiere (mașină, bicicletă, motocicletă, etc.), lovituri, striviri, fracturile produse de arme de foc, etc..
- **cauze favorizante (intrinseci):** afecțiuni ale osului (dismineraloze) sau ale întregului organism (necroza osoasă, osteoporoza, osteofibroza, osteopetroza, etc.).

Tratamentul fracturilor membrului superior depinde de tipul fracturii, care, la rândul său, depinde de zona traumatismului și severitatea acestuia. Intervenția terapeutică a fracturilor este de obicei una chirurgicală de osteosinteză în scopul realizării reducerii anatomice (reșezarea fragmentelor osoase în contact unele cu altele, într-o aliniere perfectă, astfel încât osul să se consolideze în poziția anatomică realizată, de obicei, sub control radiologic), fixării stabile cu ajutorul unor dispozitive de fixare internă și/sau externă, menținerii afluxului sangvin și reluării funcționalității membrului în timp cât mai scurt.

În timpul tratamentului fracturilor membrului superior pot să apară unele complicații precum (SfatulMedicului, 2010):

- **Creșterea inegală.** Fracturile care apar la copii și afectează zona de creștere a osului pot împiedica o creștere normală a segmentului de membru afectat;
- **Artrita.** Fracturile care se produc în zona articulațiilor pot produce o inflamație a articulației datorată deteriorării cartilajului articular;
- **Anchiloza.** Datorită imobilizării prelungite, necesară vindecării fracturilor membrului superior, pot rezulta limitări parțiale sau totale ale mișcărilor unei articulații;
- **Infecția osului.** În cazul fracturilor deschise, la care tegumentul este străpuns de fragmentele osoase, pot să apară infecții ca urmare a contaminării cu germeni din mediu;
- **Afectarea neurologică și vasculară.** În cazul fracturilor cominutive, fragmentele de os pot străpunge nervii și elementele vasculare din zona fracturii, ceea ce poate conduce la parestezii și probleme ale circulației sângelui.

1.2.1. Criterii generale de clasificare a fracturilor

"A classification is useful only if it considers the severity of the bone lesion and serves as a basis for treatment and for evaluation of the results" Maurice E Müller (Kellam & Audigé, 2007).

Clasificarea fracturilor reprezintă o problemă a cărei importanță rezultă din următoarele aspecte (OTA, 2007):

- oferă posibilitatea folosirii unui limbaj comun pentru diagnosticare, tratament, evaluarea rezultatelor, etc.;
- constituie un ghid de tratament al fracturilor de un anumit tip;
- oferă o prognoză a rezultatelor tratamentului.

În literatura de specialitate există mai multe clasificări ale fracturilor, propuse de diferiți cercetători sau asociații/organizații profesionale.

Clasificarea fracturilor se poate face după mai multe criterii generale sau specifice zonei traumatismului.

O clasificare generală împarte fracturile după următoarele criterii (Sfatul Medicului, 2010), (Patologia chirurgicală, 2012), (Bone fracture, 2012), (Egol et al, 2010), (Mostofi, 2006):

- **după cauza producerii fracturii:**
 - *Traumatice* - fractura se datorează unor traume precum căzături, accidente rutiere, accidentele sportive, etc. (cauze extrinseci);
 - *Patologice* - fractura se datorează unor afecțiuni scheletale (cauze intrinseci).
- **după zona anatomică a fracturii:**
 - *Craniu*;
 - *Coloană vertebrală* - cervicală, lombară, toracală;
 - *Membru superior* - umăr, braț, antebraț, mână, etc.;
 - *Membru inferior* - pelvis, femur, tibie, fibulă, picior.
- **după aspectul clinic:**
 - *Fracturi deschise* (fig. 1.1) (CEVSAR, 2009) fragmentele osoase rezultate în urma traumatismului străpung tegumentul, iar osul este expus (focarul fracturii este în aer liber). Tratamentul acestor fracturi necesită includerea unor măsuri de terapie antibacteriană, pentru prevenirea posibilelor infecții (Sfatul Medicului, 2010), (Patologia chirurgicală, 2012);
 - *Fracturi închise* (fig. 1.2) (CEVSAR, 2009) fragmentele osoase rezultate în urma traumatismului nu străpung tegumentul, iar osul nu este expus (focarul fracturii nu comunică cu exteriorul printr-o plagă) (Sfatul Medicului, 2010), (Patologia chirurgicală, 2012);

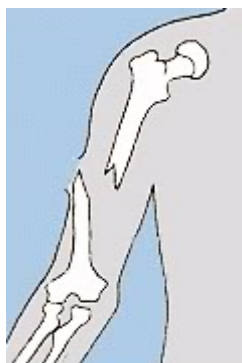


Fig. 1.1. Fractură deschisă (CEVSAR, 2009)

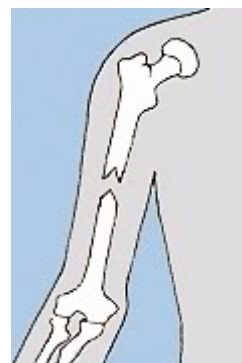


Fig. 1.2. Fractură închisă (CEVSAR, 2009)

- **după modul de producere:**
 - *Incomplete* (fig. 1.3) (Bergman, 2012) - linia de fractură afectează numai o parte din integritatea osului respectiv (Sfatul Medicului, 2010), (Patologia chirurgicală, 2012):

- *Fisuri*. Se produc atunci când traumatismul nu a fost prea violent și a atins doar tangențial osul.
- *Fracturi „în lemn verde”* (fig. 1.4) (CEVSAR, 2009). Denumirea acestui tip de fracturi se datorează aseamănării cu ruperea unui lemn verde, osul nefiind rupt pe toată circumferința lui. Acest tip de fractură este frecvent întâlnit la copii, la care oasele au o elasticitate mai mare decât în cazul adulților, chiar la forțe mari.
- *Fracturi prin înfundare*. Este o fractură incompletă, când porțiuni mai mari sau mai mici dintr-un os se înfundă într-o cavitate naturală.
- *Complete* - linia de fractură afectează osul în totalitatea sa (Sfatul Medicului, 2010), (Patologia chirurgicală, 2012).



Fig. 1.3. Fractură incompletă (Bergman, 2012)

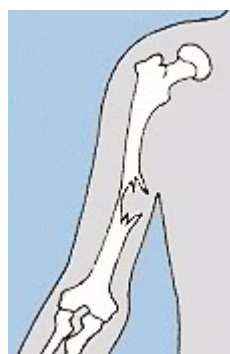


Fig. 1.4. Fractură „în lemn verde” (CEVSAR, 2009)

- **după starea în care se află osul fracturat:**
 - *Fracturi ale oaselor sănătoase;*
 - *Fracturi ale oaselor bolnave.*
- **după locul de acțiune al agentului traumatic:**
 - *Fracturi directe.* Fractura se produce chiar la locul de acțiune al traumatismului;
 - *Fracturi indirecte.* Fractura se produce la o anumită distanță de locul de acțiune al traumatismului. În funcție de solicitarea care produce fractura, acestea pot fi produse prin (Fractura, 2012):
 - *Flexie* – forța care se exercită asupra unei curburii osoase depășește limita de elasticitate și rupe osul în zona curburii maxime;
 - *Tracțiune* – solicitările musculare violente produc smulgerea unor fragmente osoase, ce prezintă zone de inserție tendinoase sau fracturi parcelare ale epifizelor prin tracțiune ligamentoasă;
 - *Compresiune* – compresiunea în lungul axului osului produce fractura epifizei;
 - *Încovoiere* - forța este aplicată asupra unei extremități a diafizei, în timp ce extremitatea opusă rămâne fixă.
 - *Torsiune* – traumatismul produce o răsucire a membrului, determinând o fractură spinoidă sau helicoidală.
- **după poziția relativă a fragmentelor osoase:**
 - *Fracturi cu deplasare.* Fragmentele osoase rezultate în urma traumatismului se depărtează unele de altele, se pot suprapune sau chiar se pot prinde unele de altele. Tratamentul acestor fracturi necesită realinierea fragmentelor de

os, ceea ce se realizează prin una sau mai multe intervenții chirurgicale și folosirea unor dispozitive speciale. Deplasarea fragmentelor osoase se poate produce prin (Fractura, 2012):

- *translație* - unul din fragmente este deplasat înainte, înapoi, intern sau extern, față de celelalte fragmente, producând suprapunerea acestora;
- *rotație* - un fragment se rotește în jurul axului său longitudinal, în vreme ce celălalt rămâne imobil sau ambele fragmente se rotesc unul față de celălalt, caz în care apare un decalaj al fragmentelor osoase;
- *unghiularea unui fragment față de celălalt* - fragmentele suferă deplasări complexe, atunci când se asociază unghiularea cu suprapunerea sau deplasarea laterală cu decalaj.
- *Fracturi fără deplasare*. Fragmentele osoase rezultate în urma traumatismului rămân în contact, păstrând forma anatomică a osului.
- **după numărul liniilor de fractură:**
 - *Fracturi simple* (unice) (fig. 1.5) (Bergman, 2012) - fractura prezintă o singură linie de fractură;
 - *Fracturi cominutive* (multiple) (fig. 1.6) (Bergman, 2012) - osul este fracturat în mai mult de două fragmente osoase (prezintă mai multe linii de fractură). Tratamentul acestor fracturi necesită o intervenție chirurgicală de reducere anatomică folosind mijloace de fixare internă cu fixatori externi.
- **după direcția liniei de fractură față de axul longitudinal al osului afectat:**
 - *Fracturi transversale* (fig. 1.7) (Bergman, 2012);
 - *Fracturi oblice* (fig. 1.8) (Bergman, 2012);
 - *Fracturi longitudinale* (fig. 1.9) (Bergman, 2012);
 - *Fracturi spiroide* (fig. 1.10) (CEVSAR, 2009)
 - *Fracturi în vârf de clarinet;*
 - *Fracturi în farină de fluture.*



Fig. 1.5. Fractură simplă (Bergman, 2012)



Fig. 1.6. Fractură cominutivă de radius (Bergman, 2012)

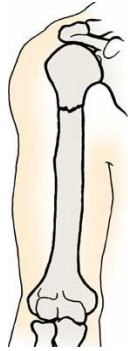


Fig. 1.7. Fractură transversală (Bergman, 2012)



Fig. 1.8. Fractură oblică (Bergman, 2012)

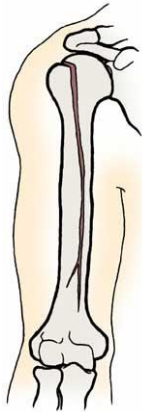


Fig. 1.9. Fractură longitudinală (Bergman, 2012)

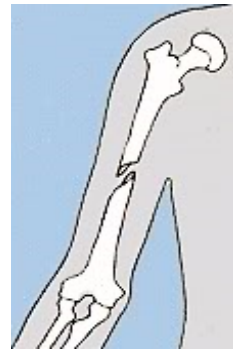


Fig. 1.10. Fractură spiroidă (CEVSAR, 2009)

- **după tipul cauzei intrinseci favorizante:**
 - *Fracturi prin avulsie*. Este o fractură închisă în care un os se rupe dintr-o dată, datorită contracțiilor izometrice puternice ale mușchilor;
 - *Fracturi patologice*. Apar datorită afecțiunilor osoase sau sistemice care afectează unul, mai multe, sau toate oasele sistemului osos.
- **după prognosticul legat de posibilitățile de deplasare ulterioară a fragmentelor osoase:**
 - *Fracturi stabile*. După imobilizare (aparat ghipsat, aparat ortopedic) nu există riscul de deplasare a fragmentelor osoase.
 - *Fracturi instabile*. După reducere și imobilizare ghipsată există un risc important de deplasare secundară.
- **după zona în care s-a produs fractura (OTA, 2007):**
 - *Segment proximal:*
 - Fracturi extra-articulare, unifocale;
 - Fracturi extra-articulare, bifocale;
 - Fracturi articulare.
 - *Segment diafizar:*
 - Fracturi simple;

- Fracturi în formă de pană;
- Fracturi complexe.
- *Segment distal*:
 - Fracturi extra-articulare;
 - Fracturi articulare parțiale;
 - Fracturi articulare complete.

1.2.2. Clasificarea fracturilor oaselor articulației cotului

Articulația cotului este compusă în principal din epifiza distală a osului humerus și epifizele proximale ale oaselor ulna și radius. Clasificarea fracturilor care apar la nivelul extremităților celor trei oase (și nu numai) a fost realizată de mai mulți autori, dar cea mai detaliată este clasificarea AO/OTA (AO Foundation/Orthopaedic Trauma Association) (OTA, 2007), (Muller AO, 2012), (Borgazi, 2011), (Chirilă, 2011) (ASIF, 2013), (Wainwright et al., 2000).

Clasificarea AO/OTA (AO Foundation/Orthopaedic Trauma Association) propune o codificare alfanumerică, care ia în considerare următoarele componente principale: localizarea anatomică a fracturii (osul, segmentul) și morfologia fracturii (tipul, grupul, subgrupul) (OTA, 2007), (Muller AO, 2012) (tabel 1.2):

Tabel 1.2. Clasificarea AO/OTA - codificarea alfanumerică


Codificare - Diagnostic				
Localizarea		Morfologia		
Osul	Segmentul	Tipul	Grupul	Subgrupul
1, 2	1, 2, 3	A, B, C	1, 2, 3	.1, .2, .3

- localizarea anatomică a fracturii (fig. 1.11 (OTA, 2007), (Muller AO, 2012)):
- osul: humerus (1), radius/ulna (2);
- segmentul: proximal (1), diafizar (2), distal (3);
- morfologia fracturii:
- tipul:
 - o extraarticulară (A), parțial articulară (B), complet articulară (C) - segmentul proximal / distal;
 - o simplă (A), pană (B), complexă (C) - segmentul diafizar.
- grupul:
 - o spirală (1), oblică (2), transversală (3) - tipul A, segmentul diafizar;
 - o spirală (1), încovoiere (2), multifragmentală (3) - tipul B, segmentul diafizar;
 - o spirală (1), segmentală (2), neregulată (3) - tipul C, segmentul diafizar;
 - o simplă (A), pană (B), complexă (C) - tipul A, segmentul proximal / distal;
 - o despicare (A), depresiune (B), despicare-depresiune (C) - tipul B, segmentul proximal / distal;
 - o simplă articulară, simplă metafizară (A), simplă articulară, complex metafizară (B), complex articulară, complex metafizară (C) - tipul C, segmentul proximal / distal.
- subgrupul: diferă în funcție de localizarea anatomică a fracturii, tipul și grupul din care face parte fractura și evidențiază complexitatea fracturii.

Se prezintă în continuare un exemplu de codificare a unei fracturi de humerus distal, conform clasificării AO/OTA (tabel 1.3): Grupurile și subgrupurile sunt aranjate în ordine crescătoare, în funcție de complexitatea morfologică a fracturilor, respectiv de dificultățile corespunzătoare tratamentului acestora. Spre exemplu, pentru osul

humerus distal există 29 subgrupuri, iar pentru radius/ulna proximal există 26 subgrupuri.

Tabel 1.3. Exemplu de codificare conform clasificării AO/OTA

Descrierea	Codificarea fracturii	Imaginea fracturii
Humerus, segment distal, extraarticulară metafizală multifragmentară, complexă	13-A3.3	 A schematic diagram of the distal humerus and proximal radius/ulna. A complex, multifragmentary fracture is shown in the distal humerus, with several bone fragments outlined in red. The fracture is extra-articular and metaphyseal.

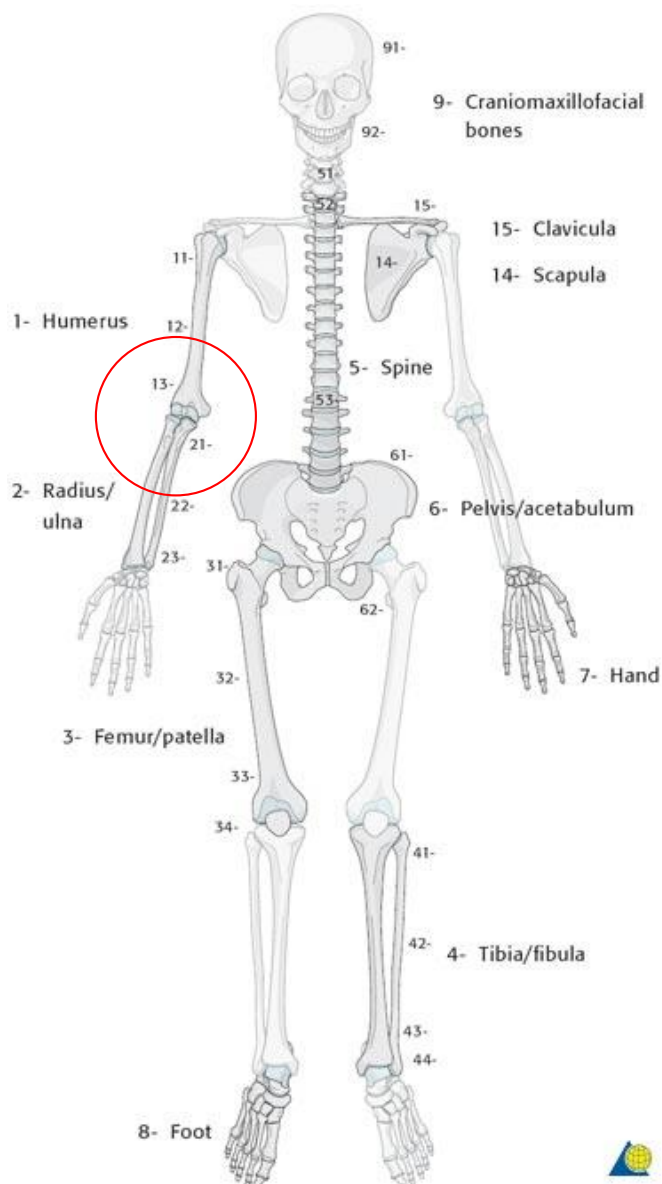


Fig. 1.11. Sistemul AO / OTA pentru numerotarea localizării anatomice a fracturilor și a celor trei segmente osoase (proximal = 1, diafizar = 2, distal = 3) (OTA, 2007)

Tabelul 1.4 sintetizează tipurile de fracturi ale articulației cotului, conform clasificării Muller AO.

1.2.2.1. Fracturile epifizei distale a humerusului

Fractura epifizei distale a humerusului apare în procent de 2% din totalul fracturilor care pot apărea la adulți și la persoanele în vârstă (Bucholz et al., 2005),

(AO Foundation, 2013), (MMAR, 2013), iar în cazul copiilor aceasta este mai frecventă și reprezintă o treime din totalul fracturilor humerale.

O clasificare foarte simplă a fracturilor de la nivelul capătului distal a humerusului care este în funcție de anatomie și patologia capătului este următoarea (Borgazi, 2011), (AO Foundation, 2013):

- fracturi supracondiliene;
- fracturi transcondiliene;
- fracturi intercondiliene;
- fracturi de condil humeral lateral/medial;
- fracturi ale suprafețelor articulare (capitel și trohlee)
- fracturi de epicondil.

Tabelul 1.4. Clasificarea fracturilor articulației cotului după Muller AO

Articulația cotului	Humerus Distal	Fracturi extraarticulare (A)	Avulsie apofizală (A1)		
			Metafizare simple (A2)		
			Metafizare cominutive (A3)		
		Fracturi parțial articulare (B)	Frontale (B3)	Lateral sagitale (B1)	
				Medial sagitale (B2)	
			Capitelul (B3.1)		
			Medial Condilare - capitelul (B3.2)		
		Fracturi complet articulare (C)	Articulare simple, metafizare simple (C1)		
			Articulare simple, metafizare multifragmentale (C2)		
	Articulare multifragmentare (C3)				
	Ulna /Radius Proximal	Fracturi extraarticulare (A)	Ulna fracturată, radiusul intact (A1)		
			Radiusul fracturat, ulna intactă (A2)		
			Ambele oase fracturate (A3)		
		Fracturi articulare (B)	Ulna fracturată, radiusul intact (B1)		
			Radiusul fracturat, ulna intactă (B2)		
Fractura articulară a unui os și extraarticulară a celuilalt (B3)					
Simple (C1)					
Fracturi articulare ale ambelor oase (C)		Una articular simplă, cealaltă articular multifragmentară (C2)			
		Multifragmentară (C3)			

Există mai multe clasificări ale fracturilor epifizei distale a humerusului sau ale unor subcategorii, dintre care pot fi menționate următoarele:

- **Riseborough și Radin** - fracturi intercondiliene (în T sau Y), subdivizate în 4 categorii, funcție de severitatea acestora (Mostofi, 2006), (Van Resburg, 2008):

- **Jupiter** (Bucholz et al., 2005) - clasificarea este o combinație între alte două tipuri de clasificări: **Mehne și Matta** (Borgazi, 2011) și **Milch** (Mostofi, 2006), care descriu fracturile în funcție de linia fracturii și distanța acesteia de la suprafața articulară (Van Resburg, 2008):

1.2.2.2. Fracturile epifizei proximale a radiusului

Fracturile epifizei proximale a radiusului apar în procent de 20% din totalul leziunilor din articulația cotului, iar în cazul copiilor în procent 5 - 10% la o vârstă cuprinsă între 8-10 ani, și se pot produce datorită: căzăturilor pe mâna întinsă, poziționării antebrăului în pronație sau creării unei încărcări axiale de-a lungul cotului (Jones, 2013), (Van Resburg, 2012).

În afară de clasificarea Muller AO, fracturile radiusului proximal sunt prezentate și în alte clasificări:

- Clasificarea realizată de **Mason** în 1954 și modificată de **Hotchkiss** în 1997 este una dintre cele mai utilizate clasificări ale fracturilor radiusului proximal (Jones, 2013), (Pires et al., 2011), (Cooney, 2008), (Mostofi, 2006). Această clasificare oferă totodată și o abordare rezonabilă a diagnosticării și tratamentului acestor fracturi.
- Clasificarea realizată de **Chambers** este bazată pe mecanismul de rupere și deplasare a capului radial (Beaty & Kasser, 2009).
- Clasificări bazate pe unghiul inițial (unghiul format de o linie perpendiculară pe suprafața articulară a capului radial cu o linie trasată prin centrul corpului radial) combinat cu deplasările (distanța de la centrul capului radial la centrul axului longitudinal al corpului radial) - **Steinberg și Rodríguez-Merchán, Steele și Graham, Metaizeau și Judet** (Van Resburg, 2012), (Ursei et al., 2006).

1.2.2.3. Fracturile epifizei proximale a ulnei

Fracturile epifizei proximale a ulnei sunt reprezentate de fracturile olecranului și fracturile apofizei coronoide. În afară de clasificarea Muller AO, fracturile ulnei proximale sunt prezentate și în alte clasificări ale altor cercetători:

- fracturile apofizei coronoide:
 - **Regan și Morrey** au definit trei fracturi ale apofizei coronoide în funcție de extinderea fracturii (Morrey, 2002), (Mostofi, 2006);
 - **O'Driscoll** - a definit fracturile după locația anatomică a acestora (Stannard et al., 2007).
- fracturile olecranului:
 - **Colton** a clasificat fracturile după caracterul fracturii și deplasarea acesteia (Borgazi, 2011), (Stannard et al., 2007);
 - **Morrey** (Mayo Classification System) - evaluează deplasările, stabilitatea și numărul segmentelor fracturii olecranului (Borgazi, 2011), (Stannard et al., 2007), (Mostofi, 2006);
 - **Schatzker - Schmeling** se concentrează în special asupra morfologiei fracturii și problemelor asociate de biomecanică pentru fiecare tip de fixare internă (Donegan & Bell, 2010), (Borgazi, 2011), (Stannard et al., 2007).

Ca o concluzie referitoare la clasificarea fracturilor articulației cotului se poate sublinia faptul că nu există un consens al clasificărilor propuse și publicate de diferiți specialiști, ceea ce complică analizele comparative și, mai ales, comunicarea dintre specialiști.

1.2.3. Tratamentul fracturilor închise. Procedee de osteosinteză

Multe din fracturile întâlnite frecvent pot fi tratate fără a fi necesară o intervenție chirurgicală (*Reducere închisă*), dar există încă un număr considerabil de fracturi al căror tratament necesită intervenție chirurgicală (*Reducere deschisă*). În cazul acestor fracturi, dacă nu se intervine chirurgical, stabilizarea fragmentelor mobile se realizează în mod natural, prin contracția mușchilor (indusă de durere) care înconjoară zona afectată, având uneori ca rezultat scurtarea osului. Rezultatul acestui proces natural este de obicei alinierea necorespunzătoare a fragmentelor de os și alterarea funcționalității acestuia (Taljanovic et al., 2003).

Scopul principal al fixării fracturilor constă în stabilizarea osului fracturat, pentru a produce o vindecare rapidă a acestuia și reluarea mobilității și funcționării complete a extremității afectate. Spre deosebire de membrele inferioare, unde scopul principal constă în susținerea greutății corporale, în cazul membrilor superioare este importantă recuperarea mobilității mâinii și a brațului (Taljanovic et al., 2003).

Stabilirea metodei de tratament chirurgical (*Reducere deschisă cu fixare internă*) presupune alegerea metodei de reducere și a tehnicii de fixare, luând în considerare mai mulți factori, precum tipul fracturii care trebuie tratată, localizarea acesteia, prezența unor leziuni adiacente, vârsta pacientului, calitatea osului, etc. Astfel, se pot evidenția următoarele tipuri de fixare a fracturilor:

- **după locul fixării:**
 - **fixarea internă** (procedeu deschis) cu plăci, șuruburi, tije, fire, broșe, cuie, scoabe, agrafe, etc. sau cu tije centromedulare;
 - **fixarea externă** (procedeu închis) cu fixatori externi, cu dispunere liniară sau circulară.
- **după modul fixării:**
 - **fixare flexibilă** se realizează în cazul tuturor metodelor de fixare internă și externă care permit o mișcare interfragmentară apreciabilă sub acțiunea unei sarcini funcționale;
 - **fixare rigidă** se realizează cu ajutorul tehnicilor care utilizează compresiunea (Taljanovic et al., 2003).

1.2.3.1. Tratamentul conservator al fracturilor. *Reducerea închisă*

Tratamentul conservator al fracturilor constă în reducerea închisă a focarului (focarelor) de fractură și imobilizarea segmentelor osoase ale membrului fracturat cu ajutorul atelelor sau bandajelor (Igna, 2012), (Taljanovic et al., 2003) aplicate la exterior.

Bandajele și atelele sunt realizate din gips, fibră de sticlă, material plastic sau metal. Acestea se pot folosi pentru imobilizarea temporară a extremității lezate sau pentru întreaga durată a tratamentului fracturii (Taljanovic et al., 2003).

În majoritatea cazurilor se folosesc bandaje gipsate sau din fibră de sticlă (greutate redusă și bună rezistență la apă). În anumite situații se folosesc bandaje sau atele care permit o mișcare limitată (controlată) a articulațiilor din zona fracturii (AAOS, 2012).

Reducerea închisă a fracturilor presupune, în anumite situații, fixarea externă suplimentară. În anumite situații, tratamentul conservator se realizează prin tracțiune scheletală, ca o metodă de reducere închisă, alternativă intervenției chirurgicale. Tracțiunea se realizează folosind dispozitive de tracțiune aplicate temporar în scopul de a alina fragmentele de os și de a asigura stabilitatea acestuia, atunci când nu poate fi realizată fixarea chirurgicală. Aceste dispozitive se pot utiliza doar în cazul fracturilor

închise. Dispozitivele de tracțiune scheletală constau în pini, șuruburi sau sârme (Bone and Spine, 2012).

În general, tracțiunea scheletală presupune inserția unei sârme Kirschner sau a unui cui Steinman prin os. Firele (sârmele) Kirschner și pinii Steinman pot avea suprafețe netede, sau parțial/complet filetate. Acest tratament este folosit mai mult pentru fracturile de la nivelul femurului, și mai puțin pentru cele de la nivelul humerusului (Taljanovic et al., 2003).

Folosirea dispozitivelor de tracțiune poate conduce în unele cazuri la complicații asociate inserției pinilor sau la infecții.

1.2.3.2. Tratamentul chirurgical al fracturilor. *Reducerea deschisă*

Tratamentul chirurgical al fracturilor oaselor lungi (osteosinteza) constă în deschiderea focarului de fractură pentru a asigura o reducere cât mai corectă și utilizarea unui dispozitiv mecanic care să mențină fixarea stabilă și aflusul sangvin și să contribuie la reluarea funcționalității membrului în timp cât mai scurt.

Tratamentul chirurgical al fracturilor folosește, după caz, diferite sisteme de fixatori interni sau externi.

Tratamentul cu fixatori externi asigură fixarea fracturilor bazându-se pe principiul atelelor. Acestea sunt singurele sisteme care permit chirurgului controlul asupra flexibilității fixării. Fixatorii externi sunt folosiți pentru tratarea fracturilor deschise care prezintă o lezare substanțială a țesutului moale ce necesită proceduri de vascularizare pentru a evita o degradare adițională la o zonă deja afectată. Dispozitivele de fixare externă se mai utilizează în politraumatisme, fracturi la copii și artrodoze (Taljanovic et al., 2003), (Orozco et al., 2000), (Thakur, 2006).

Fixatorii externi sunt realizați din ace sau sârme care sunt introduse prin piele în oasele de deasupra și de dedesubtul zonei fracturate. Acele sau sârmele sunt conectate între ele prin diferite bride la bare (din oțel inoxidabil sau fibră de carbon) fixate extern. Pot fi menționate trei tipuri principale de fixatori externi (Taljanovic et al., 2003):

- **Fixatorul standard uniplanar** este un fixator cu cui standard introdus prin piele, care este conectat la o bară exterioară, fiind utilizat pentru stabilizarea oaselor lungi și cel mai des pentru stabilizarea fracturilor distale complexe ale radiusului;
- **Fixatorul de tip inel** este confecționat din sârmă subțire, tensionată, fiind atașat unor inele sau rame circulare sau semicirculare;
- **Fixatorul hibrid** este o combinație între cel standard și fixatorul tip inel și este folosit pentru tratamentul fracturilor care se produc în apropierea articulațiilor.

Fixarea externă cu o articulație cilindrică (tip balama uniaxială) este considerată ca fiind potrivită pentru articulația cotului. Fixatoarele externe sunt folosite în prezent ca mijloace adiționale de tratament în cazul luxațiilor instabile, fracturilor periarticulare cominutive, instabilității după reconstrucția cotului (von Knoch et al., 2001). Design-ul fixatoarelor externe evoluează continuu, în încercarea de a asigura atât fixarea, cât și mobilitatea articulară. Astfel, von Knoch și colaboratorii (von Knoch et al., 2001) au dezvoltat o tehnică pentru alinierea axei fixatorului cu axa de rotație a cotului, fără utilizarea unui pin invaziv.

Tratamentul cu fixatori interni are ca scop realizarea unei fixări eficiente și totale a zonei afectate, având ca rezultat reabilitarea rapidă a pacientului (Taljanovic et al., 2003), (OrthoFrac, 2013), (Orozco et al., 2000), (Thakur, 2006).

Fixarea internă cu reducere deschisă constă în:

- reducerea deschisă a fracturii, operație prin care fragmentele osoase (cazul fracturilor cominutive sau care prezintă deplasări) sunt reasezate în contact unele

- cu altele, într-o aliniere perfectă, astfel încât osul să se consolideze în poziția anatomică;
- fixarea stabilă a fracturii cu ajutorul unor dispozitive de fixare internă (uneori se utilizează suplimentar și dispozitive de fixare externă) pentru realizarea osteosintezei, menținerii afluxului sanguin și reluării funcționalității membrului în timp cât mai scurt.

Fixarea internă constă, de obicei, în fixarea segmentelor fracturii cu plăcuțe de fixare și / sau șuruburi, tije intramedulare (centromedulare), sârme, pini bioabsorbabili, etc..

Subcapitolul următor prezintă principalele tipuri de sisteme de fixare internă folosite în tratamentul fracturilor articulației cotului.

1.2.4. Principalele tipuri de sisteme de fixare internă pentru oasele articulației cotului

Implantul este un dispozitiv medical care înlocuiește sau asigură fixarea oaselor sau a suprafețelor articulare pentru a realiza funcționarea normală (Narang Medical, 2009), (Spine -health, 2013) a unui segment anatomic.

Sistemul de fixare internă este format din minim două componente implantabile (ex: plăcuță - șuruburi) și ajută la realizarea stabilizării unei zone afectate pentru ca aceasta să revină la parametri normali de funcționare.

Principiile de bază ale unei proceduri de fixare internă folosind sistemul format dintr-o placă convențională și un șurub (metoda de compresie) sunt reducerea directă, anatomică și fixarea stabilă internă a fracturii (Wagner, 2003). Această procedură necesită pre-conturarea plăcii pentru a se potrivi cât mai mult cu forma anatomică a osului. Pentru fixarea plăcii pe os, șuruburile sunt strânse ceea ce determină comprimarea plăcii pe os. Stabilitatea rezultă astfel din frecarea dintre placă și os. Procedura de fixare internă cu plăci convenționale induce însă deteriorarea țesuturilor și afectează alimentarea cu sânge, ceea ce permite vindecarea cu formarea de calus (Wagner, 2003), (Cronier et al., 2010).

Sistemele de fixare internă cu blocare (PC-Fix și sistemul de stabilizare puțin invaziv - Less Invasive Stabilization System (LISS)) constau din sisteme formate din plăci și șuruburi care sunt blocate în plăci. Această blocare minimizează forțe de compresie exercitate de placă asupra osului. Această metodă ce constă în fixare șurub-placă înseamnă că placa nu are nevoie să atingă osul, ceea ce reprezintă un avantaj pentru osteosinteză percutană minim invazivă (Minimal Invasive Percutaneous Osteosynthesis (MIPO)) (Wagner, 2003), (Lorich & Gardner, 2007).

Procedura de osteosinteză percutană minim invazivă (MIPO) nu mai impune profilarea anatomică precisă a plăcii deoarece nu mai este necesară comprimarea plăcii pe os pentru a realiza stabilitatea. Astfel se poate preveni dislocarea primară a fracturii cauzată de o profilare necorespunzătoare a plăcii. Dezvoltarea metodei cu fixator intern cu blocare s-a bazat pe cunoștințe de biologia osului, în special cu referire la furnizarea de sânge. Plăcile LISS sunt preconturate pentru a se potrivi la forma anatomică medie a zonei fracturii și, prin urmare, nu trebuie să fie adaptate intraoperator.

Ulterior, pe baza experienței dobândite cu PC-Fix și LISS s-au dezvoltat plăcuțele de compresie cu blocare - Locking Compression Plate (LCP), ale căror găuri au o formă combinată (o parte filetată și una nefiletată, ca în cazul plăcuțelor DCP). Având în vedere comportamentul biomecanic și clinic, plăcuțele LCP pot fi folosite, în funcție de fractură, în trei variante: plăcuțe de compresie (principiul de compresie), plăcuțe tip punte (fixator intern cu blocare), sau ca un sistem de fixare

internă combinarea ambelor tehnici (Wagner, 2003), (Lorich & Gardner, 2007), (Cronier et al., 2010).

Principalele tipuri de sisteme de fixare internă constau în:

- Plăcuțele de compresiune;
- Tijele centromedulare;
- Șuruburile;
- Sârmele ortopedice.

1.2.4.1. Plăcuțele de compresiune

Osteosinteza cu plăci este recomandată pacienților tineri cu os calitativ bun sau pacienților vârstnici activi, scopul tratamentului fiind reconstrucția anatomică, stabilizarea sigură osoasă și prevenirea dislocării tuberozităților pentru a evita compromiterea funcției articulare pe termen lung (Chirilă, 2011), (Acklin et al., 2009). Plăcuțele de osteosinteză se împart în mai multe categorii, dintre care se prezintă în continuare cele mai importante.

Plăcuțele de compresiune – sunt folosite pentru fixarea fracturilor stabile în compresiune (UW Medicine, 2012), sau, altfel spus, pentru a aplica compresia unei fracturi. Când sunt aplicate pe partea tensionată a osului încărcat excentric, acestea asigură compresiunea dinamică (OrthoFracs, 2013). Pentru a produce compresiune atât la capete, cât și în apropierea cortexului acestea ar trebui îndoite înainte de intervenția chirurgicală (OrthoFracs, 2013). Placa de compresiune standard este considerată ca fiind placa de compresiune dinamică, care este un termen impropriu, deoarece aceste plăci determină compresia statică a unei fracturi (Wayne, 2013).

Principiul realizării compresiunii este ilustrat în figura 1.12 (Wayne, 2013), (Lorich & Gardner, 2007). Orificiile din placă au marginile înclinate pe partea distală față de fractură. Șurubul poate fi introdus în orificiul apropiat de fractură. Astfel, plăcuța este fixată pe os, fără a deplasa osul față de placă. Acesta este modul în care a fost introdus șurubul din partea dreaptă a plăcii (fig. 1.12.a). Acest șurub se introduce primul. Șurubul din partea stângă a plăcii se inserează la capătul găurii, astfel încât tija șurubului atinge marginea înclinată a găurii. Când șurubul este inserat, capul acestuia este constrâns de marginea înclinată a găurii, fragmentul de os și șurubul deplasându-se spre fractură și comprimându-o (fig. 1.12.b). Forma ovală a găurilor permite înclinarea șuruburilor cu 25° în planul longitudinal (fig. 1.12.d) și cu până la 7° în plan transversal (fig. 1.12.c) (Lorich & Gardner, 2007).

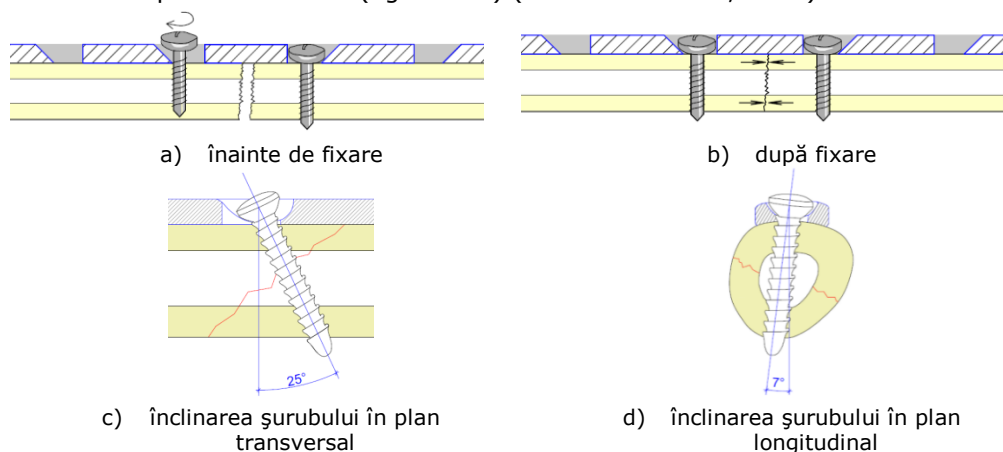


Fig. 1.12. Principiul de funcționare a plăcuțelor de compresiune (Lorich & Gardner, 2007)

Plăcuțele de compresiune sunt, la rândul lor, de mai multe tipuri, dintre care, cele mai importante sunt:

- Plăcuțele de compresiune dinamică;
- Plăcuțele de compresiune dinamică cu contact redus;
- Plăcuțele de compresiune cu blocare.

Plăcuțele de compresiune, indiferent de tipul lor, sunt fabricate din oțel inoxidabil, aliaj Co-Cr, sau Titan și aliaj de Titan.

Plăcuțele de compresiune dinamică (Dynamic Compression Plate - DCP) se pot identifica după găurile speciale ovale, cu o teșitură pentru șuruburile de fixare. Această suprafață înclinată folosește la împreunarea capetelor de os fracturate în timpul strângerii șuruburilor (UW Medicine, 2012), (Heim, 2006).

Tipurile de plăcuțe DCP utilizate în fixarea fracturilor sunt diferite în funcție de locul și tipul fracturii și pot fi: simple, înguste, late, în formă de „L”, „T” simplu sau oblic, mici, etc. Acest tip de plăcuță este produs de firme precum Medisor, Hardik International, Samy Surgical, Madura Orthosrg, Active surgical, etc. (Medisor-1, 2012), (Active surgical, 2013), (Nexus, 2013), (Raj Ortho, 2013), (Orthomed, 2013), (Orthoflex, 2013), (Madura Orthosurge, 2012), (Genius Ortho, 2012). Exemplele prezentate în fig. 1.13 - 1.16 sunt produse de firma Active surgical (Active surgical, 2013):

- **Plăcuța DCP simplă** (fig. 1.13) - este utilizată pentru reducția fracturilor diafizale ale oaselor lungi (Hsu et al., 2005).
- **Plăcuța DCP lată** (fig. 1.14) - este specifică oaselor fracturate mai late. Plăcuța din figura 1.14 are caracteristicile: cod A.S. AS128 & Titanium TT128, grosime: 4.5 mm, lățime: 16 mm, spațiul dintre găuri: 16 și 25 mm, fixare cu șuruburi de 4.5 și 6.5 mm, toate orificiile sunt concepute ca găuri cu auto-comprimare, găurile de la extremități sunt concepute pentru șuruburi specifice osului spongios.
- **Plăcuța DCP îngustă** (fig. 1.15) - se fixează pe oasele înguste. Plăcuța din figura 1.15 are caracteristicile: cod A.S. AS127 & Titanium TT127, grosime: 3.6 mm, lățime: 12 mm, spațiul dintre găuri: 16 și 25 mm, fixare cu șuruburi de 4.5 și 6.5 mm, toate orificiile sunt concepute ca găuri cu auto-comprimare, găurile de la extremități sunt concepute pentru șuruburi specifice osului spongios.
- **Plăcuța DCP mică** (fig. 1.16) - se utilizează în tratamentul oaselor mici cum sunt radiusul și ulna. Plăcuța din figura 1.16 are caracteristicile: cod A.S. AS126 & Titanium TT126, grosime: 3.0 mm, lățime: 10 mm, spațiul dintre găuri: 12 și 16 mm, fixare cu șuruburi de 3.5 și 4.0 mm.



Fig. 1.13. Plăcuță DCP simplă - 4.5 mm Narrow Compression (DCP) Plates



Fig. 1.14. Plăcuță DCP lată - 4.5 mm Broad Compression (DCP) Plates

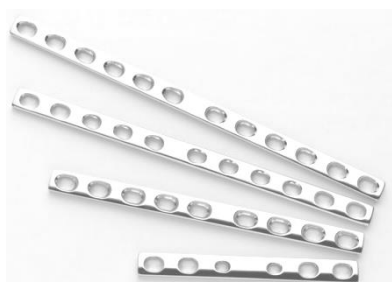


Fig. 1.15. Plăcuță DCP îngustă - 4.5 mm
Narrow Compression (DCP) Plates



Fig. 1.16. Plăcuță DCP mică - 3.5 mm Small
Compression (DCP) Plates - Active surgical

Plăcuțele de compresiune dinamică cu contact redus (Low Contact Dynamic Compression Plate – LC-DCP) (Seekpart, 2012) sunt asemănătoare cu plăcuțele DCP, dar diferă prin modul în care sunt teșite sub fiecare gaură de șurub și între găuri. Astfel, aria suprafeței de contact dintre plăcuță și os este mult redusă (fig 1.17). Rețeaua capilară a periostului este, prin urmare, mai puțin compromisă, ceea ce duce la o îmbunătățire relativă a perfuziei corticale, care reduce schimbările porotice sub placă. Avantajul plăcuței LC-DCP (fig 1.18) constă în creșterea fluxului sanguin periostal și deci în grăbirea vindecării (UW Medicine, 2012), (Rüedi & Murphy, 2007). Geometria plăcii, cu suprafața de contact "structurată", detrimă o distribuție uniformă a rigidității, ceea ce facilitează îndoirea necesară pentru implantare. Astfel, deformarea elastică a plăcii nu prezintă concentratori de tensiune, așa cum apar în cazul DCP. Orificiile plăcii au o formă simetrică, astfel încât principiul auto-tensionării este posibil în fiecare direcție.

Dintre producătorii LC-DCP pot fi amintiți: Synthes, JKM Medi + Aid INC., AO Foundation, Inor Medical Products , etc.

Au fost publicate mai multe studii referitoare la comportamentul biomecanic al acestor plăcuțe (Marya et al., 2003), sau care compară plăcuțele LC-DCP cu plăcuțe convenționale de compresiune DCP sau cu alte sisteme de fixare Point Contact Fixator (PC-Fix) (Leung & Chow, 2003) – comportament biomecanic similar – sau Locking Compression Plate (LCP) (Snow et al., 2008) – comportament biomecanic mai bun în cazul LCP.

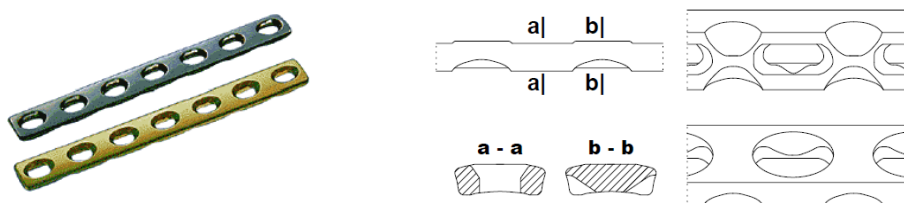


Fig. 1.17. Principiul plăcuțelor de compresiune cu contact redus (Rüedi & Murphy, 2007)



Fig. 1.18. Plăcuță de compresiune dinamică cu contac mic (LC-DCP) (UW Medicine, 2012)

Plăcuțele convenționale sunt, de obicei, mai lungi, deoarece, acestea trebuie să fie de cel puțin trei ori lungimea zonei fracturii. În cazul acestor plăcuțe este necesară profilarea cât mai precisă la forma anatomică a osului pentru a preveni posibilele deplasări ce pot surveni ulterior implantării (Lorich & Gardner, 2007).

Plăcuțele de compresiune cu blocare (Locking Compression Plate - LCP) aplică tehnologia standard a plăcuțelor de compresiune în combinație cu stabilitatea unghiulară a șuruburilor cu blocare. Conform principiilor AO, aceste sisteme de fixare asigură reducția anatomică, fixarea internă stabilă, alimentarea cu sânge, mobilizarea activă rapidă (Müller et al., 1991), (Rüedi et al., 2007). Specificul acestor plăcuțe (fig. 1.19) constă în gaura combinată compusă din (Niemeyer & Südkamp, 2006), (Lorich & Gardner, 2007), (Cronier et al., 2010), (Synthes-1, 2006):

- partea filetată și conică în care se înșurubează un șurub cu cap cu blocare;
- partea asemănătoare găurilor de la plăcuțele DCP/LC-DCP în care se înșurubează un șurub convențional și permite compresia axială sau doar trecerea unui șurub prin placă.

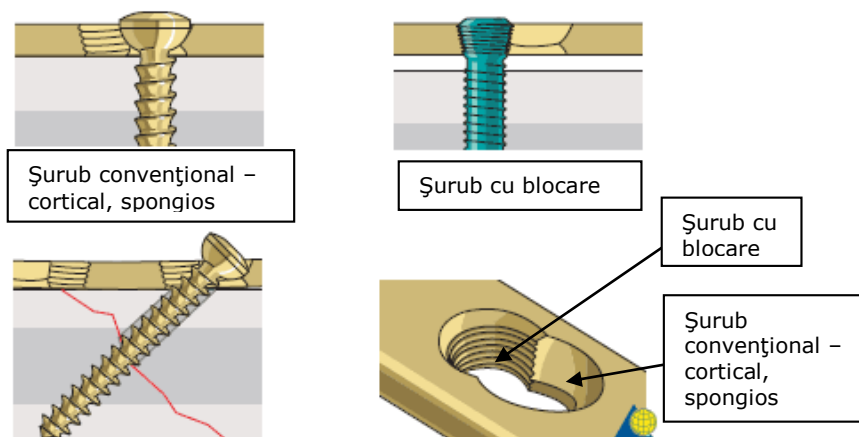


Fig. 1.19. Profilul găurilor pentru șuruburile de fixare pentru plăcuțele LCP (Lorich & Gardner, 2007)

Obiectivul principal al tratamentului chirurgical al fracturilor bazat pe sisteme cu fixare prin compresiune constă în fixarea internă stabilă, cu scopul de a asigura rezistența osului. Pentru a asigura însă mobilizarea funcțională rapidă trebuie să se realizeze atât compresiunea interfragmentară, cât și stabilitatea. Placa de compresiune dinamică (DCP) a fost dezvoltată pentru a realiza fixarea internă prin compresie axială a zonei fracturii prin înșurubarea excentrică a șuruburilor de compresiune. Acest tip de fixare internă a dus la consolidarea primară a fracturii, dar fără formarea calusului vizibil (Niemeyer & Südkamp, 2006), (Cronier et al., 2010), (Synthes, 2003).

Plăcuțele de compresiune cu blocare asigură atât stabilitatea, cât și consolidarea secundară a fracturii, cu formarea calusului. În funcție de numărul și amplasarea șuruburilor de fixare, plăcuțele LCP asigură atât fixarea internă, cât și compresiunea dinamică, în funcție de zona fracturii. Plăcuțele de compresiune cu blocare nu necesită o „conturare” foarte precisă la profilul osului deoarece implantul nu este presat pe os și nu există riscul de pierdere a reducției. Profilarea minimă a

plăcuței este necesară doar în scopul evitării apariției proeminenței acesteia sub piele (Lorich & Gardner, 2007), (Cronier et al., 2010).

Lungimea ideală a plăcii LCP poate fi determinată de lățimea plăcii de control și densitatea șuruburilor plăcii: lățimea de control este raportul dintre lungimea plăcii împărțită la lungimea totală a fracturii. Acest coeficient ar trebui să fie, în general, mai mare de 2-3 pentru fracturi multiple, și mai mare decât 8-10, în cazul fracturilor simple (Niemeyer & Südkamp, 2006). Densitatea șuruburilor plăcii, adică raportul dintre numărul șuruburilor inserate și numărul găurilor din placă, este recomandată să fie mai mică de 0.4-0.5 (Niemeyer & Südkamp, 2006).

Au fost publicate mai multe rapoarte tip „review” referitoare la avantajele plăcuțelor LCP, aplicațiile clinice, respectiv comportamentul biomecanic al acestora (Miller et al., 2008), (Miller & Goswami, 2007), (Greiwe & Archdeacon, 2007), (Egol et al., 2004), (Stoffel et al. 2003), (Ahmada et al., 2007).

Principalele tipuri de plăcuțe LCP folosite pentru implantarea oaselor articulației cotului sunt produse de companii precum DePuy Synthes – sisteme de fixare convenționale (Synthes, 2003), plăcuțe pentru olecranon (Synthes-2

, 2006), plăcuțe pentru humerus distal (Synthes-2, 2012), plăcuțe pentru radius proximal (Synthes, 2008), Medonix – humerus distal (Medonix, 2010), Hardik International - șuruburi (Hardik, 2012), etc..

Compania Synthes a dezvoltat un sistem inovator pentru tratamentul fracturilor cotului – Sistem de plăcuțe LCP cu unghi variabil (Variable Angle LCP Elbow Plating System) (Synthes-1, 2012).

Sistemul Synthes de fixare LCP cu unghi variabil (VA-LCP) – VA-LCP Elbow Plating System prezintă următoarele avantaje (Synthes-1, 2012):

- reduce și mai mult riscul de iritare a țesuturilor moi, având în vedere stratul foarte subțire de țesut moale din zona articulației cotului. Noul concept îmbunătățește profilul plăcii, optimizează forma anatomică a plăcii și permite capului șurubului să fie la același nivel cu gaura plăcii.
- tehnologia de blocare cu unghi variabil combina simplitatea tehnicii de inserție a șuruburilor LCP cu posibilitatea de a adapta înclinația șuruburilor, într-un interval predefinit de + / -15° (fig. 1.20) (Synthes-2, 2012).
- oferă soluții specifice pentru fracturile de ulna proximal, luând în considerare cerințele biomecanice particulare ale fiecărui tip de fractură.
- oferă soluții variate pentru fracturile de humerus distal.

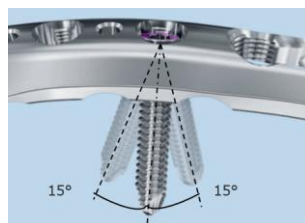


Fig. 1.20. Blocarea cu unghi variabil (Synthes-2, 2012)

Sistemul Synthes de fixare cu profil redus și unghi variabil VA-LCP Distal Humerus Plates 2.7/3.5 oferă trei configurații principale de combinații de plăcuțe pentru humerusul distal (fig. 1.21): perpendicular, perpendicular cu suport lateral și paralel (Synthes-2, 2012).

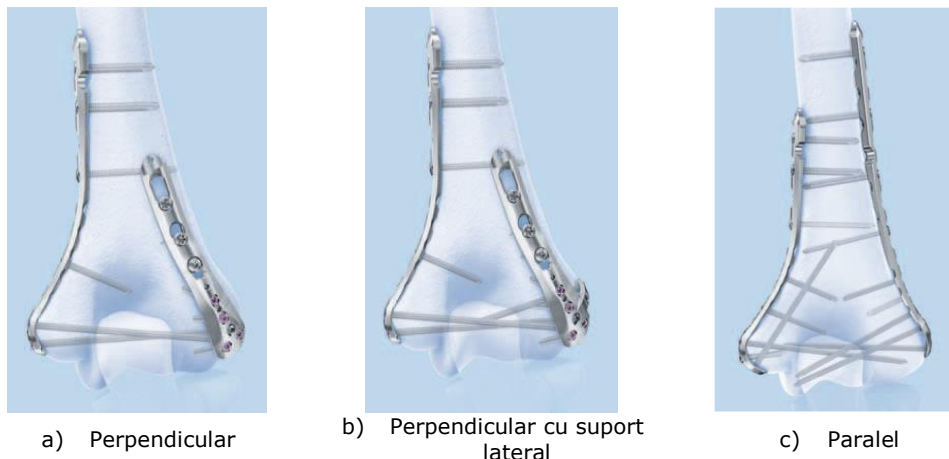
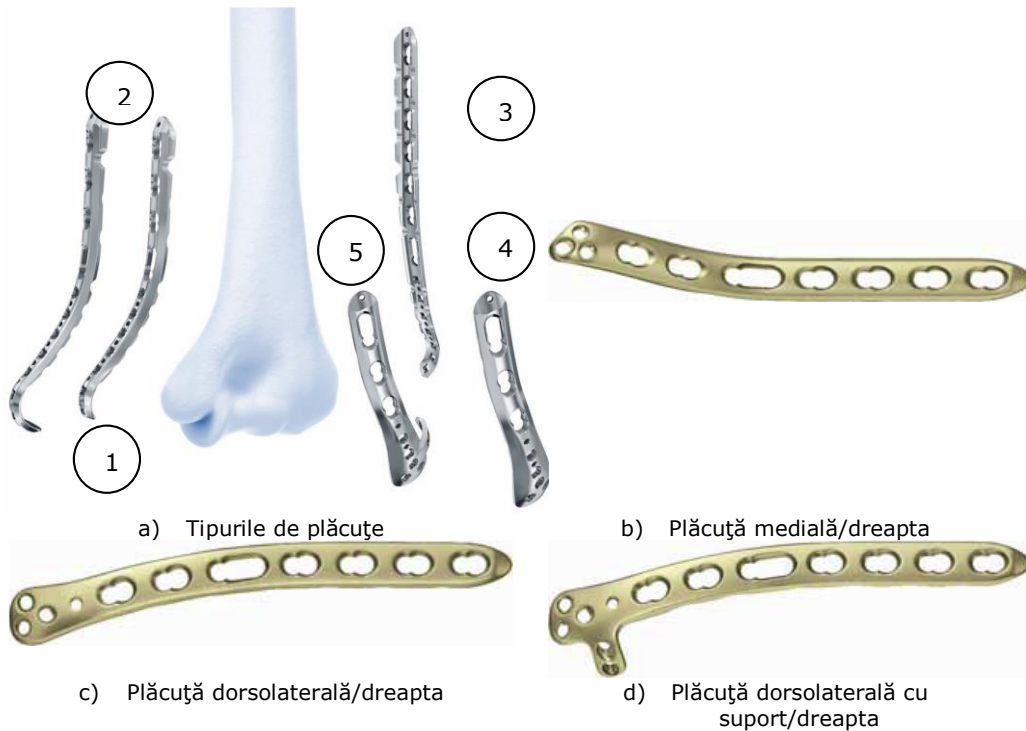


Fig. 1.21. Configurațiile principale pentru sistemul Synthes VA-LCP Distal Humerus Plates 2.7/3.5 (Synthes-2, 2012)

Plăcuțele oferă variante de configurații pentru șuruburi, atât pentru părțile medială și laterală, cât și pentru partea articulară (fig. 1.22) (Synthes-2, 2012):

- 1 - plăcuță medială
- 2 - plăcuță medială cu extensie
- 3 - plăcuță laterală
- 4 - plăcuță dorsolaterală
- 5 - plăcuță dorsolaterală cu suport



e) Șurub de blocare Φ 2.7 mmf) Șurub cortex Φ 2.4 mm

Fig. 1.22. Sistemul VA-LCP Distal Humerus Plates 2.7/3.5 (Synthes-2, 2012)

Din figura 1.22 se pot observa forma preconturată a plăcuțelor și dispunerea găurilor pentru fixare sau blocare.

Plăcuțele Synthes pentru radius proximal sunt folosite pentru fixarea fracturilor extra- și intra-articulare ale radiusului proximal, precum și pentru fracturile cominutive ale colului radial (fig. 1.23) (Synthes, 2008). Aceste plăcuțe sunt preprofilate pentru o adaptare cât mai bună la anatomia osului și au un contact limitat între plăcuță și os. O altă caracteristică importantă constă în asigurarea unui unghi fix, ceea ce este avantajos în cazul osului osteopenic și al fracturilor multiple, când folosirea șuruburilor tradiționale nu dă rezultate.



a) fixarea fracturilor cominutive ale colului radial - plăcuță „neck plate”



b) fixarea fracturilor articulare ale radiusului proximal - plăcuță „rim plate”

Fig. 1.23. Sistemul LCP Proximal Radius Plates 2.4 (Synthes, 2008)

Sistemul Synthes de fixare cu profil redus și unghi variabil VA-LCP Olecranon Plates 2.7/3 (Synthes-3, 2012) este folosit pentru fixarea fracturilor olecranonului proximal, fracturilor intraarticulare ale olecranonului și fracturilor extraarticulare ale ulnei proximale.

1.2.4.2. Șuruburile de fixare

În ortopedie este folosită o gamă variată de șuruburi care îndeplinesc funcția de fixare a plăcuțelor de os, a tijelor în os sau de a menține fragmentele osoase împreună (Müller et al., 1991), (Taljanovic et al., 2003). Șuruburile ortopedice se clasifică în funcție de (Müller et al., 1991), (Messmer et al., 2007):

- modul de fixare în os (autofiletant sau simplu);
- funcția pe care o îndeplinesc (de fixare a plăcuței de os sau de fixare a fragmentelor osoase - tip ancoră);
- design (canelate sau cu cap de blocare);
- mărime (mici sau mari);
- tipul osului în care sunt fixate (cortical sau spongios);
- locașul pentru șurubelniță de pe capul șurubului (canal, cruce, pătrat, hexagon, stea, etc.).

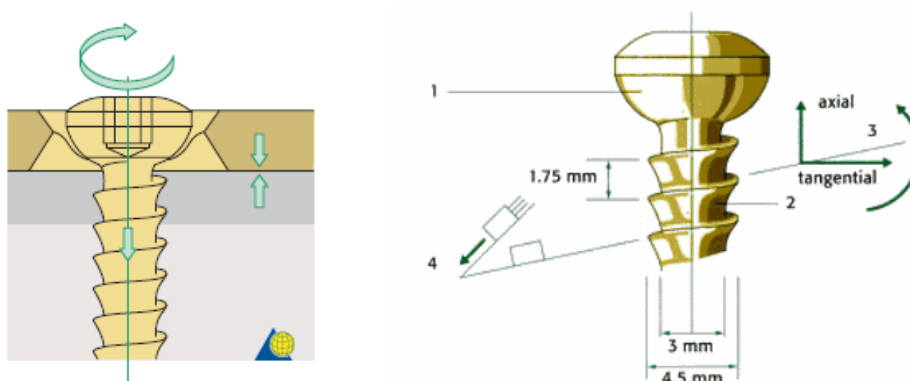
Elementele principale ale unui șurub sunt: *capul șurubului* care angrenează cu plăcuța sau cu osul și prezintă un locaș pentru șurubelniță, *tija șurubului* care poate fi de diametre și lungimi diferite, având rolul de a asigura forța necesară înșurubării, *filetul* care angrenează cu osul și transformă rotația în mișcare liniară (tija poate fi

filetată parțial sau total) și vârful șurubului care poate fi standard sau cu vârf de trocar (Taljanovic et al., 2003), (Messmer et al., 2007).

Șuruburile frecvent utilizate pentru fixarea plăcuțelor de os sunt:

- șurubul convențional (fixarea plăcuțelor DCP);
- șurubul cu blocare (fixarea plăcuțelor LCP).

Șurubul convențional este utilizat pentru fixarea plăcuțelor de compresiune cu găuri de compresiune dinamică (DCP, LC-DCP și a plăcuțelor LCP în gaura DCP) și are rolul de a aduce în contact capetele de os fracturate prin alunecarea pe planul înclinat al găurii DCP în timpul strângerii (Heim, 2006). În timpul strângerii, șurubul convențional acționează producând frecare între partea inferioară a plăcuței și suprafața osului (fig. 1.24.a) (Messmer et al., 2007).



a) Design-ul și forțele aplicate

b) Reprezentarea schematică

Fig. 1.24. Șurubul convențional (Messmer et al., 2007)

Partea inferioară a capului șurubului convențional (fig. 1.24.b) (Messmer et al., 2007) este sferică pentru a ajuta la oprirea procesului de înfiletare când acesta atinge osul. Capul șurubului convențional prezintă un orificiu pentru șurubelniță care poate fi sub formă de canal, cruce sau pătrat, formele cele mai frecvent utilizate în ultimul timp sunt hexagonul (Dutta & Datta, 2008) și steaua (Synthes, 2002). Tija șurubului prezintă un filet asimetric în formă de „V” (Messmer et al., 2007), (Dutta & Datta, 2008) cu distanță mai mare între spire pentru a împiedica deșurubarea (Cronier, 2010). Dimensiunile sunt corelate astfel încât să asigure relația optimă între forța axială și momentul de înșurubare. Vârful șurubului poate fi ascuțit sau bont. Materialele din care sunt fabricate acest tip de șuruburi sunt: oțelul inoxidabil (316L) și Titanul (Synthes, 2002).

Șurubul convențional este de două tipuri în funcție de tipul stratului osos pe care trebuie să îl străpungă: *șurub cortical* și *șurub spongios*.

Șurubul cortical (fig. 1.25) (Synthes, 2002) este utilizat de obicei pentru fixările pe partea diafizală a osului (Messmer et al., 2007), având un filet mic cu pas mărunț care permite penetrarea menținând în același timp o prindere solidă. Șurubul cortical este filetat pe toată lungimea tijei, iar în anumite situații poate fi folosit ca și șurub de ancorare (dacă osul cortical este găurit prea mult) (Yuehuei, 2002).



Fig. 1.25. Șurub cortical autofiletant 3.5 mm (Synthes, 2002)

Șurubul spongios (fig. 1.26) (Synthes, 2002) prezintă filet adânc, cu pasul între spire mai mare și un diametru exterior, de asemenea, mai mare. Aceste caracteristici contribuie la obținerea unei prinderi bune în osul spongios care nu este așa dens în partea de epifiză și metafiză a oaselor (Yuehuei, 2002) (Messmer et al., 2007). Acest tip de șurub poate fi filetat parțial sau total.



a) Filet total

b) Filet parțial

Fig.1.26. Șurub spongios (Synthes, 2002)

În tabelul 1.5 sunt prezentate caracteristicile tipurilor de șurub cortical și spongios cel mai frecvent utilizate în fixarea plăcuțelor (Müller et al., 1991), (Dutta & Datta, 2008).

Tabelul 1.5. Tipuri de șurub cortical și spongios

Șurubul cortical			Șurubul spongios			
Diametrul exterior al filetului [mm]	Pasul filetului [mm]	Diametrul capului [mm]	Tipul filetului	Diametrul exterior al filetului [mm]	Pasul filetului [mm]	Diametrul capului [mm]
4.5	1.75	8	Parțial 16 mm	6.5	2.8	8
3.5	1.25	6	Parțial 32 mm	6.5	2.8	8
2.7	1	5	Total	6.5	2.8	8
2.0	0.8	4	Parțial	4	1.5	6
1.5	0.6	3	Total	4	-	6

Șurubul cu blocare (fig. 1.27.b) (Synthes, 2002) este utilizat pentru fixarea plăcuțelor LCP și LISS. Fixarea șurubului este asigurată de capul acestuia care este blocat într-o poziție perpendiculară pe suprafața plăcuței care nu este presată de os (fig. 1.27.a) (Messmer et al., 2007). Acest șurub este proiectat pentru a tolera eforturile de forfecare rezultate din fixarea unghiulară (Kowaleski, 2012).

Capul conic al șurubului ajută la poziționarea șurubului în gaura plăcuței, filetul de pe capul șurubului prezintă două capete pentru a nu fi strâns mai mult de o rotație jumătate (Synthes, 2002), (Messmer et al., 2007). Capul șurubului are locaș cu profil hexagon sau stea. Filetul de pe tija șurubului are un pas fin care ajută la înșurubarea în os (profil asemănător cu cel al șurubului cortical) și este simetric fiind necesară aceeași forță pentru înșurubare cât și pentru deșurubare (Cronier, 2010). Vârful șurubului este ascuțit (Synthes, 2002).

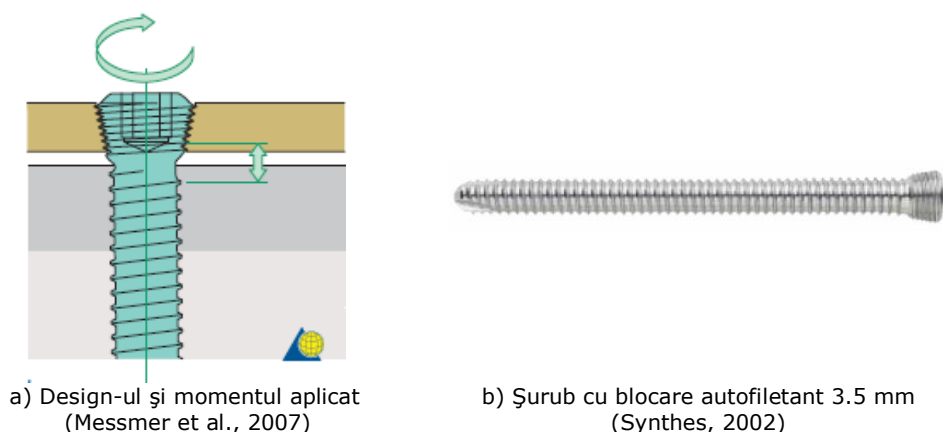


Fig. 1.27. Șurub cu blocare

Șuruburile convenționale și cele de blocare sunt produse de companii precum: Synthes (Synthes, 2002), (Synthes Screws, 2002), Smith & Nephew (Smith & Nephew, 2009), Medonix (Medonix, 2010), Sofia Ortho Care (Sofia Ortho Care, 2008), Orthoflex medisys (Orthoflex, 2013), etc..

Șurubul de ancorare are rolul de a comprima două fragmente de os (Summer-Smith, 2002). Caracteristica acestui șurub este gaura de alunecare. Șurubul poate fi filetat total sau parțial (la fel ca și în cazul șuruburilor spongioase) (Krettek & Goäsling, 2006). Partea proximală (cu sau fără filet) a șurubului nu trebuie să fie înfiletată în os, doar filetul din partea distală a șurubului trebuie să fie bine ancorat în os, iar capul șurubului trebuie poziționat foarte bine pe partea proximală a osului cortical (Müller et al., 1991), (Summer-Smith, 2002) (Messmer et al., 2007).

Compresia pe care o oferă șurubul de ancorare este una interfragmentară statică deoarece nu se modifică semnificativ în funcție de încărcare. Șurubul de ancorare asigură stabilitatea interfragmentară, dar nu asigură forțe mari (Summer-Smith, 2002).

Șuruburile filetate parțial pot îndeplini rolul șurubului de ancorare în condițiile în care partea filetată nu intersectează linia fracturii, iar șuruburile care au filet pe toată tija șurubului îndeplinesc funcția șurubului de ancorare în momentul în care gaura de alunecare (gaura proximală) are același diametru ca și filetul șurubului (Krettek & Goäsling, 2006).

Acest tip de șurub nu asigură singur fixarea unei fracturi, pentru a realiza acest obiectiv sunt necesare și alte tipuri de șuruburi (Taljanovic et al., 2003).

Materialele cele mai utilizate pentru fabricarea șuruburilor ortopedice folosite în fixarea fracturilor, individual sau împreună cu alte componente sunt: oțelul inoxidabil (316L) și Titanul.

1.2.4.3. Tije centromedulare

Osteosinteza centromedulară cu tije se aplică în tratamentul fracturilor diafizale ale oaselor lungi (Chirilă, 2011), (Bălănean, 2012). Fixarea fracturilor cu tije centromedulare are ca scop asigurarea stabilității relative la locul fracturii pentru a menține alinierea axială și unghiulară și stabilitatea rotațională (Wong, 2010).

Asigurarea stabilității relative produce condiții favorabile pentru unirea fracturii prin formarea de calus care implică existența unei mișcări controlate la locul

fracturii sub o încărcare funcțională. Astfel, tijele centromedulare acționează ca niște atele (Wong, 2010).

Avantajul principal al acestui tip de dispozitiv medical este neîntreruperea vascularizării la suprafața osului fracturat (Chirilă, 2011).

Clasificarea tijelor centromedulare se poate face în funcție de:

- tipul fixării (Krettek, 2007):
 - o Küntscher - asigură o fixare precisă într-un canal alezat, fără blocare;
 - o universale - asigură o fixare precisă într-un canal alezat, cu blocare (DePuy Trauma, 2009), (Stryker-1, 2010);
 - o tijele intramedulare introduse fără canal de alezare și fără blocare - tijele Edner (Ormed, 2013);
 - o tijele centromedulare care se introduc fără canal de alezare, dar cu blocare obligatorie - cuiele UHN (Synthes, 2013).
- profilul tijei - profil pătrat (Sofia Ortho Care, 2008) - utilizat pentru tratarea fracturilor diafizale ale oaselor ulna și radius;
- lungimea tijei: scurtă sau lungă (Synthes-3, 2006);
- osul fracturat: humerus, ulna sau radius.

Un modelul inovator dezvoltat de compania Synthes pentru tijele centromedulare folosite în reducția fracturilor humerusului este sistemul de tije centromedulare humerale MultiLoc Humeral Nailing system (fig. 1.28) (Synthes-4, 2012).

Acest sistem prezintă următoarele caracteristici (Synthes-4, 2012):

- designul tijei este drept pentru a se realiza o inserție centrală;
- tehnologia „șurub în șurub” având compartimente multiple în capul șurubului în care se pot introduce diferite tipuri de șuruburi și care are ca scop reducția fracturilor din zona posteromedială a humerusului unde osul prezintă o puternică densitate minerală;
- suportul medial oferit de șurubul ascendent;
- compresia bicorticală care mărește stabilitatea rotațională a fracturii în cazul fracturilor transversale și a celor oblice scurte pentru a sprijini refacerea osului;
- indentificarea sigură și ușoară a planurilor de blocare a tijei în epifiza distală a osului;
- inserțiile de polietilenă oferă stabilitatea unghiulară și reduc cazurile de deșurubare;
- sistemul de tije este realizat în două variante: scurtă și lungă, respectiv pentru humerusul stâng și drept.

În figura 1.29 se pot observa componentele sistemului de tije centromedulare humerale MultiLoc Humeral Nailing system (Synthes-4, 2012).

Tijele centromedulare pentru oasele ulna și radius au fost mai rar utilizate datorită mărimii și formei oaselor. Un model de tijă centromedulară pentru osul ulna (fig 1.30) este cel al firmei TST care nu necesită utilizarea unui ghid sau a unui aparat de fluoroscopie și este indicată pentru fracturi ale osului de la 1 cm față de epifiza distală până la capătul olecranonului la 2.5 cm proximal de procesul stiloid al ulnei (TST, 2011), (Akpınar, 2011). Tijele pentru ulna permit blocarea la capătul distal cu unul sau mai multe șuruburi de blocare datorită celor 8 decupaje de la capătul distal al tijei. Acest tip de tije permit blocarea statică sau dinamică datorită celor trei găuri proximale (cu formă: rotundă, ovală și oblică) (TST, 2011), (Akpınar, 2011).

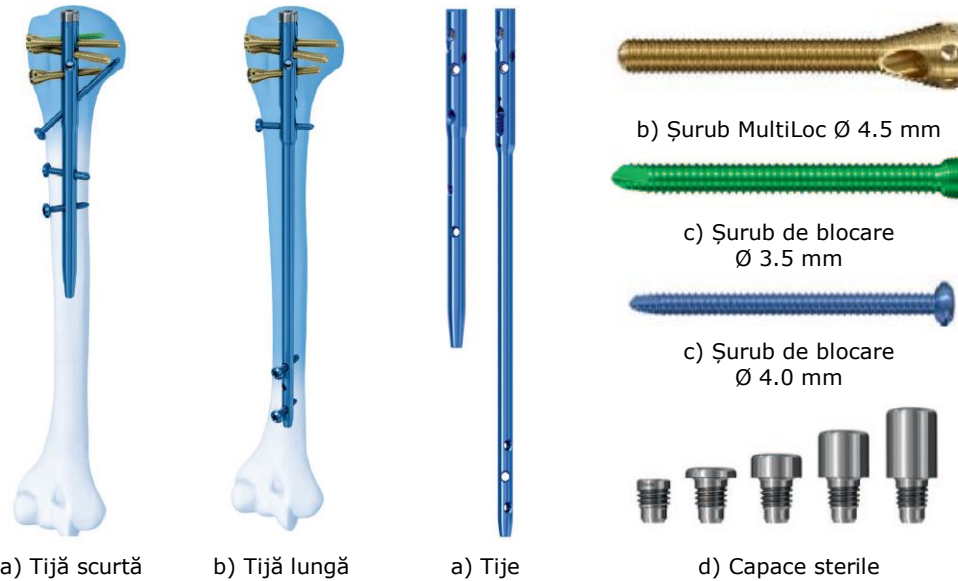


Fig. 1.28. Sistemul MultiLoc Humeral Nailing system (Synthes-4, 2012)

Fig. 1.29. Componentele sistemului de tije centromedulare humerale MultiLoc Humeral Nailing system (Synthes-4, 2012)

Modelul de tijă pentru osul radius (fig. 1.30) asigură stabilitate rotațională datorită design-ului proximal și nu necesită o incizie pentru blocarea distală a tijelor. Tija permite fixarea în trei puncte datorită formei parabolice și se poate utiliza în cazul oricărei tip de fractură a radiusului (Akpinar, 2011).

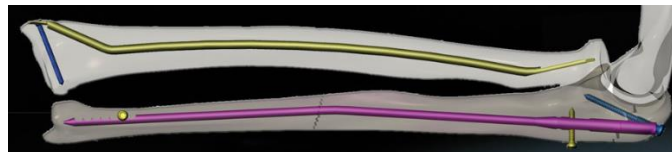


Fig. 1.30. Tije centromedulare pentru radius și ulna (TST R, 2011)

Cele două tipuri de tije centromedulare pentru ulna și radius asigură o mare stabilitate prin fixare, compresie între fragmentele fracturate și previne potențialele scurtări de la locul fracturii (Akpinar, 2011).

Materialele folosite pentru fabricarea tijelor centromedulare sunt: oțelul inoxidabil (316 LVM), orthinox-ul (oțel aliat cu nitrogen) și aliaje de Titan (TiAl6V4-TAV și TiAl6Nb7-TAN) (Speitling, 2002).

Tijele centromedulare TEN (Titanium Elastic Nail, Stainless Steel Nail (STEN)) sunt produse de companii precum: Synthes, Striker, Zimmer, TST, etc..

1.2.4.4. Pini și sârme chirurgicale

Aceste dispozitive se folosesc în general pentru fixarea temporară a fragmentelor fracturate pe parcursul corecției fracturii, pentru a instala dispozitivele de tracțiune scheletală și pentru a ghida poziționarea exactă a șuruburilor canelate de dimensiuni mai mari (Taljanovic et al., 2003).

Pinii chirurgicali metalici sunt folosiți în orthopedie pentru tratamentul fracturilor (fig. 1.31) (Medicor, 2012). Aceștia sunt plasați în interiorul cavității medulare sau ancorați în oase. Pinii pot fi netezi sau pot prezenta un filet și diferite dimensiuni (diametre și lungimi). De asemenea, capetele acestora prezintă țesături de diferite forme. Cele mai utilizate modele de pini chirurgicali sunt modelele Steinmann Pins, Denham Pins și ACL Passing Pins (Harvard Healthcare, 2013).



Fig. 1.31. Pin chirurgical Steinman (Lexis, 2008)

Sârmele chirurgicale (fig. 1.32) (Lexis, 2008) sunt folosite de sine stătătoare și mai nou împreună cu alte dispozitive utilizate pentru fixarea ortopedică. Aceste sârme sunt de diferite diametre și pot fi izolate. Sârmele sunt folosite pentru a reatașa fragmentele de os. În combinație cu pini sau șuruburi, sârmele sunt folosite pentru a se crea o bandă de tensiune, care folosește forța distractoare musculară pentru a dezvolta compresiunea la locul fracturii. Sârmele mai sunt folosite pentru a sutura oase și țesuturi moi și se pot rupe (Taljanovic et al., 2003).



Fig. 1.32. Sârmă chirurgicală Krishna (Lexis, 2008)

Firme producătoare de ace și sârme ortopedice la ora actuală sunt: Biomet (Biomet, 2013), Lexis (Lexis, 2008), Narang Medical Limited (NET, 2013), etc.. Cele mai folosite modele de sârme chirurgicale sunt modelele Kirshner Wires și Guide Wires (Harvard Healthcare, 2013).

1.3. Principalele tipuri de endoproteze pentru articulația cotului

Endoprotezele pentru articulația cotului au rolul de a reduce durerea și de a restabili un interval acceptabil de mișcare a articulației (Pescavage et al., 2012).

Din analiza tipurilor de endoproteze pentru articulația cotului existente în prezent s-a realizat o clasificare a tipurilor de endoproteze utilizate la ora actuală în artoplastia articulației cotului (tabelul 1.6). Principalul criteriu de clasificare este tipul artoplastiei care se aplică: parțială sau totală (Cedars-Sinal, 2013).

1.3.1. Hemiartroplastia cotului

Hemiartroplastia cotului (endoproteza parțială) înlocuiește unul din capetele: radiusului, humerusului sau al ulnei proximale, cu un implant care are un stem intramedular. Hemiartroplastia humerusului și a ulnei individuale nu se mai realizează datorită ratei foarte mari de eșec, iar cea a capului radial se efectuează în cazul fracturilor cominutive ale acestuia (Cedars-Sinal, 2013), (Szekeres & King, 2006).

Tabelul 1.6. Clasificarea endoprotezelor pentru articulația cotului

Proteze pentru articulația cotului	Totale	Cuplate	Constrânse
			Semiconstrânse
	Parțiale	Necuplate	Semiconstrânse
			Neconstrânse
	Unipolare	Cuplate prin formă	
		Cuplate lateral	
		Bipolare	

Endoprotezele parțiale pentru radiusul proximal sunt de următoarele tipuri:

- **Unipolare - cuplate prin formă** – sunt compuse din două elemente pentru a se putea introduce mai întâi stemul, urmat de cuplarea capului radial, pentru o potrivire mai bună a dimensiunilor implantului cu anatomia fiecărui individ. Câteva exemple de astfel de endoproteze sunt: **Anatomic radial head system** (fig. 1.33) (Acumed, 2007) și **rHead™** a companiei Small Bone Innovations, Inc. (SBI-1, 2009), (SBI-2, 2009), (SBI, 2010), etc..
- **Unipolare - cuplate lateral** - sunt cuplate prin culisarea capului pe stem. Exemple de astfel de endoproteze sunt: **Explor Modular Radial Head** a firmei Biomet (Biomet, 2008) și **rHead™ Lateral Radial Head Implant System** (fig. 1.34) a firmei Small Bone Innovations, Inc. (SBI-2, 2009), (SBI, 2010).
- **Bipolare** – sunt protezele ale căror componente (capul radial și stemul) sunt cuplate prin intermediul unui mecanism „ball and socket” care permite flexibilitate rotațională și corecția aliniamentului unghiular. Astfel de modele sunt: proteza Katalyst (fig 1.35) produsă de Kineticos Medical Inc. (Katalyst, 2006) și proteza **rHead™ Recon (Bipolar)** produsă de Small Bone Innovations, Inc. (SBI-2, 2009), (SBI, 2010).



Fig.1.33. Anatomic radial head system (Acumed, 2007)



Fig.1.34. Proteza rHead™ (SBI, 2010)



Fig.1.35. Katalyst Bipolar Radial Head System (Katalyst, 2006)

1.3.2. Artroplastia totală a articulației cotului

Artroplastia totală a articulației cotului implică de obicei înlocuirea componentei humerale și ulnare, iar endoprotezele mai noi încorporează și o înlocuire a componentei radiale (Cedars-Sinal, 2013). Această soluție se aplică cel mai mult în cazul pacienților diagnosticați cu artită reumatoidă (50%) și au peste 40 de ani deoarece s-a constatat o rată mare de revizie la pacienții mai tineri (Petscavage et al., 2012).

Endoprotezele totale se clasifică în funcție de (Hendry et al., 2010):

- modul de cuplare a componentelor: cuplate sau necuplate (Sanchez-Sotelo, 2011);
- design: constrânse, semiconstrânse și neconstrânse (Petscavage et al., 2012).

Endoprotezele cuplate asigură stabilitatea imediată a articulației cotului. Tratamentul cu acest tip de proteze se adresează unui spectru mare de patologii mai

ales dacă nu există deficit mare de ligamente sau traumatisme. Aceste endoproteze asigură un interval de mișcare mai bun față de endoprotezele necuplate, fiind astfel folosite ca soluție optimă pentru revizia artroplastiei totale a cotului (Szekeres & King, 2006), (Sanchez-Sotelo, 2011). Cuplarea componentelor endoprotezei se realizează prin intermediul unui bolț care permite o mișcare ușoară în planul axial varus-valgus (Williams et al., 2005).

Endoprotezele totale cuplate sunt de două tipuri:

- cu două componente cuplate;
- cu trei componente cuplate.

Proteza Coonrad/Morrey - două componente cuplate (fig 1.36) (Zimmer-2, 2009) este bine cunoscută pentru interschimbabilitatea completă a componentelor datorită bolțului compus din două părți care se unesc pe principiul capselor.

Proteza Acclain - două componente cuplate (fig. 1.37) (UW Shoulder, 2012) este deosebită de protezele convenționale deoarece permite folosirea implantului în una din variantele cuplată sau necuplată, ambele fiind încorporate în același sistem. Design-ul acestei proteze permite schimbarea ușoară a componentelor dacă apar descenterări ale acestora, stemurile rămânând fixate în oase (doar capetele se schimbă) (DePuy, 2004).

Proteza Latitude EV - trei componente cuplate (fig. 1.38) (Tournier, 2012) este un implant total de cot modelat ca o copie fidelă a anatomiei naturale a cotului. Această endoproteză oferă medicilor capacitatea de a reproduce axa naturală de flexie/extensie și restaurează cinematica naturală a cotului cu designul ei anatomic.



Fig. 1.36. Proteza Coonrad/Morrey (Zimmer-2, 2009)



Fig. 1.37. Proteza Acclain (UW Shoulder, 2012)



Fig. 1.38. Proteza Latitude EV (Tournier, 2012)

Endoprotezele necuplate nu au bolțul de cuplare între componenta humerală și cea ulnară. Acest aspect ajută la prevenirea degajării componentelor protezei. Acest tip de proteze se folosește în cazul pacienților care prezintă o conservare rezonabilă a osului și stabilitatea articulației cotului, fiind mai puțin invazive (Sanchez-Sotelo, 2011). Endoprotezele necuplate prezintă un risc mai scăzut de uzură, dislocare și osteoliză. Unele componente humerale ale acestor proteze pot fi folosite la hemiarthroplastia articulației (Sanchez-Sotelo, 2011). Dezavantajul principal al protezelor necuplate îl reprezintă rata mare de dislocare a acestora (Cedars-Sinal), (Szekeres & King, 2006).

Endoprotezele totale necuplate sunt de două tipuri:

- cu stemuri lungi: **proteza iBP Elbow** a firmei Biomet (fig. 1.39) al cărei design permite o rezecție osoasă minimală (Biomet, 2003) și **proteza BioPro** (UW Shoulder, 2012) care are componenta humerală cu forma apropiată capitelului, iar forma componentei ulnare este modelată ca să culiseze pe componenta humerală.

- cu *stemuri scurte*: protezele **UNI-Elbow™ Radio Capitellum System** compuse din **Radio Capitellum cu rHead Recon** (fig. 1.40.a), **Radio Capitellum cu rHead Standard** (fig. 1.40.b) produse de firma Small Bone Innovations, Inc. (SBI, 2009-1).



Fig. 1.39. Proteza iBP Elbow (Biomet, 2003)



a) Proteza Radio Capitellum cu rHead Recon



b) Proteza Radio Capitellum cu rHead Standard

Fig. 1.40. UNI-Elbow™ Radio Capitellum System (SBI-1, 2009)

În funcție de design-ul endoprotezelor, acestea pot fi împărțite în trei categorii (Hendry et al., 2010): *constrânse*, *semiconstrânse* și *neconstrânse*.

Endoprotezele constrânse formează un ansamblu rigid, iar contactul dintre componente se realizează printr-un bolt. Aceste endoproteze prezintă un mare dezavantaj ce se manifestă prin slăbirea prinderii care are ca efect apariția unor fracturi periprotetice, iar transferul forțelor fiziologice se direcționează spre oase și componentele endoprotezelor, nu se împarte cu țesutul moale din jur (Petscavage et al., 2012), (Hendry et al., 2010).

Endoprotezele neconstrânse sunt cuplate, iar artoplastia cotului se realizează prin cimentarea celor două componente (humerală și ulnară) care articulează printr-o componentă din polietilenă de înaltă densitate. Design-ul endoprotezei se bazează pe capacitatea țesuturilor moi de a transmite forțele în articulația cotului și de a menține articularea (Petscavage et al., 2012).

Endoprotezele semiconstrânse sunt cele mai folosite, sunt parțial cuplate și sunt compuse din stemuri de aliaj de Titan sau Cobalt-Crom care sunt cuplate între ele cu ajutorul unui pin și al unei bucșe (din polietilenă pentru a evita frecarea metal-metal) (Petscavage et al., 2012).

Din categoria endoprotezelor constrânse fac parte protezele cuplate (Hendry et al., 2010), din cea a endoprotezelor neconstrânse fac parte protezele necuplate, iar din cea a endoprotezelor semiconstrânse fac parte protezele parțial cuplate (Petscavage et al., 2012).

Un model de proteză totală cuplată semiconstrânsă este proteza Discovery a companiei Biomet (fig. 1.41) (Biomet, 2007) formată din două componente monobloc cu componentă intermediară din polietilenă, fixată în capul ulnar și o balama sferică care reduce uzura asigurând creșterea contactului articular între suprafețele celor două componente.



Fig. 1.41. Proteza Discovery – Biomet (Biomet, 2007)

Stemurile endoprotezelor sunt fabricate din oțel inoxidabil, aliaj Cobalt-Crom sau aliaj de Titan, iar componenta intermediară din polietilenă de înaltă densitate (Williams et al., 2005).

1.4. Sistemele de stabilizare externă. Ortezele de cot

Ortezele de cot sunt folosite pentru tratamentul anumitor afecțiuni musculo-scheletale ale articulației cotului, dar și postoperator, după implantare.

Sistemul de stabilizare **DonJoy Humeral Stabilizing System** (DJO -1, 2013) (fig. 1.42.a) este indicat pentru imobilizarea fracturilor stabile ale humerusului și supracondiliene, precum și pentru vindecarea leziunilor mușchilor biceps și triceps (asigură limitarea acțiunii acestora), contribuind la îmbunătățirea recuperării. Sistemul de stabilizare asigură o stabilizare în 3 puncte și o tracțiune axială corespunzătoare la aproximativ 1 Kg.

Orteza **X-Act ROM Elbow** (DJO -2, 2013) (fig. 1.42.b) prezintă două brațe telescopice care permit controlul mișcărilor din articulația cotului, asigurând o anumită amplitudine de mișcare recomandată pentru recuperarea pacientului după intervenția chirurgicală. Orteza asigură o fixare maleabilă, personalizată prin formă și cele două manșete biceps. Tampoanele de pluș termoformate cu proprietăți anti-migrație contribuie la îmbunătățirea confortului pe termen lung a pacientului. Toate cele patru manșete sunt integrate în sistemul telescopic al ortezei, asigurând ajustările necesare unei fixări personalizate.



a) DonJoy Humeral Stabilizing System (DJO -1, 2013)

b) X-Act ROM Elbow (DJO -2, 2013)

Fig. 1.42. Orteze de cot

1.5. Materiale biocompatibile și tehnologii avansate de fabricație ale implanturilor pentru articulația cotului

În general, implanturi ortopedice de ultimă generație sunt considerate produse "high tech", care au la bază proiecte complexe și sunt fabricate din materiale cu caracteristici avansate, care asigură atât comportamentul biomecanic, cât și biocompatibilitatea cu corpul pacientului (Zimmer, 2010).

Funcționalitatea unui implant este determinată de proprietățile materialelor folosite, tehnologia de fabricație prin care se realizează implantul în forma sa finală, tratamentele termice și acoperirile, respectiv calitatea suprafețelor. Suplimentar, contribuții importante au și tehnica chirurgicală de implantare, respectiv poziționarea corespunzătoare în țesutul gazdă în timpul intervenției chirurgicale.

Pentru fabricația implanturilor ortopedice sunt folosite diferite biomateriale, ale căror caracteristici specifice depind de funcțiile pe care trebuie să le îndeplinească implantul, de solicitările la care este supus acesta după inserția sa (datorită activităților zilnice ale pacientului), precum și de reacțiile chimice naturale din interiorul corpului uman care produc coroziunea componentelor, respectiv pot avea efecte nocive asupra pacientului. Astfel, la selectarea materialelor pentru realizarea implanturilor, indiferent de tipul acestora (sistem de fixare, endoproteză), trebuie luate în considerare atât proprietățile fizice, cât și cele biologice ale acestora (care depind de reacția țesutului gazdă).

Caracteristicile biologice ale implanturilor trebuie luate în considerare din două puncte de vedere: efectul biologic al materialului asupra țesuturilor, precum și efectul țesuturilor asupra materialului (Peak, 2013). Reacțiile adverse semnalate până în prezent constau în apariția unor reziduuri microscopice (fenomenul „debris”), niveluri crescute de ioni în sânge sau urină, sau infecții/inflamații.

Biocompatibilitatea unui implant depinde de mai mulți factori:

- proprietățile fizice (inclusiv porozitatea materialului) și biologice (coroziune, toxicitate) ale materialului;
- caracteristicile de design și de prelucrare ale implantului (calitatea suprafețelor - rugozitatea);
- starea generală de sănătate a pacientului, vârsta, permeabilitatea țesutului, factorii imunologici;
- reacțiile chimice din organism, induse de implant.

Oricât de performante ar fi caracteristicile, nu există un singur biomaterial care să asigure cele mai bune rezultate pentru toate implanturile și toți pacienții (Zimmer, 2010).

1.5.1. Materiale folosite pentru fabricația implanturilor ortopedice

Materialele folosite pentru fabricația implanturilor trebuie să îndeplinească în principal următoarele cerințe (Dutta & Datta-1, 2008), (Thakur, 2006):

- **rezistența mecanică** – implantul trebuie să reziste la solicitările mecanice (statice sau dinamice) uzuale sau accidentale, la care este supusă articulația cotului;
- **rezistența la oboseală** - implantul trebuie să reziste la solicitările dinamice și ciclice;
- **rezistența la uzură** – endoprotezele sunt formate din componente care sunt în contact și care, datorită frecării, sunt supuse uzurii; uzura poate conduce la

desprinderea unor microparticule de material („debris”), respectiv la eșecul implantării;

- **rezistența la coroziune** - fluidele biologice din corpul uman interacționează cu anumite componente ale materialelor implanturilor, producând coroziunea acestora; astfel, rezultă microparticule, asemănătoare cu cele provenite din uzură, care afectează structura implantului și rămân în țesutul înconjurător, conducând, în timp, la eșecul implantării.

Materialele folosite pentru implanturile ortopedice pot fi grupate în următoarele categorii:

- materiale metalice;
- materiale ceramice;
- materiale compozite;
- metale trabeculare;
- materiale bioabsorbabile.

Oțelul inoxidabil este metalul cel mai des utilizat în fabricația implanturilor, în special pentru sistemele de fixare internă a fracturilor (plăci osoase, șuruburi osoase, ace și tije). Cromul și Molibdenul din compoziția oțelului inoxidabil contribuie la îmbunătățirea rezistenței la coroziune (Peak, 2013).

Aliajele Cobalt-Crom sunt folosite atât pentru componentele metalice ale endoprotezelor, cât și pentru sistemele de fixare internă a fracturilor. Pentru creșterea rezistenței mecanice și la coroziune, acest aliaj poate include și Molibden (Peak, 2013).

Titanul pur poate fi folosit atât ca material de consistență al unor implanturi, dar și sub forma unui strat de fibre metalice lipite la suprafața unui implant pentru a permite osului să crească în implant, sau cimentului să curgă în implant, pentru o mai bună aderență. **Aliajele de Titan** sunt, de obicei, aliaje ale titanului cu Al și Va și sunt folosite datorită proprietăților speciale ce constau în flexibilitate mare și greutate redusă (Peak, 2013).

Tantalul este un metal pur, cu excelente caracteristici fizice și biologice – flexibilitate, rezistență la coroziune, biocompatibilitate. Elasticitatea naturală a Tantalului este asemănătoare cu cea a osului uman, astfel că forțele ce acționează asupra implantului sunt distribuite în jurul acestuia într-un mod natural, minimizând fenomenul de „stress shielding”.

Polietilena înalt densificată cu masă moleculară foarte ridicată este folosită în special în cazul endoprotezelor, ca o componentă intermediară ce asigură contactul cu celelalte materiale (de obicei metalice). Datorită durabilității ridicate a polietilenei se reduce uzura dintre componente, iar contactul este foarte neted. **Polietilena reticulată** are o rezistență la uzură superioară polietilenei de uz medical convenționale, datorită legăturilor puternice între lanțurile moleculare ce rezultă prin procesul de reticulare.

Materialele ceramice reprezintă o categorie de materiale care se obțin prin presarea și încălzirea unor oxizi metalici (alumina Al_2O_3 , zirconia ZrO_2). Materialele ceramice sunt materiale biocompatibile cu o duritate mare și fragilitate ridicată, rezistente la uzură și coroziune chimică. Materialele ceramice sunt folosite în special în cazul componentelor endoprotezelor care nu necesită flexibilitate, cum este cazul endoprotezei de sold. În prezent, Zirconiu nu mai este folosit datorită instabilității sale, care poate conduce la eșecul implantării. Un exemplu de material ceramic folosit în prezent este Nitrura de Siliciu (Si_3N_4) (Bal and Rahaman, 2011), (Bal and Rahaman, 2012).

Materialele compozite sunt acele materiale anizotrope, compuse din două sau mai multe faze constituente, de obicei o matrice și o componentă de armare.

Acestea își mențin identitatea separată în compozit, iar combinarea lor generează proprietăți și caracteristici diferite de cele ale materialelor componente în parte. Pentru componentele endoprotezelor ce prezintă suprafețe de rulare se folosesc compozitele din alumină și zirconia: matrice zirconia armată cu particule de alumină (ATZ) sau o matrice de alumină ranforsată cu particule de zirconia (ZTA) (De Aza et al., 2002).

Metalul trabecular este fabricat folosind tantal ca element metalic și tehnici de depunere de vapori, care creează o configurație metalică similară cu a osului trabecular. Astfel, acest material este rezistent și flexibil ca și osul natural (modulul lui Young are valoarea între cea a osului cortical și a celui spongios). Structura poroasă a acestui material permite țesutului osos să crească în interiorul implantului (Zimmer, 2011).

Materialele bioabsorbabile sunt concepute pentru a fi absorbite de către organism după ce și-au îndeplinit rolul. Acestea sunt realizate dintr-un material plastic biocompatibil ce este dizolvat de către organism (Peak, 2013).

1.5.2. Materiale folosite pentru fabricația implanturilor pentru articulația cotului

Cele mai des folosite materiale pentru implanturile ortopedice (în general) dar și pentru implanturile articulației cotului sunt materialele metalice (oțel inoxidabil, titan și aliaj de titan, aliaj Co-Cr), precum și polietilena pentru cazul endoprotezelor.

Endoprotezele de cot constau în două componente principale – componenta humerală și componenta ulnară. Cele două componente sunt realizate, de obicei, din material metalic, precum: oțel inoxidabil, aliaje pe bază de titan, tantal, vanadiu, cobalt, crom, wolfram, nichel, molibden, cu caracteristici ridicate de rezistență la coroziune și oboseală (Thakur, 2006).

Unele modele de endoproteze de cot conțin și o componentă de polietilenă înalt densificată cu masă moleculară foarte ridicată sau polietilenă reticulată. Utilizarea polietilenei pentru fabricația endoprotezelor de cot se realizează pe o scară mult mai mică față de endoprotezele de șold, genunchi și umăr. Semifabricatele de polietilenă pot fi realizate prin extrudare sau injecție. Diferențele între caracteristicile rezultate prin folosirea celor două tehnologii nu sunt substanțiale. Studiile comparative au raportat mici diferențe în ceea ce privește morfologia și comportamentul propagării fisurilor la oboseală (Kurtz, 2004).

Având în vedere caracteristicile polietilenei, cercetările în domeniul artroplastiei cotului sunt orientate în prezent spre reducerea uzurii componentei din polietilenă prin îmbunătățirea condițiilor de contact și evitarea supraconstrângerilor la nivelul articulației cotului (Kurtz, 2009).

Literatura de specialitate prezintă foarte puține informații referitoare la criteriile de selecție în funcție de densitate, respectiv între polietilena înalt densificată cu masă moleculară foarte ridicată și polietilena reticulată. De asemenea, sunt publicate foarte puține informații referitoare la testarea la uzură a componentelor din polietilenă ale endoprotezelor de cot, influența alegerii materialului asupra funcționalității endoprotezei, respectiv la analiza explantării endoprotezelor (Kurtz, 2009), (Kurtz et al., 2004).

Ca exemplu, endoproteza totală de cot Coonrad/Morrey este fabricată din aliajul Tivanium®, cobalt-crom și polietilenă (Zimmer, 2010).

Sistemele de fixare internă – plăcuțele de compresiune, șuruburile și tijele centromedulare – sunt fabricate din materiale metalice precum (Thakur, 2006):

- oțel inoxidabil (316, 316L ASTM F-55, -56). Este recomandat pentru utilizare pe termen scurt, precum în cazul sistemelor de fixare plăcuțe-șuruburi osoase. Oțelurile inoxidabile sunt mai ieftine comparativ cu alte biomateriale, se pot obține folosind tehnici convenționale, au caracteristici mecanice corespunzătoare. Totuși, modulul de elasticitate este de 12 ori modulul de elasticitate al osului cortical.
- aliaj Co-Cr (ASTM F-90). Aliajul are bune caracteristici de rezistență de curgere, ce poate fi controlată prin procesare, rezistență de rupere la tracțiune, etc. Este recomandat pentru plăcuțe, șuruburi, tije intramedulare, sârme, etc.
- aliaje pe bază de titan Ti6Al4V (ASTM F-136). Limitarea concentrației de oxigen, impusă de ASTM F-136, îmbunătățește proprietățile mecanice, în special rezistența la oboseală.
- Titanul pur comercial. Modulul de elasticitate al Ti este jumătate din modulul de elasticitate al oțelului inoxidabil, respectiv aliajului Co-Cr. Rigiditatea scăzută a plăcuțelor osoase din Ti reduce fenomenul de stress shielding și osteoporoza corticală. Proprietățile de elasticitate ale Ti facilitează profilarea plăcuțelor. Rezistența la coroziune a Ti este favorizată de fenomenul de pasivare (stratul de TiO₂), caracteristic Ti. Totuși, modulul de elasticitate este de 6 ori modulul de elasticitate al osului cortical.
- polimeri bioabsorbabili. Sunt realizați pe bază de acid poli-lactic poli L-lactide (PLLA) și poli DL-lactide (PDLLA) sau poli-glicolic. Degradarea acestor materiale urmează un proces predictibil. Totuși, datorită degradării, aceste materiale își pierd rezistența funcțională înainte de a fi absorbite complet.

Exemple de **materiale semifabricate** folosite pentru fabricația implanturilor ortopedice, produse de compania Sandvik din Suedia (Sandvik, 2013):

- Sandvik Bioline 316LVM este un oțel inoxidabil aliat cu molibden folosit pentru producerea de implanturi temporare și permanente. Materialul se caracterizează prin: rezistență mare, rezistență mare la oboseală, omogenitate structurală excelentă și finisare înaltă a suprafeței.
- Sandvik Bioline Ti6Al4V ELI este un aliaj de titan alfa-beta cu o puritate ridicată, biocompatibilitate excelentă, ductilitate îmbunătățită, rezistență avansată la coroziune și o bună rezistență la rupere.

1.5.3. Aspecte tehnologice specifice pentru fabricația implanturilor pentru articulația cotului

În general, nu există o tehnologie sau o clasă de tehnologii de fabricație destinate exclusiv obținerii reperelor și dispozitivelor mecanice cu destinație medicală. Acestea se realizează prin însumarea diverselor tehnologii de fabricație disponibile industrial, în vederea obținerii unui flux optim de prelucrare atât din punct de vedere tehnologic cât și economic.

Datorită diversității dispozitivelor medicale și itinerariile tehnologice sunt extrem de diverse, structura acestora fiind definită în funcție de particularitățile funcționale, materialul și de complexitatea dispozitivului de realizat. În cele ce urmează se vor prezenta sintetic câteva posibilități tehnologice de realizare a endoprotezelor și a plăcuțelor de stabilizare destinate articulației cotului (Stoia, 2012).

1.5.3.1. Variantele tehnologice pentru realizarea plăcuțelor de stabilizare

Variantele tehnologice pentru realizarea plăcuțelor de stabilizare sunt următoarele:

- *Matrițarea la rece* a plăcuței. Această operație se bazează pe deformația plastică la rece într-o singură fază a unui semifabricat de tip coală, într-o matriță. Operația principală de matrițare este precedată de ștanțarea orificiilor de prindere ale plăcuței și urmată de decuparea plăcuței din coala de material. În plus, se realizează operații de rodare a muchiilor plăcuței în cuve vibratoare cu bile. Dacă prescripțiile de proiectare indică prelucrări mecanice suplimentare ale orificiilor plăcuței (zencuiri, adânciri, filetări), acestea se vor realiza pe mașini de găurit sau frezat.
- *Prototiparea rapidă* prin tehnologia SLM sau SLS din pulbere metalică a elementului plăcuță, direct la forma și dimensiunile impuse prin modelul 3D. Oricare din aceste două tehnologii este urmată de operații de postprocesare care constau în îndepărtarea mecanică și mai apoi chimică a particulelor de pulbere rămase netopite sau nesinterizate.
- *Așchiera* plăcuței dintr-un bloc de material. Această tehnologie de fabricație este una deosebit de costisitoare în comparație cu celelalte două, și se aplică doar plăcuțelor unicat, cu un design personalizat unui anumit pacient. Așchiera se realizează pe mașini de frezat cu comandă numerică, cu ajutorul sculelor cu cap sferic destinate suprafețelor complexe.

1.5.3.2. Variantele tehnologice pentru realizarea unei endoproteze de cot

Datorită complexității endoprotezelor de cot, tehnologiile de fabricație trebuie discutate pe fiecare componentă a protezei în parte.

Astfel, pentru componentele metalice ale protezei (humerală și ulnară) se pot identifica următoarele posibilități tehnologice de fabricație.

- *Forjarea la cald în matriță*. Această operație tehnologică cuprinde mai multe faze de proces în care materialul semifabricat sub formă de bloc este deformat plastic succesiv într-o serie de matrițe. În prima fază a forjării se realizează un precontur al piesei într-o matriță. Apoi, în faza următoare se realizează creșterea secțiunii piesei printr-o forjare într-o matriță mai apropiată de forma și dimensiunile finale ale reperului, pentru ca în ultima fază a forjării (forjarea de finisare) semifabricatul să capete forma și dimensiunile finale. Bavura rezultată la forjare este îndepărtată printr-o operație de ștanțare. Următoarele operații necesare realizării componentelor metalice sunt de așchiere în vederea finisării suprafețelor care se vor conjuga în ansamblul protetic. Aceste operații se realizează pe mașini de strunjit sau frezat, în funcție de designul componentelor.
- *Așchiera integrală* a componentei dintr-un bloc de material. Această variantă tehnologică se poate realiza pe mașini cu comandă numerică de tipul centrelor de prelucrare, printr-o serie de operații de strunjire, frezare și găurire. Reperul rezultat este în formă finită, nu mai sunt necesare alte operații mecanice.
- *Prototiparea rapidă* a componentelor metalice este o altă variantă tehnologică prin care, pornind de la modelul 3D al unei componente se „crește” reperul fizic. Acest set de tehnologii necesită postprocesare de tip îndepărtare de material nesinterizat sau netopit dar și de tipul așchierii în zonele care impun rugozități reduse ale suprafețelor.

Endoprotezele de cot pot avea în componență și piese din materiale plastice biocompatibile, în special în zona articulară, cu rol în reducerea frecării de alunecare și amortizarea sarcinilor dinamice. Aceste componente se pot realiza după cum urmează prin:

- *Așchiera pe mașini cu comandă numerică.* Operațiile de așchiere necesare prelucrării acestor componente se execută în general pe freze CNC și sunt cu atât mai costisitoare cu cât designul piesei este mai elaborat. Ulterior generării formei piesei se pot executa operații de rodare pe suprafața destinată articulării.
- *Compactarea* reprezintă o alternativă tehnologică de obținere a reperelor din material plastic. Semifabricatul în acest caz este unul de tip pulbere. Acesta se introduce într-o matrită a cărei formă este negativul geometric al piesei, și se supune presării la o temperatură apropiată de temperatura de topire a pulberii. Piesa rezultată se prelucrează apoi mecanic pe celelalte direcții, care nu au putut fi generate la prima operație.

În concluzie, tehnologiile de fabricație ale dispozitivelor medicale sunt dintre cele mai diverse, în strânsă legătură cu materialele folosite, formele și dimensiunile pieselor de executat. Deoarece pentru fiecare componentă există cel puțin două posibilități tehnologice de realizare, inginerului îi rămâne sarcina de a găsi itinerarul optim de fabricație din punct de vedere al timpului și costurilor de producție.

1.5.3.3. Tipurile de acoperiri folosite pentru implanturile articulației cotului

Un implant poate fi fixat pe osul pacientului în mai multe moduri, în funcție de calitatea osului, de solicitările la care acesta este supus, respectiv în funcție de opțiunea chirurgului ortoped. Fixarea implanturilor se realizează prin două metode de bază: prin cimentare, folosind un material polimeric pentru a umple interstițiul dintre implant și os, și acoperire (necimentare) cu un strat bioconductor care facilitează adeziunea osului la componenta implantului. Aceste două metode sunt caracteristice endoprotezelor. Pentru cazul sistemelor de fixare internă, fixarea biologică este suplimentată de ancore mecanice, cum ar fi șuruburile și cuiele (Goodman et al., 2013).

Endoprotezele necimentate, parțiale sau totale, se plantează direct la nivelul osos, fără ciment. Endoprotezele totale au componentele metalice cu o suprafață special prelucrată, poroasă sau acoperită cu hidroxiapatită, pentru a fi "captate" și fixate apoi în timp de către țesutul osos. Contenția lor inițială, până la stabilizarea osoasă definitivă, se realizează fie prin impactare, fie prin înșurubare la elementul osos respectiv. La acest tip de implant, componentele din polietilenă sau ceramică trebuie să prezinte un strat superficial metalic deoarece un contact direct între țesut osos și polietilenă sau ceramică poate provoca osteoliza (distrugerea patologică progresivă a țesutului osos). Aceste endoproteze sunt folosite în special la pacienții tineri, activi. **Endoprotezele cimentate** se caracterizează prin faptul că fixarea lor osoasă se face prin intermediul unui ciment osos acrilic.

Acoperirile folosite în cazul implanturilor au ca scop, atât stabilitatea, cât și facilitarea osteointegrării. În prezent se utilizează două tipuri de acoperiri a suprafețelor endoprotezelor și anume cele poroase și cele cu hidroxiapatită.

Acoperirea cu Hidroxiapatită (HA) a suprafețelor componentelor metalice ale endoprotezelor asigură o biocompatibilitate excelentă, îmbunătățind totodată procesul de fixare a endoprotezei. Timpul de recuperare în cazul endoprotezelor acoperite cu HA este mai scurt în comparație cu cele neacoperite.

1.6. Preocupări de perspectivă în domeniul implantării articulației cotului

Dintre toate articulațiile sistemului osteoarticular, articulația cotului are cea mai complexă anatomie articulară fiind, de asemenea, din punct de vedere biomecanic, mai complexă decât articulația umărului sau încheietura mâinii. Deși cotul nu este considerat de obicei o articulație care susține greutatea (weight-bearing joint) forțele de încărcare statică pot fi de până la 3 ori greutatea corpului, iar încărcarea dinamică poate fi egală cu de 6 ori greutatea corpului (Trigg, 2006).

Articulația cotului este implicată frecvent în mai multe patologii, mai ales, în artrita reumatoidă. De fapt, între 20% și 60% dintre pacienții cu poliartrită reumatoidă au artrită reumatoidă localizată la nivelul cotului. De asemenea, traumele la nivelul cotului sunt întâlnite frecvent, atât la adulți cât și la copii. Fracturile din zona articulației cotului reprezintă aproximativ 7% din toate fracturile întâlnite la adulți, și după umăr, cotul este a doua cea mai frecvent dislocată articulație (Trigg, 2006).

Fracturile la nivelul articulației cotului rămân printre cele mai dificile fracturi pentru chirurgii ortopezi. Aceste fracturi sunt de obicei intra-articulare și / sau implică o calitate slabă a osului, și, prin urmare, realizarea stabilității poate fi problematică. Fixarea stabilă permite realizarea mișcărilor după un interval de timp mai scurt, ceea ce poate conduce la îmbunătățirea funcționalității. Acoperirea limitată a țesuturilor moi și forma anatomică complexă a suprafețelor articulare impun ca implanturile să prezinte o bună adaptabilitate la anatomia pacientului (Stryker-2, 2010).

În 1998, Gill și Morrey au raportat rezultatele pe termen lung (10-15 ani) ale pacienților cu poliartrită reumatoidă care au fost implantați cu endoproteze Coonrad-Moorey. Analiza a relevat o durată de viață de 10 ani până la revizie, în 92.4% din implanturi (Trigg, 2006).

1.6.1. Studii prospective

Realizarea unor **studii prospective ample, bine documentate** pe baza unor **protocoale standardizate cu parametri comparabili** (atât calitativi, cât și cantitativi) este o necesitate pentru îmbunătățirea caracteristicilor implanturilor.

Având în vedere incidența cazurilor, precum și numeroasele modele disponibile comercial, cele mai multe studii prospective în implantologie au ca subiect implantarea sau endoprotezarea articulației șoldului și genunchiului. Deși în prezent există disponibile comercial mai multe modele de sisteme de stabilizare internă, cele mai avansate fiind plăcuțele de compresie (dinamică **Dynamic Compression Plate - DCP** sau cu blocare **Locking Compression Plate - LCP**), precum și endoproteze de cot (parțiale sau totale), nu există încă suficiente studii prospective bine documentate referitoare la comportamentul biomecanic, al acestora în special pe termen lung.

Aceste studii analizează comparativ anumite modele ale aceluiași producător sau modele ale mai multor producători, pe termen scurt și mediu (termen corespunzător realizării osteosintezei în cazul plăcuțelor de fixare), respectiv pe termen mediu și lung (pentru a evalua mai bine durabilitatea și longevitatea funcțională a endoprotezelor). De obicei, aceste studii urmăresc obținerea unor rezultate mai bune din punct de vedere al ameliorării durerii, îmbunătățirii mobilității și al complicațiilor post-operatorii.

Factorii care influențează rezultatele studiilor prospective sunt:

- grupurile de studiu ar trebui să fie eterogene și cât mai mari;
- perioadele de urmărire, în special în cazul endoprotezelor, ar trebui să fie cât mai mari;

- personalitățile diferite ale medicilor ortopezi se manifestă în modul diferit în care aceștia realizează selecția pacienților, dar și în răspunsul diferit al acestora, interpretarea și compararea rezultatelor obținute;
- comparația rezultatelor studiilor este dificilă din cauza variabilității în designul implanturilor, duratei perioadei de urmărire, heterogenității grupurilor de studiu și lipsei unor protocoale standardizate cu parametri comparabili.

Studiile prospective din domeniul implantării articulațiilor membrului superior, în general, și al articulației cotului, în special, au obiective specifice pentru sisteme de stabilizare internă și endoproteze. Astfel, o primă întrebare pentru utilizarea plăcuțelor de fixare se referă la rezultatele acestui tratament chirurgical de implantare comparativ cu tratamentul conservator al fracturilor sau cu endoprotezarea (McKee et al., 2009). Unele studii pledează încă în favoarea tratamentului conservator al fracturilor (Sanders, 2011). Studiul menționat a pornit de la controversele cu privire la utilizarea plăcilor de blocare în tratamentul fracturilor humerusului proximal și pledează pentru atribuirea unui rol mai proeminent tratamentului nechirurgical. Rezultatele studiului s-au bazat pe determinarea unor scoruri consacrate în domeniu, testarea amplitudinii de mișcare și analiza imagistică bazată pe radiografiile zonei de interes pentru evaluarea vindecării fracturii și a posibilelor complicații. Studiul a înregistrat o diferență semnificativă în amplitudinea de mișcare în favoarea pacienților tratați conservator și o rată mai mare a complicațiilor în cazul tratamentului chirurgical. Limitarea studiului a constat în faptul că managementul fracturii nu s-a realizat randomizat, ci s-a bazat pe abordarea clinică (Sanders, 2011).

Studiile prospective pot fi realizate la nivel național sau internațional. Și în țara noastră există un Registrul Național de Endoprotezare, al cărui scop este acela de a urmări intervențiile chirurgicale de revizie, de a compara calitatea tipurilor de endoproteze folosite, a cimenturilor și tehnicilor operatorii și de a depista implanturile necorespunzătoare. Pe site-ul Registrului Național de Endoprotezare (RNE, 2013) nu există statistici referitoare la endoprotezarea cotului.

Un exemplu de studiu la nivel național este cel al Registrului Norvegian de Artroplastie (Levy et al. -1, 2009). Scopul acestui studiu a fost de a oferi rezultate ale artroplastiei cotului pentru o populație relativ mare și de a compara diferite mărci de endoproteze și diferite subgrupe de pacienți. Au fost obținute rezultate bune în ceea ce privește durata de viață a endoprotezelor folosite în artroplastia totală de cot, deși rezultatele au fost inferioare celor obținute pentru artroplastiile de șold și genunchi. Cele mai bune rezultate au fost obținute în cazul pacienților cu artrită inflamatorie. Un alt studiu prospectiv al aceleiași echipe de cercetători a comparat durata de viață a reviziilor endoprotezelor de cot constrânse și neconstrânse (Levy et al. -2, 2009).

1.6.2. Design-ul implanturilor pentru articulația cotului

Având în vedere complexitatea anatomiei articulare a cotului, atât designul sistemelor cu plăcuțe de fixare, cât și al endoprotezelor urmărește respectarea anatomiei pacientului în condițiile în care asigură fixarea și compresiunea (sistemele de fixare internă), respectiv funcționalitatea articulației (endoprotezele).

Preocupările actuale referitoare la designul implanturilor pentru articulația cotului au ca obiective generale **respectarea anatomiei pacientului**, folosirea unui instrumentar chirurgical și a unor tehnici chirurgicale de implantare adecvate care să permită **poziționarea corespunzătoare a plăcuțelor de fixare**, respectiv a **componentelor endoprotezei**, folosirea imagisticii medicale și a tehnologiilor moderne de fabricație pentru realizarea unor **implanturi personalizate**.

Cercetările actuale în domeniul sistemelor de stabilizare internă a articulației cotului sunt orientate spre îmbunătățirea caracteristicilor funcționale ale **plăcuțelor de compresiune**: Dynamic Compression Plate, Low Contact Dynamic Compression Plate, Locking Compression Plate. Dintre companiile producătoare de sisteme de stabilizare internă pot fi amintite următoarele: Zimmer, Synthes, Stryker, Acumed, Smith & Nephew, DePuy, Biomet, etc..

Obiectivul specific în design-ul plăcuțelor și șuruburilor de fixare constă în maximizarea fixării fragmentelor osoase concomitent cu asigurarea stabilității structurii. Pentru realizarea acestui obiectiv, sistemele de fixare avansate îndeplinesc următoarele caracteristici (Acumed, 2012), (Synthes, 2012), (Stryker-2, 2010), (Smith & Nephew, 2008):

- **Plăcuțele de fixare** sunt **pre-conturate** (anatomically shaped) pentru a se potrivi la anatomia naturală a cotului. Se reduce astfel necesitatea de a îndoi plăcile înainte de aplicare, așa cum se procedează în cazul plăcuțelor tradiționale drepte. Îndoirea repetată a acestor plăcuțe influențează comportamentul biomecanic al acestora. Plăcuțele pre-conturate acționează ca un șablon pentru restaurarea anatomică a cotului menținând în același timp un profil scăzut.
- **Interfața plăcuță-os** este **minimizată** prin reducerea profilului plăcuțelor de fixare (low profile design) ceea ce contribuie și la diminuarea iritațiilor posibile din zona de contact.
- Interfața placă-**șurub** este **proiectată astfel încât proeminența șurubului să fie** minimă (capetele șuruburilor de fixare sunt îngropate în plăcuțele cu profil redus) și să nu lezeze țesuturile moi înconjurătoare, a căror acoperire este limitată.
- **Blocarea unghiulară** este **variabilă**, ceea ce oferă chirurgului posibilitatea de adaptare la forma plăcii de fixare și la anatomia pacientului, de fixare specifică a fragmentelor fracturii, respectiv de evitare a lezării articulației în cazul fracturilor articulare.

Principalele obiective ale design-ului endoprotezelor de cot sunt:

- reproducerea anatomiei articulației și restabilirea parametrilor cinematici ai articulației protezate asigurând funcționalitatea corespunzătoare articulației originale;
- asigurarea unei bune flexibilități (intra-operator), ceea ce permite chirurgului fixarea sau înlocuirea componentelor endoprotezei;
- asigurarea unei fixări corespunzătoare a componentelor, ceea ce determină tensiuni reduse în implant și suprafețele articulare;
- garantarea unei durate mari de viață a protezei, legată în principal de rezistența la uzură.

Ca și în cazul celorlalte endoproteze totale (umăr, șold, genunchi, etc.), designul endoprotezei totale de cot trebuie să asigure atât mobilitatea articulară, cât și congruența suprafețelor articulare (Sanchez-Sotelo, 2011), (Gschwend, 2002), (Williams, 2005), (Biomet, 2002).

Modelele moderne ale endoprotezelor de cot pot fi grupate în două categorii, care diferă prin prezența sau absența unui mecanism de legătură a componentelor humerus și ulna: *Linked/Coupled Implants* și *Unlinked/Uncoupled Implants*. În prezent, cele mai multe implanturi cuplate sunt semi-constrânse: mecanismul lor de legare (utilizarea unui pin) se comportă ca o balama, care permite un grad mic de rotație și mișcare varus-valgus. Modelele semi-constrânse transmit mai puține tensiuni la interfețele implantului, astfel încât, asociate cu alte îmbunătățiri de design, sunt mult mai fiabile pe termen lung (Sanchez-Sotelo, 2011), (Gschwend, 2002), (Williams, 2005), (Biomet, 2002).

1.6.3. Biomecanica articulației cotului

Cunoașterea biomecanicii articulației cotului are o importanță majoră în proiectarea și funcționarea endoprotezelor și chiar a sistemelor de stabilizare. Deși importanța studiilor de biomecanică a articulației cotului este evidentă, literatura de specialitate conține mult mai puține studii decât în cazul articulațiilor șoldului și genunchiului, spre exemplu. Sunt astfel necesare **studii ample de biomecanică** pentru o mai bună înțelegere a biomecanicii articulației naturale și implantate, inclusiv la nivelul **interfaței os-implant**.

Studiile de biomecanică sunt atât teoretice, pentru înțelegerea aprofundată a funcționalității și estimarea predictivă a comportamentului biomecanic, cât și experimentale, in vitro sau chiar in vivo, pentru determinarea caracteristicilor mecanice ale implanturilor (rezistență la tracțiune, compresiune, torsiune, încovoiere, durabilitate, oboseală, etc.), pentru evaluarea amplitudinii de mișcare, aceasta fiind o caracteristică importantă a mobilității articulare, pentru analiza influenței poziționării plăcuțelor de fixare, a numărului și poziționării șuruburilor de fixare/blocare, etc..

Numeroase studii teoretice referitoare la biomecanica articulației cotului folosesc analiza numerică (Finite Element Analysis) pentru determinarea solicitărilor (reacțiunile din articulație, forțele musculare, forțele dezvoltate în tendoane și ligamente, etc.) și studiul condițiilor de frontieră și de interfață (An & Draughn, 2000).

Unele studii analizează comparativ comportamentul biomecanic al diferitelor sisteme de fixare. Spre exemplu, studiul realizat de J. Korner și colaboratorii săi (Korner et al., 2004) a examinat două tehnici de osteosinteză cu două plăci pentru fracturile humerusului distal folosind plăci convenționale de reconstrucție și plăci de compresie cu blocare. Studiul a relevat faptul că, comportamentul biomecanic al osteosintezei depinde mai mult de configurația în care sunt poziționate plăcile, decât de tipul plăcilor. Plăcile de compresie cu blocare sunt instrumente utile suplimentare pentru realizarea fixare primară stabilă a fracturii.

Modele avansate de plăci de compresie încearcă să reducă zona de contact a interfeței plăcuță – os, precum și forțele care acționează la nivelul acestei interfețe. Un astfel de studiu (Xiong et al., 2010) a stat la baza conceperii unui nou sistem de fixare internă cu compresiune și blocare, cu contact minim (minimum contact locking compression plate). Studiul a constatat în analiza comparativă a comportamentului biomecanic, din punct de vedere al ariei suprafeței de contact și al forțelor dezvoltate, a două sisteme de fixare: cu contact minim (minimum contact locking compression plate) și cu contact limitat (limited contact dynamic compression plate).

1.6.4. Uzura componentei de polietilenă a endoprotezei

Uzura componentelor din polietilenă ale endoprotezelor de cot apare mai rar decât în cazul protezelor de genunchi și șold, unde tensiunile sunt mai mari datorită greutății suportate de aceste articulații.

Un obiectiv important al cercetărilor la nivel mondial în artroplastia cotului îl reprezintă creșterea durabilității endoprotezelor, ceea ce presupune, printre alte aspecte, reducerea **uzurii componentei** din polietilenă.

Un studiu amplu al durabilității protezei totale de cot (endoproteza Coonrad-Morrey, de tip semi-constrâns, legată) a fost realizat pe baza analizei a 919 endoproteze implantate între 1981 și 2000. Studiul a relevat faptul că la 12 pacienți (1.3%) au trebuit schimbate bucșele articulare ca urmare a uzurii polietilenei (Lee et

al., 2005). În multe modele de endoproteze legate, bucșele sunt realizate din polietilenă. Aceste bucșe sunt de fapt garnituri cilindrice fixe sau detașabile cu rolul de a constrânge, ghida, sau de a reduce frecarea, între componentele humerală și ulnară (Learch et al., 2013).

1.6.5. Instabilitatea articulației artificiale

Instabilitatea unei articulații artificiale a cotului apare mai frecvent în cazul endoprotezelor ne-legate (unlinked elbow replacements) (Learch et al., 2013), (Ring, 2008). Stabilitatea articulației cotului este menținută de restricții statice (articulația humero-ulnară, grupul anterior al ligamentului colateral medial, și ligamentul colateral ulnar lateral) și dinamice (musculatura din jurul cotului), astfel încât orice disfuncție a acestor structuri poate crește riscul de instabilitate postoperatorie.

Deși mult mai puțin frecventă, instabilitatea poate să apară în cazul endoprotezelor legate (linked elbow replacements). În aceste cazuri, instabilitatea este cauzată de obicei de uzura bucșelor din polietilenă sau de desprinderea pinului de legătură. Deoarece o aliniere necorespunzătoare a componentelor endoprotezei poate dezvolta forțe anormale care acționează asupra articulației conducând la dislocarea acesteia, în cazul endoprotezelor legate alinierea corectă este crucială (Learch et al., 2013).

Prevenirea instabilității articulației artificiale necesită deci noi contribuții în design-ul endoprotezelor și mai ales în îmbunătățirea tehnicilor chirurgicale.

CAPITOLUL 2

ANALIZA BIOMECHANICĂ A ARTICULAȚIEI COTULUI

Studiul biomecanicii articulației cotului necesită cunoașterea noțiunilor fundamentale de anatomie a acestei articulații, precum și a principiilor de modelare computerizată și de analiză experimentală, folosind sisteme avansate de măsurare. Cunoașterea comportamentului biomecanic al articulației naturale reprezintă o cerință esențială pentru proiectarea și asigurarea funcționalității pe termen lung a endoprotezelor de cot, dar și a sistemelor de stabilizare a fracturilor.

Obiectivele acestui capitol sunt următoarele:

- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la anatomia articulației cotului;
- Realizarea unei sinteze bibliografice referitoare la stadiul actual al studiului experimental al mișcărilor membrului superior;
- Elaborarea unui protocol de analiză experimentală a mișcării membrilor superioare folosind sistemul de măsurare Zebris CMS-HS;
- Determinarea ratei de eșantionare optime pentru realizarea înregistrărilor cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS;
- Elaborarea unui model folosind regresia statistică, care să ia în considerare și corelațiile dintre mișcările din articulații, respectiv influența mișcărilor din articulația umărului asupra mobilității cotului;
- Analiza experimentală a mișcărilor membrului superior folosind sistemul APAS în vederea unei analize comparative cu rezultatele înregistrate cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS;
- Analiza experimentală a mișcărilor unui pacient cu implant la nivelul articulației cotului;
- Elaborarea unui model biomecanic al membrului superior, folosind mediul de simulare Matlab și Modulul Sumalink, în vederea determinării caracteristicilor cinematice, a reacțiunilor și momentelor din articulația cotului.

2.1. Anatomia articulației cotului

Pentru realizarea implanturilor ortopedice este necesară asimilarea unor noțiuni de anatomie și fiziologie a articulației cotului în vederea identificării mecanismelor de fracturare a oaselor ce formează segmentul anatomic și metodelor existente de implantare/protezare.

Articulația cotului este o structură complexă care asigură funcția de legătură mecanică a membrului superior între mână, încheietura mâinii și umăr. Funcția primară pe care o realizează articulația cotului este poziționarea mâinii în spațiu (Morrey, 2009), pierderea acestei funcții putând cauza dizabilități semnificative în activitățile din viața de zi cu zi (Celli, 2008). O altă funcție importantă pe care o realizează articulația cotului este controlarea lungimii necesare pentru a ajunge la anumite obiecte (Morrey, 2009).

2.1.1. Anatomia oaselor

Humerusul (fig. 2.1) este un os lung, compus dintr-un corp (diafiză) și două extremități (epifize): proximală și distală care formează singur scheletul brațului. Humerusul este aproape cilindric în partea superioară, iar în partea inferioară prismatic triunghiular. Superior, acest os se articulează cu scapula, participând la realizarea articulației scapulo-humerale, iar inferior cu oasele antebrăului (radius și ulna) alcătuind articulația cotului (Papilian, 2006).

Epifiza distală a humerusului este formată din doi condili susținuți proximal de propria coloana osoasă care formează un arc peste o zonă centrală formată din fosa olecranului și fosa coronoidă. Fosa coronoidă și fosa olecranului aranjează vârful coronoid și vârful olecranului în timpul mișcării de flexie-extensie a cotului (Leversedge, 2010).

Suprafața articulară a humerusului distal este înclinată la 30° anterior cu 5° până la 7° rotație internă, și 6° până la 7° aliniament valgus (Celli, 2008), (Clockaerts, 2011).

Humerusul distal prezintă două suprafețe articulare (Leversedge, 2010): medială (trohleea) ce articulează cu creștătura semilunară a ulnei proximale și laterală (capitulul) care articulează cu capul radial.

Epicondilul medial este o proeminență osoasă care servește la atașarea ligamentului medial colateral și formează trohleea, iar epicondilul lateral formează capitulul care este emisferic și articulează cu capul concav al radiusului (Clockaerts, 2011).

Articulația radio-capitelară suportă aproximativ 60% din forțele axiale plasate de-a lungul cotului aflat în extensie. Capul radial articulează pe capitulul anterior în flexie și pe capitulul inferior în extensie completă și este lipsit de cartilaj pe suprafața sa posterioară (Brabston et al., 2009).



a) Fața anterioară distală a humerusului b) Fața posterioară distală a humerusului

Fig. 2.1. Osul humerus

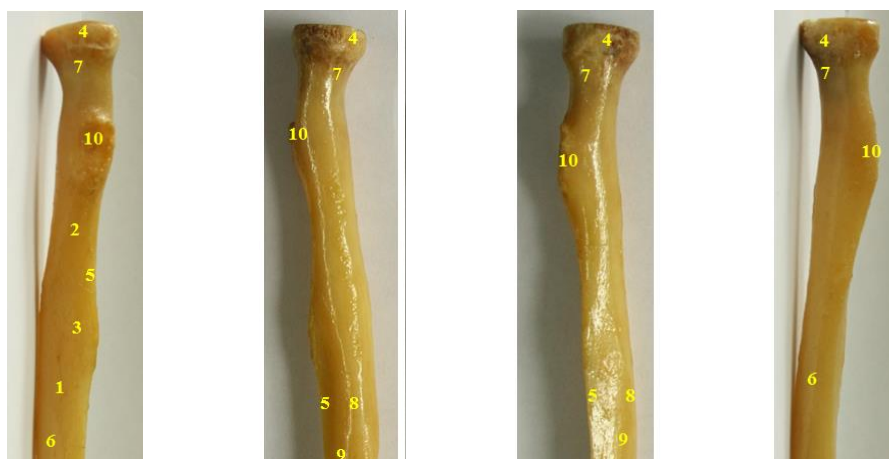
1-Suprafața anterioară, 2-Capitulul, 3-Fosa coronoidană, 4-Marginea laterală a capitulului, 5-Epicondilul lateral, 6-Creasta supracondiliară laterală, 7-Epicondilul medial, 8-Creasta supracondiliară medială, 9-Suprafața medială a trohleei, 10-Fosa olecraniană, 11-Suprafața posterioară, 12-Fosa radială, 13-Trohleea

Radiusul (fig. 2.2) este un os lung situat în partea laterală a antebrăului, în dreptul policelui. Forma radiusului este prismatic-triunghiulară, proximal are dimensiuni mai reduse decât ulna (Papilian, 2006). Capul radial are forma unui cilindru concav și este atașat de diafiza radiusului prin colul radial, având rolul de stabilizator secundar al articulației cotului și adăugând un plus de 30% din stabilitatea în valgus, atât prin flexie, cât și prin extensie (Brabston et al., 2009).

Epifiza proximală articulează cu capitulul, iar suprafața circumferențială articulează cu creștătura sigmoidă mai mică a ulnei, asigurând 240° de rotație în jurul capului radial. Cartilajul articular acoperă suprafața concavă și un arc de aproximativ 280° din margine. Capul radial nu este perfect circular și este deplasat variabil de la axa colului (Clockaerts, 2011).

Ulna (Cubitus) este osul medial al antebrațului (fig. 2.3), fiind așezat în prelungirea degetului mic, ca dimensiune fiind mai mare cu 2 cm față de radius. Superior se articulează cu trohlea humerusului și cu capul radial (Papilian, 2006).

Epifiza proximală a ulnei este formată din două proeminențe osoase: una verticală numită olecran și alta orizontală numită procesul coronoid; aceste proeminențe formează între ele un unghi drept și circumscris unei cavități articulare numită scobitura trohleară ce se articulează cu trohlea humerusului (Papilian, 2006), (Clockaerts, 2011). Olecranul este porțiunea subcutanată a ulnei, fiind cea mai proeminentă suprafață osoasă a cotului. Forma scobiturii este eliptică cu o scobitură care articulează cu o porțiune mai adâncă a trohleei ce asigură stabilitatea osoasă. Scobitura este mărginită anterior de procesul coronoid și posterior de olecran. Scobitura mai mare a sigmoidei oferă o captură mecanică ce aliniază îndeaproape ulna cu apexul trohleei (Brabston et al., 2009), (Clockaerts, 2011).

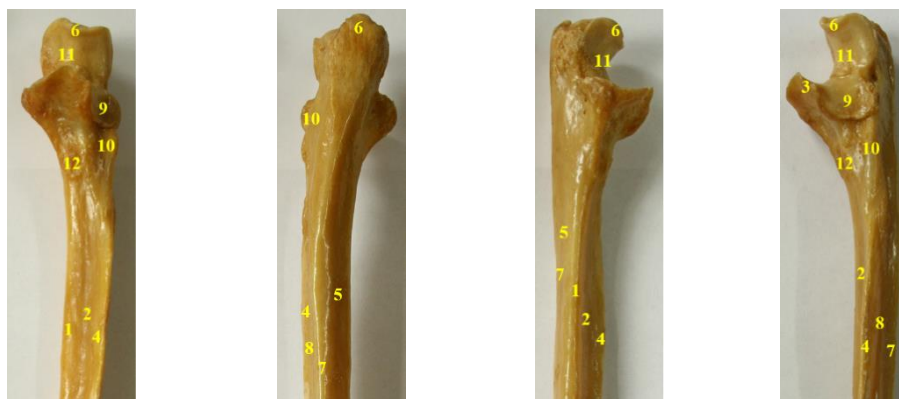


a) Fața anterioară a radiusului b) Fața posterioară a radiusului c) Fața medială a radiusului d) Fața laterală a radiusului

Fig. 2.2. Osul radius

1-Marginea anterioară, 2-Linia oblică anterioară, 3-Suprafața anterioară, 4-Capul, 5-Marginea interosoasă, 6-Suprafața laterală, 7-Colul, 8-Marginea posterioară, 9-Suprafața posterioară, 10-Tuberozitatea

Axele lungi ale ulnei și humerusului determină unghiul de mișcare al articulației cotului. Unghiul valgus variază între 11° - 14° la femei și între 13° - 16° la bărbați. Ligamentul lateral colateral se inseră pe tuberculul scobiturii supinatoare unde își are originea și mușchiul supinator. Aspectul medial al procesului coronoid servește ca și punct de inserție pentru ligamentul medial colateral (Clockaerts, 2011).



a) Fața anterioară a ulnei b) Fața posterioară a ulnei c) Fața medială a ulnei d) Fața laterală a ulnei

Fig. 2.3. Osul ulna

1-Marginea anterioară, 2-Suprafața anterioară, 3-Procesul coronoidan, 4-Marginea interosoasă, 5-Suprafața medială, 6-Olecranul, 7-Marginea posterioară, 8-Suprafața posterioară, 9-Incizura radială, 10-Creasta mușchiului supinator, 11-Incizura trohleară, 12-Tuberozitatea

2.1.2. Articulația și ligamentele cotului

Contactul dintre două capete osoase, cu sau fără mișcare între ele, împreună cu toate elementele care le înconjoară, formează o articulație. Funcțiile articulațiilor constau în asigurarea anumitor mișcări ale oaselor care intră în alcătuirea lor. Mișcările și forma suprafețelor articulare sunt într-o strânsă interdependență (Papilian, 2006).

Articulația cotului (fig. 2.4) (Gilette, 2013) este formată din trei oase: **humerusul** distal, **ulna** proximală și **radiusul** proximal. Aceste trei oase alcătuiesc trei articulații: **articulația humero-radială**, **articulația humero-ulnară** și **articulația radio-ulnară** care se unesc într-o capsulă mică cu un volum de aproximativ 15-20 cm³ (Celli, 2008). Cele trei articulații ale cotului lucrează în interpoziționare dinamică pentru a asigura mișcarea necesară activităților din viața de zi cu zi, inclusiv posibilitatea de transportare a diferite sarcini (Brabston et al., 2009).

Articulația cotului este o articulație mobilă de tipul articulațiilor trohleene (ginglism), formată dintr-o trohoidă (articulația radio-ulnară proximală), o trochlearroză (scripete - articulația humero-ulnară) și o elipsoidă (articulația humero-radială) (Papilian, 2006). Aceste articulații permit flexia-extensia și mișcări reduse de lateralitate (pronație-supinație). Mușchii, tendoanele și structurile capsulo-ligamentare care înconjoară articulația asigură stabilitatea acesteia (Brabston et al., 2009).

Stabilitatea cotului rezultă din combinarea congruenței articulare a articulațiilor humero-ulnare și humero-radială și a structurilor capsulo-ligamentare (Celli, 2008). Capsula articulației include fosa radială și coronoidă, dar nu și epicondili humerali (Clockaerts, 2011).

Capsula articulară este constituită din două straturi: unul extern fibros și altul intern sinovial (Papilian, 2006). Chiar dacă capsula articulației este liberă anterior și în mod unic posterior pentru a permite mișcările de flexie-extensie, aceasta nu contribuie la stabilitatea varus-valgus în extensie. Presiunea intra-articulară este cea mai mică între 70°-80° flexie (Brabston et al., 2009), Clockaerts, 2011).

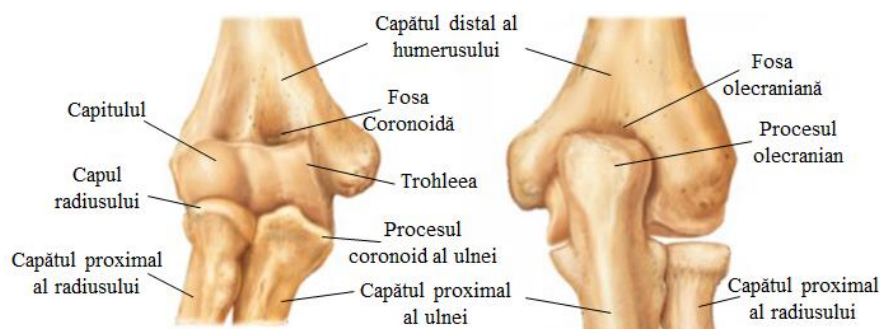


Fig. 2.4. Structura articulației cotului (Gillette, 2013)

Pentru a împiedica căderea capsulei în articulație, mici fibre musculare articulare radiază din mușchii brahiali și triceps către alte suprafețe ale capsulei; acești mușchi mențin tensiunea în capsulă în timpul mișcărilor de flexie-extensie. Capsula asigură efectul de stabilitate maximă atunci când cotul se află în extensie (Clockaerts, 2011).

Cele mai importante complexe ligamentoase ale articulației cotului sunt:

- **Complexul Ligamentului Colateral Medial (LCM)** (fig. 2.5) (Dumontier, 2011) este cel mai mare dintre cele două ligamente colaterale și are trei componente: fascia anterioară, ligamentul transversal (ligamentul lui Cooper) și fascia posterioară (Morrey, 2009).
 - Fasciculul anterior, este cel mai mare component a complexului MCL (lungimea medie de 27 mm și lățimea de 4-5 mm) și se întinde de la epicondilul medial al humerusului la procesul coronoid al ulnei. Este încordat și împiedică încărcările valgus când cotul este încordat (Brabston et al., 2009);
 - Fasciculul posterior al MCL-ului se întinde de la epicondilul medial al humerusului la procesul olecranian și este încordat atunci când cotul este flectat (Leversedge, 2010), are o lățime medie de 8 mm și o grosime de 4-8 mm și are rolul de a împiedica tensiunile valgus în special în timpul mișcării de flexie (Clockaerts, 2011).
 - Ligamentul transversal se întinde între două puncte de pe ulna și nu contribuie semnificativ la stabilitatea articulației (Leversedge, 2010).
- **Complexul Ligamentului Colateral Lateral (LCL)** (fig. 2.6) (Dumontier, 2011) este compus din patru ligamente diferite:
 - **ligamentul colateral ulnar (LCU)** care se desprinde de pe epicondilul humeral medial și radiază spre fața medială a epifizei proximale a ulnei având rol de stabilizator primar (Lockard, 2006), (Leversedge, 2010);
 - **ligamentul colateral radial** în formă de evantai (LCR) care se întinde de la epicondilul lateral humeral la ligamentul circular care înconjoară capul radial având o lungime de 20 mm și lățimea de 8 mm (Morrey, 2009), (Leversedge, 2010);
 - ligamentul inelar se inserează pe marginile anterioare și posterioare ale scobiturii sigmoide mai mici și are rolul de a stabili radiusul proximal de ulna evitând subluxația posterior-laterală (Leversedge, 2010), (Celli, 2008).
 - ligamentul accesoriu colateral lateral care se întinde de la ligamentul circular la creasta supinatoare. Împreună, aceste ligamente împiedică forțele varus să acționeze asupra cotului Lockard, 2006).

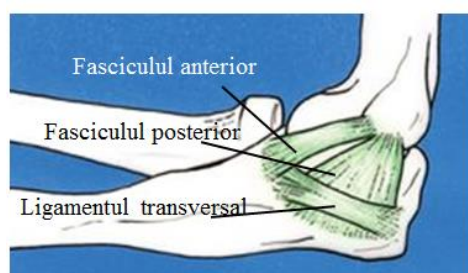


Fig. 2.5. Complexul LCM (Dumontier, 2011)

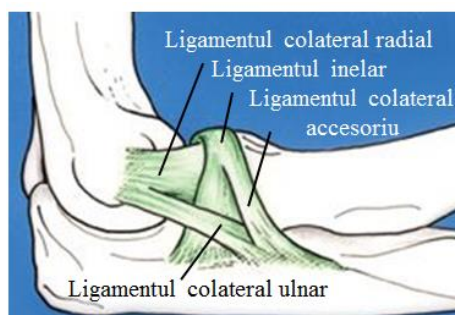


Fig. 2.6. Complexul LCL (Dumontier, 2011)

În tabelul 2.1 sunt descrise funcțiile pe care le îndeplinesc cele trei articulații care generează mișcarea din articulația cotului (Cook, 2012).

Funcțiile principale pe care le îndeplinește articulația cotului sunt (An, 2009):

- crează legătura în sistemul de pârghii care poziționează mâna în spațiu;
- asigură punctul de sprijin al pârghiei antebrăului;
- are rol de articulație portantă;
- transferă energia de la umăr la cot în timpul aruncărilor.

În tabelul 2.2 sunt descrise pozițiile teoretice ale celor trei articulații ce formează complexul articulației cotului și pattern-urile acestora (Cook, 2012) .

Tabelul 2.1. Tipul și funcțiile articulațiilor cotului

Articulație	Tip	Funcție
Humero-ulnară	Sinovială (trohleoartroză sau balama)	Articulația ce se dezvoltă între nodul trohlear al ulnei și trohleea convexă a humerusului. Flexia strânge fibrele posterioare ale ligamentului LCM, iar extensia este stabilizată de fibrele anterioare ale ligamentului LCM. Procesul olecranian pătrunde în fosa olecraniană.
Humero-radială	Sinovială (alunecarea artro-radială sau elipsoidă)	Articulația dintre capul radial și capitelul rotunjit. Aceasta produce o stabilitate structurală minimă a cotului. În extensie completă există un contact foarte mic. Articulația humero-radială permite rotația antebrăului cu 170° (90° supinație până la 80°-90° pronatie) (Brabston et al., 2009).
Radio-ulnară proximală	Sinovială (trohoidă sau articulație pivot)	Mișcarea este limitată la rotație, articulația este formată de un pivot – un inel pe un pivot. Inelul este reprezentat de nodul radial al ulnei și ligamentul inelar, astfel capul radiusului se rotește în inel.

Tabelul 2.2. Pozițiile teoretice ale celor trei articulații ale cotului și pattern-ul acestora

Articulația	Funcția		
	Articulație deschisă	Articulație închisă	Pattern-ul capsulei
Humero-ulnară	70° flexie și 10° supinație	Supinație	Flexie, Extensie

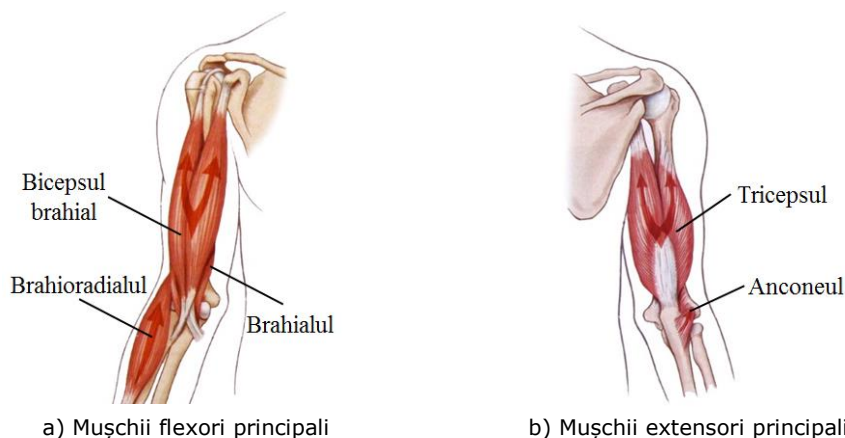
Humero-radială	Extensie și supinație totală	Flexie până la 90°, supinație 5°	Flexie, extensie, supinație, pronție
Radio-ulnară	35° supinație, 75° flexie	5° supinație	Limitări egale ale supinației și pronției

Axa de rotație a articulației cotului trece prin centrul arcului format de sulcusul trohlear și capitulum. Unghiul de transport din articulația cotului este unghiul format de axa lungă a humerusului, în timp ce axa lungă a ulnei este proiectată pe planul care conține humerusul. Valoarea acestui unghi are o medie de 10°-15° pentru bărbați și este mai mare cu aproximativ 5° la femei (An, 2009), (Jazrawi et al., 2012).

2.1.3. Musculatura articulației cotului

Mușchii care activează articulația cotului asigură stabilitatea dinamică a cotului și protejează constrângerile statice. Există două grupe de mușchi principali:

- **Mușchii flexori** (fig. 2.7.a) (McFarlane, 2011) din articulația cotului sunt bicepsul brahial și brahialul anterior ca mușchi principali, iar mușchii epicondilieni ca accesorii.
 - **Bicepsul brahial** este un mușchi lung, fusiform, cu două capete superioare (lung și scurt) și unul inferior (Papilian, 2006). Capul lung se inseră pe tuberculul supraglenoidal al scapulei printr-un tendon și are oregiune pe cadrul glenoidian, iar capul scurt ia naștere printr-un tendon pe procesul coracoid; ambele capete fuzionează într-un singur tendon și se inseră pe tuberozitatea bicipitală a radiusului (Brabston et al., 2009), (Leversedge, 2010). Bicepsul rotește extern față de origine și inserție cu 90° (Clockaerts, 2011).
 - **Brahialul anterior** este un mușchi lățit, situat sub biceps și jumătatea inferioară a humerusului (Brabston et al., 2009). Se inseră proximal pe buza inferioară a amprentei deltoidiene și pe fața internă și externă a jumătății inferioare a humerusului (Morrey, 2009), (Leversedge, 2010), (Papilian, 2006). Este cel mai puternic flexor al antebrațului pe braț și tensor al capsulei articulației cotului. Când ia punct fix pe humerus - flectează antebrațul pe braț, iar când ia punct fix pe cubitus - flectează brațul pe antebraț (Baciu, 1980).
 - **Brahio-radialul** este cel mai superficial și cel mai puternic mușchi al grupului lateral (Papilian, 2006), se inseră proximal pe marginea externă a humerusului și distal pe apofiza stiloidă a radiusului (Clockaerts, 2011). Prezintă cel mai mare avantaj mecanic dintre mușchii articulației cotului (Brabston et al., 2009).



a) Mușchii flexori principali b) Mușchii extensori principali
Fig. 2.7. Mușchii principali ai articulației cotului (McFarlane, 2011)

- **Mușchii extensori** (fig. 2.7.b) (McFarlane, 2011) ai cotului sunt: tricepsul ca extensor principal, iar anconeul și extensorii degetelor ca și mușchi accesori.
 - **Tricepsul brahial** este un mușchi voluminos (Papilian, 2006), care ocupă singur fața posterioară a antebrațului (Brabston et al., 2009). Prezintă trei capete superioare și unul inferior, dintre cele trei capete superioare unul este lung și se inseră pe suprafața rugoasă, situată imediat sub cavitatea glenoidă a scapulei (Morrey, 2009). Celelalte două capete sunt scurte, capul lateral se inseră pe fața posterioară a humerusului, deasupra șanțului nervului radial, iar cel medial se inseră pe septul intermuscular brahial medial și pe fața posterioară a humerusului situat sub șantul radialului (Leversedge, 2010), (Papilian, 2006). Toate cele trei capete ale tricepsului converg pentru a se insera pe olecran fie ca tendoane unice sau multiple (Brabston et al., 2009).
Când ia punct fix proximal, tricepsul este un extensor al antebrațului pe braț. Prin porțiunea lungă este abductor al brațului. Când ia punct fix pe olecran, tricepsul este fie coborâtor, fie ridicător al omoplatului, după cum membrul superior este orientat în sus sau în jos (Baciu, 1980).
 - **Anconeul** este un mușchi scurt și triunghiular, situat pe fața posterioară a cotului (Papilian, 2006). Se inseră proximal, prin baza sa, pe fața posterioară a epicondilului. Acest mușchi se folosește adesea pentru a acoperi defectele ce pot apărea la nivelul articulației cotului (Brabston et al., 2009), (Clockaerts, 2011).
Când ia punct fix pe humerus, anconeul este extensor al antebrațului pe braț, iar când ia punct fix pe ulna, este extensor al brațului pe antebraț. În plus, joacă un rol important în mișcările de lateralitate ale ulnei, în timpul pronosupinației (Baciu, 1980).

2.1.4. Mișcările din articulația cotului

În comparație cu umărul care deține o mișcare amplă pe toate cele trei axe de rotație, intervalul de mișcare al articulației cotului este mult mai restrâns.

Mișcarea complexă din articulația cotului este compusă din două rotații care acționează pe axe diferite (Amis, 2011): mișcarea de flexie-extensie și mișcarea de pronatie-supinație.

Mișcarea de flexie-extensie reprezintă capacitatea membrului superior de a se îndoi și extinde astfel încât distanța dintre umăr și mână să poate fi scurtată sau mărită (Calis-Germain, 2007). Mișcarea de flexie-extensie din articulația cotului are loc la nivelul articulațiilor humero-ulnară și humero-radială și este mișcarea principală din această articulație (Jazrawi et al., 2012), (Amis, 2011).

Flexia cotului (fig. 2.8) este mișcarea prin care unghiul dintre suprafețele anterioare ale brațului și antebrațului descrește, iar extensia (fig. 2.9) este revenirea din flexie în poziția anatomică și se manifestă prin creșterea unghiului dintre braț și antebraț (Calis-Germain, 2007).

Intervalul normal de mișcare pentru flexia-extensia cotului este de aproximativ 0° - 145° , cu intervalul funcțional între 30° - 130° . Axa mișcării de flexie-extensie din articulația cotului a fost descrisă ca fiind axa unei balamale libere, variația axei de flexie pe intervalul de mișcare fiind asemănată cu axa de deplasare a șurubului care descrie rotația și poziția axei în timpul flexiei (An, 2009).

Factorii care limitează flexia pasivă sunt (An, 2009):

- impactul capului radial cu fosa coronoidă;
- impactul procesului coronoid cu fosa coronoidă;
- tensiunea capsulei și a tricepsului.



Fig. 2.8. Flexia articulației cotului



Fig. 2.9. Extensia articulației cotului

În timpul mișcărilor efectuate, în articulația cotului apar patru zone de contact: două la nivelul olecranului și două la nivelul procesului coronoid. Zona de contact din articulația humero-ulnară crește din timpul extensiei până la sfârșitul flexiei cotului; la fel se întâmplă și în cazul contactului dintre capul radial și capitul. Contactul în zona fosei sigmoide se deplasează către centrul fosei în timpul mișcării de flexie din articulația cotului (An, 2009), (Jazrawi et al., 2012).

Mișcarea de pronăție-supinație (rotația antebrațului) descrie participarea articulației cotului la rotirea antebrațului în jurul axei sale longitudinale, multiplicând posibilitățile de poziționare a mâinii. Această mișcare implică modificări în poziționarea relativă dintre ulna și radius (Calis-Germain, 2007).

În timpul pronăției (fig. 2.10), radiusul trece peste ulna astfel încât palma este orientată posterior, iar degetul mare spre interior. În timpul mișcării de supinație (fig. 2.11), radiusul și ulna sunt paralele, palma este orientată anterior, iar degetul mare este orientat spre exterior (Calis-Germain, 2007).

Mișcarea de pronăție-supinație normală are loc la valorile de 71° pronăție și 81° supinație (Jazrawi et al., 2012), dar majoritatea mișcărilor din activitatea zilnică implică o pronăție de 50° și o supinație de 50° (Lockard, 2006).

Restricțiile în mișcarea de pronăție-supinație apar datorită rezistenței pasive a mușchilor antagoniști care restricționează mișcarea și a structurilor ligamentose (An, 2009).



Fig. 2.10. Pronația articulației cotului



Fig. 2.11. Supinația articulației cotului

2.1.5. Stabilitatea cotului

Articulația cotului este una dintre cele mai congruente articulații ale sistemului musculoschelatal și astfel este una dintre cele mai stabile, rezultat obținut din contribuția aproape egală a suprafețelor articulare și a constrângerilor țesutului moale (An, 2009).

Stabilizatorii primari ai articulației cotului sunt (An, 2009):

- Fascia anterioară a ligamentului LCM care se strânge în timpul mișcării de extensie;
- Ligamentul LCL.

Acești doi stabilizatori primari au originea în puncte prin care trece axa de rotație. Indiferent de poziția cotului, ligamentul LCL și fascia anterioară a ligamentului LCM vor realiza o tensiune uniformă (Amis, 2011). Ligamentele asigură 50% din stabilitatea cotului (Jazrawi et al., 2012).

Forțele câtorva din ligamentele prezente în articulația cotului sunt prezentate în tabelul 2.3, de unde se poate observa că cea mai puternică este cea a fasciculului anterior al complexului ligamentos LCM.

Tabelul 2.3. Forța exercitată de unele ligamente din articulația cotului

Ligament	Forță [N]
Fasciculul anterior al LCM-ului	261 ± 71
Fasciculul posterior al LCM-ului	159 ± 40
LCL	233 ± 116

Rolul de stabilizatori secundari ai articulației cotului îl îndeplinesc (An, 2009):

- Capul radial care asigură 30% din stabilitatea valgus și are o acțiune importantă în mișcarea de supinație și pronăție 0°-30°;
- Capsula posterioară care împiedică forțele de dislocare în timpul extensiei totale în proporție de 70%;
- Capsula laterală este un stabilizator secundar al forțelor varus;
- Anconeul are același rol ca și capsula laterală în stabilitatea cotului.

Forțele și momentele create în articulație datorită sarcinilor aplicate la nivelul mâinii sunt echilibrate de mușchi, tendoane, ligamente și forțele de contact ale suprafețelor articulare. Tensiunile din mușchi împreună cu intensitatea și direcția forțelor sunt determinate de condițiile solicitărilor externe, precum și de răspunsul mușchilor (An, 2009).

Forța generată în articulația cotului ajunge să fie de trei ori mai mare decât greutatea corpului în cazul unor anumite activități. Unii cercetători, folosind analize biomecanice tridimensionale, au aflat că în timpul activităților de îmbrăcare și mâncat forțele de reacțiune au fost de 300 N. Ridicatul de pe scaun a dus la rezultatul forței de reacțiune din articulație de 1700 N, iar tragerea unei mese la 1900 N, care este aproape de trei ori greutatea corpului (Jazrawi et al., 2012).

2.2. Stadiul actual al studiului experimental al mișcărilor membrului superior

Membrele superioare sunt implicate în numeroase activități zilnice, inclusiv ocupaționale, în mai multe situații existând diferențe între mișcările membrului drept față de membrul stâng. Suplimentar, mișcările din articulațiile membrului superior au amplitudini diferite, corespunzătoare diferitelor activități.

În general, studiul mișcărilor membrului inferior este orientat spre analiza mersului în diferite condiții (mers pe sol sau pe banda de alergare, mers normal sau mers patologic, urcat sau coborât scări, etc.). Având în vedere numeroasele activități zilnice în care sunt implicate membrele superioare, studiile referitoare la mișcările din articulațiile acestora se referă la unele din aceste activități, considerate ca fiind reprezentative (Murray & Johnson, 2004), (Magermans et al, 2005). Analiza mișcărilor specifice activităților zilnice oferă informații importante pentru evaluarea mobilității articulare în vederea stabilirii diagnosticului sau aprecierii gradului de recuperare.

Studiul mișcărilor din articulația cotului este o componentă a studiului mișcărilor membrului superior în ansamblu, în marea majoritate a lucrărilor publicate. Analizele experimentale realizate au avut diferite obiective (Anglin & Wyss, 2000): determinarea amplitudinilor maxime ale mișcărilor din articulațiile umărului și cotului, respectiv determinarea amplitudinilor mișcărilor specifice anumitor activități (Murray & Johnson, 2004), (Magermans et al., 2005) în condiții normale (intervalul de mișcare funcțional al articulațiilor), comparația mișcărilor patologice cu cele normale (Feng & Mak, 1997), (Fitoussi et al., 2006), (Hingtgen et al., 2006), elaborarea unei baze de date cu parametri cinematici (amplitudinile unghiulare) și dinamici (forțele și momentele din articulații) pentru a dezvolta ulterior modele biomecanice computerizate ale membrului superior care se potă fi folosite în aplicațiile clinice (Murray & Johnson, 2004), (Rettig et al., 2009), proiectarea unor endoproteze pentru articulațiile membrului superior, evaluarea rezultatelor artroplastiei de umăr sau cot, determinarea solicitărilor responsabile pentru eșecul implanturilor sau endoprotezelor, etc.

Măsurarea mișcărilor din articulații folosind sisteme bazate pe markeri atașați pe piele se poate face folosind două metodologii (Rettig et al., 2009):

- *Metode predictive* (Fitoussi et al., 2006), (Hingtgen et al., 2006), (Klopčar & Lenarcic, 2006), (Mackey et al., 2005), (Rab et al., 2002) – determină parametrii din articulațiile umărului și cotului cu ajutorul unor markeri atașați pe piele în poziții anatomice specifice utilizând regresia empirică. Dezavantajul acestor metode îl constituie anatomia specifică a fiecărui individ. *Metode funcționale* (Biryukova et al., 2000), (Williams et al., 2006) – determinarea centrelor articulațiilor și axelor de rotație din articulațiile membrului superior se

realizează în raport cu anumite sisteme de referință, în timpul mișcărilor de calibrare. Aceste metode nu necesită presupuneri antropometrice și sunt mai tolerante cu anatomia individuală.

Intervalul de mișcare funcțional al unei articulații (functional joint range of motion) este definit ca fiind intervalul minim de mișcare necesar efectuării fără durere și eficient a activităților din viața de zi cu zi (Vasen et al., 1995), (Sardelli et al., 2011), (Namdari et al., 2012). În studiile realizate de mai mulți cercetători, pentru determinarea intervalului de mișcare funcțional al articulației cotului s-a ajuns la concluzia că aceste intervale de mișcare sunt sistematic mai mici decât amplitudinile maxime ale mișcărilor din articulație (Morrey et al., 1981), (Vasen et al., 1995), (Sardelli et al., 2011), (Namdari et al., 2012).

Intervalul de mișcare funcțional al articulației cotului, la fel ca și în cazul celorlalte articulații depinde semnificativ de tipul activității prestate, dar și de tipologia individului (dreptaci, stângaci sau ambidextru) (Namdari et al., 2012). Pentru realizarea celor mai multe activități zilnice este necesară o flexie a cotului între 30° și 130° (Morrey and Sanchez-Sotelo, 2009).

D.J. Magermans și colaboratorii (Magermans et al., 2005) au realizat un studiu al mișcărilor din articulația cotului și a umărului, folosind un dispozitiv de înregistrare electromagnetic Flock of Birds cu șase grade de libertate, senzori fixați pe stern, braț, antebraț, scapula și 16 repere anatomice. Au fost analizate mișcările de flexie / extensie, abducție / adducție și rotație internă / externă (în articulația umărului), respectiv flexia cotului și pronația corespunzătoare a șase activități din viața de zi cu zi (pieptănatul, igiena intimă, mâncatul cu lingura, prinderea unor obiecte, spălatul axilei și ridicatul unei sacoșe de 4 kg) executate de subiecți fără patologii ale membrului superior. Analiza elaborată oferă o bază de date cu informații despre modul în care se realizează mișcările studiate, care sunt articulațiile care contribuie la realizarea acestora, limitele inferioare și superioare ale mișcărilor.

Retting și colaboratorii (Retting et al., 2009) au dezvoltat un model al membrului superior care combină avantajele metodelor funcționale pentru determinarea centrului articulației umărului și axei de rotație a articulației cotului folosirea unui număr minim de marker atașați pe piele.

I.A. Murray și G.R. Johnson (Murray & Johnson, 2004) au realizat o analiză cinematică și dinamică a articulațiilor umărului și a cotului pentru a crea o bază de date care să constituie intrarea pentru dezvoltarea unui model biomecanic al membrului superior. Analiza urmărește determinarea forțelor externe și momentelor din articulațiile umărului și cotului pentru zece exerciții asociate activităților zilnice. Mișcările markerilor reflectorizanti atașați membrului superior și trunchiului au fost înregistrate cu ajutorul a patru camere video și analizate cu software-ul de analiză a mișcării APAS (Ariel Dynamics Inc). Forțele externe și momentele au fost calculate cu ajutorul dinamicii inverse.

Problemele majore cu care se confruntă analiza experimentală a mișcărilor constau în poziționarea markerilor, determinarea punctelor anatomice de referință, determinarea centrelor articulațiilor și a axelor de rotație, artefactele introduse de mișcările dintre markeri și piele, repetabilitatea măsurărilor, etc..

2.3. Sistemul de măsurare Zebris CMS-HS

Analiza parametrilor cinematici ai membrilor superioare s-a realizat cu ajutorul sistemului Zebris CMS-HS, în Laboratorul de Analiză a Mișcării din cadrul Centrului de Cercetări în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Sistemul de măsurare Zebris CMS-HS funcționează pe principiul determinării timpului scurs de la emiterea pulsului ultrasonic de către unitatea de măsurare până la recepția pulsului ultrasonic de către microfoanele (markeri) care sunt aplicate pe corpul subiectului investigat (Zebris-1, 2006). Sistemul de măsurare Zebris CMS-HS furnizează date complexe despre variațiile unghiurilor din articulații în toate trei planele anatomice. Determinarea coordonatelor spațiale ale receptorilor se realizează prin principiul trilaterăției.

Sistemul Zebris permite utilizarea a patru software-uri:

- WinGait – analiza parametrilor spațiotemporali și cinematici ai mersului, respectiv analiza parametrilor cinematici ai mișcărilor membrilor superioare, în funcție de numărul de markeri folosiți (Zebris, 2003);
- WinSpine – evaluarea mobilității coloanei cervicale și lombare, în funcție de setul de markeri folosiți (Zebris-2, 2006);
- WinSpine Pointer – evaluarea mobilității și posturii coloanei vertebrale (Zebris-3, 2006);
- WinFDM – pentru analiza distribuției presiunii plantare, în regim static și dinamic, respectiv analiza variației reacțiunii normale a solului (Zebris, 2008), Toth-Tașcău et al.-2, 2012).

Pentru analiza experimentală a mișcărilor din articulațiile membrilor superioare s-a utilizat software-ul WinGait v 3.1.5 (Zebris, 2003) și modulul Full-body care utilizează 20 de markeri. Componentele sistemului Zebris utilizate pentru înregistrările bazate pe modulul Full-body sunt prezentate în figura 2.12:

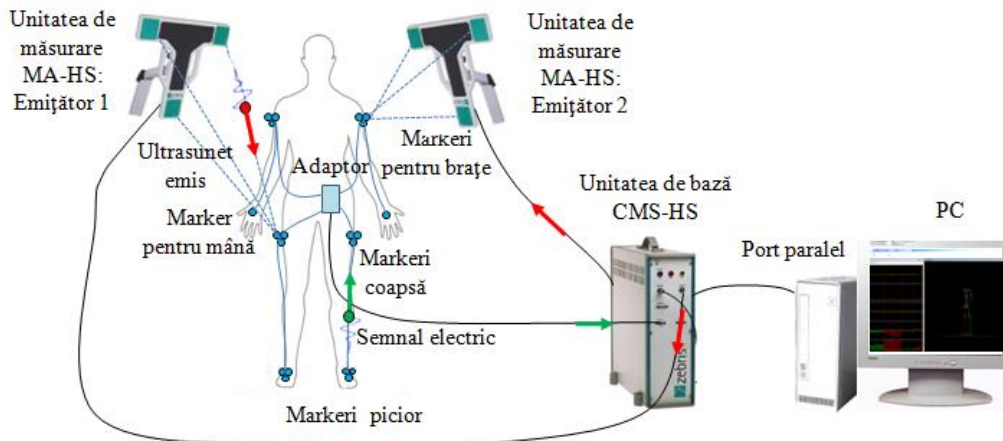


Fig. 2.12. Configurația sistemului de măsurare Zebris CMS-HS

Sistemul folosit pentru investigarea mobilității articulațiilor membrilor corpului uman se compune din mai multe subsisteme (module) interconectate (Zebris-1, 2006), (Toth-Tașcău & Stoia, 2010):

- Unitatea de bază CMS-HS (fig. 2.13) cu conectare la PC pe portul paralel este echipată cu opt canale de intrare digitale, prin care se transmit datele măsurate în programul aplicației. Unitatea de bază este conectată cu cele două unități de măsurare, pointer-ul și adaptorul (Zebris-1, 2006).
- Unitatea de măsurare MA-HS (fig. 2.14) care conține trei emițătoare de ultrasunete. Emițătoarele cu ultrasunete conțin traductoare piezo-electrice, au un unghi de emisie de 130° și o frecvență de aproximativ 40 kHz (Zebris-1, 2006). Unitatea de măsurare trebuie să fie poziționată corespunzător. Pentru măsurări simultane ale membrilor se folosesc două unități de măsurare.
- Adaptor KA-GaitHS (fig. 2.15) are 20 de canale de intrare pentru markeri, pentru modulul Full body, și 2 canale de intrare pentru pointer. Adaptorul se folosește cu setul de markeri speciali pentru analiza mișcării membrilor superiori și a membrilor inferioare (Zebris-1, 2006).
- Markerii ultrasonici (microfoanele) au rol de microfoane care recepționează semnalul emis de unitatea de măsurare. Acești markeri se conectează la unitatea centrală prin intermediul adaptorului. Receptorii de ultrasunete corespund aplicației dorite (Zebris-1, 2006), (Toth-Tașcău & Stoia, 2010):
 - TS-U1HS – marker de referință pentru pointer;
 - TS-C1HS, TS-CR1HS – markeri pentru evaluarea mobilității coloanei cervicale;
 - TS-LUHS și TS-LDHS – markeri pentru evaluarea mobilității coloanei lombare;
 - setul GS-UHS (fig. 2.16) – markeri pentru analiza mișcării membrilor superiori în modulul „full body” (un set de trei markeri pentru braț și un marker pentru mână);
 - setul GS-DHS (fig. 2.17) – markeri pentru analiza mișcării membrilor inferioare (2 seturi de markeri tripli pentru coapsă și picior).
- Pointer ultrasonic PS 33-1HS (fig. 2.18) este utilizat pentru marcarea punctelor anatomice de referință necesare obținerii modelului geometric al membrilor superiori și inferioare (Zebris-1, 2006). Are forma unui creion cu vârf metallic cu bilă și două microfoane pentru recepționarea ultrasunetelor.
- Computerul echipat cu software-ul WinGait, WinSpine, WinArm, WinFDM și conectat cu unitatea centrală.



Fig. 2.13. Unitatea de bază CMS-HS



Fig. 2.14. Unitatea de măsurare MA-HS



Fig. 2.15. Adaptorul cu cablu KA-GaitHS



Fig. 2.16. Setul de markeri pentru membrele superioare GS-UHS



Fig. 2.17. Setul de markeri pentru membrele inferioare GS-DHS



Fig. 2.18. Pointer ultrasonic PS 33-1 HS

Integrarea diferitelor module într-un singur sistem de achiziție și analiză este realizată prin intermediul unității centrale (unitatea de bază), care are rol de achiziție, digitizare și transmitere a semnalului către PC. Prelucrarea și prezentarea semnalelor înregistrate se face prin intermediul unor software-uri dedicate tipului de analiză.

2.4. Protocol de analiză experimentală a mișcării membrilor superioare

Pentru asigurarea unui grad cât mai ridicat de confidență și unei bune repetabilități a analizei experimentale a mișcărilor, în general, și pentru studiul mișcărilor membrului superior, în acest caz, este necesar să se elaboreze un protocol de analiză, care să cuprindă toate aspectele studiului, de la înregistrări și până la interpretarea rezultatelor.

Astfel, pentru studiul biomecanicii membrului superior, în special al articulației cotului, a fost conceput și dezvoltat un protocol de analiză experimentală a mișcării membrilor superioare.

Pentru elaborarea acestui protocol s-a realizat o analiză amplă, bazată pe mai multe înregistrări realizate cu subiecți sănătoși, ale cărei obiective principale au fost:

- Determinarea ratei de eșantionare optime pentru realizarea înregistrărilor;
- Analiza repetabilității înregistrărilor;
- Oportunitatea aplicării unei metode de netezire a datelor.

Indiferent de obiectivul măsurărilor, respectiv tipul exercițiilor înregistrate, subiecții investigați sunt informați despre înregistrările ce urmează a fi realizate, și își exprimă liber, de preferat în scris, acceptul pentru investigare. Investigațiile realizate cu sistemul de măsurare Zebris nu au caracter invaziv și nici nociv (Toth-Tașcău & Stoia, 2010).

Conceptul general de analiză a mișcărilor din articulațiile membrului superior care a stat la baza elaborării protocolului de analiză este prezentat în figura 2.19. Atât pentru mișcările în limitele normale de mobilitate (cazul subiecților sănătoși), cât și mișcările influențate de diferite afecțiuni sau traumatisme sunt analizate experimental folosind aceleași configurații hardware și software, disponibile în

Laboratorul de Analiză a Mișcării. De asemenea, în ambele cazuri, se definesc obiectivele analizei, se aplică protocolul de investigare, se procesează datele primare, se interpretează rezultatele și se stabilesc concluziile studiului. Conceptul general al analizei include și posibilitatea evaluării activității musculare.

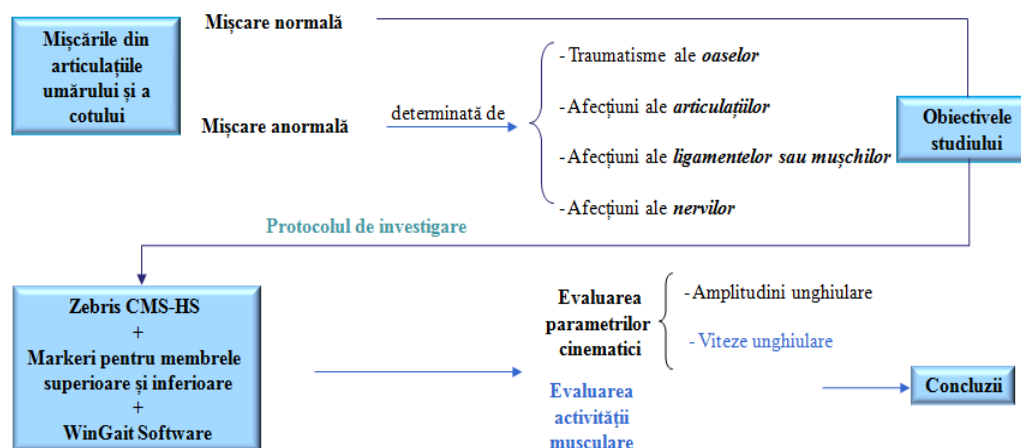


Fig. 2.19. Conceptul de analiză a mișcărilor din articulațiile membrului superior

Pentru realizarea unor măsurări valide trebuie urmate următoarele etape, în ordinea precizată:

- Definirea obiectivelor analizei.** Configurarea sistemului de măsurare, înregistrările propriu-zise, procesarea datelor și interpretarea rezultatelor urmăresc îndeplinirea acestor obiective.
Obiectiv principal: Studiul mișcărilor de flexie-extensie în articulația cotului, flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului:
 - Variațiile unghiulare în raport cu timpul;
 - Analiza simetriei mișcărilor celor două membre superioare.
- Stabilirea mișcărilor ce definesc exercițiile înregistrate.** Mișcările care urmează să fie înregistrate trebuie să fie în concordanță cu obiectivele studiului.
 - Mișcări uzuale din viața de zi cu zi - efectuarea mișcărilor de îngrijire zilnice (mâncatul, spălatul pe față, ștersul la nas, etc.) sau mișcări specifice pentru evaluarea afecțiunii sau gradului de recuperare;
 - Mișcările pot fi doar ale membrelor superioare, sau mișcări ale întregului corp;
 - Asigurarea repetabilității mișcării – pozițiile de început și de sfârșit de exercițiu asigură o repetabilitate bună;
 - Mișcările se execută liber, până la pragul dureros (în cazul subiecților cu diferite afecțiuni ale membrului superior);
 - Ciclul de mișcare se definește în funcție de exercițiul analizat;
 - Se stabilește numărul de înregistrări pentru fiecare exercițiu. Pentru fiecare exercițiu se realizează minim trei seturi de înregistrări, fiecare conținând minim șase cicluri de mișcare.
- Configurarea hardware a sistemului de măsurare.** Configurația sistemului de măsurare trebuie adaptată la obiectivele analizei. De asemenea, trebuie să se seteze tipul măsurărilor (one side/two sides), respectiv frecvența achiziției datelor.
 - Setarea Modulului Full Body 20 markeri varianta Standard;

- Setarea frecvenței de achiziție a datelor (5-30 Hz);
 - Stabilirea numărului markerilor receptori (20 markeri - patru seturi de tripleți pentru membrele inferioare; două seturi de tripleți și 2 senzori individuali pentru membrele superioare) și pregătirea acestora;
 - Identificarea listei parametrilor cinematici ce pot fi înregistrați de sistem cu Modulul Full Body 20 markeri varianta Standard. Lista completă a parametrilor cinematici este:
 - Flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului;
 - Flexie-extensie în articulația cotului;
 - Înclinația pelvisului (pelvis obliquity);
 - Flexie-extensie, abducție-adducție și rotație internă-externă în articulația șoldului;
 - Flexie-extensie și abducție-adducție în articulația genunchiului;
 - Flexie-extensie în articulația gleznei;
 - Rotația piciorului.
4. **Pregătirea sistemului de măsurare pentru înregistrări.**
- a. *Poziționarea* celor două unități de măsurare la aceeași înălțime și unghi și *conectarea* acestora la unitatea de bază.
 - b. *Atașarea celor două seturi de markeri pe corp*: Unul din seturi se atașează pe membrele superioare (un marker se atașează pe braț, iar celălalt marker pe dosul palmei), iar al doilea set pe membrele inferioare (un marker triplet se atașează în zona superioară a coapsei în poziție verticală; al doilea marker triplet se plasează pe partea superioară a piciorului, orientat spre direcția medio-laterală). Imobilizarea acestora se face cu benzi tip velcro. Orice mișcare relativă dintre markeri și corp conduce la erori de măsurare directe și imprevizibile.
 - c. *Conectarea markerilor* între ei, la adaptor și la unitatea de bază.
 - d. *Calibrarea sistemului*: Operația are ca scop definirea planului orizontal. Se realizează cu pointer-ul prin indicarea a 4 puncte distincte. Acest plan definește cota $Z = 0$.
5. **Acomodarea subiectului cu exercițiile supuse înregistrărilor.** Înaintea fiecărei sesiuni de înregistrări, este important ca subiectul investigat să efectueze câteva exerciții pentru a se familiariza cu procedura de investigare. Aceste exerciții sunt importante pentru realizarea unor înregistrări corecte.
- Stabilirea duratei de efectuare a exercițiului (3 -5 minute);
 - Efectuarea exercițiului de acomodare, fără înregistrare.
6. **Pregătirea subiectului pentru înregistrare**
- a. *Poziționarea subiectului*: Subiectul se poziționează la o distanță de aproximativ 1 m de fiecare dintre cele două surse de ultrasunete (emițătorii), în poziție ortostatică aflându-se coliniar cu sursele de US (fig. 2.20).
 - b. *Marcarea reperelor anatomice*: Se realizează cu ajutorul pointerului, în ordinea prezentată în figura 2.21.
 - *Membrul inferior*: se marchează pe suprafața pielii pozițiile axelor centrelor articulațiilor șoldului, genunchiului și gleznei, pentru fiecare membru inferior. De asemenea, se indică extremitatea călcâiului și a degetului mare. Fiecare dintre aceste puncte se reperează în poziție ortostatică, fiind interzise re-poziționări ale subiectului în timpul achiziției.

- Articulația șoldului – 1 punct în plan lateral (1). Distanța medio-laterală până la centrul articular este aproximată de către software pe baza unui procent determinat statistic.
 - Articulația genunchiului – 2 puncte, unul în planul lateral în dreptul centrului articular (2), iar celălalt în plan medial în dreptul aceluiași centru articular (3);
 - Articulația gleznei – 2 puncte, asemănător genunchiului. Palparea este mult mai precisă și rapidă datorită prezenței celor două maleole (extern – (4) și intern – (5));
 - Călcâi – 1 punct extrem (6);
 - Vârful degetului mare – 1 punct (7).
 - *Membrul superior:* se marchează pe suprafața pielii pozițiile axelor centrelor articulațiilor umărului și cotului:
 - Articulația umărului – 1 punct în plan lateral (8) . Distanța medio-laterală până la centrul articular este aproximată, de asemenea, de către software pe baza unui procent determinat statistic.
 - Articulația cotului – 2 puncte, unul în planul lateral în dreptul centrului articular (9), iar celălalt în plan medial în dreptul aceluiași centru articular (10).
7. **Generarea modelului biomecanic:** În conformitate cu punctele anatomice reperate, programul WinGait generează un model matematic simplificat al subiectului investigat (fig. 2.22) care se validează de către operator. Pentru modelele distorsionate, utilizatorul va repeta procedura de achiziție a punctelor.



Fig. 2.20. Poziționarea subiectului între cele două surse de ultrasunete, în poziție ortostatică



Fig. 2.21. Marcarea reperelor anatomice

8. **Realizarea înregistrărilor:** Cu cât numărul înregistrărilor este mai mare, cu atât mișcările pot fi interpretate mai bine. Se realizează înregistrările conform datelor din punctele 2 - **Stabilirea mișcărilor ce definesc exercițiile înregistrate** și 3 - **Configurarea hardware a sistemului de măsurare.**

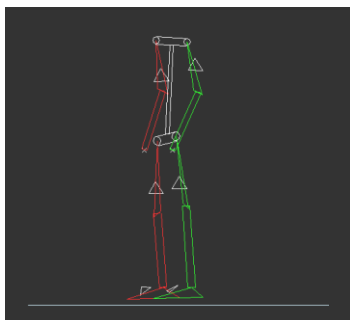


Fig. 2.22. Modelul biomecanic generat de programul WinGait

9. **Stocarea și prelucrarea înregistrărilor:** Parametrii înregistrați pot fi salvați în format .txt, putând fi astfel utilizați în prelucrări statistice. Procesarea datelor primare cuprinde, cel puțin, următoarele aspecte:
- Definirea și identificarea ciclurilor de mișcare;
 - Determinarea valorilor medii (+STDV), pe set de înregistrări, pentru fiecare membru;
 - Determinarea valorilor medii (+STDV), pe exercițiu, pentru fiecare membru;
 - Reprezentarea grafică a valorilor medii (+STDV) determinate – individual și suprapus;
 - Utilizarea unor teste statistice de comparare, care verifică diferența între variabilele studiate (testul T pentru eșantioane dependente (perechi), testul ANOVA) pentru evaluarea simetriei mișcărilor corespondente celor două membre; teste de corelație/regresie liniară, etc..
- Protocolul de analiză experimentală este prezentat sintetic în figura 2.23.

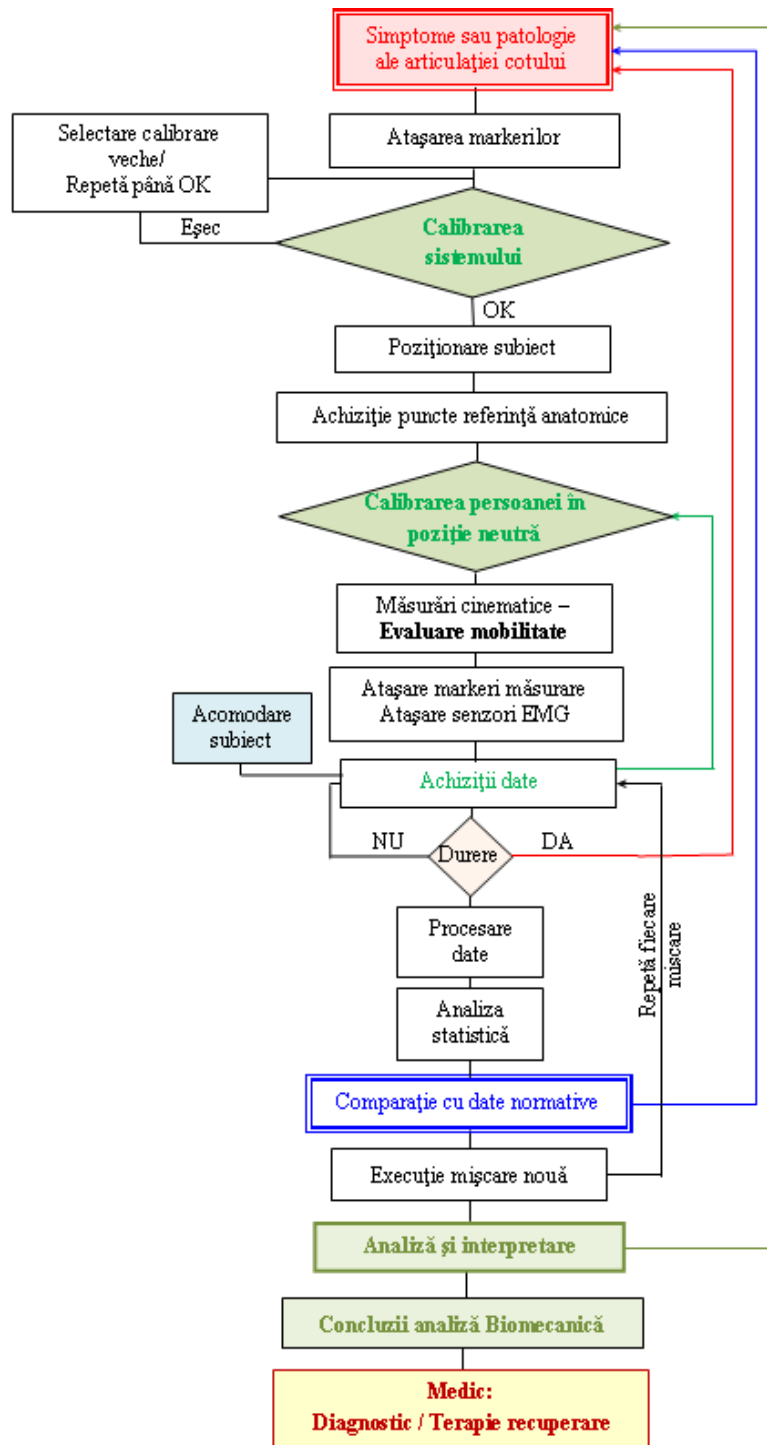


Fig. 2.23. Protocolul de analiză a mișcărilor membrului superior, folosind sistemul de analiză Zebris

2.5. Determinarea ratei de eșantionare optime pentru realizarea înregistrărilor

Sistemul de măsurare Zebris CMS-HS permite achiziția și analiza 3D a mișcărilor unor subiecți (oameni sau animale), în funcție de modulele specifice fiecărui tip de investigație: analiza 3D a mersului, studiul mobilității coloanei cervicale și/sau lombare, analiza posturii, analiza distribuției presiunii plantare, respectiv Full Body – mișcările membrelor superioare și inferioare.

Acuratețea măsurărilor depinde de stabilirea unui optim între trei parametri: rata de eșantionare, timpul dintre pulsuri și distanța relativă dintre emițător și receptor. Alegerea optimă a acestor 3 parametri se face în conformitate cu recomandările firmei Zebris (Zebris-1, 2006), cu următoarele precizări:

- timpul dintre pulsuri [μ s] – caracteristică a emițătorului;
- rata de eșantionare [Hz] – caracteristică a receptorului;
- frecvența de mișcare – caracteristică a mișcării;
- distanța maximă de măsurare [m] – distanța dintre emițător și receptor.

Având în vedere că obiectivul cercetărilor întreprinse a constat în studiul mișcărilor din articulația cotului, s-au analizat, cu dotarea existentă prezentată în subcapitolul precedent, diferite mișcări, din activitățile uzuale ale unui individ, ale membrelor superioare.

Cunoscând avantajele unei rate de eșantionare mari, caz în care sistemul de măsurare achiziționează mai multe puncte în intervalul de timp folosit pentru înregistrare și permite o reprezentare mai bună a semnalului original, trebuie luate totuși în considerare limitările sistemului de măsurare și tipul mișcărilor înregistrate.

Astfel, un prim studiu a urmărit determinarea ratei de eșantionare optime în condițiile concrete din laborator. S-au realizat înregistrări în condiții identice, dar cu rate de eșantionare diferite, începând cu 10 Hz și variind cu 5 Hz.

De la începutul înregistrărilor s-a observat că pentru rata de eșantionare de 5 Hz apare o întârziere foarte mare între emiterea și recepția semnalului, motiv pentru care nu s-au mai efectuat măsurările pentru această rată de eșantionare. S-a observat de asemenea, că, după rata de eșantionare de 25 Hz, recepția semnalelor markerilor este perturbată, iar la rata de eșantionare de 30 Hz unii markeri de pe membrele inferioare nu au mai fost recepționați (Toth-Tașcău et al - 2, 2013).

Analiza întreprinsă a urmărit protocolul prezentat în subcapitolul precedent. Obiectivul principal a constat în determinarea ratei de eșantionare optime folosind rezultatele obținute pentru variațiile unghiulare în raport cu timpul ale unghiurilor de flexie-extensie în articulația cotului, flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului și analiza simetriei mișcărilor.

Pentru investigație a fost folosit un subiect sănătos, de sex feminin, în vârstă de 28 de ani, care s-a oferit voluntar. Subiectul a declarat că nu prezintă semne ale vreunei patologii a membrului superior sau coloanei vertebrale.

Înainte de realizarea înregistrărilor, subiectul a executat mișcările pentru acomodarea cu exercițiul studiat, dar și pentru a putea imprima un ritm uniform, liber stabilit, ceea ce contribuie la asigurarea repetabilității măsurărilor.

Mișcările înregistrate au fost în concordanță cu precizările din protocol. Pe întreaga perioadă a înregistrărilor, subiectul nu s-a deplasat, ci a mișcat doar membrele superioare, câte un membru pentru fiecare set de înregistrări. Pentru înregistrările realizate, subiectul a simulat o mișcare simplă, din activitățile zilnice. Ciclul de mișcare a fost definit astfel (fig. 2.24) (Toth-Tașcău et al - 1, 2013), (Toth-Tașcău et al - 2, 2013):

- Membrul superior pornește din poziția de ușoară flexie (aproximativ 20°) a cotului cu palma orientată spre membrul inferior (fig. 2.24.a).
- Membrul superior se ridică până la nivelul nasului (fig. 2.24.b), până când palma atinge vârful nasului cu vârful degetului mijlociu (fig. 2.24.c).
- Membrul superior revine în poziția inițială.

Înregistrările au fost realizate separat, pentru fiecare membru superior. S-a considerat că un exercițiu corespunde înregistrărilor realizate cu o anumită rată de eșantionare. Pentru fiecare exercițiu s-au realizat trei seturi de înregistrări valide, fiecare conținând minim șase cicluri de mișcare.

S-a considerat că a fost respectată condiția de măsurare cu repetabilitate: același sistem de măsurare, aceeași procedură (protocol), același operator (cu experiență), același subiect, același ritm (interval de timp pentru ciclul de mișcare). Durata unui ciclu de mișcare, indiferent de rata de eșantionare a înregistrării și de membrul superior supus investigației (stâng/drept), a fost de 1.8 sec (Toth-Tașcău et al - 2, 2013).

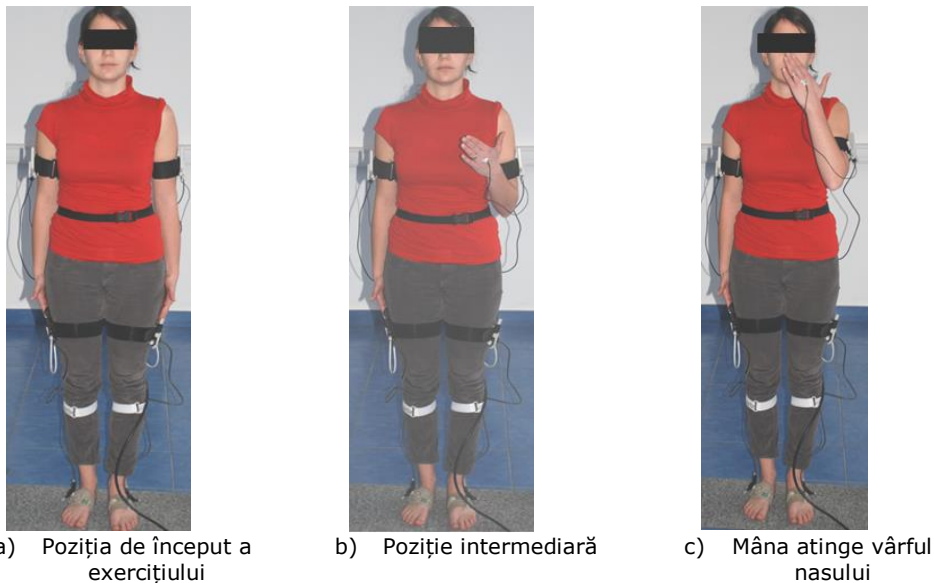


Fig. 2.24. Prezentarea ciclului de mișcare

Datele obținute în urma înregistrărilor și salvate sub format ASCII au fost prelucrate în programul Microsoft Excel. Analiza s-a bazat pe parcurgerea următoarelor etape de procesare a datelor primare:

- identificarea ciclurilor de mișcare s-a realizat urmărind poziția de început și cea de sfârșit a ciclului executat de modelul biomecanic generat de sistemul Zebris;
- determinarea valorilor medii (+STDV) ale unghiurilor de flexie-extensie în articulația cotului, flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului pentru fiecare frame / set de înregistrări / exercițiu / membru. În Anexa 2.1 sunt prezentate tabelele cu valorile medii obținute pentru fiecare membru superior și rată de eșantionare;
- determinarea valorilor maxime ale unghiurilor de flexie-extensie în articulația cotului, flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului și a deviațiilor

standard medii pentru fiecare membru superior și fiecare rată de eşantionare (tabelul 2.4).

- reprezentarea grafică a:
 - variației unghiurilor din cele două articulații și a valorilor medii, pentru fiecare set de înregistrări valide și pentru fiecare rată de eşantionare (Anexa 2.2);
 - valorilor medii determinate pe seturi de înregistrare și media acestora pe fiecare membru, rată de eşantionare și mișcare analizată (Anexa 2.3);
 - valorilor medii pe fiecare exercițiu (valoarea mediată a STDV), membru și pentru fiecare mișcare analizată în figurile 2.25 - 2.30.
- evaluarea simetriei mișcărilor corespondente celor două membre pe baza testului T pentru eşantioane dependente (perechi), cu rezultatele din tabelul 2.5;
- utilizarea unor teste de corelație/regresie liniară - coeficientul de corelație - cu rezultatele din tabelul 2.5.

Din Anexa 2.1 se observă că un ciclu de mișcare a fost efectuat în aproximativ 1,8 sec. (mai puțin pentru rata de eşantionare de 25 Hz, când durata unui ciclu a fost de 1,76 sec.), înregistrându-se:

- 19 înregistrări pentru 10 Hz;
- 28 înregistrări pentru 15 Hz;
- 37 de înregistrări pentru 20 Hz;
- 45 de înregistrări pentru 25 Hz.

Variabilitatea unghiurilor din articulațiile cotului și umărului a fost evaluată calculând deviațiile standard. Valorile medii ale acestor deviații sunt cele prezentate în tabelul 2.4.

Tabelul 2.4 Valorile maxime ale unghiurilor din articulația cotului și umărului și a deviațiilor standard medii pentru fiecare membru superior și fiecare rată de eşantionare

Articulația	Mișcarea	Membrul	Rata de eşantionare				
			10 Hz	15 Hz	20 Hz	25 Hz	
Umărului	Flexia	Val. max.	Stâng	-42,600	-49,975	-46,950	-49,975
			Drept	-48,238	-50,813	-49,763	-51,338
	STDV med.	Stâng	2,736	2,163	1,840	3,231	
		Drept	3,707	3,954	3,210	3,535	
	Abducția	Val. max.	Stâng	9,548	9,580	9,588	9,753
			Drept	14,575	15,975	16,600	17,563
STDV med.	Stâng	1,013	0,956	1,096	1,441		
	Drept	1,413	1,707	1,264	1,397		
Cotului	Flexia	Val. max.	Stâng	128,225	127,613	128,713	128,838
			Drept	125,113	123,275	125,663	125,700
		STDV med.	Stâng	4,594	4,355	4,928	6,032
			Drept	6,023	7,294	4,226	5,356

Din tabelul 2.4 se poate observa că subiectul investigat efectuează mișcări mai ample de flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului drept și mișcări mai ample de flexie-extensie în articulația cotului stâng (Toth-Tașcău et al -

2, 2013). Trebuie evidențiate diferențele mari ale amplitudinilor mișcării de abducție-adducție în articulațiile umerilor, atât stâng, cât și drept.

Aliura curbei ciclului mișcării de flexie-extensie (sau, altfel spus, flexie și revenire din flexie) în articulația umărului este de forma unei parabole convexe. Mișcarea pornește de la aproximativ 0° la inițierea exercițiului (poziția neutră) și atinge valoarea maximă în momentul în care vârful degetului mijlociu atinge nasul (aprox. 0,8 sec) (fig. 2.25 și 2.26), indiferent de rata de eșantionare a înregistrării. Se observă că, în cazul membrului stâng diferențele apar doar pentru valorile maxime ale unghiului de flexie-extensie (valori înregistrate pentru 25 Hz), pe când în cazul membrului drept, diferențele sunt mai mici în ceea ce privește amplitudinile mișcării, dar revenirea la poziția neutră este diferită.

În cazul datelor înregistrate pentru mișcarea de abducție-adducție se pot observa următoarele aspecte:

- creștere a amplitudinilor unghiulare corespunzătoare ridicării antebrățului până la flexia maximă a articulației cotului;
- ușoară descreștere a valorilor unghiulare care se explică prin ridicarea antebrățului până în momentul în care vârful degetului mijlociu al mâinii atinge vârful nasului (aprox. 0,8 sec);
- nouă creștere corespunzătoare coborârii antebrățului până în poziția de flexie maximă a cotului;
- scădere a valorilor unghiulare până în jurul valorii de 0° reprezintă revenirea antebrățului la poziția inițială (fig. 2.27 și fig. 2.28).

Din analiza graficelor, precum și din tabelele din Anexa 2.1 se observă că există diferențe semnificative între valorile maxime ale unghiului de abducție-adducție din articulațiile umerilor celor două membre superioare - unghiul de abducție din articulația umărului drept are valoarea aproape dublă față de membrul stâng.

De asemenea, se observă că există diferențe și în ceea ce privește momentele corespunzătoare valorilor maxime (fig. 2.27, fig. 2.28 și Anexa 2.1). Deși există diferențele menționate anterior, mișcarea de abducție-adducție a înregistrat cele mai mici valori ale deviației standard.

Graficul ciclului mișcării de flexie-extensie din articulația cotului (fig. 2.29 și fig. 2.30) prezintă aliura unei parabole concave. Valorile înregistrate pornesc de la aproximativ 20° care reprezintă poziția de start a exercițiului cu articulația cotului ușor flexată (poziția neutră) și crește până la valoarea maximă corespunzătoare momentului când vârful degetului mijlociu al mâinii atinge vârful nasului.

Așa cum era de așteptat, se observă că, cu cât crește rata de eșantionare, se înregistrează mai multe date care conduc la o reprezentare mai precisă a ciclurilor fiecărei mișcări. Din tabelul 2.4 se observă că valorile maxime ale amplitudinilor unghiulare au fost înregistrate pentru rata de eșantionare de 25 Hz (limită impusă de configurația sistemului de măsurare).

Dacă aceeași configurație hardware a sistemului de măsurare se folosește în analiza unor mișcări mai complexe, se recomandă folosirea unei rate de eșantionare de 20 Hz.

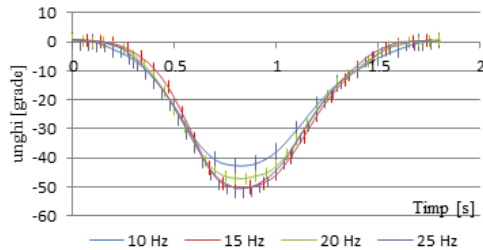


Fig. 2.25. Flexie - Extensie umăr membru stâng

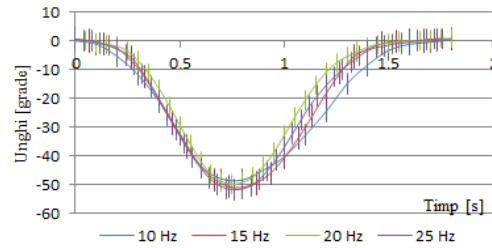


Fig. 2.26. Flexie - Extensie umăr membru drept

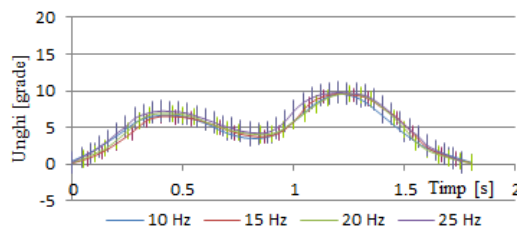


Fig. 2.27. Adducție - Abducție umăr membru stâng

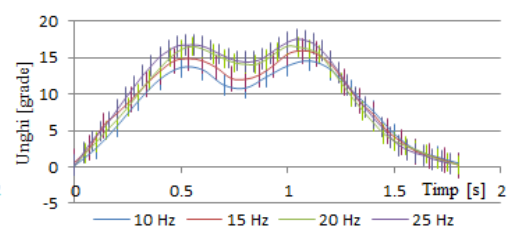


Fig. 2.28. Adducție - Abducție umăr membru drept

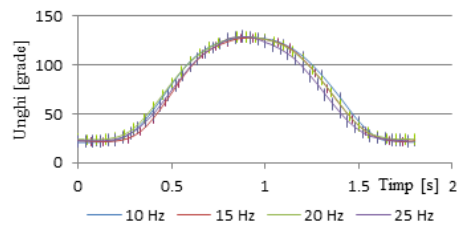


Fig. 2.29. Flexie - Extensie cot membru stâng

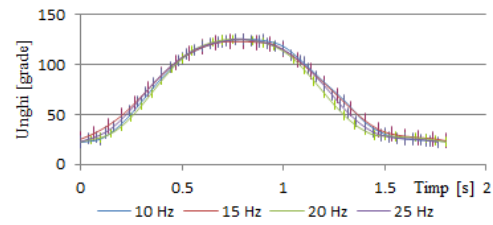


Fig. 2.30. Flexie - Extensie cot membru drept

2.6. Evaluarea simetriei și corelațiilor dintre mișcările corespondente articulațiilor membrului stâng și membrului drept

Simetria mișcărilor dintre membrul stâng și membrul drept s-a analizat prin reprezentarea suprapusă a graficelor corespondente (fig. 2.31) și cu ajutorul testelor statistice Testul T și Coeficientul de corelație Pearson (tabelul 2.5) (Toth-Tașcău et al - 2, 2013).

Din analiza graficelor din figura 2.31 se observă diferențele semnificative ale amplitudinilor mișcării de abducție-adducție din articulația umărului. Subiectul investigat prezintă un pattern de mișcare specific, cu amplitudini aproape duble pentru membrul drept.

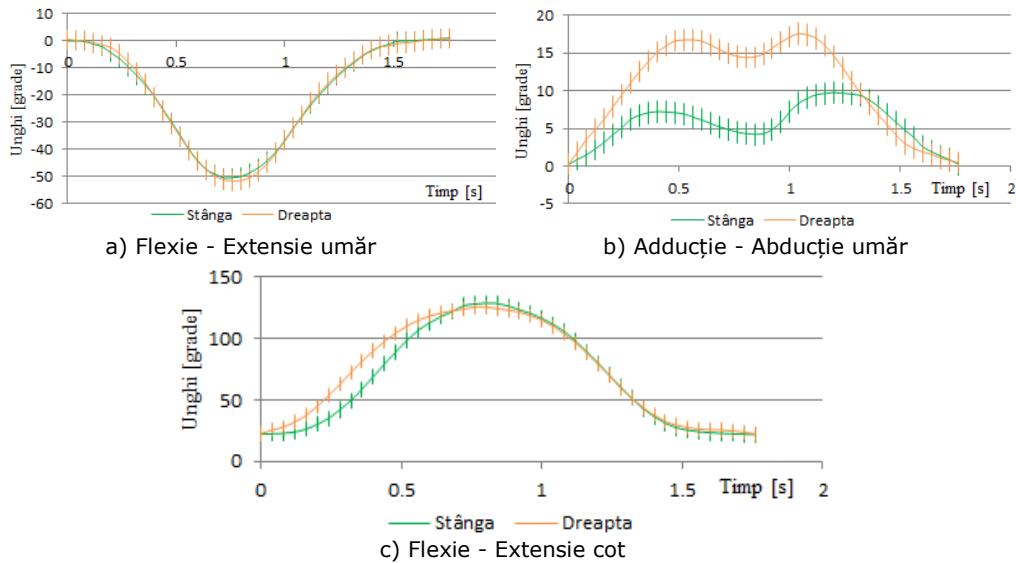


Fig. 2.31. Graficele comparative ale mișcărilor înregistrate la 25 Hz

Pentru testul T, valoarea de referință a lui P a fost aleasă egală cu 0,05 (95% interval de confidență) (Mihalaș & Lungeanu, 2009): P-value < 0,05 înseamnă că există diferențe semnificative (Abducție/ Adducție în articulația umărului); P-value > 0,05 înseamnă că nu există diferențe statistice semnificative (Flexie/ Extensie în articulația umărului și în articulația cotului) (tabelul 2.5).

Tabelul 2.5. Rezultatele testelor statistice pentru evaluarea simetriei dintre mișcările membrului stâng și drept

Teste Statistice	Segment	Mișcarea/ Exercițiu	Rata de eșantionare			
			10 Hz	15 Hz	20 Hz	25 Hz
Testul T	Umăr		P-value			
		Flexie/ Extensie	0,299928	0,477090	0,339616	0,496082
	Cot	Abducție/ Adducție	0,004699	0,000187	0,000027	0,000002
		Flexie/ Extensie	0,480340	0,327413	0,418820	0,299820
Coeficientul de corelație Pearson	Umăr		r			
		Flexie/ Extensie	0,985562	0,953043	0,945854	0,956401
	Cot	Abducție/ Adducție	0,814892	0,727875	0,670668	0,685864
		Flexie/ Extensie	0,911158	0,871727	0,895181	0,981605

Coeficientul de corelație Pearson are valorile cuprinse în intervalul $-1 \div +1$. Valorile coeficientul de corelație care se apropie în valoare absolută de 1 semnifică o

relație liniară puternică între cele două variabile comparate (Mihalaș & Lungeanu, 2009).

Din tabelul 2.5 se poate observa că există o asociere foarte bună, pentru toate ratele de eșantionare, pentru mișcările de flexie-extensie, precum și pentru mișcările de abducție-adducție înregistrate la 10 Hz și 15 Hz. Coeficientul de corelație Pearson arată un grad de asociere acceptabil pentru mișcările de abducție-adducție înregistrate la 20 Hz și 25 Hz (Toth-Tașcău et al - 2, 2013).

Studiul corelațiilor dintre mișcările corespondente articulațiilor celor două membre superioare, înregistrate la 25 Hz (fig. 2.32) a relevat corelații pozitive între variabilele unghiulare, puternice în cazul flexiei/extensiei din cele două articulații, și mai slab în cazul mișcării de abducție/adducție din articulația umărului.

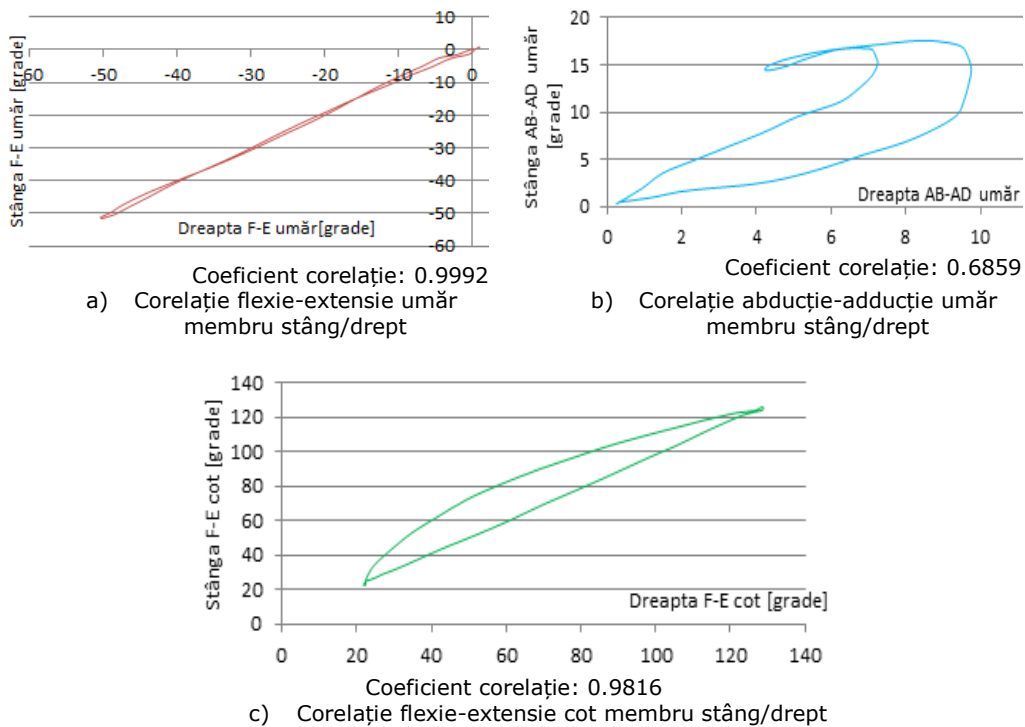


Fig. 2.32. Graficele corelațiilor dintre mișcările corespondente ale celor două membre superioare

Studiul corelațiilor dintre mișcările articulațiilor aceluiași membru superior (fig. 2.33) a relevat corelații pozitive între variabilele unghiulare din articulația umărului și corelații negative pentru variabilele unghiulare din cele două articulații. Cele mai slabe corelații s-au obținut între flexie-extensie cot și abducție-adducție umăr, respectiv între flexie-extensie umăr și abducție-adducție umăr, ambele pentru membrul stâng.

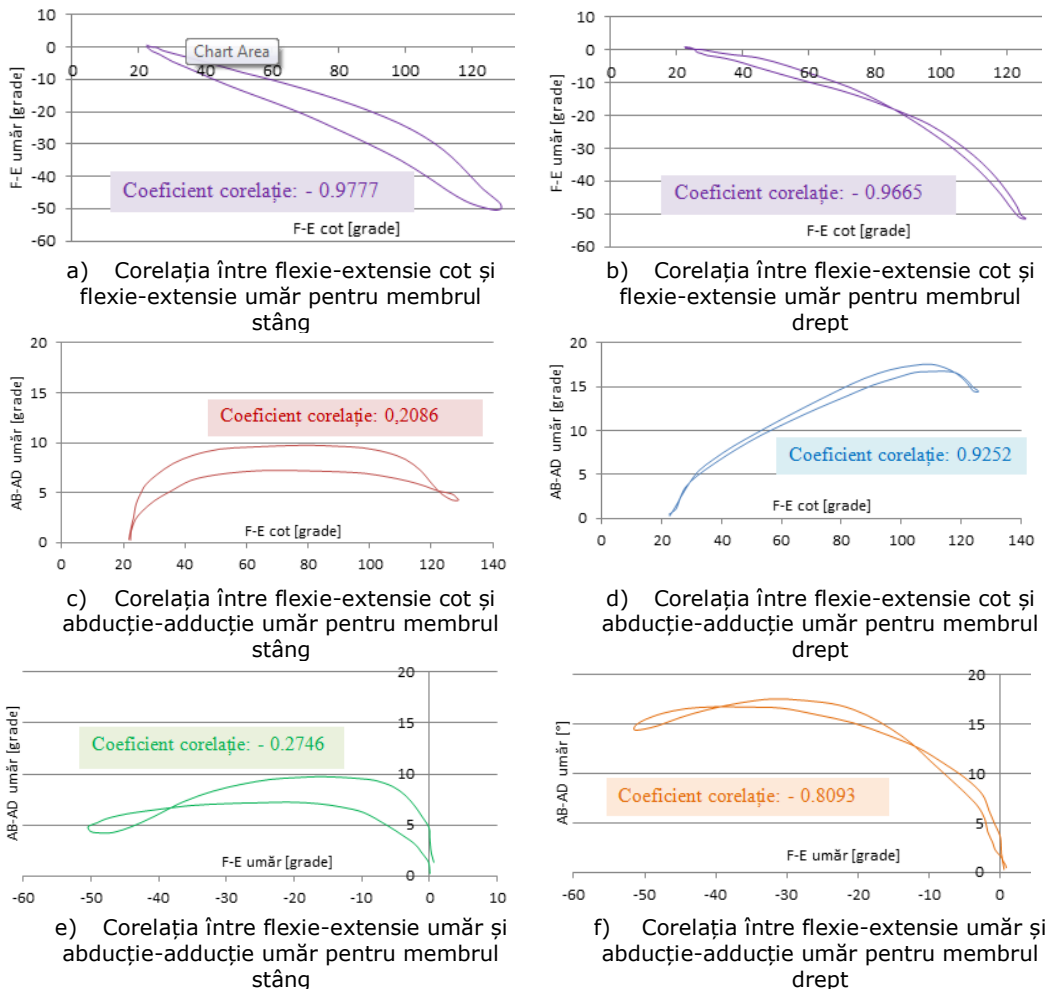


Fig. 2.33. Graficele corelațiilor dintre mișcărilor articulațiilor aceleiași membru superior

2.7. Analiza și evaluarea corelațiilor mișcărilor membrului superior pe bază de analiză cinematică și regresie statistică

Mișcărilor membrului superior sunt influențate de interacțiunea dintre articulațiile adiacente, astfel că activitățile de zi cu zi necesită o coordonare multiarticulară (Dounskaia et al., 1998), (Murphy et al., 2006). Astfel, deficiențele de orice tip pot conduce la incapacitatea de a executa anumite mișcări sau, în cazul unor afecțiuni minore, la întâmpinarea unor dificultăți în efectuarea acestor tipuri de activități. Atunci când, datorită unei anumite leziuni sau afecțiuni, una dintre articulațiile membrului superior își pierde capacitatea de a efectua mișcarea cu amplitudinea maximă (considerată normală), celelalte articulații trebuie să dezvolte mișcări suplimentare pentru a compensa deficiența.

Pornind de la ideea că o analiză avansată a mișcărilor, folosind sisteme performante de măsurare și cuantificarea parametrilor care descriu o anumită afecțiune contribuie la înțelegerea mai bună a patologiilor și la stabilirea unui diagnostic mai exact, s-a elaborat un model care să fie util pentru evaluarea cantitativă a afecțiunii/gradului de recuperare și care să ia în considerare și corelațiile dintre mișcările din articulații. S-a considerat un model simplu, cu două grade de libertate în articulația umărului (flexie – extensie și abducție – adducție) și un grad de libertate în articulația cotului (flexie – extensie).

Datele de intrare ale modelului considerat au fost cele înregistrate cu sistemul Zebris CMS-HS pentru determinarea frecvenței optime de eșantionare (subcapitolul 2.5). Pentru validarea modelului statistic s-a luat în considerare doar coordonarea articulațiilor membrului superior drept (Toth-Tașcău et al. - 3, 2013).

Datele de intrare au fost evaluate în scopul de a observa și elimina erorile de măsurare și prelucrare. După definirea datelor reprezentative, valorile unghiulare au fost mediate pe fiecare sesiune de înregistrări și apoi pe întregul experiment. Ciclul de mișcare a fost de 1.8 sec.. Pentru acest interval de timp a rezultat un set de 45 de mărimi de intrare.

Pentru fiecare mișcare considerată, datele au fost reprezentate grafic pentru a determina pattern-ul de mișcare pe baza variabilității unghiulare (fig. 2.34).

Coordonarea inter-articulară a fost calculată folosind coeficientul de corelație Pearson între mișcările din articulația umărului și cotului (tabelul 2.6), ca o măsură a asocierii liniare între două variabile. În tabelul 2.6 s-au folosit notațiile: F-E umăr pentru unghiul de flexie-extensie din articulația umărului; Ab-Ad umăr pentru unghiul de abducție-adducție din articulația umărului; F-E cot pentru unghiul de flexie-extensie din articulația cotului.

Pentru fiecare pereche de variabile, tabelul 2.6 prezintă coeficienții de corelație Pearson r_{ij} estimați, între variabila din rândul i și variabila din coloana j și P_{ij} , unde valoarea P este folosită pentru a testa ipoteza că între cele două variabile corelația este egală cu 0. În tabelul 2.6, toate perechile de variabile arată corelații semnificative cu valorile P mai mici de 0.05, la nivelul de semnificație de 5 %.

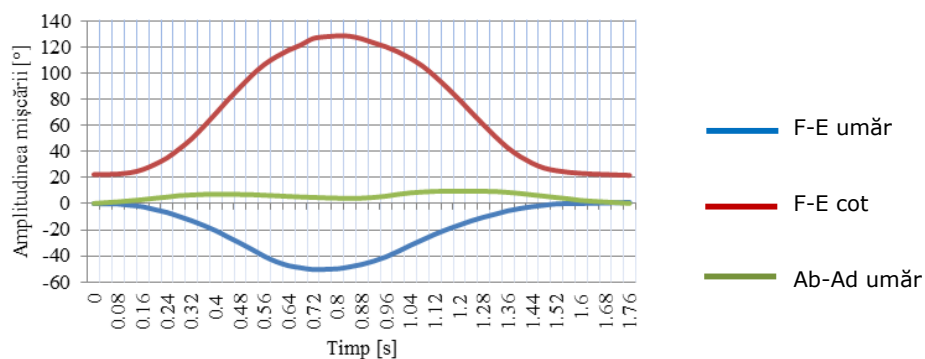


Fig. 2.34. Variațiile unghiurilor din articulații pentru un ciclu de mișcare

Tabelul 2.6. Corelațiile Pearson pentru fiecare pereche de variabile

Corelații unghiuri	F-E umăr		Ab-Ad umăr		F-E cot	
F-E umăr			-0.2746	0.0680	-0.9777	0.0000
Ab-Ad umăr	-0.2746	0.0680			0.4068	0.0055
F-E cot	-0.9777	0.0000	0.4068	0.0055		

Pe baza corelației semnificative dintre toate perechile de date, ambele mișcări din articulația umărului au fost incluse în modelul de regresie ca variabile independente, necesare pentru a determina cu precizie o ecuație care descrie mișcarea din articulația cotului.

Procedura de regresie multiplă este concepută pentru a construi un model statistic care să descrie impactul a doi sau mai mulți factori cantitativi X asupra variabilei dependente Y , rezultând o funcție care descrie variabilitatea variabilei dependente în raport cu cele independente:

$$Y = f(X_1, \dots, X_n) \quad (2.1)$$

Deoarece s-au folosit doar două variabile independente (mișcările de umăr), s-a aplicat metoda celor mai mici pătrate, care minimizează suma pătratelor distanțelor verticale între răspunsurile observate și răspunsurile prezise prin aproximare liniară. Estimarea rezultată poate fi exprimată prin relația următoare:

$$\text{F-E Cot} = 16.8506 - 2.04198 \cdot \text{F-E Umăr} + 2.21355 \cdot \text{Ab-Add Umăr} \quad (2.2)$$

Acuratețea predicției este dată de coeficientul de regresie $R = 97.6576$, care reprezintă procentajul din variația variabilelor și este justificat prin modelul matematic (fig. 2.35).

Deoarece modelul conține două variabile de intrare, ecuația reprezintă o suprafață 3D. În acest caz, ecuația corespunde unei suprafețe plane, deoarece ambele variabile intervin în model în mod liniar. Modelul poate fi astfel folosit pentru a face predicții, inclusiv limitele de încredere și limitele de predicție. Eroarea standard a estimărilor a fost calculată la valoarea de 6.41494, reprezentând deviația standard a reziduurilor, care pot fi utilizate pentru a defini limitele de predicție pentru noi observații.

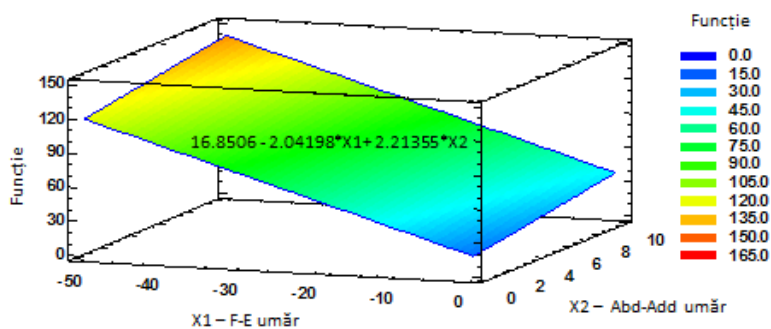


Fig. 2.35. Reprezentarea suprafeței răspunsului modelului

Pentru a evalua modelul, valorile prezise au fost reprezentate grafic în raport cu valorile observate (fig. 2.36). Dreapta înclinată la 45 grade reprezintă un acord perfect între valorile experimentale (observate) și cele calculate (estimate), în timp ce distanța de la fiecare punct la această linie reprezintă abaterea valorii experimentale corespunzătoare.

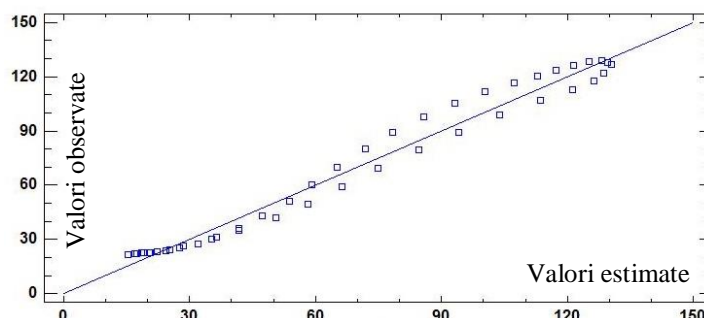


Fig. 2.36. Reprezentarea relației dintre valorile observate și cele estimate, pentru mișcarea de flexie/extensie din articulația cotului

Pentru a determina ecuația unui model care descrie influența mișcărilor din articulația umărului asupra mobilității cotului s-a folosit regresia statistică. Acest model de regresie poate fi folosit pentru a prezice scorurile la pacienții care suferă de diferite patologii, gradul de afectare fiind evaluat pe baza diferenței dintre scorul prezis și cel observat.

Un comportament asimetric al membrilor superioare sau o afecțiune ușoară a uneia dintre articulații ar putea fi interpretate ca o diferență funcțională și nu ca o anomalie. Această diferență funcțională este determinată de contribuția fiecărei articulații în realizarea unei anumite sarcini sau este influențată de o corelare scăzută a mișcărilor membrilor superioare.

În studiul realizat s-a găsit o corelație puternică între mișcările din articulațiile umărului și cotului pentru exercițiul realizat de subiectul investigat, ceea ce înseamnă o bună coordonare inter-articulară. Luând în considerare faptul că subiectul investigat a fost unul sănătos, acest rezultat a fost cel preconizat.

Rezultatele acestui studiu confirmă că utilizarea protocoalelor de analiză cinematică experimentală, împreună cu metodele statistice poate fi utilă pentru a înțelege și descrie relația dintre mișcările din articulații în realizarea activităților de zi cu zi.

Deși studiul elaborat oferă o idee generală asupra metodologiei de generare a unui model pentru a descrie corelațiile inter-articulare, o evaluare mai complexă necesită dezvoltarea unor modele mai sofisticate, care să considere mai mulți parametri cinematici. Astfel, dezvoltarea în continuare a acestui model presupune testarea acestuia pentru cazul persoanelor cu diferite afecțiuni, în scopul de a evalua eficacitatea procedurii, și, în consecință, de a studia fenomenul de compensare a mișcărilor inter-articulare. De asemenea, este necesară testarea modelului elaborat pentru mai multe exerciții care simulează activități din viața de zi cu zi.

2.8. Analiza experimentală a mișcărilor membrului superior folosind sistemul APAS bazat pe înregistrări video

Pornind de la ideea realizării unei analize comparative a rezultatelor înregistrărilor mișcărilor membrului superior obținute prin utilizarea a două sisteme de măsurare ce folosesc principii diferite, s-au realizat simultan înregistrări ale aceluiași subiect care a executat un exercițiu din viața de zi cu zi cu cele două sisteme de analiză existente în Laboratorul de analiză a mișcării al Centrului de Cercetări în Ingineria medicală din Universitatea Politehnica din Timișoara.

Exercițiul realizat de subiectul investigat a fost prezentat în subcapitolul 2.5. Ariel Performance Analysis System (APAS) este un sistem de analiză a mișcării 3D bazat pe înregistrări video, care capturează simultan înregistrări de la mai multe camere video și poate efectua automat o analiză biomecanică. Acest sistem măsoară și analizează caracteristicile mișcărilor (Ariel, 2012). Sistemul modelează corpul uman ca un sistem mecanic compus din segmente în mișcare, asupra căruia pot fi aplicate forțe musculare, gravitaționale și reacțiuni. Sistemul asigură un mijloc de cuantificare a mișcării folosind informații vizuale, EMG și de la platforme de forță (Ariel, 2012).

Studiul întreprins a parcurs următoarele etape:

- Stabilirea facilităților necesare sistemului de analiză experimentală;
- Definirea parametrilor cinematici de interes;
- Instalarea sistemului de achiziție (hardware și software);
- Instalarea camerelor video și determinarea câmpului vizual al acestora;
- Amplasarea cadrului de calibrare și fixare a markerilor de control;
- Pregătirea subiectului pentru analiză – fixarea markerilor reflectorizanți;
- Înregistrarea secvențelor de mișcare;
- Salvarea datelor înregistrărilor;
- Prelucrarea și interpretarea rezultatelor.
- Stabilirea concluziilor pentru următoarele analize.

Echipamentul se compune din mai multe elemente individuale furnizate sub formă de accesorii: 2 camere Panasonic PV-GS320; 2 trepiezi Manfrotto 055XDB; cadru cubic pentru calibrare; 16 markeri; PC Dell Vostro 200; Software-ul APAS.

Modelul biomecanic al membrului superior, considerat ca un sistem de corpuri, este format din braț și antebrăț, iar parametrii cinematici de interes sunt unghiurile, vitezele și accelerațiile din articulațiile umărului, cotului și încheietura mâinii. Mișcarea care a fost analizată în principal a fost mișcarea de flexie-extensie a articulației cotului. Modelul determinat în sistemul APAS este prezentat în figura 2.37.

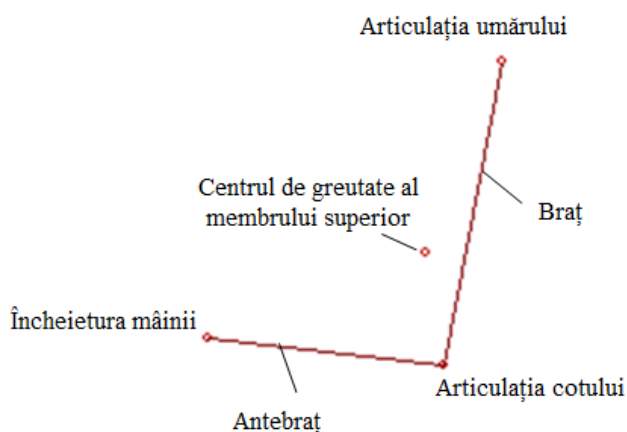


Fig. 2.37. Modelul membrului superior generat în sistemul APAS

Înregistrările analizei experimentale (Bălănean et al., 2013) au fost realizate cu ajutorul a două camere video montate pe trepieduri și conectate la calculatorul pe care este instalat software-ul APAS. Una din camerele video a fost plasată în fața subiectului (fig. 2.38), iar cealaltă pe partea laterală a acestuia. Pentru îmbunătățirea condițiilor de măsurare au fost folosite două reflectoare de lumină.



Fig. 2.38. Camera video amplasată frontal și conectată la PC

Markerii reflectorizanți care sunt atașați pe membrele superioare ale subiectului investigat nu necesită conectarea prin cabluri la sistemul de măsurare (așa cum este cazul sistemului Zebris CMS-HS), permițând astfel subiectului să realizeze mișcările în mod natural. Au fost atașați patru markeri reflectorizanți (fig. 2.39) pe partea laterală a membrului superior (articulația umărului, articulația cotului, încheietura mâinii și mână) și șase markeri de control pe un cub de calibrare: markerii 1, 2, 3, 4 pentru camera laterală, și 1, 2, 3, 4 pentru camera frontală. Markerii de control 1 și 2 au fost aceiași pentru ambele camere video (fig. 2.40).

Înregistrările au fost efectuate în trei sesiuni de câte zece cicluri pentru fiecare membru superior individual. Măsurările efectuate au respectat un protocol specific care a fost dezvoltat pentru achiziția și de prelucrarea datelor (Bălănean et al., 2013). Protocolul de analiză a mișcării membrilor superioare a constat în următoarele etape principale: captarea imaginii video, selecția înregistrărilor video (trimming), digitalizarea ciclurilor de mișcare înregistrate și procesarea datelor.

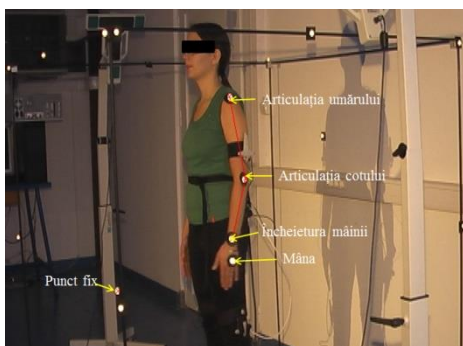


Fig. 2.39. Markerii atașați pe membrul superior stâng

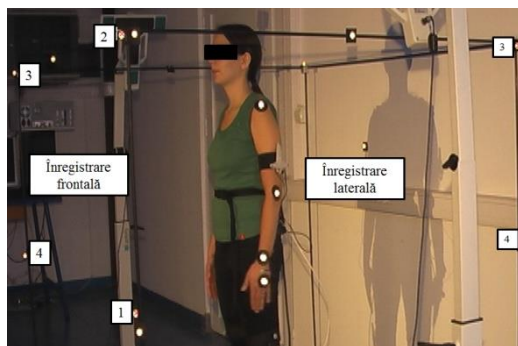


Fig. 2.40. Markerii de control fixați pe cubul de calibrare

Imaginile capturate au fost importate în modulul *Trimming* al sistemului APAS (fig. 2.41), în care au fost definite ciclurile de mișcare. Ciclul de mișcare începe (*trim start*) în momentul (*frame-ul*) în care mâna începe să se ridice spre nas și se termină atunci când mâna ajunge din nou în poziția inițială (*trim end*). Ambele înregistrări au fost procesate simultan în modulul *Trimming*. Timpul total de înregistrare pentru un ciclu de mișcare a fost de aproximativ 1.40 secunde, și a fost împărțit în 81 frame-uri.

poate realiza identificarea ciclului de mișcare, specifice software-ului fiecărui sistem de analiză.

Prelucrarea datelor în vederea obținerii unei imagini generale despre mișcarea membrului superior s-a realizat în mediul de simulare Matlab. Figura 2.43 prezintă mișcările centrelor celor trei articulații, pe durata unui ciclu de mișcare, pentru valorile medii calculate pentru fiecare sesiune de 10 cicluri și apoi pentru întregul exercițiu.

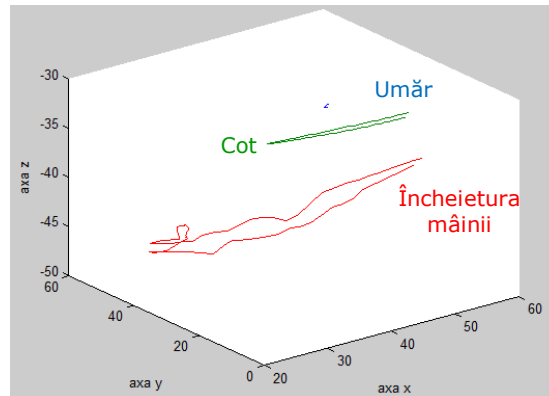


Fig. 2.43. Reprezentarea 3D a mișcărilor din cele trei articulații

Din figura 2.43 se poate observa că mișcările articulațiilor umărului și cotului sunt mai netede decât mișcarea încheieturii mâinii. De asemenea, mișcarea încheieturii mâinii este mult mai amplă pentru exercițiul executat de către subiect.

Acest studiu preliminar poate fi dezvoltat prin reconfigurarea sistemului de analiză experimentală, respectiv prin folosirea mai multor camere video pentru capturarea imaginilor.

Avantajele importante ale acestui sistem de analiză a mișcărilor constau în: folosirea markerilor reflectorizanți ceea ce facilitează execuția unor mișcări naturale, dezvoltarea unei analize cinematice mai complexe (permite determinarea vitezelor și accelerațiilor atât în articulații, cât și pentru segmentele anatomice care definesc modelul biomecanic) și a unei analize dinamice.

2.9. Analiza experimentală a mișcărilor unui pacient cu implant la nivelul articulației cotului drept

Având ca bază de comparație rezultatele obținute pentru exercițiul prezentat în subcapitolul 2.5, realizat de un subiect sănătos, s-a realizat un studiu de caz pe un subiect de sex masculin, în vârstă de 55 ani, care a suferit o intervenție chirurgicală de artroplastie a articulației cotului (fig. 2.44), pentru tratamentul unei fracturi deschise cominutive a capătului distal al humerusului drept (Toth-Tașcău et al - 1, 2013). Subiectul sănătos a fost de sex masculin și de aceeași vârstă cu subiectul cu artroplastie a articulației cotului.

Artroplastia cotului s-a realizat utilizând:

- o plăcuță pentru capătul lateral distal al humerusului drept cod SHBEP8TDS (fig. 2.45) produsă de firma Stryker (Stryker Trauma, 2004), cu următoarele caracteristici:
 - lungimea de 98 mm;
 - 3 găuri standard de fixare pe diafiza humerusului cu diametrul găurilor pentru șuruburile standard de 3.5 mm;
 - 5 găuri de fixare prin blocare cu diametrul pentru șurubul cu blocare de 4.5 mm;
- două broșe fixate cu ajutorul unei sârme ortopedice pentru stabilizarea fracturii.



Fig. 2.44. Imagini radiografice ale articulației cotului membrului drept



Fig. 2.45. Plăcuță pentru capătul lateral distal al humerusului drept tip SHBEP8TDS

Subiectul cu artroplastie la nivelul cotului a fost investigat după o perioadă de trei luni de la intervenția chirurgicală, timp în care a efectuat tratamentul de recuperare treptată a mobilității articulației cotului.

Determinările experimentale s-au realizat cu acordul celor doi subiecți (cel sănătos - referință și cel cu artroplastie), aceștia fiind informați de caracterul neinvaziv și nenociv al investigației.

Analiza mișcărilor s-a realizat pentru ambele membre superioare cu ajutorul sistemului Zebris CMS-HS, și modulului Full-body, în Laboratorul de Analiză a Mișcării din cadrul Centrului de Cercetări în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Protocolul de investigare a parametrilor cinematici din articulațiile membrelor superioare a fost același ca și pentru subiectul sănătos (subcapitolul 2.5). Înregistrările au fost efectuate la frecvența de 25 Hz și au urmărit realizarea aceluiași exercițiu. Din figura 2.46 se poate observa că pacientul nu poate efectua exercițiul din aceeași

poziție de referință, și nici până la același nivel, deoarece mișcărilor sale sunt limitate de durere.



a) Exercițiu membru drept



b) Exercițiu membru stâng

Fig. 2.46. Poziția de start pentru mâna dreaptă a subiectului implantat

Etapele de procesare a datele obținute în urma analizei experimentale a subiectului investigat au fost aceleași ca și în cazul subiectului sănătos analizat în paragraful anterior. S-au obținut următoarele rezultate:

- valorile medii (+STDV) ale unghiurilor de flexie-extensie în articulația cotului, flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului pentru fiecare membru sunt prezentate în Anexa 2.4 (tabelul 1 – subiect 1; tabelul 2 – subiect implantat).
- valorile maxime ale unghiurilor de flexie-extensie în articulația cotului, flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului și a deviațiilor standard medii pentru fiecare membru superior și subiect investigat (tabelul 2.7) (Toth-Tașcău et al - 1, 2013).
- reprezentarea grafică a:
 - variației unghiurilor din cele două articulații și a valorilor medii, pentru fiecare set de înregistrări valide (Anexa 2.5) ale subiectului 2;
 - valorilor medii determinate pe seturi de înregistrare și media acestora pe fiecare membru și mișcare analizată (Anexa 2.6) ale subiectului 2;
 - comparației între valorile medii ale membrului stâng și drept pe exercițiu (valoarea mediată a STDV) pentru fiecare mișcare analizată pentru ambii subiecții S1 (fig. 2.47, fig. 2.49 și fig. 2.51) și S2 (fig. 2.48, fig. 2.50 și fig. 2.52).

Din graficele de comparație a mișcărilor dintre membrul stâng și membrul drept ale subiectului investigat (S2) se pot observa următoarele:

- mișcarea de flexie-extensie maximă în articulația umărului (fig. 2.48) a membrului drept reprezintă aproximativ 34 % din amplitudinea articulația umărului membrului stâng. În poziția de referință, umărul stâng prezintă o flexie de 7.35° , iar umărul drept prezintă o flexie de 4.76° ;
- mișcarea de abducție-adducție a umărului comportă diferențe semnificative în ceea ce privește alura curbei pentru membrul drept (fig. 2.50), aceasta prezentând un singur maxim. Valorile amplitudinilor maxime sunt aproximativ egale (16.283° pentru membrul stâng și 16.137° în cazul membrului drept);
- mișcarea de flexie-extensie maximă în articulația cotului (fig. 2.52) a membrului drept este recuperată în proporție de 75 % față de mișcarea din membrul stâng. Intervalele în care se efectuează mișcărilor cu membru stâng sunt între 22.533° și 106.933° , iar pentru membrul drept între 44.562° și 80.463° . O observație

importantă pentru mișcarea membrului drept este că, inclusiv în poziția de referință considerată, articulația cotului este în flexie de aproximativ 40°.

Tabelul 2.7. Valorile maxime ale unghiurilor din articulația cotului și umărului și ale deviațiilor standard medii pentru fiecare membru superior ale celor doi subiecți investigați

Articulația	Mișcarea		Membrul	Subiecți investigați	
				S1	S2
Umărului	Flexia	Val. max.	Stâng	-42.517	-57.350
			Drept	-43.4000	-19.550
		STDV med.	Stâng	1.086	6.359
	Drept		1.869	2.296	
	Abducția	Val. max.	Stâng	21.167	16.283
			Drept	25.383	16.138
STDV med.		Stâng	1.272	2.408	
	Drept	0.797	0.520		
Cotului	Flexia	Val. max.	Stâng	125.600	106.933
			Drept	125.283	80.463
		STDV med.	Stâng	2.128	7.961
			Drept	5.290	2.607

Din analiza graficelor variațiilor unghiurilor din articulațiile cotului și umărului se poate observa cum artroplastia cotului drept influențează variațiile unghiurilor din articulația umărului.

Pentru a evidenția caracteristicile mișcării membror superioră ale pacientului cu implant de humerus distal drept s-a realizat o comparație între mișcările corespunzătoare, corespunzătoare celor doi subiecți investigați: S1 – subiectul sănătos și S2 – pacientul implantat.

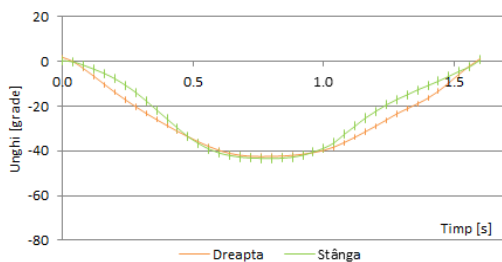


Fig 2.47. Flexia - extensia umărului. Comparație membrul stâng și drept – S1

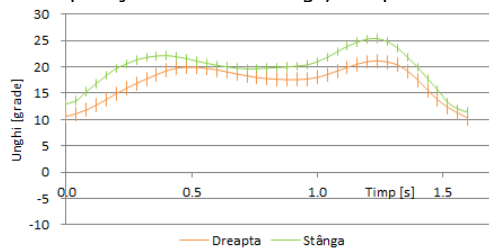


Fig 2.49. Abducția - adducția umărului. Comparație membrul stâng și drept – S1

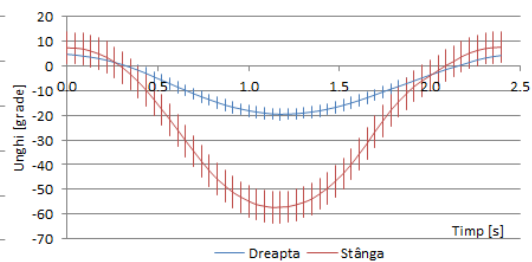


Fig. 2.48. Flexia - extensia umărului. Comparație membrul stâng și drept – S2

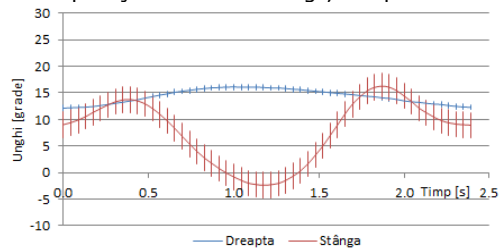


Fig. 2.50. Abducția - adducția umărului. Comparație membrul stâng și drept – S2

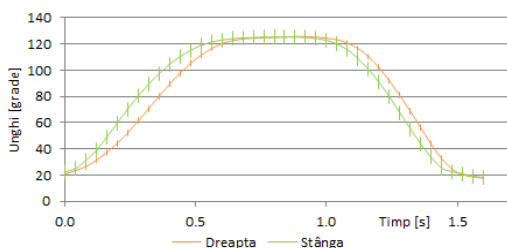


Fig 2.51. Flexia - extensia cotului.
Comparație membrul stâng și drept – S2

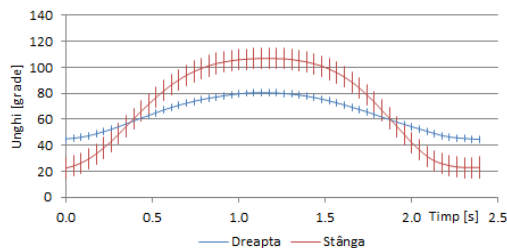


Fig. 2.52. Flexia - extensia cotului.
Comparație membrul stâng și drept – S2

Un aspect important care trebuie semnalat se referă la durata ciclului de mișcare, acesta fiind de 1.6 sec. în cazul subiectului S1 și de 2.4 sec. în cazul subiectului S2 (Toth-Tașcău et al - 1, 2013). Comparația celor două pattern-uri de mișcare necesită reprezentarea normalizată a timpului (abscisa graficelor este dată de procentele din durata ciclului de mers).

Comparația parametrilor cinematici înregistrați de cei doi subiecți investigați este susținută de graficele din figurile 2.53 ÷ 2.58 (Toth-Tașcău et al - 1, 2013):

- În cazul mișcării de flexie-extensie din articulația umărului stâng (fig. 2.53), subiectul sănătos execută mișcarea cu o amplitudine maximă mai mică -42.517° față de subiectul 2 care a înregistrat o amplitudine maximă de -57.350° . Se poate observa, de asemenea, că amplitudinea maximă este atinsă mai repede de către subiectul S2 față de subiectul S1. Poziția de referință a subiectului S2 relevă o extensie de câteva grade (7.35°).
- Graficul din figura 2.54 reprezintă comparația dintre mișcarea de flexie-extensie a umărului drept pentru cei doi subiecți și relevă diferențele majore ale celor două pattern-uri de mișcare: amplitudinea maximă atinsă în timpul exercițiului în umărul subiectului S2 este mult inferioară celei atinse de umărul drept al subiectului S1.
- Comparând mișcarea de abducție - adducție din articulația umărului stâng (fig. 2.55) a celor doi subiecți se observă că subiectul 1 înregistrează o amplitudine mult mai mare a mișcării față de subiectul 2. Pe parcursul mișcării de adducție se observă o amplitudine mai mare a mișcării pentru subiectului 2 față de cea a subiectului 1.
- Amplitudinea maximă a mișcării de abducție-adducție a umărului drept (fig. 2.56) al subiectului 2 este mai mică decât cea a subiectului 1 (16.137° față de 25.383°). Diferențele majore constau în intervalul de variație mult inferior în cazul subiectului 2, valoarea unghiului din poziția de referință și forma graficului care nu mai conține două cicluri de abducție-adducție, ci unul singur.
- Comparația mișcărilor de flexie-extensie din articulația cotului membrului stâng (fig. 2.57) evidențiază cele mai mici diferențe, respectiv mișcări cu amplitudini maxime aproximativ egale (125.600° în cazul subiectului S1 față de 106.933° în cazul subiectului S2).
- Comparația mișcărilor de flexie-extensie din articulația cotului membrului drept (fig. 2.58) evidențiază diferențe mari de amplitudini maxime, respectiv 80.463° în cazul subiectului S2 față de 125.283° în cazul subiectului S1. Se observă, de asemenea, că în poziția de referință, cotul drept are o poziție flectată la aproximativ 45° , datorată existenței plăcuței de stabilizare.

Simetria mișcării dintre membrul stâng și membrul drept pentru fiecare din cei doi subiecți investigați s-a realizat utilizând testul statistic T pereche, cu două variabile de variație neegală, iar rezultatele s-au înregistrat în tabelul 2.8.

Tabelul 2.8. Rezultatele testului statistic pentru evaluarea simetriei dintre mișcările membrului stâng și drept în cazul celor doi subiecți

Test Statistic	Articulație	Mișcare	Subiecți investigați	
			S1	S2
Testul T - Valoarea P	Umăr	Flexie/ Extensie	0.4909	5.42931E-05
		Abducție/Adducție	0.0005	0.8121
	Cot	Flexie/ Extensie	0.8630	4.3536E-15

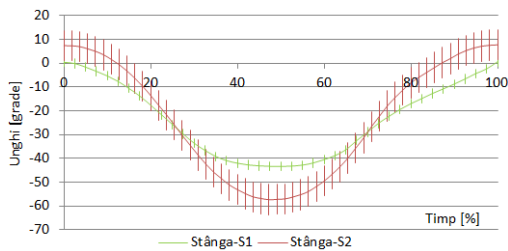


Fig. 2.53. Comparatie pentru flexia-extensia umărului stâng între S1 și S2

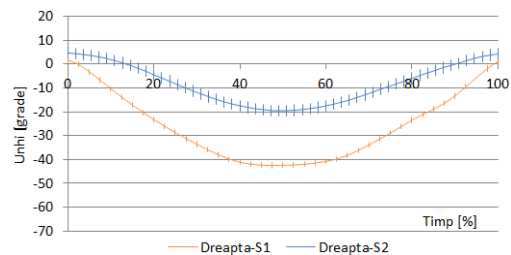


Fig. 2.54. Comparatie pentru flexia-extensia umărului drept între S1 și S2

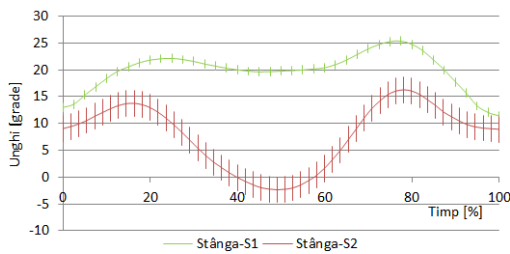


Fig. 2.55. Comparatie pentru abducția - adducția umărului stâng între S1 și S2

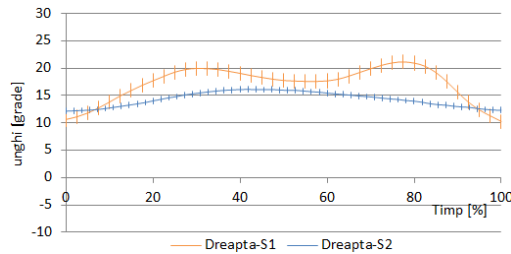


Fig. 2.56. Comparatie pentru abducția - adducția umărului drept între S1 și S2

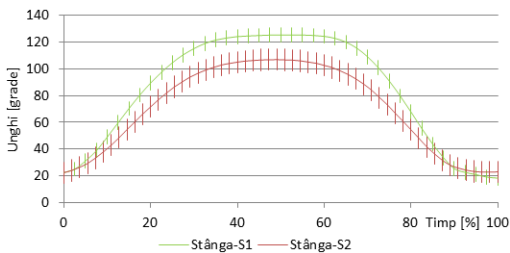


Fig. 2.57. Comparatie pentru flexia-extensia cotului stâng între S1 și S2

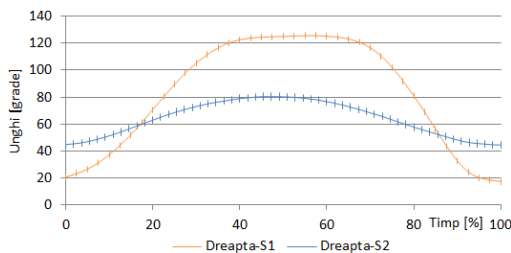


Fig. 2.58. Comparatie pentru flexia-extensia cotului drept între S1 și S2

Din rezultatele obținute s-au observat diferențe semnificative pentru mișcarea de flexie-estensie a subiectului S2 și pentru mișcarea de abducție-adducție a subiectului S1 (Toth-Tașcău et al - 1, 2013).

2.10. Modelul biomecanic al membrului superior

Elaborarea unui model biomecanic al membrului superior reprezintă un instrument util pentru estimarea parametrilor cinematici ai articulațiilor sau segmentelor anatomic care compun membrul superior, precum și pentru estimarea reacțiunilor și momentelor din articulații.

Modelul biomecanic poate fi realizat folosind diferite metode, respectiv software-uri. Modelul elaborat ia în considerare cele două segmente anatomic principale ale membrului superior (brațul și antebrațul) și mișcările din articulațiile umărului și cotului. Estimarea parametrilor antropometrici și a caracteristicilor inerțiale s-a realizat pe baza studiilor publicate în literatura de specialitate. Dezvoltarea modelului membrului superior format din braț și antebraț s-a realizat folosind modulul Simulink al software-ului Matlab, iar variațiile unghiurilor din cele două articulații considerate au fost importate din determinările experimentale realizate cu ajutorul sistemului Zebris și prezentate în subcapitolul 2.5.

2.10.1. Determinarea parametrilor antropometrici

Lungimile segmentelor anatomic s-au determinat folosind rezultatele publicate de Drilis și Contini în 1966 și cele preluate din studiile realizate de Plagenhoef et al. și prezentate în *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* a lui David A. Winter (Winter, 2009).

Din figura 2.59 (Winter, 2009) și tabelul 2.9 (Plagenhoef et al., - 1983) s-au determinat dimensiunile segmentelor anatomic ale antebrațului și brațului pe baza relației 2.3:

$$L_s = c_s H \quad (2.3)$$

unde:

- L_s [cm] – lungimea segmentului anatomic;
- c_s – coeficient (procente din înălțimea individului);
- H [cm] – înălțimea individului.

În tabelul 2.10 sunt prezentate caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomic considerate pe baza unor repere osoase (body landmarks), conform lucrării *Kinetics of Human Motion* (Zatsiorsky, 2002) unde:

- m [kg] – masa segmentului anatomic;
- COM [%] – poziția centrului de masă față de capătul proximal, de-a lungul axei longitudinale a segmentului anatomic, exprimată în procente din lungimea segmentului anatomic;
- m [%] – masa relativă a segmentului anatomic, exprimată ca raport între masa segmentului anatomic și masa întregului corp;
- R_{ap} , R_{ml} , R_{is} [%] – razele de girație în raport cu axele definite de direcțiile anteroposterioară, mediolaterală și longitudinală (inferior-superior), exprimate în procente din lungimea segmentului anatomic;
- I_{ap} , I_{ml} , I_{is} [kg·cm²] – momentele de inerție ale segmentului anatomic în raport cu axele definite de direcțiile anteroposterioară, mediolaterală și longitudinală (inferior-superior).

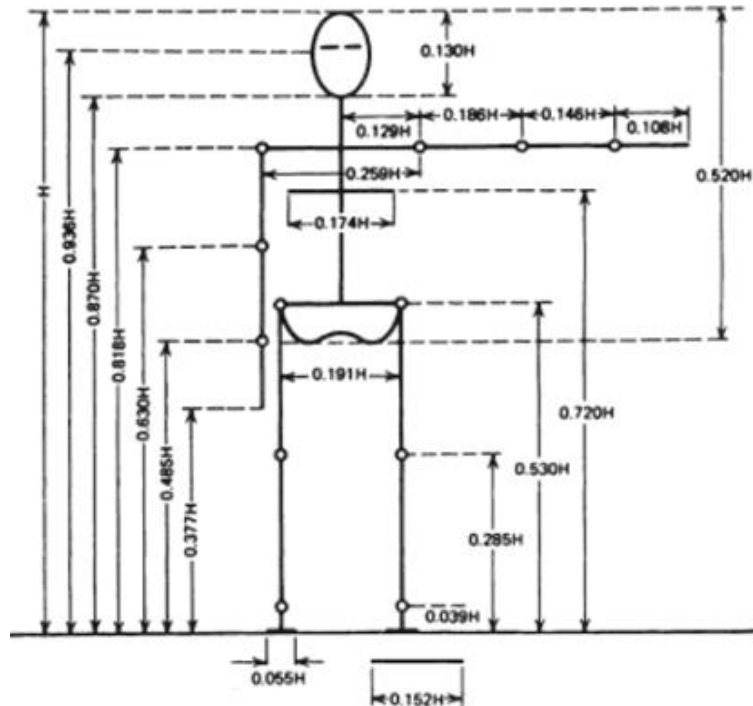


Fig. 2.59. Lungimile segmentelor anatomice exprimate în funcție de înălțimea individului (Winter, 2009)

Tabelul 2.9. Dimensiunile segmentelor anatomice conform surselor bibliografice

Segment	Dimensiunea	Coeficienții c_s conform:		
		(Winter, 2009)	(Plagenhoef et al., - 1983)	
			M	M
Braț	Lungimea [cm]	0.186	0.172	0.173
Antebraț	Lungimea [cm]	0.146	0.157	0.160

Tabelul 2.10. Caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice conform (Zatsiorsky, 2002)

Segment	m [%]	CoM [%]	R_{ap} [%]	R_{ml} [%]	R_{is} [%]
Braț	2.707	55.02	32.80	31.00	18.20
Antebraț	1.625	57.26	29.50	28.40	13.00

Lungimea și caracteristicile inerțiale ale segmentelor anatomice au fost calculate pentru un subiect de sex feminin având înălțimea $H = 159$ cm și o masă $m = 55$ kg, rezultatele obținute fiind prezentate în tabelul 2.11.

Momentele de inerție în raport cu axele sistemelor de referință cu originea în centrul de masă al segmentului anatomic I_o se determină în funcție de masa segmentului m și razele de girație R corespunzătoare axelor sistemelor de referință, cu relația 2.4 de forma:

$$I_o = mR^2 \quad (2.4)$$

Tabelul 2.11. Lungimile și caracteristicile inertiiale ale segmentelor anatomice

Segment	L [cm]	M [kg]	CoM [cm]	R _{ap} [cm]	R _{ml} [cm]	R _{is} [cm]	I _{ap} [kg cm ²]	I _{ml} [kg cm ²]	I _{is} [kg cm ²]
Braț	29.57	1.49	16.27	9.70	9.17	5.38	140.09	125.14	43.13
Antebraț	23.21	0.89	13.29	6.85	6.59	3.02	41.91	38.85	14.80

2.10.2. Dezvoltarea modelului membrului superior în modulul Simulink

Modelul membrului superior format din două segmente (braț și antebraț) cu două articulații (umăr și cot) care realizează mișcările de flexie-extensie și abducție-adducție în articulația umărului și flexie-extensie în articulația cotului s-a realizat în modulul Simulink al software-ului Matlab.

Schema bloc a modelului membrului superior este prezentată în figura 2.60. Aceasta este realizată din mai multe componente care sunt legate între ele prin diferite conexiuni (relații matematice) pentru a obține rezultatul urmărit. Componentele care au fost folosite în realizarea schemei bloc sunt:

- „Machine Environment” definește mediul de lucru;
- „Ground” definește sistemul de coordonate considerat fix, la care se raportează întregul model, cu originea în centrul articulației umărului;
- „Custom Joint” definește articulația cu gradele ei de libertate: umărul (2 grade de libertate) și cotul (un grad de libertate);
- „Body” (braț și antebraț) definește caracteristicile geometrice și inertiiale ale segmentelor anatomice considerate;
- „Mux” combină semnalele corespunzătoare caracteristicilor cinematice;
- „Joint Actuator” generează mișcările din articulații (deplasare, viteză, accelerație);
- „Scope” realizează vizualizarea grafică a datelor;
- „Joint Sensor” determină mărimile de ieșire (reacțiuni și momente);
- „Dmux” separă semnalele corespunzătoare mărimilor de ieșire.

În afară de parametrii antropometrici calculați, s-au utilizat ca date de intrare și valorile mediate ale variației unghiurilor mișcărilor din cele două articulații, corespunzătoare unui ciclu de mișcare. Aceste date au fost înregistrate la frecvența de 25 Hz cu sistemul Zebris CMS-HS în timpul unei activități zilnice și prezentate în subcapitolul precedent (Toth-Tașcău et al.- 2, 2013).

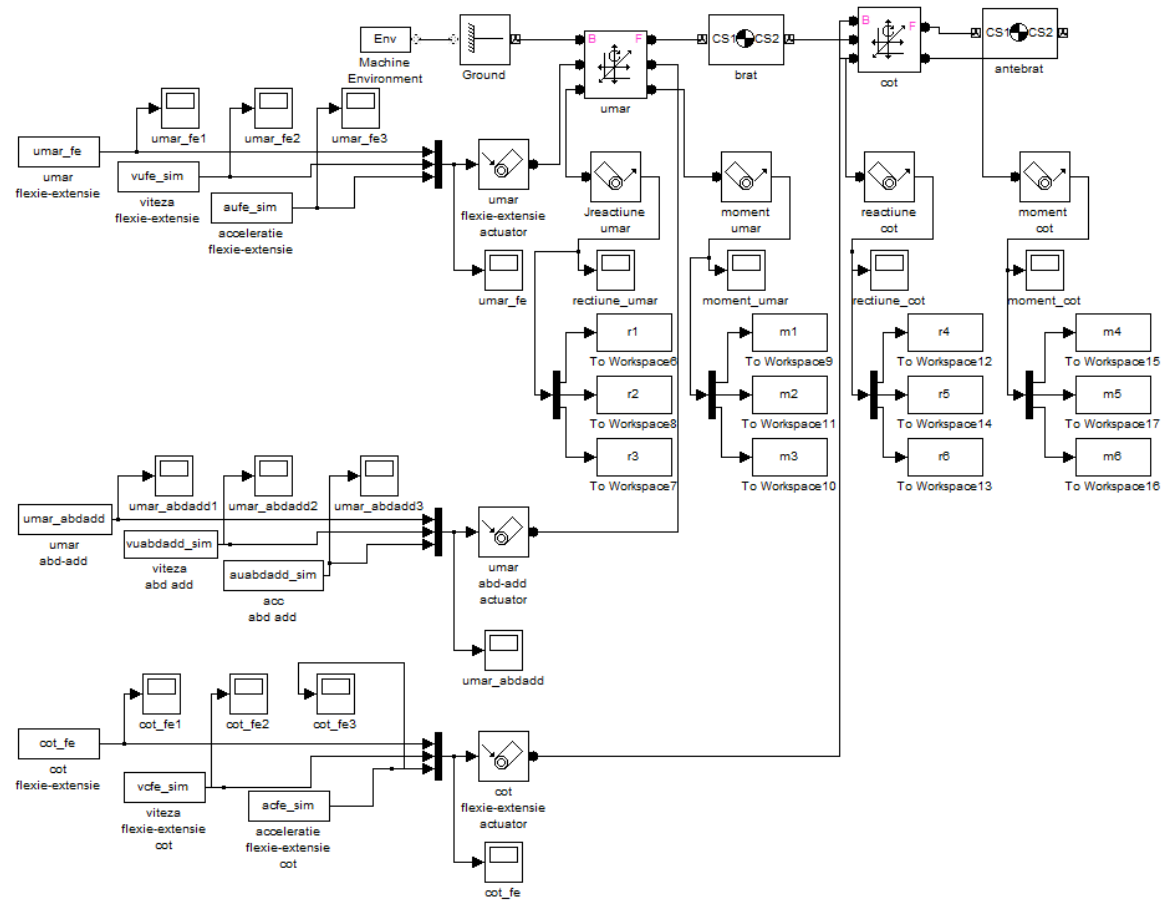


Fig. 2.60. Schema bloc pentru modelul membrului superior stâng

Modelul membrului superior rezultat este prezentat în figura 2.61. Fiecărui segment anatomic i se atașează câte trei sisteme de referință: CS1 corespunzător cuplei cinematice conducătoare, CG corespunzător centrului de greutate și CS2 corespunzător cuplei cinematice conduse. Din figură se poate observa că în articulația cotului sunt două sisteme de referință: unul care corespunde capătului distal al brațului, iar al doilea capătului proximal al antebrăului.

Fișierul de tip M file „Main” este programul principal care include și celelalte programe: „read”, „interpolare_viteze”, „interpolare_acc”, „plot_final”.

Programul începe prin citirea datelor din fișierul „read” care atribuie date din fișierul excel „load” componentelor din schema bloc realizată în modulul Simulink pentru mișcările de flexie-extensie și abducție-adducție ale umărului (umar_fe și umar_addabd), flexia-extensia cotului (cot_fe), lungimea, centrul de greutate, masa și momentele de inerție pe cele trei direcții corespunzătoare celor două segmente anatomice. Timpul în care se realizează mișcarea este 1.76 secunde.

Obținând vitezele și accelerațiile pentru cele trei mișcări definite se determină componentele forțelor de reacțiune și momentelor din cele două articulații, umăr și cot.

Deoarece sistemul Zebris nu oferă date despre vitezele și accelerațiile cu care s-au executat mișcările din articulații, acestea s-au calculat prin derivare în modulul Simulink. Variațiile vitezelor și accelerațiilor astfel determinate au fost interpolate pentru netezirea rezultatelor obținute, folosind funcții polinomiale de ordinul șase.

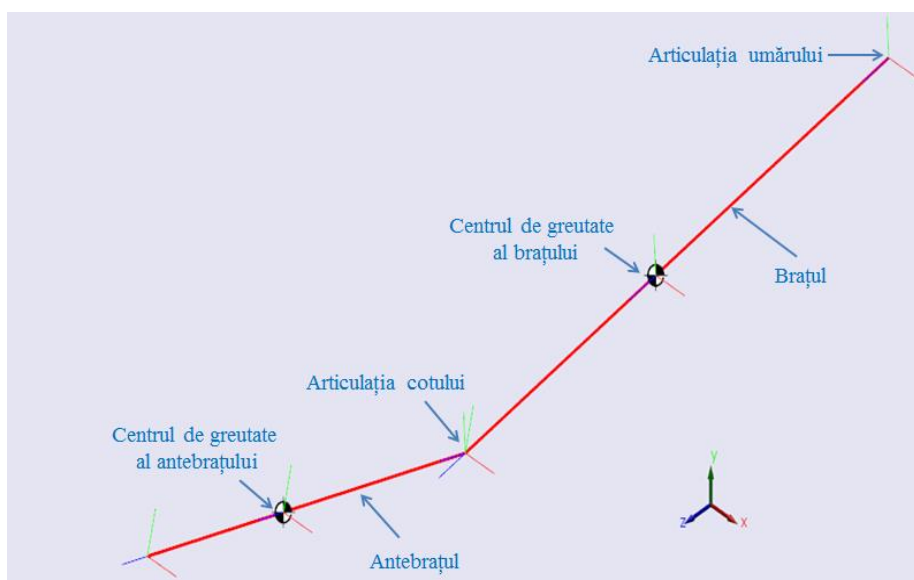


Fig. 2.61. Modelul membrului superior stâng

Exercițiul efectuat de subiectul investigat a fost flexia-extensia cotului până când mâna atinge nasul, simulând activitatea zilnică studiată în subcapitolul 2.5 (Toth-Tașcău et al. - 2, 2013).

Rezultatele sunt prezentate sub formă grafică prin intermediul programului „plot_final” (figurile 2.62– 2.68 și Anexa 2.7). Astfel, s-au reprezentat următoarele grafice:

- variațiile caracteristicilor cinematice (unghi, viteză unghiulară și accelerație unghiulară) ale celor trei mișcări studiate (figurile 2.62 ÷ 2.64);

- reacțiunile totale și componentele reacțiunilor din cele două articulații (figurile 2.65 și 2.66);
- momentul total și componentele momentelor din cele două articulații (figurile 2.67 și 2.68).

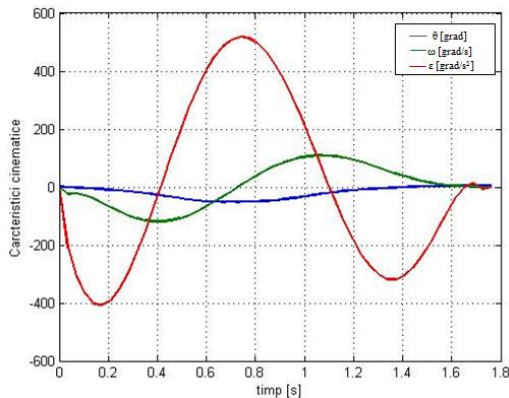


Fig. 2.62. Flexia-extensia în articulația umărului

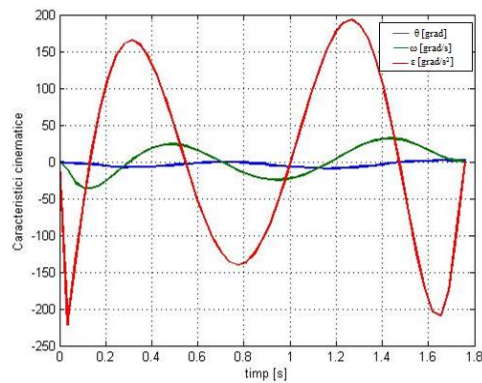


Fig. 2.63. Abducția-adducția în articulația umărului

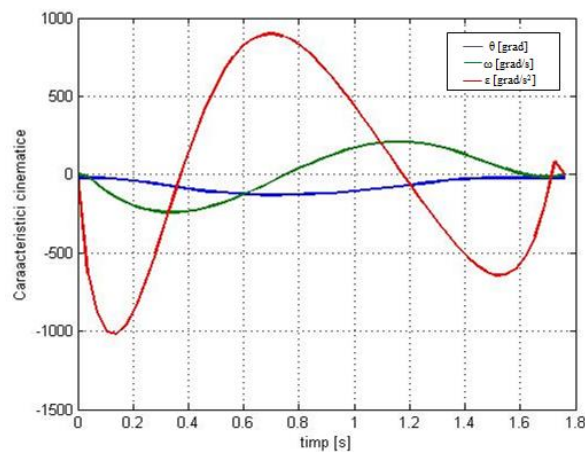


Fig. 2.64. Flexia-extensia în articulația cotului

În graficele variațiilor caracteristicilor cinematice se poate observa o ușoară decalare pe axa timpului a curbelor pentru viteză și accelerație care se datorează interpolărilor realizate. De asemenea, se poate observa asemănarea dintre variațiile caracteristicilor cinematice ale mișcărilor de flexie-extensie din articulațiile umărului și cotului, ceea ce corespunde pattern-ului acestei mișcări.

Din graficul caracteristicilor cinematice pentru mișcarea de flexie-extensie în articulația umărului (fig. 2.62, Anexa 2.7 - fig. 1) se observă că unghiul maxim de flexie-extensie este atins în momentul când vârful degetului atinge nasul, ceea ce corespunde încheierii primei faze a ciclului de mișcare (ridicarea). Durata fazei de ridicare a mâinii este mai mică decât durata fazei de coborâre. Viteza unghiulară înregistrează valori negative pentru prima fază a mișcării și valori pozitive pentru faza de coborâre. Valoarea maximă a accelerației unghiulare (517.6 grade/s^2) se

înregistrează la 0.74s, moment în care se face trecerea de la flexie la extensie (se încheie faza de urcare și începe coborârea mâinii).

Spre deosebire de variația caracteristicilor cinematice ale mișcărilor de flexie-extensie, mișcarea de abducție-adducție din articulația umărului înregistrează două maxime, la mijlocul fiecărei faze a ciclului de mișcare. Viteza și accelerația cu care se execută mișcarea de abducție-adducție din articulația umărului (fig. 2.63, Anexa 2.7 - fig. 2.) prezintă valori mai mici în prima parte a ciclului de mișcare, valorile maxime se înregistrează în faza de revenire la poziția inițială la momentele: $t = 1.27$ s pentru accelerație și $t = 1.44$ s pentru viteză.

Amplitudinea maximă a mișcării de flexie-extensie în articulația cotului (fig. 2.64, Anexa 2.7 - fig. 3) a subiectului investigat este de 130 grade. Viteza unghiulară a obținut valoarea minimă în faza de flexie a articulației la 0.35 s și valoarea maximă pe parcursul fazei de extensie. Valoarea maximă pentru accelerația unghiulară s-a înregistrat în momentul în care degetul mijlociu atinge vârful nasului și este de 899 grade/s², iar valoarea minimă s-a obținut în timpul fazei de flexie a cotului la 0.14 s.

Pe baza rezultatelor obținute prin calcularea vitezelor și accelerațiilor unghiulare ale celor trei mișcări s-au obținut reacțiunile și momentele din cele două articulații. În figurile 2.65 – 2.68 sunt reprezentate grafic reacțiunile și momentele din cele două articulații: reacțiunea totală și proiecțiile sale pe axele X, Y, Z, respectiv momentul total și proiecțiile sale pe axele X, Y, Z.

Comparând rezultatele obținute pentru forțele de reacțiune din cele două articulații se poate observa că valorile înregistrate pentru articulația cotului sunt mai mari față de valorile obținute pentru articulația umărului.

Valorile maxime și minime pentru forțele de reacțiune din cele două articulații au înregistrat valori extreme în prima parte a ciclului de mișcare (până în momentul când degetul mijlociu atinge vârful nasului).

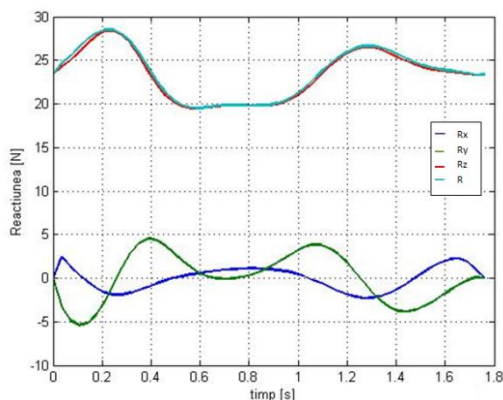


Fig. 2.65. Reacțiunea totală și componentele reacțiunii din articulația umărului

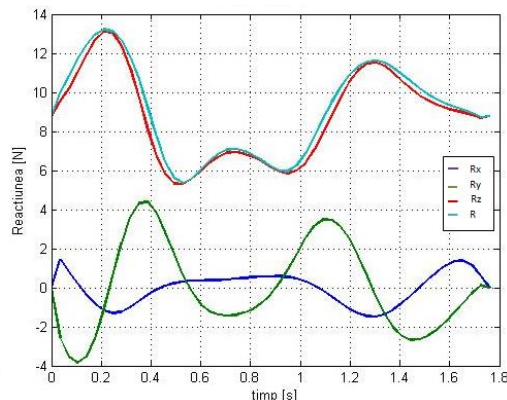


Fig. 2.66. Reacțiunea totală și componentele reacțiunii din articulația cotului

Cea mai mare valoare a proiecțiilor reacțiunilor s-a înregistrat în cazul componenteii reacțiunii după axa Z, care corespunde cu axa longitudinală a modelului membrului superior: la 0.25 s pentru articulația umărului (Anexa 2.7, fig. 4) și la 0.21 s pentru articulația cotului (Anexa 2.7, fig. 5). Valoarea minimă a proiecțiilor reacțiunilor s-a obținut pe direcția axei Y (axa transversală a modelului membrului superior) și s-a înregistrat la momentul $t=0.11$ s pentru ambele articulații.

Rezultatele obținute pentru momentele din articulația cotului și articulația umărului sunt prezentate în figurile 2.67 și 2.68 și în Anexa 2.7, fig. 6 și 7. Se poate

observa faptul că s-au înregistrat valori mult mai mari în ambele articulații pentru proiecția momentului pe direcția axei X, aceasta fiind axa care definește mișcarea de flexie-extensie în ambele articulații, față de valorile înregistrate pe celelate două direcții. Valorile maxime s-au înregistrat în etapa de ridicare a mâinii spre nas a ciclului de mișcare și s-au obținut la 0.25 s pentru articulația cotului și 0.18 s pentru articulația umărului.

Componentele momentelor pe axele Y și Z în articulația cotului prezintă valori apropiate în intervalul de timp $t = 0.4 - 1$ s.

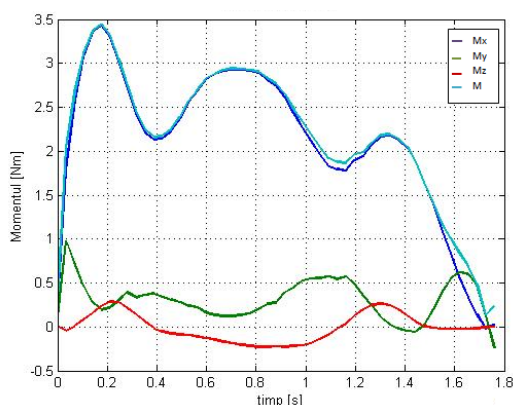


Fig. 2.67. Momentul total și componentele momentului din articulația umărului

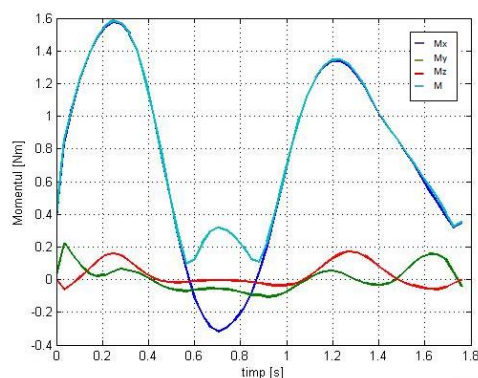


Fig. 2.68. Momentul total și componentele momentului din articulația cotului

Au fost realizate diverse studii pentru determinarea forțelor de reacțiune din articulația cotului, dar majoritatea au fost realizate pentru mișcarea de flexie-extensie a cotului la diferite grade (Amis et al., 1980), (An, 2005), (An, 2009), sau în funcție de modificarea poziției centrului de greutate al articulației (Li et al., 2006).

Murray & Johnson au publicat în 2004 o lucrare (Murray & Johnson, 2004) în care sunt date valorile înregistrate pentru momentele din articulația umărului și a cotului pentru zece activități care sunt efectuate în viața de zi cu zi. Datele obținute din acest studiu au fost înregistrate cu patru camere video și 4 markeri amplasați pe membrul superior utilizând software-ul de reconstrucție 3D APAS (Murray & Johnson, 2004), (Bălănean, 2013). Cele mai apropiate rezultate de activitate simulată în această lucrare față de cea prezentată în acest subcapitol a fost activitatea de a răspunde la telefon.

Rezultatul obținut de Murray & Johnson pentru momentul maxim din articulația umărului (M_x) a fost de 4.02 Nm, iar cel obținut pentru activitatea din această lucrare este de 3.42 Nm.

Momentul maxim din articulația cotului calculat este de 1.58 Nm, iar cel determinat de Murray & Johnson este de 1.41 Nm.

Componenta momentului pe direcția axei Y (cu valoarea maximă de 0.98 Nm) oferă informații despre mișcarea de abducție-adducție din articulația umărului, iar cea obținută din studiul realizat de Murray & Johnson este de 0.82 Nm.

Diferențele dintre momentele obținute în acest studiu și cel realizat de Murray & Johnson se pot datora faptului că valorile au fost obținute prin metode diferite, iar activitățile nu sunt identice, deoarece în studiul (Murray & Johnson, 2004) cu care s-a realizat comparația intervine și obiectul care este ridicat.

CAPITOLUL 3

MODELAREA ȘI ANALIZA UNOR SISTEME DE OSTEOSINTEZĂ PENTRU OASELE ARTICULAȚIEI COTULUI

Sistemele de stabilizare a oaselor fracturate sunt folosite frecvent în chirurgia ortopedică pentru osteosinteza fracturilor. Studiile comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a fracturilor oaselor pot fi realizate teoretic și/sau experimental.

Pentru a se putea dezvolta noi sisteme de stabilizare pentru fracturile oaselor este necesară efectuarea unor studii clinice și ingineresti cu privire la:

- tipul și locul fracturii (imagini radiologice);
- forma și dimensiunile plăcuțelor de osteosinteză și șuruburilor de fixare (în funcție de locul și tipul fracturii);
- materialul din care sunt confecționate componentele implantului (biocompatibilitate și caracteristicile mecanice ale materialului);
- tehnologia de fabricație a plăcuțelor de osteosinteză și șuruburilor de fixare;
- analiza teoretică a comportamentului biomecanic al sistemului de stabilizare a fracturii (distribuția tensiunilor și deformațiilor în componentele implantului și în os);
- încercări mecanice ale componentelor sistemului de stabilizare;
- teste clinice.

Modelarea geometrică a sistemelor de stabilizare implică două aspecte diferite ale modelării: design-ul elementelor anatomice și design-ul elementelor mecanice (plăcuțe, șuruburi, tije, etc.).

Simulările computerizate sunt tot mai mult folosite pentru îmbunătățirea / optimizarea comportamentului biomecanic al structurilor biomecanice. Pentru realizarea acestor simulări este necesară obținerea mai întâi a unui model virtual 3D al structurii anatomice studiate cât mai real (Panjabi, 1998).

Modelele computerizate sunt dezvoltate pe baza ecuațiilor matematice care încorporează geometria, proprietățile materialelor și caracteristicile fizice ale structurii analizate. Cu ajutorul tehnicilor de reconstrucție 3D a imaginilor rezultate în urma proceselor de scanare CT și RMN și programelor CAD se pot obține cu mare acuratețe modele 3D ale structurilor anatomice. Reconstrucțiile trebuie să satisfacă anumite cerințe de bază care conduc la o acuratețe mare în modelarea formelor complexe (Benhabib, 2003).

Odată cu utilizarea modelelor anatomice 3D în simulările computerizate este redus numărul de investigații radiologice, se îmbunătățește vizualizarea, este permisă realizarea anumitor măsurări și se asigură realizarea unui model anatomic specific fiecărui pacient care poate fi folosit în analiza numerică sau a altor simulări computerizate (Cukovic et al., 2010), (Boisvert et al., 2008), (Kadoury & Paragios, 2009).

Obiectivele acestui capitol sunt următoarele:

- Reconstrucția 3D a oaselor care compun articulația cotului în vederea determinării unor modele virtuale ale structurii biomecanice, apropiate de anatomia articulației naturale, utile pentru modelarea și analiza comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare și al endoprotezei concepute pentru articulația cotului;

- Studiul comparativ al comportamentului biomecanic (prin analiză numerică) al unor sisteme de stabilizare convenționale, în funcție de forma plăcuțelor de osteosinteză, materialul acestora și numărul șuruburilor de fixare pe structura osoasă.
- Evaluarea comparativă a comportamentului biomecanic folosind Metoda Elementului Finit al unui os fracturat și a unui os implantat cu sistem de osteosinteză cu plăcuță de tip Locking Compression Plate.

3.1. Reconstrucția 3D a oaselor ce compun articulația cotului

Reconstrucția celor trei oase care compun articulația cotului (humerusul, ulna și radiusul) s-a realizat pe baza oaselor donate de Departamentul de Anatomie și Embriologie al Universității de Medicină și Farmacie "Victor Babeș" Timișoara (fig. 3.1). Aceste oase au fost scanate cu Computer Tomograful multi-slice SOMATOM® Spirit® al companiei Siemens din cadrul Clinicii Selfmed Clinique Timișoara.

Imaginile CT (DICOM-uri) s-au obținut prin scanare în mod secvențial cu o rezoluție de 2 mm. Acestea se prezintă sub formă de secțiuni multiple (slice-uri) și sunt în format alb-negru (grayscale). Acest tip de imagini este compus exclusiv din nuanțe de gri care variază de la negru la alb în funcție de densitatea țesutului. În cazul țesutului osos, nuanțele de gri închis corespund osului spongios, iar nuanțele deschise de gri corespund osului cortical. În figura 3.2 se poate observa topograma osului radius.



Fig. 3.1. Oasele articulației cotului

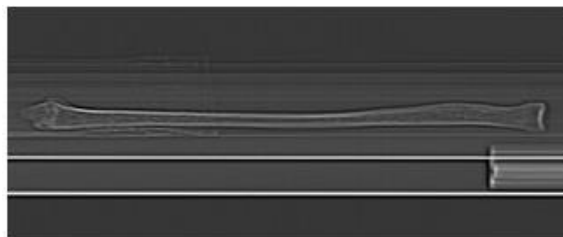


Fig. 3.2. Topograma radiusului

Scanarea imaginilor s-a realizat într-o singură secvență de scanare pentru a se facilita reconstrucția, iar forma suprafețelor să fie cât mai apropiată de forma osului natural. S-au obținut 312 slice-uri pentru humerus, 282 pentru ulna și 246 de slice-uri pentru osul radius.

Procesarea imaginilor s-a realizat cu ajutorul mediului de modelare 3D Mimics 10.01 al Companiei Materialise, software în care a fost importat tot setul de imagini. Scopul utilizării acestui software a constat în transformarea imaginilor 2D în volume. Pentru finisarea modelului 3D și discretizarea acestuia a fost utilizat software-ul Geomagic Studio 10.

Reconstrucția imaginilor CT ale celor trei oase scanate a implicat mai multe etape. Se prezintă în continuare reconstrucția 3D a osului radius, procedeul fiind același și pentru celelalte două oase.

3.1.1. Conversia imaginilor 2D în 3D utilizând software-ul Mimics 10.01

Prima etapă a procesului de reconstrucție este importarea automată a imaginilor DICOM scanate. După importul imaginilor DICOM, programul deschide proiectul și se procedează la organizarea imaginilor folosind comanda *Organise Images* din meniul File.

Intervalul de *thresholding*, selectat din meniul *Segmentation*, a fost stabilit între limitele -642 și 2012 HF. Primul model a rezultat în urma folosirii funcției automate de generare a *măștii green* (fig. 3.3). Pentru eliminarea pixelilor cuprinși în intervalul tonurilor de gri selectat dar care nu corespund osului se folosește comanda *Region Growing*. Prin eliminarea pixelilor nedorți se obține un nou model – *masca yellow* (fig. 3.4).

Datorită faptului că structura osului este neomogenă s-au calculat poliliniile folosind opțiunea *Calculate Polylines* (fig. 3.5). S-a obținut setul cyan (1) care cuprinde poliliniile aferente tuturor conturilor din fiecare imagine definite pe *masca yellow*. Cel de-al doilea set (magenta) s-a obținut prin selectarea conturului exterior al osului cu comanda *Polyline Growing* din setul 1. Modelul osului (*masca cyan*) a rezultat folosind opțiunea *Cavity Fill from Polylines* (fig. 3.6).

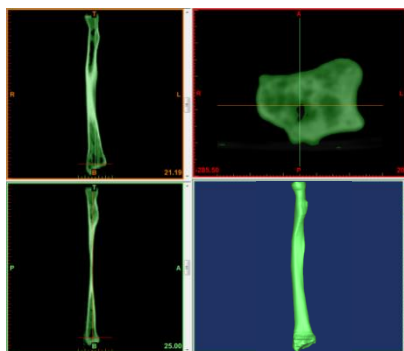


Fig. 3.3. Generarea măștii green

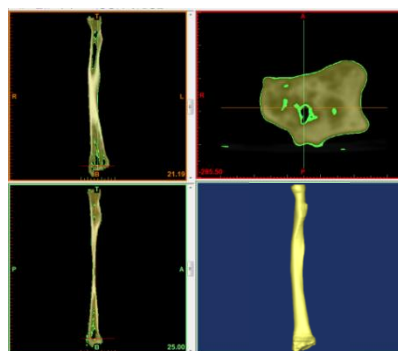


Fig. 3.4. Generarea măștii yellow

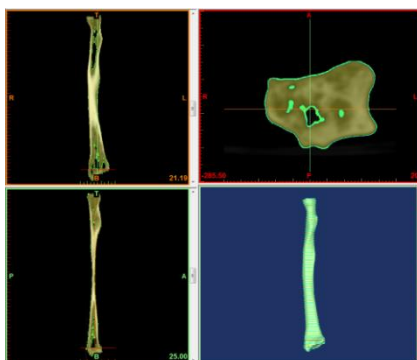


Fig. 3.5. Calculul poliliniilor

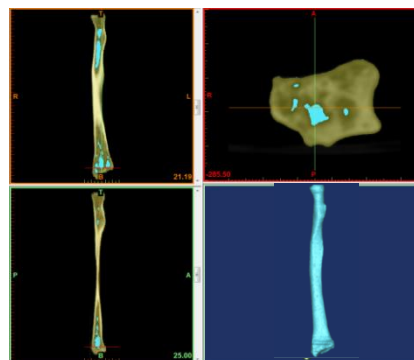


Fig. 3.6. Generarea măștii cyan

În continuare, determinarea modelului 3D al osului s-a obținut pe baza măștii cyan. Datorită calculelor matematice folosite în reconstrucție, modelul obținut prezintă suprafețe neregulate. Pentru finisarea modelului 3D al osului, acesta a fost

importat în modulul Magics unde se realizează o discretizare care permite reducerea (puncte și muchii) numărului de patch-uri (triunghiuri) care formează suprafața exterioră (fig. 3.7) și netezirea acestora (fig. 3.8). Rezultă astfel un model asemănător celui real, cu suprafețe mai netede.

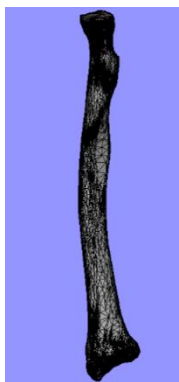


Fig. 3.7. Discretizarea suprafeței osului radius

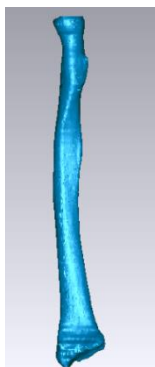


Fig. 3.8. Modelul 3D al osului radius cu suprafețe netezite

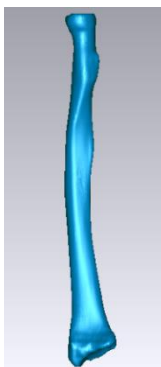
Exportarea modelului final s-a făcut sub forma unui fișier ASCII STL, extensie potrivită pentru continuarea procesului de reconstrucție în alte programe sau procedee de stereolitografiere și/sau prototipare rapidă, care necesită un model 3D pentru a-l reproduce.

3.1.2. Conversia modelului 3D în solid utilizând programul Geomagic Studio 10

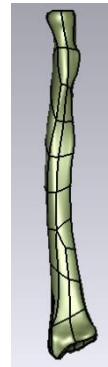
După importarea modelului salvat în programul Geomagic Studio 10 se parcurg etapele de reducere a zgomotelor (*Reduce noise*) (fig. 3.9.a) și de relaxare (*Relax*) a curbilor care definesc suprafața exterioară a modelului (fig. 3.9.b), urmate de discretizarea modelului cu ajutorul opțiunilor *Shape Phase*, care creează o nouă suprafață discretizată și *Auto Surface* (fig. 3.9.c). Rezultatul succesiunii acestor etape reprezintă o discretizare îmbunătățită a modelului, oferind posibilitatea de generare a solidului.



a) Reducerea zgomotelor



b) Relaxarea suprafeței



c) Discretizarea modelului

Fig. 3.9. Etapele de finisare a modelului 3D al osului radius în Geomagic Studio 10

Pentru a putea fi importat în programul CAD Solid Edge v20, modelul 3D al osului radius a fost salvat cu extensia *.sat*, realizându-se transformarea modelului de tip *suprafață* în model de tip *solid*. În figura 3.10 sunt prezentate modelele 3D ale celor trei oase ce compun articulația cotului: humerusul (fig. 3.10.a), ulna (fig. 3.10.b) și radiusul (fig. 3.10.c), obținute în Solid Edge.

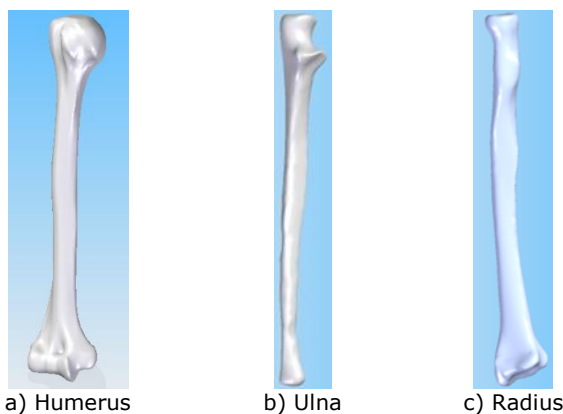


Fig. 3.10. Modelele 3D al oaselor ce compun articulația cotului

3.2. Influența discretizărilor asupra rezultatelor analizei numerice a osului ulna

Modelele computerizate implică modele matematice raționale specifice B-spline (NURBUS) pentru a asigura acuratețea modelului dezvoltat și flexibilitate utilizării în procesul de simulare. Acuratețea modelelor anatomice 3D depinde de rezoluția cu care se efectuează scanarea și de metodele folosite în reconstrucțiile 3D (intervalul de *thresholding* folosit în segmentarea imaginilor, interpolarea conturului, conversia norului de puncte în suprafață, generarea suprafeței și conversia în corp solid).

Prin utilizarea discretizării folosind suprafețe de tip B-spline sau NURBUS, geometria structurii anatomice este influențată de numărul de patch-uri care formează suprafața exterioră (un model de mare acuratețe presupune un număr considerabil de patch-uri), de tipul suprafeței și de intersecția acestor suprafețe.

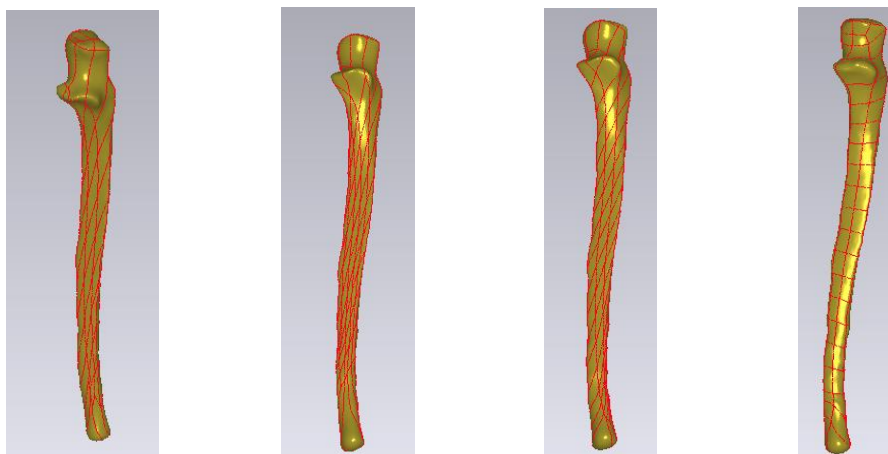
Ținând seama de influența discretizării asupra acurateții reconstrucției 3D și analizei numerice ale structurii anatomice, am realizat un studiu comparativ al principalelor caracteristici biomecanice pentru opt modele ale osului ulna: patru modele cu număr diferit de patch-uri ale suprafeței discretizate în etapa de reconstrucție 3D și două tipuri de discretizare a structurii în analiza numerică cu element finit (Toth-Tașcău et al - 4, 2012).

Modelul 3D al osului ulna a fost importat în programul Geomegic Studio 10 ca nor de puncte (fig. 3.11.a), unde a fost organizat cu ajutorul algoritmului de împachetare *Wrap* (fig. 3.11.b). pentru îmbunătățirea modelului, suprafețele au fost umplute folosind opțiunea *Fill Holes*. Imperfecțiunile minore au fost corectate cu ajutorul opțiunilor: *Defeature* și *Sand Paper* care șterg sau corectează zonele suprafeței care prezintă probleme, rezultând astfel modelul final al osului ulna (fig. 3.11.c).



a) Modelul nor de puncte b) Înfășurătoare suprafeței c) Reconstrucția finală
Fig. 3.11. Îmbunătățirea reconstrucției osului ulna

Procesul de reconstrucție a fost continuat conform subcapitolului 3.1, repetând faza de finisarea a suprafeței prin discretizare consecutivă de trei ori. S-au obținut astfel cele patru modele ale osului studiat (fig. 3. 12), fiecare cu un număr diferit de suprafețe discretizate (patch-uri).



a) Model 1 – 80 patch-uri b) Model 2 – 107 patch-uri c) Model 3 – 136 patch-uri d) Model 4 – 127 patch-uri

Fig. 3.12. Modelele osului ulna cu număr diferit al suprafețelor discretizate în programul Geomegic Studio 10

Pentru a realiza analiza comportamentului biomecanic al celor patru modele, fișierele salvate în format IGES au fost importate în programul Solid Edge, unde au fost obținute modele de tip solid care au fost importate în programul ANSYS V12 și analizate individual.

Etapele analizei numerice a celor patru modele ale osului ulna sunt (Toth-Tașcău et al. - 4, 2012):

- definirea proprietăților materialului - proprietățile osului cortical;
- discretizarea diferențiată a modelelor utilizând elemente tetraedice de diferite dimensiuni: discretizarea automată (fig. 3.13.a) și dimensiunea elementului de 1 mm (fig. 3.13.b).



a) Mărimea elementelor- automată b) Mărimea elementelor - 1 mm
Fig. 3.13. Discretizarea modelelor în programul ANSYS

- impunerea condițiilor pe contur (fig 3.14):
 - suport fix la capătul distal al osului (A);
 - forță de compresiune de 400 N la capătul proximal al ulnei (B).



Fig. 3.14. Condițiile pe contur ale modelelor analizate

- analiza rezultatelor obținute pentru deplasarea totală, deplasarea pe direcțiile X, Y și Z, tensiunea echivalentă, tensiunea normală (X; Y, Z) și tensiunea la forfecare (X; Y, Z) pentru cele opt modele.

În tabelul 3.1 sunt prezentate caracteristicile geometrice ale celor opt modele ale osului ulna. Volumul osului scade cu creșterea numărului de suprafețe, iar numărul de noduri crește pentru primul și al doilea model după care scade pentru următoarele modele.

Generarea structurilor discretizate a condus la o variație mare a numărului de elemente discretizate care este de 14 ori în cazul modelului 2 și 2.1, până la 34 de ori pentru modelele 4 și 4.1. Numărul cel mai mare de noduri și elemente este înregistrat de modelul 2.1.

Tabelul 3.1. Caracteristicile geometrice ale celor opt modele ale osului ulna

Modelul ulnei	Numerul suprafețelor finisate	Mărimea elementului [mm]	Volum [mm ³]	Număr de noduri	Număr de elemente
1	80	default	50794	2955	1511
1.1	80	1	50794	63405	36526
2	107	default	50160	5109	2766
2.1	107	1	50160	68314	39437
3	136	default	49991	3745	1944
3.1	136	1	49991	63865	36653
4	129	default	49544	1920	917
4.1	129	1	49544	54258	31012

În figura 3.15 sunt prezentate rezultatele analizei numerice pentru deplasarea totală și tensiunea echivalentă, celelalte grafice comparative fiind prezentate în Anexa 3.1.

asemenea, fiecare gaură de fixare prezintă o țesitură de 0.75x1 mm pentru o mai bună poziționare a șurubului. Șurubul de fixare are diametrul exterior al filetelui de 5 mm (pasul filetelui de 1 mm), capul șurubului are o formă conică și un decupaj în formă de cruce pentru a se putea realiza înșurubarea în os. Pentru a evita lezarea țesuturilor, conturul superior și inferior al plăcuțelor a fost țesit 0.3 mm.

Cele patru tipuri de plăcuțe studiate sunt (Toth-Tașcău et al. -1, 2011):

- Plăcuța po (fig. 3.16.a) – plăcuță cu contact minim datorită scobiturilor din partea inferioară a plăcuței care va intra în contact direct cu osul. Scobiturile sunt simetrice și sunt în număr de opt.
- Plăcuța pr1 (fig. 3.16.b) – plăcuță de reconstrucție, prezintă patru decupaje simetrice care reduc suprafața plăcuței și oferă o mai bună vascularizare pe suprafața osului. De la stânga la dreapta, primul și al treilea decupaj au raza de 3 mm, iar al doilea și ultimul decupaj au o rază de 4 mm.
- Plăcuța pr2 (fig. 3.16.c) – plăcuță îngustă, care este mai lată în zona găurilor de fixare, pe porțiunea dintre acestea, lățimea plăcuței fiind de 7 mm.
- Plăcuța ps (fig. 3.16.d) – plăcuță simplă, dreaptă cu aceeași lățime pe toată lungimea acesteia.

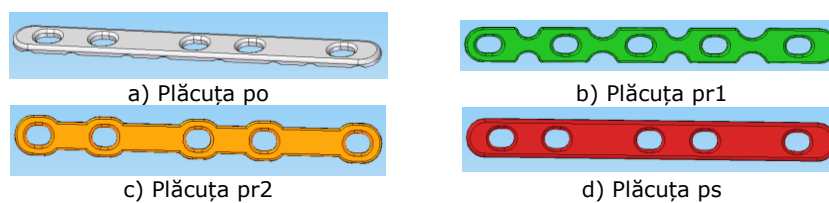


Fig. 3.16. Modelele plăcuțelor convenționale de osteosinteză

Sistemele de stabilizare modelate având diferite forme și același număr de găuri pentru șuruburile de fixare au fost concepute pentru fracturi diafizale de radius. Pentru analiza comparativă a sistemelor de stabilizare s-au luat în considerare diferite moduri de fixare, în concordanță cu numărul șuruburilor de fixare și poziționarea acestora față de fractură (fig. 3.17)

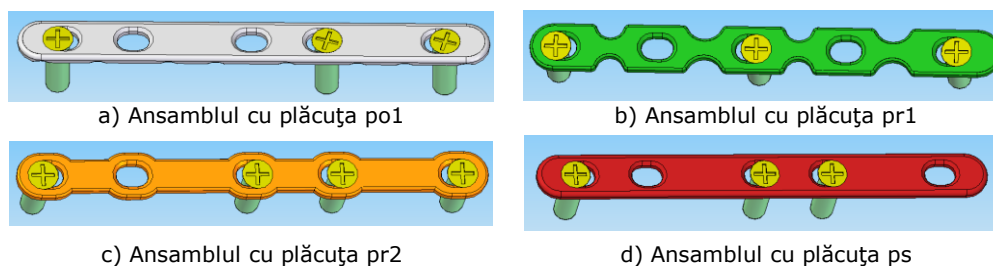


Fig. 3.17. Sisteme de stabilizare pentru fracturile de radius

Obiectivul acestui studiu constă în modelarea geometrică a sistemelor de osteosinteză și analiza comparativă a comportamentului biomecanic al unor sisteme de stabilizare simple folosite pentru reducția fracturilor diafizale ale osului radius. Analiza comparativă realizată a luat în considerare următoarele aspecte:

- comportamentul mecanic a patru plăcuțe de osteosinteză cu aceleași dimensiuni de gabarit, același număr de găuri de fixate și supuse la aceeași solicitare;
- comportamentul biomecanic al plăcuței po în funcție de modul de fixare pe osul fracturat;

- comportamentul biomecanic al sistemului de stabilizare po1 în funcție de tipul fracturii și pentru solicitări diferite.

Pe baza rezultatelor obținute din analiza numerică pentru cazurile studiate (tipul plăcuței, modul de fixare și încărcarea diferită) s-a realizat o comparație și s-a ales sistemul de osteosinteză care a înregistrat rezultatele cele mai favorabile.

3.3.1. Analiza comparativă a comportamentului mecanic al plăcuțelor de osteosinteză a fracturii osului radius

Acest studiu s-a realizat pentru a se putea evalua care din cele patru modele proiectate va obține rezultate mai bune în cazul aceluiași condiții de încercare, pentru a se alege modelul care va fi utilizat pentru următoarele studii (Toth-Tașcău et al - 1, 2011).

Studiul tensiunilor și deformațiilor maxime a fost realizat în mediul ANSYS V12 pentru fiecare plăcuță individual urmărind aceleași etape și impunând aceleași condiții de solicitare.

Prima etapă a analizei numerice a comportamentului mecanic al celor patru plăcuțe a fost importarea modelelor CAD în modul *Static Structural* și alegerea materialului pentru plăcuțe (oțel inoxidabil) din biblioteca de materiale a programului. Următorul pas a constat în discretizarea structurilor, care a fost generată automat utilizând elemente tetraedice. Caracteristicile geometrice ale discretizării celor patru modele de plăcuțe sunt prezentate în tabelul 3.2.

Tabelul 3.2. Caracteristicile geometrice ale discretizării celor patru modele de plăcuțe

Model plăcuță	Număr noduri	Număr elemente
po	3705	1592
pr1	2984	408
pr2	1943	258
ps	1700	224

Un pas important în analiza numerică constă declararea condițiilor pe contur ale fiecărei plăcuțe (fig 3.18): suport fix la capătul distal al plăcuței (A) și o forță de 25 N la capătul proximal al plăcuței (B).

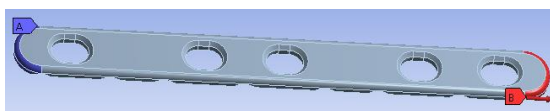
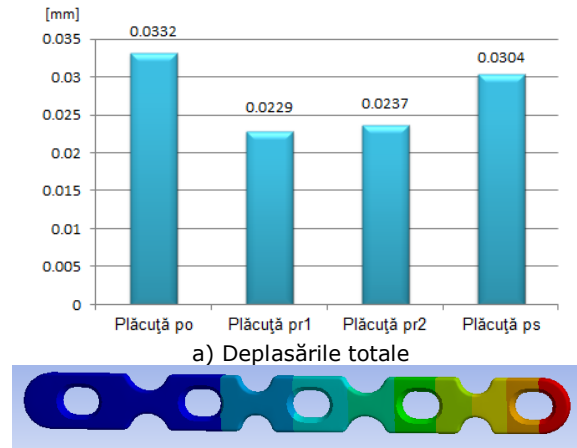


Fig. 3.18. Condițiile pe contur și încărcările aplicate. Exemplu pentru plăcuța po

Pe baza rezultatelor obținute din analiza numerică s-a realizat o analiză comparativă a comportamentului biomecanic al celor patru modele de plăcuțe pentru deplasarea totală, deplasarea pe direcțiile X, Y, Z, tensiunea echivalentă, tensiunea normală pe axa X și tensiunea la forfecare în planul XY.

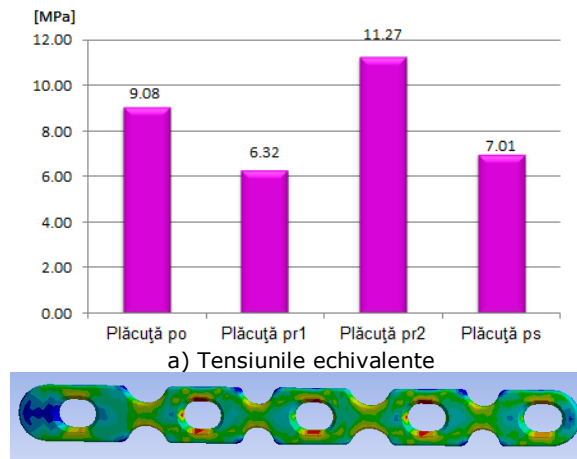
Deplasarea totală înregistrează valorile maxime la capătul proximal al plăcuței unde acționează forța de tracțiune. Cea mai mare valoare a deplasării maxime a fost obținută pentru plăcuța po, iar cea mai mică valoare a fost înregistrată pentru plăcuța pr1 (fig 3.19).

În cazul deplasărilor pe axele X, Y și Z s-au obținut valori foarte mici, acestea fiind prezentate în Anexa 3.2, figurile 1, 2, și 3.



b) Distribuția deplasării totale pentru plăcuța pr1
Fig. 3.19. Rezultatele înregistrate pentru deplasările totale

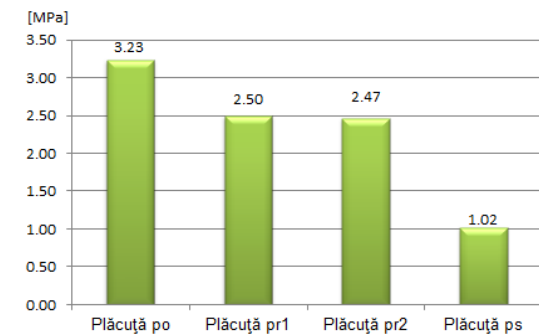
Valorile maxime înregistrate pentru tensiunea echivalentă apar în partea superioară a găurilor de fixare. Cea mai mare valoare s-a înregistrat în cazul plăcuței pr2, iar cea mai mică pentru plăcuța pr1 (fig 3.20).



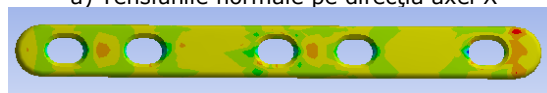
b) Distribuția tensiunii echivalente pentru plăcuța pr1
Fig. 3.20. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente

Valoarea maximă a tensiunii normale s-a înregistrat la capătul distal al plăcuței, unde este amplasat suportul fix. Cea mai mare valoare a tensiunii normale pe axa X s-a înregistrat în cazul plăcuței po, iar cea mai mică pentru plăcuța ps (fig 3.21).

Tensiunea la forfecare în planul XY are valoare maximă în jurul găurilor, valoarea cea mai mică fiind obținută pentru plăcuța ps (fig 3.22).

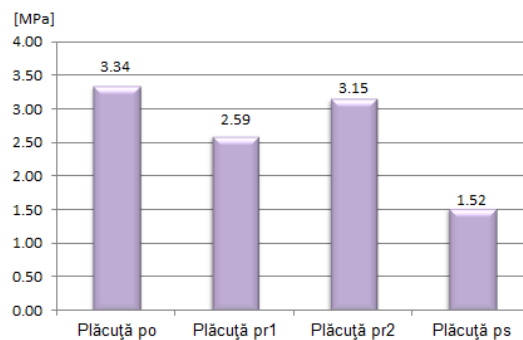


a) Tensiunile normale pe direcția axei X

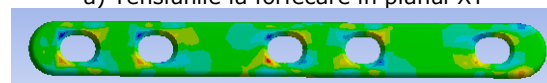


b) Distribuția tensiunii normale pentru plăcuța ps

Fig. 3.21. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe direcția axei X



a) Tensiunile la forfecare în planul XY



b) Distribuția tensiunii la forfecare pentru plăcuța ps

Fig. 3.22. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile la forfecare în planul XY

Toate valorile tensiunilor sunt sub tensiunea admisibilă a oțelului inoxidabil. Luând în considerare rezultatele analizei cu element finit se poate observa că plăcuța po a înregistrat rezultate bune ale comportamentului mecanic și poate fi folosită în sistemele de stabilizare a fracturilor de radius (Toth-Tașcău et al - 1, 2011).

3.3.2. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al plăcuței po în funcție de modul de fixare pe osul radius fracturat

În general fixarea unei plăcuțe cu trei sau patru șuruburi asigură o compresiune suficientă între fragmentele osului pentru a asigura osteosinteza. Evaluarea deformațiilor și tensiunilor care apar în ansamblul os-plăcuță-șuruburi poate preveni modificările neașteptate ale comportamentului biomecanic al ansamblului sau chiar eșecul osteosintezei.

Reconstrucția osului radius a fost prezentată în subcapitolului 3.1. În zona diafizei osului radius s-a simulat o fractură diafizală simplă, oblică și a fost fixată plăcuța po cu ajutorul șuruburilor în diferite moduri conform figurii 3.23 (Bălănean, 2011).

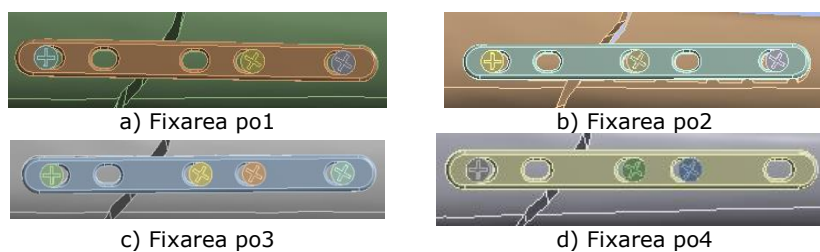


Fig. 3.23. Modul de fixare a plăcuței po cu șuruburi pe osul radius

Etapile analizei numerice sunt aceleași ca și în cazul determinării celei mai bune geometrii cu excepția etapei de verificare a contactelor (os-plăcuță, plăcuță-șurub și os-șurub) (fig. 3.24) care se realizează înainte de discretizarea modelului și etapa definirii condițiilor de contur. Condițiile de contur au fost impuse astfel (fig. 3.25): suport fix (A) pentru capătul proximal al radiusului, o forță de tracțiune (B) de 25N la capătul distal al radiusului, câte o forță de 10 N de-a lungul axei fiecărui șurub, reprezentând forța de strângere a acestuia (C, D, E și F) și un moment de torsiune de 20 Nm la capătul distal al radiusului (G) (Bălănean, 2011).

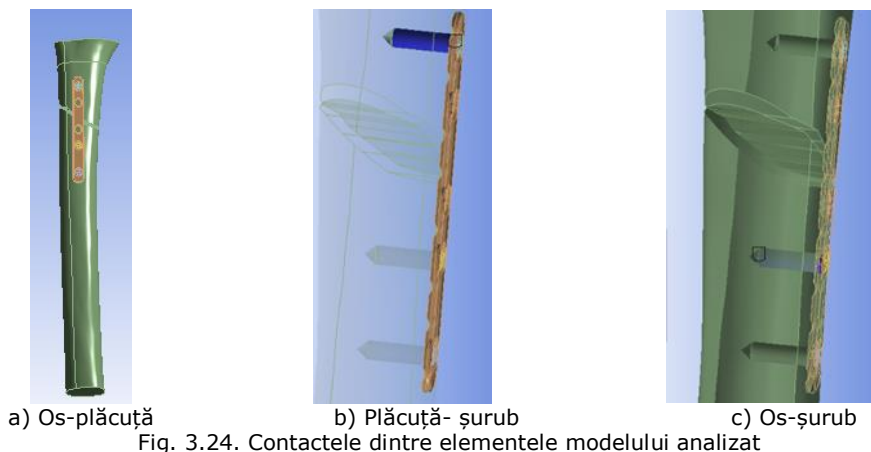


Fig. 3.24. Contactele dintre elementele modelului analizat

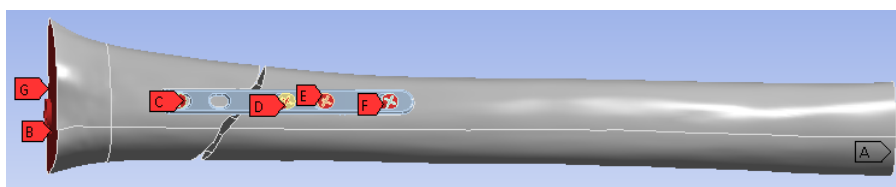
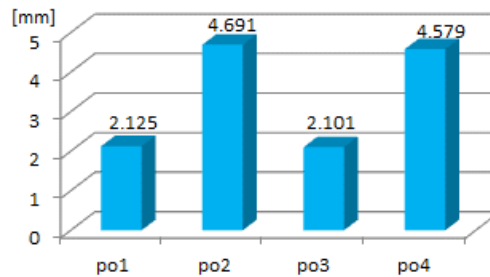


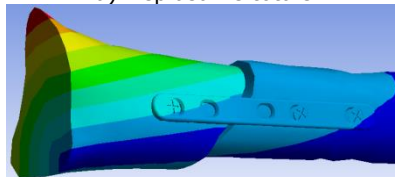
Fig. 3.25. Condițiile pe contur pentru analiza comparativă a comportamentului biomecanic al plăcuței po în funcție de modul de fixare pe osul fracturat

Rezultatele analizei comparative a comportamentului biomecanic în cazul celor patru condiții de fixare a plăcuței po de osul radius sunt prezentate în figura 3.26 (deplasarea totală), figura 3.27 (tensiunea echivalentă) și în Anexa 3.2, figurile

4-8 (deplasările pe cele trei direcții, tensiunea normală pe direcția axei X și tensiunea la forfecare în planul XY).

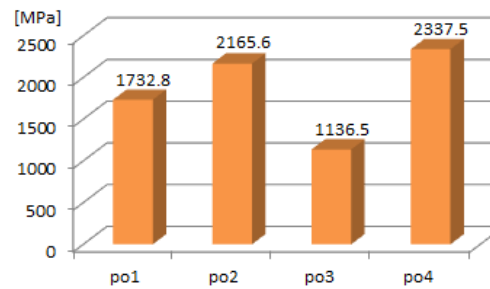


a) Deplasările totale

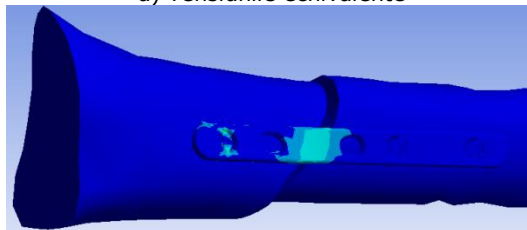


b) Distribuția deplasării totale pentru ansamblul po1

Fig. 3.26. Rezultatele înregistrate pentru deplasările totale



a) Tensiunile echivalente



b) Distribuția tensiunii echivalente pentru ansamblul po1

Fig. 3.27. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente

Din graficele prezentate în figura 3. 26 și figura 3. 27 se poate observa că cele mai bune rezultate sunt obținute pentru fixarea po3, cu patru șuruburi: unul distal și trei proximal față de fractură. Aceleași rezultate se pot observa și în cazul graficelor din Anexa 3.2, figurile 4-8, mai puțin pentru deplasarea pe direcția axei Z, unde cel mai bun rezultat s-a înregistrat pentru fixarea po1.

3.3.3. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemului de stabilizare po1 în funcție de tipul fracturii osului radius și pentru solicitări diferite

Obiectivul acestui studiu este analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a fracturilor osoase în funcție de tipul fracturii (parțială sau totală) și sub acțiunea unor sarcini diferite. În urma celor două studii analizate anterior (subcapitolul 3.3.1 și subcapitolul 3.3.2) s-a ales tipul plăcuței (po) și modul de fixare al acesteia (po1), această fixare (trei șuruburi: unul distal și două proximal față de fractură) prezentând rezultate bune în ceea ce privește deplasările și starea de tensiuni (Toth-Tașcău et al - 3, 2011).

Etapele analizei numerice sunt cele prezentate în paragraful anterior, iar condițiile care au fost definite pentru acest studiu sunt (fig 3.28): suport fix la capătul proximal al osului (A), o forță de tracțiune (B) de valori diferite (25 N, 50 N, 75 N, 100 N) la capătul distal al radiusului, care simulează încărcarea cu diferite sarcini, câte o forță de strângere de 10 N de-a lungul axei fiecărui șurub (C, D și E) și un moment de torsiune de 20 Nm la capătul distal al radiusului (F).

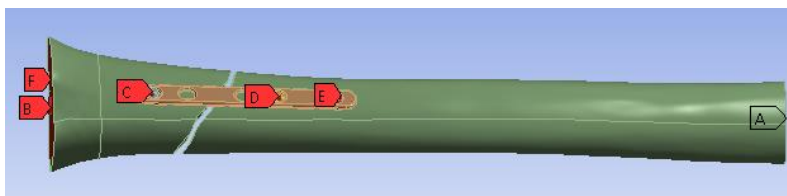


Fig. 3.28. Condițiile pe contur pentru analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemului de stabilizare po1 în funcție de tipul fracturii și pentru solicitări diferite

Rezultatele obținute pentru analiza comportamentului biomecanic au urmărit: deplasarea totală (fig. 3.29), deplasările pe direcțiile X, Y, Z (Anexa 3.2, fig. 9-11), tensiunea echivalentă (fig. 3.30), tensiunea normală pe axa X (Anexa 3.2, fig. 12) și tensiunea la forfecare în planul XY (Anexa 3.2, fig. 13).

În urma analizei numerice se poate observa faptul că rezultatele obținute pentru deplasarea totală (fig. 3.29.a) înregistrată în cazul fracturii totale sunt aproape duble față de cele obținute pentru fractura parțială. Valoarea maximă a deplasării totale s-a înregistrat la capătul distal al osului (fig. 3.29.b), în cazul fracturii totale, pentru solicitarea de 25 N. De asemenea, se poate observa că, odată cu creșterea forței de tracțiune, deplasările totale cresc în cazul fracturilor parțiale și scad în cazul fracturilor totale.

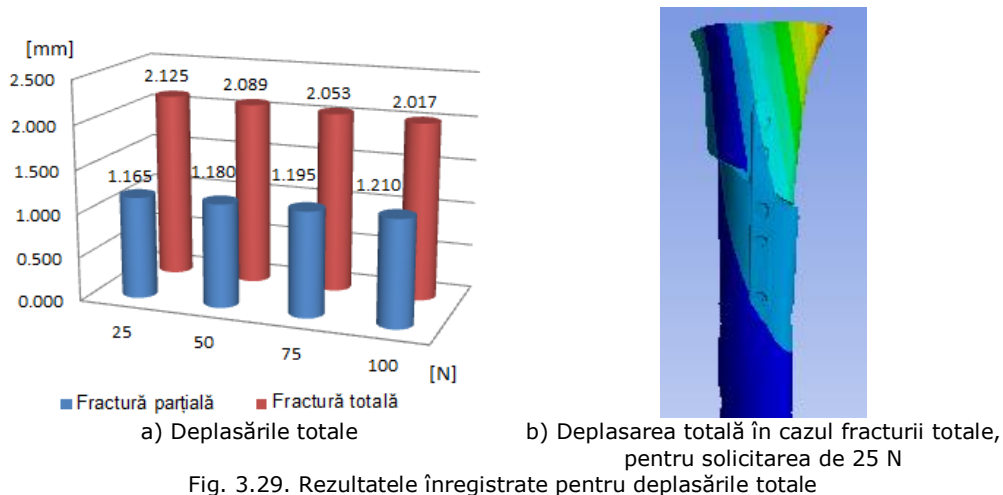


Fig. 3.29. Rezultatele înregistrate pentru deplasările totale

Valorile maxime ale tensiunii echivalente prezintă rezultate asemănătoare pentru orice încărcare în cazul fracturii totale a osului radius, în timp ce pentru fractura parțială acestea scad cu creșterea forței de încărcare (fig. 3.30.a). Valorile maxime ale tensiunii echivalente s-au înregistrat la contactul dintre șuruburile de fixare și plăcuță și în zona fracturii (fig. 3.30.b).

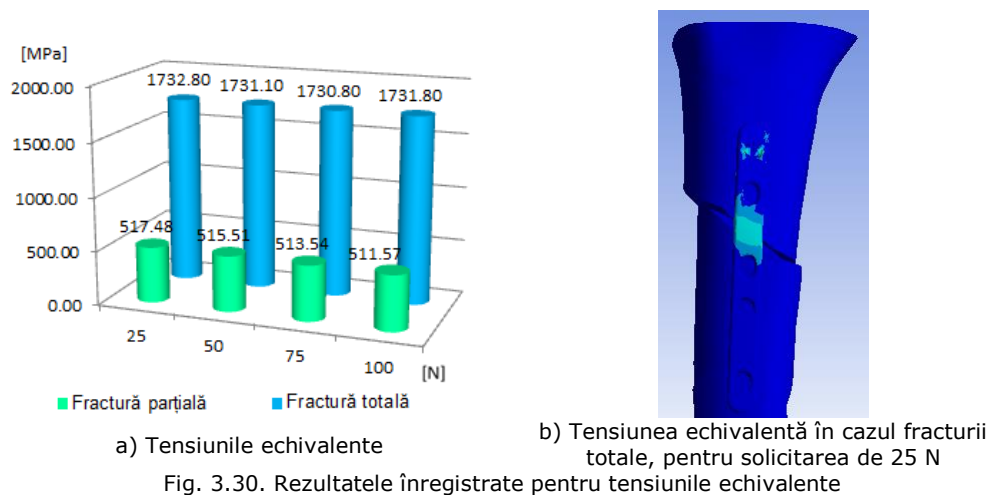


Fig. 3.30. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente

Deplasările direcționale înregistrate sunt mai mari în cazul fracturii totale, pentru toate solicitările considerate. Odată cu creșterea solicitării, deplasările direcționale variază astfel (Anexa 3.2, fig. 9-11):

- deplasările pe axa X scad pentru ambele tipuri de fracturi (totală și parțială);
- deplasările pe axa Y scad în cazul fracturii totale și cresc în cazul fracturii parțiale;
- deplasările pe axa Z cresc pentru ambele tipuri de fracturi (totală și parțială).

Tensiunea normală pe direcția axei X este mai mare pentru fractura totală decât pentru fractura parțială, valorile sunt asemănătoare pentru fractura parțială și scad în cazul fracturii totale odată cu creșterea forței (Anexa 3.2, fig. 12).

În figura 13 din Anexa 3.2 sunt prezentate rezultatele înregistrate pentru tensiunea la forfecare în planul XY de unde se poate observa că valorile scad odată cu creșterea forței de încărcare în cazul fracturii totale și sunt aproximativ egale pentru fractura parțială.

3.4. Analiza experimentală a comportamentului mecanic la tracțiune al modelelor fizice ale plăcuțelor de osteosinteză

Cercetările asupra comportamentului biomecanic al plăcuțelor de osteosinteză a fracturilor pot fi efectuate atât teoretic, cât și experimental, sau realizând o comparație între ambele metode. De cele mai multe ori se realizează doar analize teoretice (simulări) ale comportamentului mecanic ceea ce nu oferă întotdeauna rezultate reale. Deoarece testele in-vivo sunt deficit de efectuat, se realizează teste experimentale ce folosesc modele in-vitro și oferă rezultate mai apropiate de realitate.

Obiectivul acestui studiu a fost fabricarea și testarea experimentală a trei modele din cele patru plăcuțe de fixare a fracturilor diafizale ale osului radius proiectate în subcapitolul 3.3 (Toth-Tașcău et al. - 2, 2011). Astfel, s-au fabricat și testat modelele plăcuțelor pr1, pr2 și ps (geometria celor trei plăcuțe a fost descrisă în subcapitolul 3.3), al căror comportament mecanic a fost inferior plăcuței po. De asemenea, plăcuța po prezintă o geometrie complexă a suprafeței de contact cu osul, ceea ce face dificilă realizarea acesteia cu dotarea avută la dispoziție.

Modelele plăcuțelor au fost prelucrate în Laboratorul de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune și în Laboratorul de prelucrări convenționale LOPIFO din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara. Materialul din care s-au prelucrat plăcuțele a fost platbandă de oțel OL 37, de grosime 2 mm.

Conturul modelelor s-a realizat pe mașina de electroeroziune cu fir DK7732F în două axe pe baza desenelor de execuție salvate în format .dxf, găurile s-au realizat pe freza universală pentru sculărie FU 12 BL cu ajutorul unei freze deget cu patru dinți de diametru \varnothing 5 mm, iar bavurile găurilor s-au efectuat cu o freză debavurator cu 3 dinți înclinată la 45° . Cele trei modele ale plăcuțe fabricate sunt prezentate în figura 3.31.

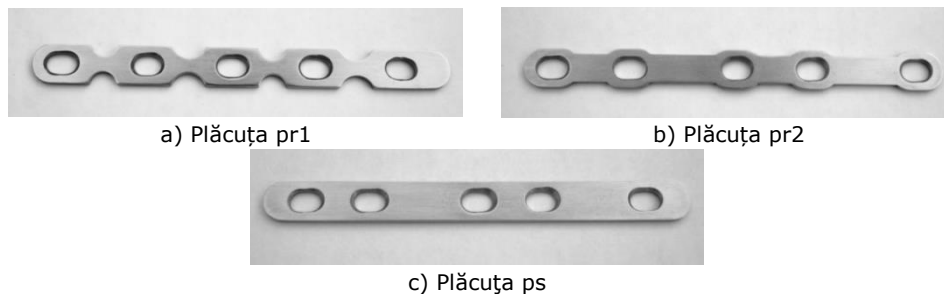


Fig. 3.31. Modelele fizice ale plăcuțelor de stabilizare

Analiza experimentală a comportamentului mecanic al celor trei modele fizice realizate s-a efectuat în Laboratorul de încercări CIDUCOS, pe mașina de încercat Instron 8874 (fig. 3.32). Aceasta este un sistem de testare servo-hidraulic, care realizează o gamă variată de teste, atât statice, cât și dinamice. Flexibilitatea oferită de această mașină satisface nevoile de testare a materialelor avansate (inclusiv biomateriale), componentelor unor produse (inclusiv dispozitive medicale –

implanturi, proteze). Capacitatea maximă de încărcare la tracțiune este de 25 kN, iar capacitatea maximă de încărcare la torsiune este de ± 100 Nm. (Instron, 2011). Celulele de încărcare patentate Dynacell compensează pentru încărcările inerțiale cauzate de dispozitivele de fixare.

Încercarea mecanică a celor trei modele de plăcuțe s-a realizat la tracțiune. După pornirea întregului sistem s-a realizat calibrarea acestuia. Apoi, s-au ales dispozitivele de prindere și s-a realizat prinderea plăcuțelor în dispozitivele de prindere (fig. 3.33).



Fig. 3.32. Mașina de încercat Instron 8874



Fig. 3.33. Prinderea plăcuței în dispozitivele mașinii

Pentru determinarea deformațiilor s-au folosit două sisteme de măsurare a deplasărilor liniare (fig. 3.34):

- un sistem pentru determinarea deplasării pistonului de încărcare al mașinii, care determină deformația axială a plăcuței între dispozitivele de prindere (bacurile) ale mașinii de încercat: $\Delta L = L_1 - L_0$, unde L_0 este distanța inițială dintre bacurile mașinii de încercat, iar L_1 este distanța măsurată în momentul ruperii plăcuței;
- un extensiometru video care determină deformația axială a plăcuței între două repere marcate pe plăcuță: $\Delta \ell = \ell_1 - \ell_0$, unde ℓ_0 este distanța inițială dintre reperele marcate pe plăcuță, iar ℓ_1 este distanța dintre repere măsurată în momentul ruperii plăcuței.

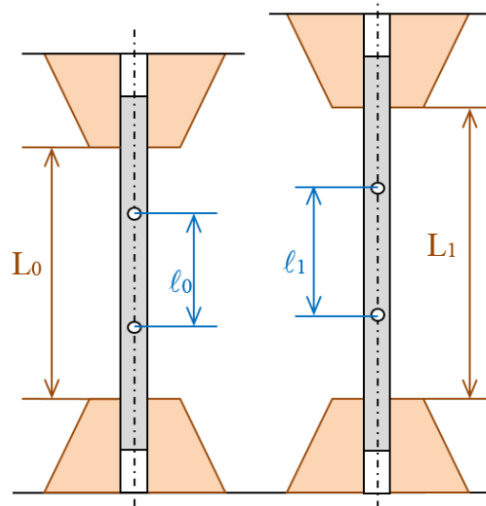


Fig. 3.34. Reprezentarea sistemelor de măsurare a deformațiilor

Pentru fiecare model de plăcuță supusă studiului s-a realizat și încercat la tracțiune un lot de 10 plăcuțe care au fost sollicitate până la rupere. Plăcuțele au fost notate și codificate astfel: $pr1-i$, $pr2-j$ și $ps-k$ (i , j și k au valori de la 1 la 10). Pentru fiecare plăcuță încercată la tracțiune s-au înregistrat graficul deformației axiale între bacuri ΔL și graficul deformația axială între repere Δl .

Toate plăcuțele de tip ps s-au deformat și rupt în zona de mijloc. În cazul plăcuțelor de tip $pr1$ și $pr2$ s-au înregistrat câte un caz ($pr1-7$ și $pr2-5$) în care acestea s-au deformat și rupt spre capătul proximal. În figura 3.35 sunt prezentate plăcuțele $pr1-7$, $pr2-5$ (pentru care ruperea s-a înregistrat la capătul proximal) și plăcuța $ps-4$, pentru care ruperea s-a înregistrat în zona de mijloc.

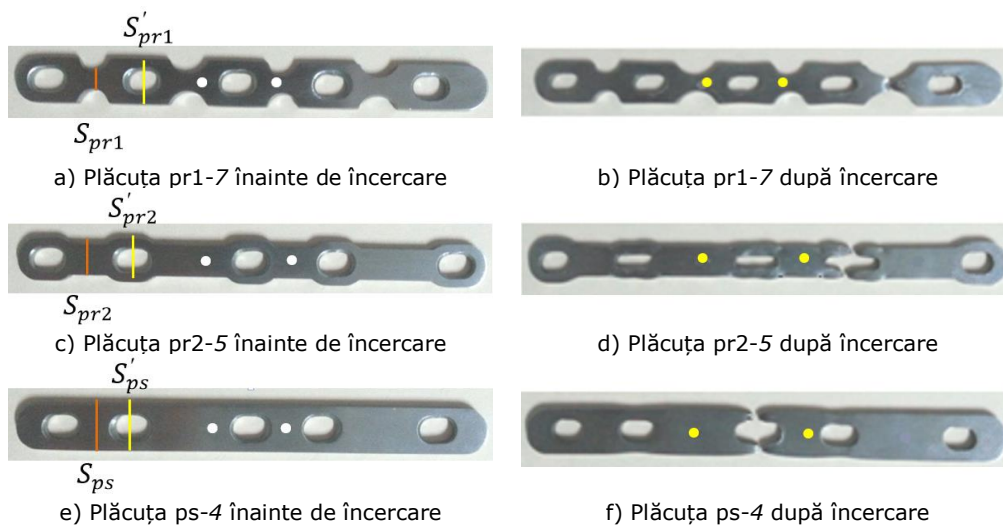


Fig. 3.35. Plăcuțele înainte și după încercarea la tracțiune

Având în vedere geometria plăcuțelor, s-au notat (fig. 3.34) și calculat (tabel 3.3) secțiunile care influențează direct ruperea plăcuțelor (zonele unde riscul de producere a ruperii este mai mare), astfel: S_{pr1} , S_{pr2} și S_{ps} - secțiunile corespunzătoare conturului plăcuțelor; S'_{pr1} , S'_{pr2} și S'_{ps} - secțiunile corespunzătoare găurilor de fixare a plăcuțelor. Deoarece plăcuțele au aceeași lățime și grosime, iar găurile de fixare au aceleași dimensiuni, secțiunile corespunzătoare găurilor de fixare a plăcuțelor sunt egale ($S'_{pr1} = S'_{pr2} = S'_{ps}$). Datorită degajărilor realizate pe conturul plăcuțelor pentru asigurarea unui contact redus cu osul, relația dintre secțiunile corespunzătoare conturului plăcuțelor este: $S_{pr1} < S_{pr2} < S_{ps}$.

Tabelul 3.3. Secțiunile care prezintă factor de risc pentru producerea ruperii

Plăcuța	Secțiunea	
	S [mm ²]	S' [mm ²]
pr1	$S_{pr1} = 7.82$	$S'_{pr1} = 9.26$
pr2	$S_{pr2} = 13.82$	$S'_{pr2} = 9.26$
ps	$S_{ps} = 19.82$	$S'_{ps} = 9.26$

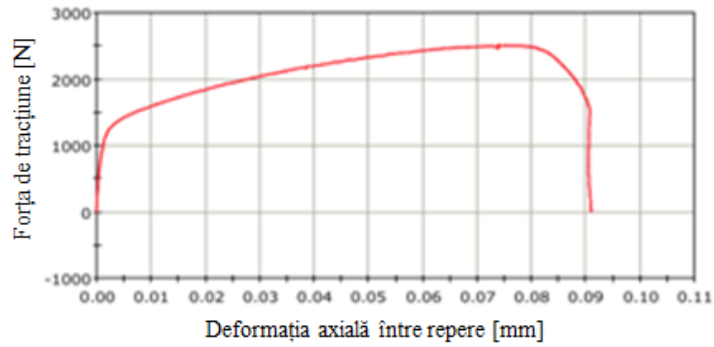
În tabelul 3.4 sunt prezentate valorile medii pentru: forța de tracțiune maximă, deformația axială între bacuri ΔL și deformația axială între repere $\Delta \ell$ pentru fiecare plăcuță.

Tabelul 3.4. Rezultatele încercărilor mecanice

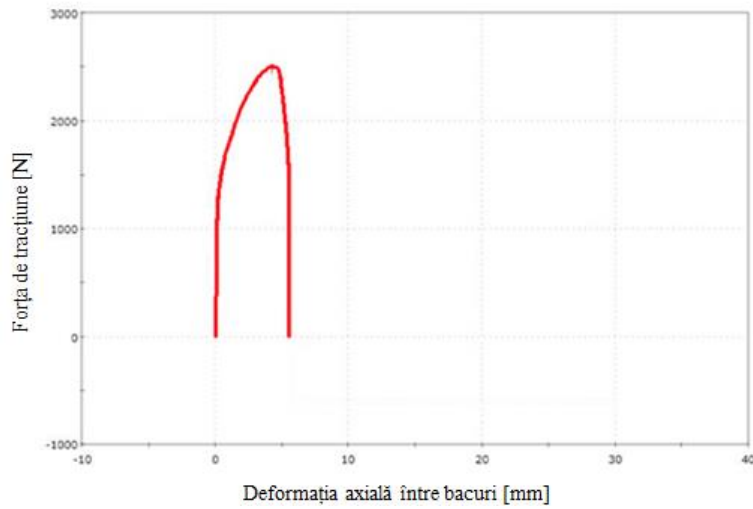
Plăcuța	Forța de tracțiune maximă [N]	Deformația axială între bacuri ΔL [mm]	Deformația axială între repere $\Delta \ell$ [mm]
pr1	2524.07321	4.15327	0.12433
pr2	2952.91772	8.85472	1.05512
ps	3521.47520	3.36629	1.19873

Ruperea plăcuțelor pr1 s-a produs la cea mai mică încărcare datorită decupărilor mari de pe contur. Din cele 9 plăcuțe care s-au rupt în zona de mijloc, 5 s-au rupt în dreptul reperului proximal și 4 plăcuțe în dreptul reperului distal. Ruperea plăcuței pr1-7 s-a realizat la capătul proximal, la o forță de tracțiune de 2516.96 N (fig. 3.35.b). Variațiile deformației axiale între bacuri ($\Delta L_{max} = 4.21909$ mm) și ale deformației axiale între repere ($\Delta \ell_{max} = 0.09418$ mm) sunt prezentate în figura 3.36.

Ruperea plăcuțelor pr2 s-a produs la o solicitare mai mare decât forța de tracțiune maximă înregistrată în cazul ruperii plăcuțelor pr1. Plăcuțele pr2 s-au rupt în dreptul găurii din mijloc, cu excepția plăcuței pr2-5, care s-a rupt în dreptul găurii 4 (spre capătul proximal). Ruperea plăcuței pr2-5 s-a realizat la capătul proximal, la o forță de tracțiune de 2947.42584 N (fig. 3.35.d). Variațiile deformației axiale între bacuri ($\Delta L_{max} = 8.66711$ mm) și ale deformației axiale între repere ($\Delta \ell_{max} = 1.00200$ mm) sunt prezentate în figura 3.37.

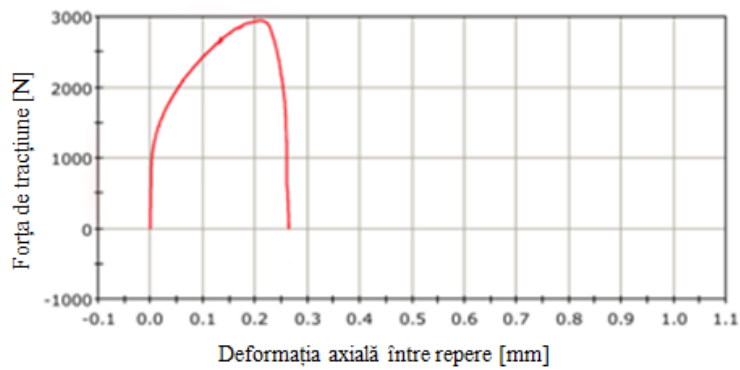


a) Deformația axială între repere Δl



b) Deformația axială între bacuri ΔL

Fig. 3.36. Deformația axială între repere și deformația axială între bacuri pentru plăcuța pr1-7



a) Deformația axială între repere Δl

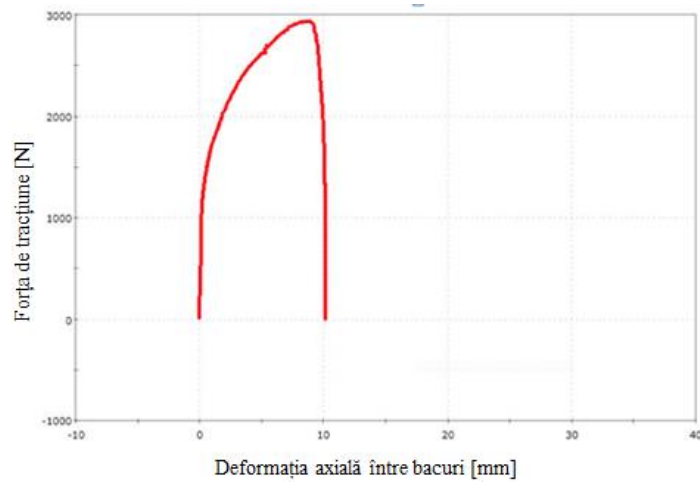
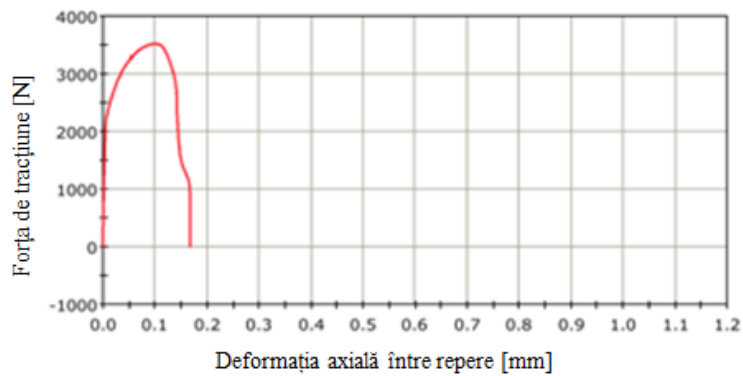
b) Deformația axială între bacuri ΔL

Fig. 3.37. Deformația axială între repere și deformația axială între bacuri pentru plăcuța pr2-5

Datorită geometriei simple a plăcuței ps se observă că deformarea, și mai apoi ruperea ei s-au produs pentru toate plăcuțele în dreptul găurii din mijloc (fig. 3.35.f). Rezultatele obținute pentru deformația axială între repere sunt prezentate în graficul din figura 3.38.a, iar cele pentru deformația axială între bacuri în cel din figura 3.38.b. Din tabelul 3.3 se poate observa că această plăcuță necesită cea mai mare încărcarea pentru a se rupe. Deformația axială între bacuri fiind cea mai mică dintre cele trei, iar deformația axială între repere este cea mai mare.

a) Deformația axială între repere Δl

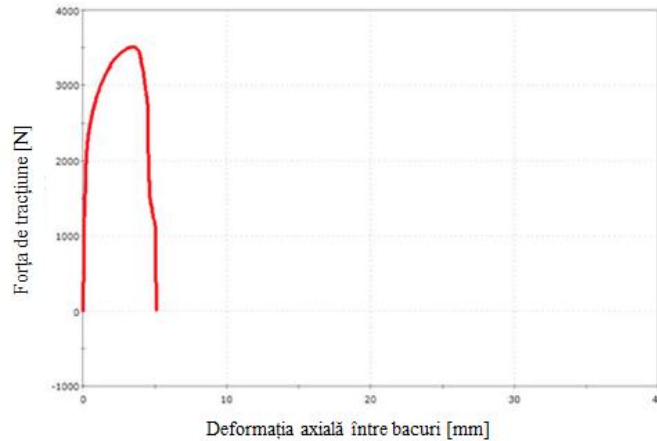
b) Deformația axială între bacuri ΔL

Fig. 3.38. Deformația axială și alungirea relativă pentru plăcuța ps-4

Ruperea plăcuțelor în zona capătului proximal se poate datora unor defecte de material sau de prelucrare, respectiv unei forțe de strângere mari între bacurile mașinii de încercat.

Pentru analiza existenței defectelor de structură și a zonelor de rupere s-a realizat o analiză microscopică a celor două plăcuțe care s-au deformat și rupt spre capătul proximal. Pentru analiza suprafețelor zonelor de rupere s-a folosit microscopia electronică de baleiaj (SEM - Scanning Electron Microscopy), care permite observarea și caracterizarea la scara micro și nanometrică a materialelor solide anorganice sau organice.

Analizele microscopice au fost realizate cu microscopul electronic (SEM) model FEI INSPECTS în Laboratorul de Materiale Avansate al departamentului Ingineria Materialelor și Fabricației din Universitatea Politehnică din Timișoara.

Probele supuse analizelor au fost codificate astfel (fig. 3.39):

- Proba 1.a și Proba 1.b corespund plăcuței pr2-5;
- Proba 2 corespunde plăcuței pr1-7.

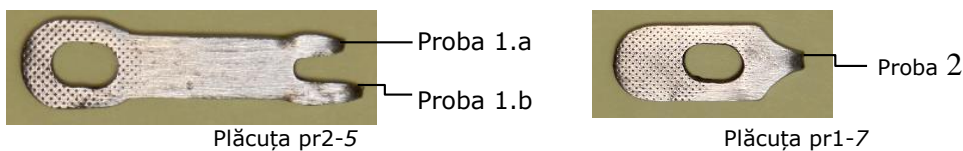


Figura 3.39. Codificarea probelor supuse analizei microscopice

Analizele microscopice au fost realizate în zonele de rupere ale probelor, pentru diferite magnitudini: 100x, 200x, 400x, 800x și 3000x, ceea ce a permis obținerea unor imagini micrometrice ale suprafețelor analizate. Rezultatele analizelor microscopice (aspectul suprafeței de rupere), determinate pentru magnitudinile 100x, 200x și 3000x sunt prezentate în figura 3.40 pentru probele 1.a și 1.b, respectiv în figura 3.41 pentru proba 2.

Aspectul suprafețelor de rupere a probelor analizate este caracteristic ruperii ductile a metalelor. În cazul ambelor probe se observă în vârful fiecărei microcavități (microfractura "con-cupă") o incluziune nemetalică de dimensiuni reduse. În figura

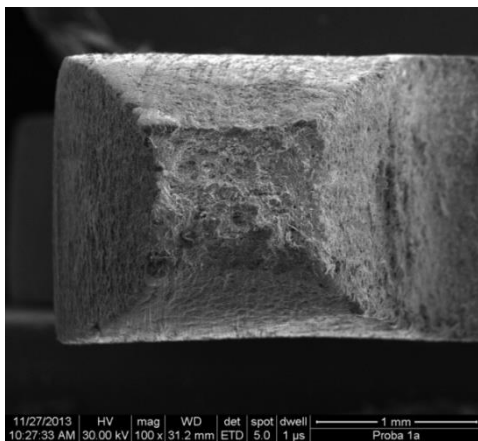
3.40.b (proba 1.b) este marcat un artefact de scanare, apărut datorită conductibilității diferite.

Imaginile corespunzătoare deformării plastice a probelor 1.a și 1.b cu magnitudinea 100x au fost folosite pentru determinarea coeficientului de gătuire la rupere:

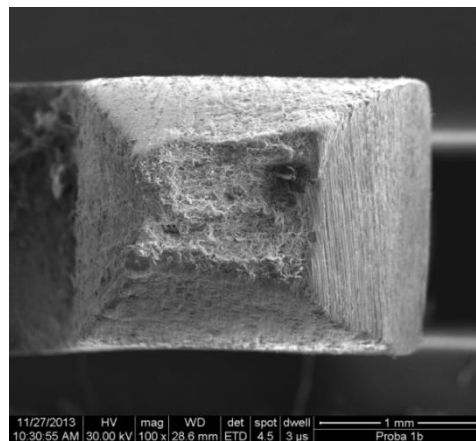
$$Z = \frac{S_0 - S}{S_0} \cdot 100 [\%] \quad (3.1)$$

În figura 3.42 sunt prezentate măsurările făcute pentru probele 1.a și 1.b, în vederea calculării coeficienților de gătuire la rupere Z (tabel 3.4). Se observă că nu există diferențe majore între coeficienții de gătuire la rupere, valorile acestora fiind în concordanță cu caracteristicile ruperii ductile.

Deformarea plastică a probei 2, prezentată în figura 3.41, nu permite evaluarea gătuirii la rupere datorită formei geometrice a plăcuței în zona ruperii.

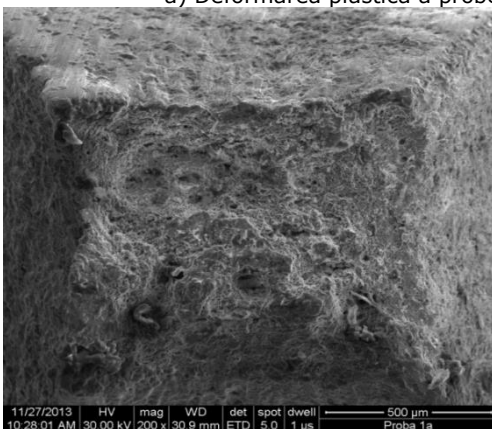


Proba 1.a

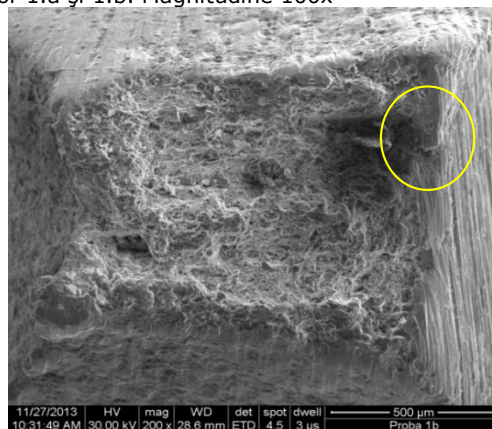


Proba 1.b

a) Deformarea plastică a probelor 1.a și 1.b. Magnitudine 100x

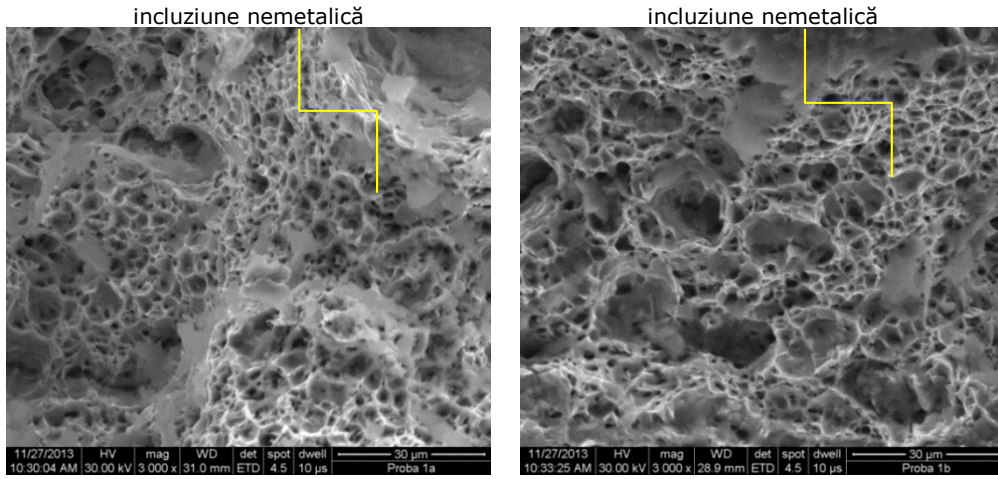


Proba 1.a

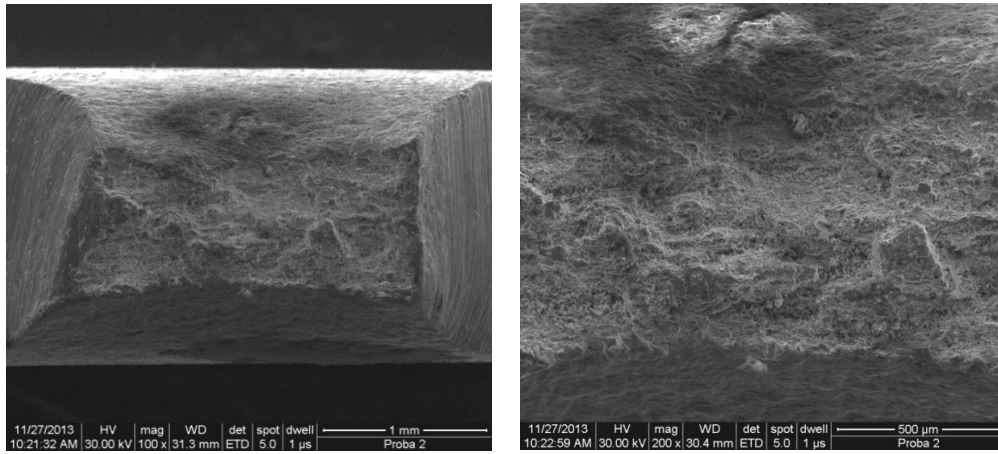


Proba 1.b

b) Aspecte caracteristice ruperii ductile plastice a probelor 1.a și 1.b. Magnitudine 200x

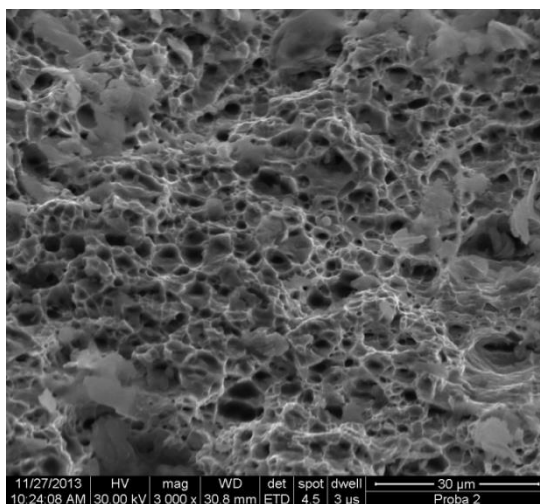


Proba 1.a Proba 1.b
c) Aspecte caracteristice ruperii ductile plastice a probelor 1.a și 1.b. Magnitudine 3000x
Figura 3.40. Analizele microscopice ale probelor 1.a și 1.b

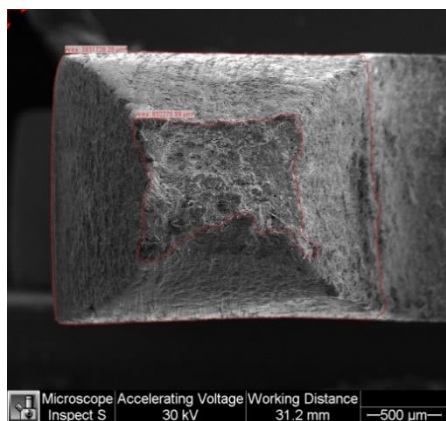


a) Deformarea plastică a probei 2.
Magnitudine 100x

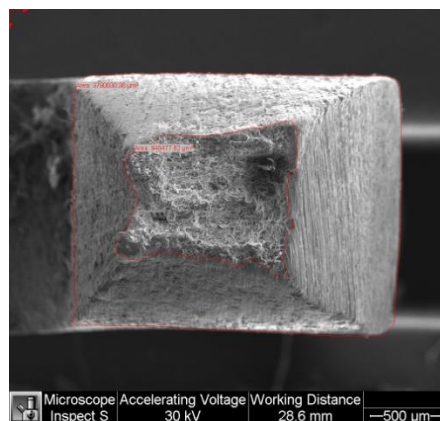
b) Aspecte caracteristice ruperii ductile plastice a probei 2. Magnitudine 200x



c) Aspecte caracteristice ruperii ductile plastice a probei 2. Magnitudine 3000x
 Figura 3.41. Analizele microscopice ale probei 2



a) Proba 1.a



b) Proba 1.b

Figura 3.42. Măsurarea ariilor suprafețelor de rupere

Tabelul 3.5. Calculul coeficienților de gătuire la rupere

Proba	S_0 [μm^2]	S [μm^2]	Z [%]
Proba 1.a	3931729.20	832275.99	78.83
Proba 1.b	3790630.36	940477.82	75.19

Analizele microscopice nu au semnalat incluziuni nemetalice de dimensiuni mari sau alte defecte de material. Se poate considera astfel că ruperea diferită a plăcuțelor pr2-5 și pr1-7 s-a datorat unor defecte minore de prelucrare.

Studiul experimental a urmărit comportamentul mecanic al unor plăcuțe de osteosinteză cu aceleași dimensiuni de gabarit, dar cu geometrii diferite ale conturului. Rezultatele obținute în urma testărilor au arătat că:

- forța de încărcare cea mai mare a fost necesară pentru ruperea plăcuței ps.
- cea mai mare deformația axială între repere (video) a rezultat la plăcuța ps.
- cea mai mare deformația axială între bacuri a apărut la plăcuța pr2.

3.5. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al unor sisteme convenționale de stabilizare a fracturilor diafizale ale osului ulna

Alegerea sistemelor de stabilizare compuse din plăcuțe de osteosinteză și șuruburi de fixare depinde de anumiți factori, în special de tipul fracturii și comportamentul biomecanic al sistemului de stabilizare. Astfel s-a realizat un studiu comparativ pentru a evalua influența geometriei plăcuțelor, proprietăților materialelor și modulului de prindere a șuruburilor, utilizând simularea pe baza analizei cu element finit și tehnici de *Design of Experiments* (Toth-Tașcău et al.-1, 2012).

Evaluarea biomecanică s-a realizat pentru trei modele de plăcuțe folosite în tratamentul fracturilor osului ulna. Plăcuțele modelate au fost fixate în trei moduri pe osul ulna reconstruit (conform subcapitolului 3.1), pe care a fost simulată o fractură de tip 22-A1 (fractură diafizală, oblică, simplă a osului ulna, radiusul fiind intact) conform cu Fracture and Dislocation Classification Compendium (OTA, 2007).

Modelele celor trei plăcuțe (P1, P2 și P3) (fig. 3.43) sunt diferite ca design, dar au aceleași dimensiuni de gabarit: 80 mm lungime, 10 mm lățime și 2 mm grosime, șase găuri alungite pentru șuruburile de fixare cu 4.5 mm diametru și o lungime de 7 mm, fiecare gaură având o bavură de 0.75 mm. Fixarea plăcuțelor de os a fost realizată utilizând același tip de șuruburi. Cele trei moduri de fixare sunt: cu trei șuruburi, cu patru, respectiv șase șuruburi.

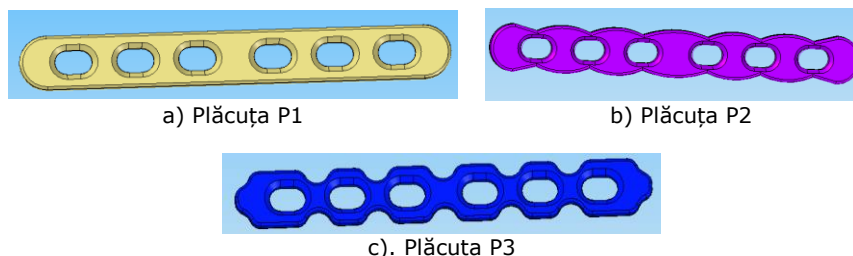


Fig. 3.43. Modelele celor trei plăcuțe de osteosinteză

Prin combinarea celor trei tipuri de plăcuțe cu cele trei fixări ale șuruburilor au rezultat nouă variante de sisteme de stabilizare.

Obiectivul acestui studiu constă în modelarea geometrică a sistemelor de osteosinteză și analiza comparativă a comportamentului biomecanic al celor nouă sisteme de stabilizare simple folosite pentru reducția fracturilor diafizale ale osului ulna. Analizele comparative realizate au luat în considerare următoarele aspecte:

- comportamentul biomecanic al celor trei sisteme de stabilizare (plăcuțele P1, P2, P3 fixate pe osul fracturat cu patru șuruburi de fixare), în funcție de material (aliaj de titan și oțel inoxidabil) și pentru solicitări diferite aplicate la capătul distal al osului (simulând transportul unei sarcini de diferite greutăți);
- comportamentul biomecanic al sistemelor de stabilizare în funcție de geometrie, material și modul de fixarea al șuruburilor, folosind metoda Design of Experiments și analiza statistică.

3.5.1. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a fracturii osului ulna în funcție de materiale și pentru solicitări diferite

Acest studiu prezintă o analiză comparativă a comportamentului biomecanic al celor trei sisteme de stabilizare, fiecare conținând o plăcuță (P1, P2, P3) și patru șuruburi de fixare, în două situații referitoare la materialele pentru plăcuță și șuruburi (aliaj de titan și oțel inoxidabil) și patru situații de încărcare activă care acționează la capătul distal al osului ulna (simulează transportul unei sarcini de diferite greutăți).

Obiectivul analizei numerice a fost determinarea tensiunilor și deplasărilor maxime care apar în sistemul de stabilizare și în osul ulna sub acțiunea unor încărcări diferite.

Simularea comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare s-a realizat cu ajutorul programului de analiză cu element finit ANSYS V14, în care au fost importate modelele sistemelor fixate pe osul ulna fracturat (fig. 3.42).

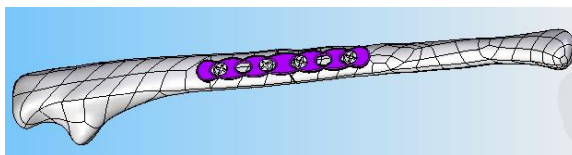


Fig. 3.44. Modelul plăcuței P2 fixată cu 4 șuruburi pe osul ulna

Materialele definite din biblioteca programului ANSYS au fost os cortical pentru osul ulna, aliaj de titan/oțel inoxidabil pentru plăcuțe și șuruburi.

Înainte de realizarea propriu-zisă a analizei s-au verificat/definit contactele dintre componentele modelelor analizate (plăcuță-os, plăcuță-șurub și șurub-os).

Discretizarea modelelor (fig. 3.45) s-a realizat automat cu ajutorul elementelor tetraedrice cu mărirea elementelor automată (default).

Condițiile impuse pentru realizarea analizei au fost (fig. 3.44) (Toth-Tașcău et al.-3, 2012):

- Suport fix la capătul proximal al ulnei (A);
- Forță de tracțiune care acționează la capătul distal al osului având valori diferite (25 N, 50 N, 75 N, 100 N) care simulează transportarea unei sarcini care poate avea diferite greutăți;
- Forță de 10 N aplicată pe fiecare cap al șuruburilor (C, D, E, F în cazul fixării cu patru șuruburi) care simulează forța de strângere a acestora.

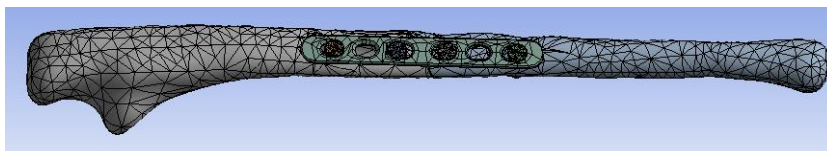


Fig. 3.45. Discretizarea modelului

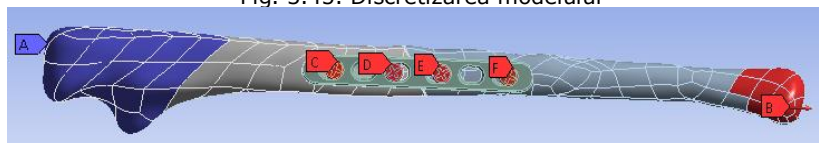
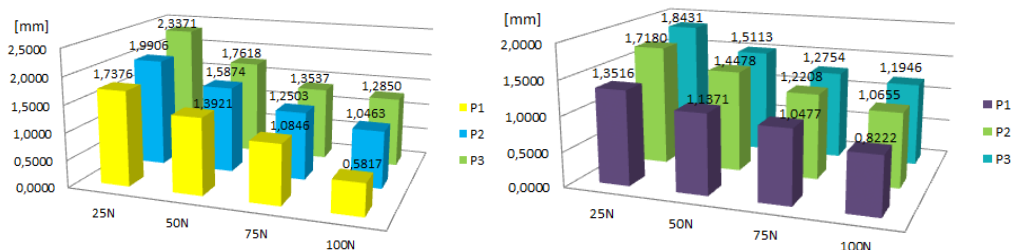


Fig. 3.46. Condițiile pe contur

Utilizarea a două materiale pentru cele trei modele de sisteme de osteosintează și patru încărcări diferite a generat 24 de simulări ale comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a osului ulna fracturat.

Comparând rezultatele obținute pentru cele 24 simulări se poate observa că pentru deplasarea totală valorile sunt descrescătoare pe măsură ce solicitarea crește, pentru ambele materiale considerate. Cea mai mare valoare a deplasării totale s-a înregistrat la încărcarea cu 25 N a sistemului de stabilizare care conține plăcuța P1 din aliaj de Ti (fig. 3.47.a), iar cele mai mici valori obținute în cazul deplasării totale au fost: 0.8222 mm pentru oțelul inoxidabil (fig. 3.47.b) și 0.5817 mm în cazul aliajului de titan, ambele valori fiind înregistrate la încărcarea cu 100 N a sistemului de stabilizare cu plăcuța P1.



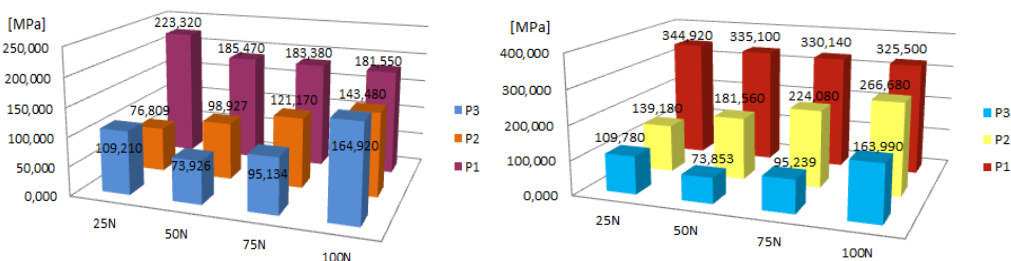
a) Aliaj Ti

b) Oțel inoxidabil

Fig. 3.47. Rezultatele înregistrate pentru deplasările totale

În cazul tensiunii echivalente, sistemul de stabilizare cu plăcuța P3 a înregistrat o scădere până la încărcarea cu 50 N, urmată de o creștere a valorilor pentru încărcările de 75 N și 100 N. Tensiunile echivalente înregistrate pentru plăcuța P2 au valori care cresc odată cu valoarea sarcinii, iar tensiunile echivalente înregistrate pentru plăcuța P1 scad odată cu creșterea sarcinii, pentru ambele materiale considerate.

Cele mai mari valori ale tensiunii echivalente s-au înregistrat pentru plăcuța P1 la încărcarea cu 25 N pentru ambele materiale (fig. 3.48.a, fig. 3.48.b), valorile fiind mai mari în cazul sistemelor de stabilizare din oțel inoxidabil.



a) Aliaj Ti

b) Oțel inoxidabil

Fig. 3.48. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile echivalente

Sistemul de stabilizare cu plăcuța P3 a înregistrat valorile cele mai mari în cazul deplasării totale, iar sistemul de stabilizare cu plăcuța P1 a înregistrat valorile cele mai mari în cazul tensiunii echivalente, pentru ambele materiale.

În concluzie se poate observa că deplasările totale au înregistrat valori mai mari în cazul sistemelor de stabilizare din aliaj de Titan, pe când tensiunile echivalente au înregistrat valori mai mari în cazul sistemelor de stabilizare din oțel inoxidabil.

3.5.2. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a fracturii osului ulna în funcție de geometria plăcuțelor, material și modul de fixare

Acest studiu prezintă o analiză comparativă a comportamentului biomecanic al celor trei sisteme de stabilizare (plăcuțele de osteosinteză P1, P2, P3), fiecare sistem fiind realizat din câte două materiale (aliaj de titan și oțel inoxidabil) și fixat pe osul ulna cu 3, 4 și 6 șuruburi de fixare.

Obiectivul analizei numerice a constat în determinarea tensiunilor și deplasărilor maxime care apar în sistemele de stabilizare și în osul ulna sub acțiunea unei încărcări de 25 N la capătul distal al osului.

Simularea comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare s-a realizat cu ajutorul programului de analiză cu element finit ANSYS V14, după importarea modelelor în modulul *Static Structural*. În analiza numerică s-au considerat următoarele materiale: aliaj Titan și oțel inoxidabil pentru plăcuțele de osteosinteză și șuruburile de fixare, respectiv os cortical pentru osul ulna (Toth-Tașcău et al.-1, 2012),.

Discretizarea componentele s-a realizat cu elemente de formă tetraedică având mărimea elementelor definită automat (default).

S-au verificat contactele dintre componentele ansamblului sistem de stabilizare-os (os - plăcuță osteosinteză, plăcuță osteosinteză - șurub fixare, șurub fixare - os) și s-au definit condițiile de contur (fig. 3.49), care au fost aceleași pentru toate sistemele analizate:

- suport fix la capătul proximal al ulnei (A);
- forță de 10 N aplicată pe capul fiecărui șurub (B, C, D, E, F, G în cazul fixării cu șase șuruburi), care simulează forța de strângere a acestora;
- forță de tracțiune care acționează la capătul distal al osului având 25 N (H).

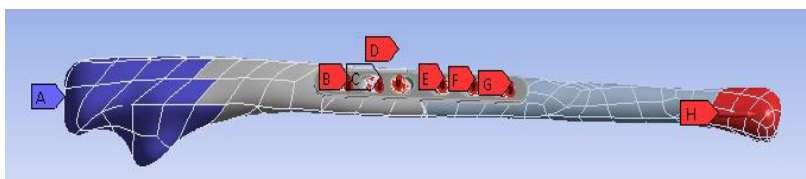


Fig. 3.49. Condițiile de încărcare a ansamblului sistem de stabilizare - os în cazul fixării cu șase șuruburi

Utilizarea a două materiale pentru cele trei modele de sisteme de osteosinteză și trei moduri de fixare a generat 18 simulări ale comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a osului ulna fracturat (fractură diafizală, oblică, simplă a osului ulna, radiusul fiind intact).

Pentru a evalua influența variabilelor s-a dezvoltat un design de experiment multifuncțional utilizând software-ul de analiză statistică StatGraphics Centurion (Toth-Tașcău et al.-1, 2012).

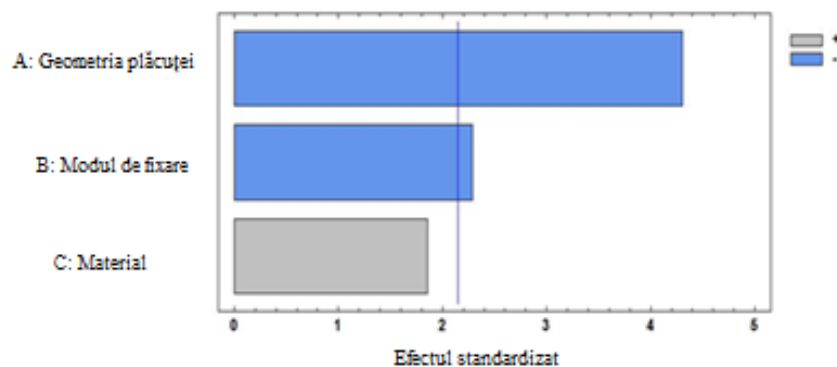
În cadrul experimentului s-au introdus trei factori: modelul plăcuței de osteosinteză (modelul P1, P2 și P3), modul de fixare (cu 3, 4, și 6 șuruburi) și tipul

materialului (aliaj de Ti și oțel inoxidabil). Prin componerea acestora a rezultat un număr de 18 experimente (tabelul 3.6).

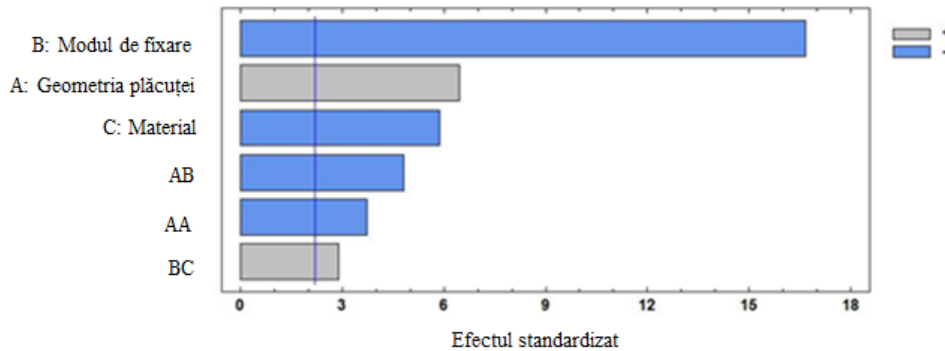
Tabelul 3.6. Rezultatele analizelor numerice corespunzătoare celor 18 experimente

Modelul plăcuței	Modul de fixare	Deplasarea totală [mm]		Tensiunea echivalentă [MPa]	
		Aliaj Ti	Oțel inoxidabil	Aliaj Ti	Oțel inoxidabil
P1	6 șuruburi	2.28	1.70	313.58	486.58
P2	6 șuruburi	3.17	2.67	127.86	165.04
P3	6 șuruburi	3.35	2.59	147.53	153.61
P1	4 șuruburi	1.74	1.35	223.32	344.92
P2	4 șuruburi	1.99	1.72	136.81	139.18
P3	4 șuruburi	2.34	1.84	109.21	109.78
P1	3 șuruburi	1.25	1.10	112.92	194.26
P2	3 șuruburi	1.58	1.40	155.41	265.96
P3	3 șuruburi	1.28	1.14	43.59	64.51

Pentru a evidenția semnificația statistică a fiecărui efect, au fost realizate graficele Pareto ale interacțiunilor (fig. 3.50) comparând media pătratelor cu o eroare experimentală estimată. În graficele din figura 3.50 s-au reprezentat doar efectele cele mai semnificative, respectiv cele care au valoarea P mai mică sau apropiată de 0.05, aceasta fiind relevantă pentru un nivel de încredere de 95% (Toth-Tașcău et al.-1, 2012). În graficele Pareto (fig. 3.50) s-au folosit notațiile: (+) și culoare gri pentru efect pozitiv asupra răspunsului; (-) și culoare albastră pentru efect negativ asupra răspunsului.

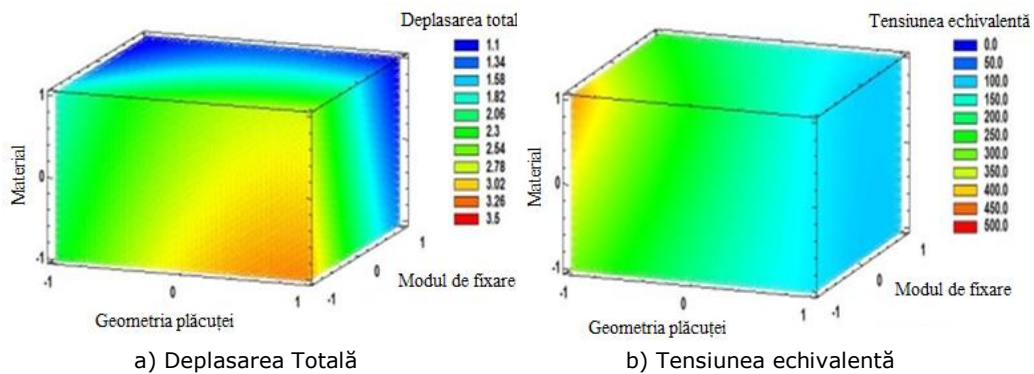


a) Efectul standardizat pentru tensiunea echivalentă



b) Efectul standardizat pentru deplasarea totală
Fig. 3.50. Graficele Pareto standardizate

În cazul tensiunilor echivalente s-a observat că cea mai mare influență o are design-ul plăcuței de osteosinteză, urmat de modul de fixare a acesteia, iar în cazul deplasării totale cel mai mare efect s-a obținut pentru modul de fixare al plăcuțelor cu șuruburi, urmat în ordine descrescătoare de design-ul plăcuțelor, de material și de interacțiunile acestora. Pentru estimarea, respectiv optimizarea răspunsurilor variabilelor a fost analizată relația dintre răspunsuri și factorii experimentului (fig. 3.51).



a) Deplasarea Totală b) Tensiunea echivalentă
Fig. 3.51. Forma suprafeței de răspuns pentru deplasarea totală și tensiunea echivalentă

Rezultatele obținute au arătat că geometria plăcuțelor prezintă cea mai mare influență asupra tensiunilor echivalente, în timp ce modul de fixare a plăcuțelor pe os are cea mai mare influență pentru deplasările totale.

Plăcuțele de Ti au generat deplasări mai mari, dar tensiuni echivalente mai mici decât în cazul plăcuțelor din oțel inoxidabil, pentru aceeași geometrie și mod de fixare, diminuând astfel efectul de stress shielding al osului.

Din rezultatele obținute se poate observa că utilizarea unui număr mai mic de șuruburi pentru fixarea plăcuțelor pe os a mărit lungimea de lucru a plăcuței, astfel scăzând valorile tensiunii echivalente interne, ceea ce este în concordanță cu raportările altor studii publicate (Stoffel et al., 2003), (Gautier & Sommer, 2003).

Rezultatele confirmă că prin combinarea analizei numerice cu o metodă de design de experiment se poate determina combinația optimă a plăcuțelor, șuruburilor și materialului corelate cu tipul fracturii.

3.6. Analiza comportamentului biomecanic al sistemului os-plăcuță LCP pentru o fractură a capătului proximal al osului radius

Fracturile ce apar la capul radiusului sunt comune și reprezintă o treime din fracturile ce apar în articulația cotului și aproximativ 1.5% - 4% din totalul fracturilor ce survin la adulți. În cazul copiilor, incidența apariției acestei fracturi în zona capătului proximal al radiusului este de până la 1.3%. Conform cu datele din literatură fractura din această zonă apare la persoane cu vârsta medie cuprinsă între 45-45.9 ani. Fractura se produce de obicei în urma unei căzături pe mâna întinsă cu articulația cotului aflată în mișcare de pronatie și parțial flexie sau rareori este provocată prin traumă directă (Kovar et al, 2013).

Cele mai simple fracturi ce pot apărea în zona proximală a osului radius, conform cu clasificările Muller AO (Muller AO, 2012) și Orthopedic Trauma Association (OTA, 2007) sunt:

- fractura extra-articulară a colului osului radius 21- A2.2
- fractura articulară a osului cu (21-B2.1.1) sau fără deplasare (21-B2.1.2).

În prezent, cele mai bune rezultate ale procesului de osteosinteză sunt obținute în cazul plăcuțelor de compresiune cu blocare (Locking Compression Plate - LCP). Dintre modelele cele mai cunoscute utilizate în reducția fracturilor din zona epifizei proximale a osului radius pot fi menționate următoarele:

- **plăcuțele Synthes LCP 2.4 pentru radiusul proximal** (fig. 1.23. Sistemul LCP Proximal Radius Plates 2.4) sunt plăcuțe preconturate, astfel încât se potrivesc cu zona anatomică. Fiecare model prezintă mai multe lungimi ale părții distale, în funcție de zona unde se produce fractura. Partea distală a plăcuțelor prezintă un design cu contact limitat. Materialele din care sunt fabricate aceste plăcuțe sunt oțelul inoxidabil sau titanul (Synthes, 2008).
Pe partea proximală a plăcuței „neck plate” sunt prevăzute 5 găuri în care se pot fixa șuruburi ce asigură compresiune prin blocare sau șuruburi corticale, iar pe partea distală a plăcuței sunt prevăzute două până la patru găuri combinate tip LCP, în funcție de lungimea acesteia, în care se pot introduce șuruburi corticale pe partea nefiletată și șuruburi LCP pe porțiunea filetată a găurilor.
Plăcuța „rim plate” prezintă variante pentru osul radius al membrului stâng, respectiv drept. Suplimentar, această plăcuță prezintă o gaură filetată în zona colului osului radius.
- **plăcuța Radial Head Plate Evolve** a companiei **Wright Medical Technology** (fig. 3.52) este un dispozitiv cu profil redus proiectat pentru fixarea fracturilor capului radial. Plăcuța prezintă pe partea proximală două găuri în care se pot fixa șuruburi care asigură compresiunea prin blocare sau șuruburi simple pentru osul spongios și trei găuri alungite pentru fixarea cu șuruburi spongioase, iar pe partea distală prezintă o gaură alungită și două găuri simple care permit fixarea cu șuruburi corticale. Materialul din care sunt fabricate acest tip de plăcuțe este oțel inoxidabil de calitate datorită bunei rezistențe mecanice și la oboseală. Suprafața exterioară este lustruită pentru a rezista aderenței țesuturilor moi (Evolve, 2004).
- **plăcuța Mayo Clinic Congruent Radial Head Plate** a companiei **Acumed** (fig. 3.53) este o plăcuță preconturată ce se ancorează în „zona de siguranță” a capului

radial, permițând rotația corespunzătoare a antebrățului. Modelul prezintă 5 găuri simple în zona capului radial, o gaură de ghidare în zona colului, o gaură alungită și una simplă pe partea distală a plăcuței. Materialul folosit este titan (Acumed, 2006).

- **plăcuțele APTUS® Radial Head Plates 2.0** a companiei **Medartis** (fig. 3.54) prezintă un design anatomic care minimizează iritarea țesutului moale și asigură o fixare stabilă. Ambele modele prezintă găuri simple și găuri de ghidare. Plăcuțele sunt fabricate din titan.



Fig. 3.52. Plăcuță Radial Head Plate Evolve (Evolve, 2004)



3.53. Plăcuța Mayo Clinic Congruent Radial Head Plate Acumed (Acumed, 2006)



a) Radial Head Rim Plate



b) Radial Head Buttress Plate

Fig. 3.54. APTUS® Radial Head Plates 2.0 (Aptus, 2009)

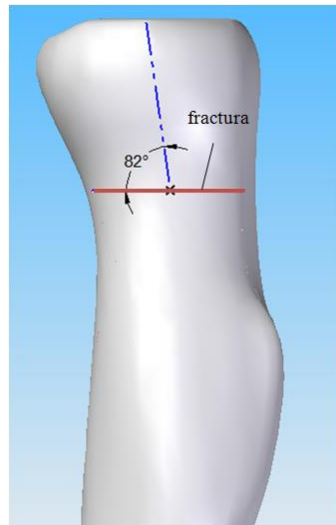
3.6.1. Concepția și proiectarea unui sistem de osteosinteză de tip LCP pentru capul proximal al osului radius

Plăcuța de tip Locking Compression Plate concepută și analizată în acest capitol are un model preconturat după forma epifizei proximale a osului radius și ajută la reducerea fracturilor ce pot apărea în această zonă.

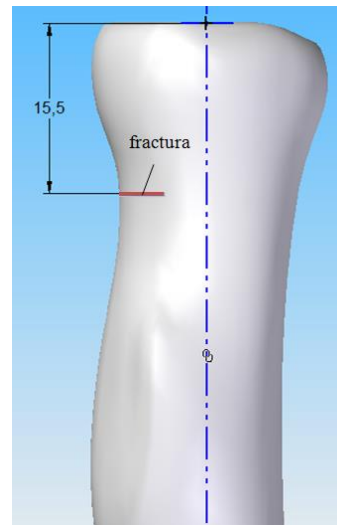
Plăcuța concepută în acest subcapitol a fost gândită pentru reducția fracturilor de tipul 21-A2.2 fractură extra-articulară parțială pe colul osului radius.

Pentru determinarea formei plăcuței de osteosinteză, în special suprafața de contact cu osul, a fost folosit modelul osului radius, reconstruit pe baza imaginilor CT (subcapitolul 3.1, fig. 3.10.c).

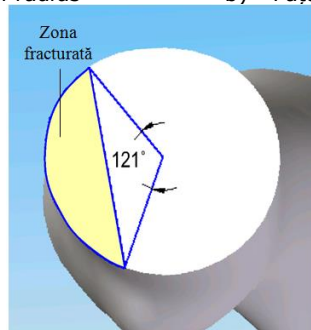
Folosind modelul osului radius a fost indusă o fractură extra-articulară parțială pe colul osului radius (fig. 3.55). În figura 3.55 se poate observa poziția fracturii pe fața laterală a osului, pe fața posterioară a osului și o vedere de sus a osului în zona unde apare fractura. Aria zonei de fractură este de 41.22 mm^2 . Axele reprezentate în figura 3.55 sunt axa longitudinală a radiusului și axa capului radial.



a) Fața laterală a osului radius



b) Fața posterioară a osului radius



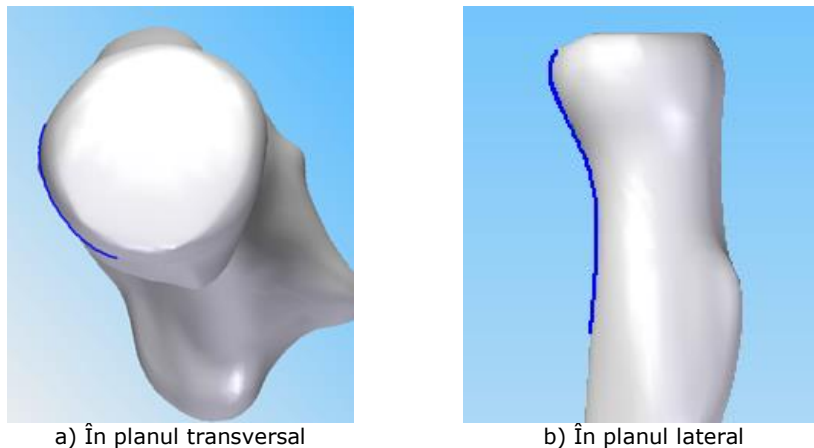
c) Vedere de sus a osului radius în zona de fractură

Fig. 3.55. Fractura extra-articulară parțială pe colul osului radius tip 21-A2.2

Modelul plăcuței LCP utilizată pentru reducerea fracturilor din zona epifizei proximale a osului radius și modelele celor patru tipuri de șuruburi folosite pentru fixarea acestora pe osul fracturat au fost realizate în programul Solid Edge V20.

Conturul plăcuței LCP s-a realizat cu ajutorul comenzii *Swept Protrusion* care realizează conturul unei schițe de-a lungul unei curbe. Conturul plăcuței s-a determinat luând în considerare forma și dimensiunile osului, atât în planul transversal al osului radius cât și în planul lateral, după conturul osului (fig. 3.56).

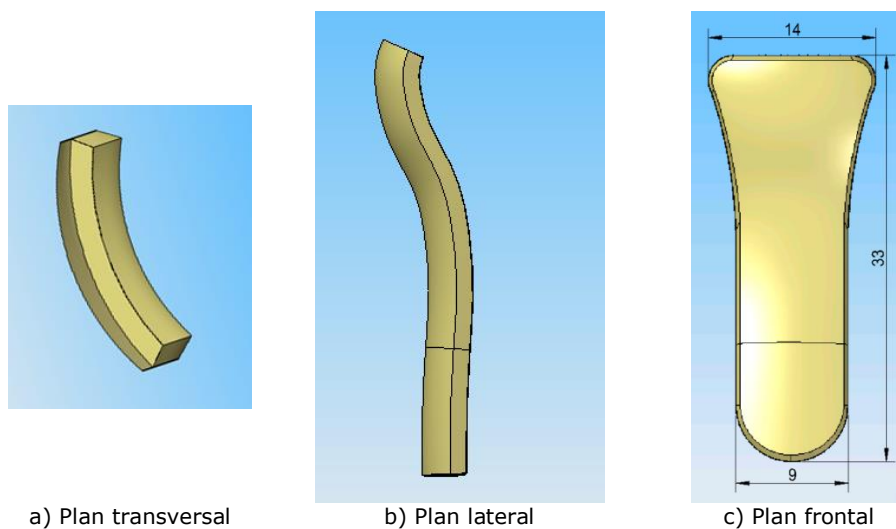
După determinarea conturului plăcuței LCP în planele transversal și lateral s-au realizat forma și dimensiunile generale ale plăcuței (fig. 3.57). Dimensiunile de gabarit ale plăcuței sunt: 33 mm lungime, 14 mm lățime la capătul superior, 9 mm lățime la capătul inferior și 1.7 mm grosime. Odată obținut conturul plăcuței se realizează teșirea marginilor de pe suprafața superioară pentru a nu produce leziuni țesuturilor care vor intra în contact cu acestea.



a) În planul transversal

b) În planul lateral

Fig. 3.56. Determinarea conturului plăcuței LCP



a) Plan transversal

b) Plan lateral

c) Plan frontal

Fig. 3.57. Forma plăcuței pentru capătul proximal al osului radius

Modelul proiectat este preconturat după forma epifizei proximale a osului radius. Astfel, plăcuța LCP poate fi considerată ca o plăcuță personalizată (custom plate). Plăcuța LCP poate fi fixată pe osul radius folosind șuruburi pentru osul cortical, șuruburi pentru osul spongios, șuruburi care permit compresiunea prin blocare pentru osul spongios și pentru osul cortical. Pentru asigurarea preciziei de fixate pe os, plăcuța prezintă o gaură de ghidare care ajută la poziționarea acesteia pe os.

Găurile de pe suprafața plăcuței LCP sunt în număr de opt și sunt dispuse conform figurii 3.58:

- trei găuri filetate în care se fixează șuruburi spongioase LCP de diametru 2 mm;
- două găuri pentru șurub spongios de diametru 2 mm;
- două găuri pentru șurub cortical de diametru 2 mm
- o gaură combinată de tip LCP, cu lungimea de 5 mm în care se poate fixa un șurub cortical sau un șurub cortical LCP.

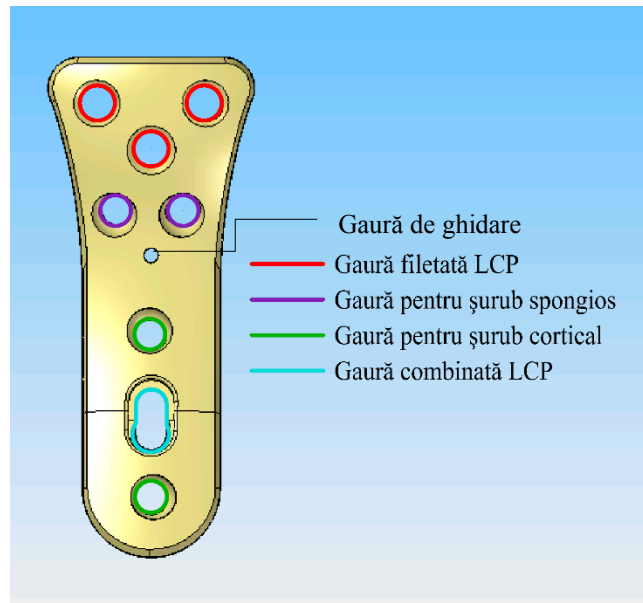
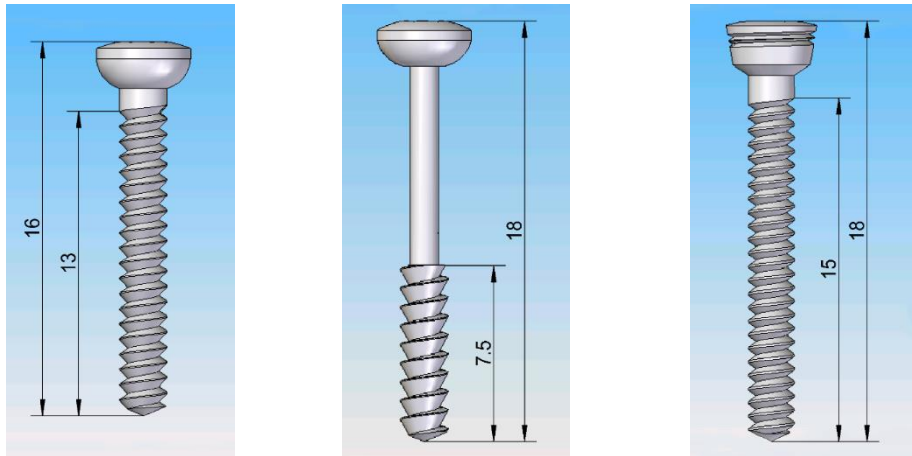


Fig. 3.58. Distribuția găurilor de fixare pe suprafața plăcuței LCP

Cele trei găuri filetate de tip locking sunt dispuse pe suprafața frontală a plăcuței sub forma unui triunghi. În aceste găuri se vor introduce șuruburile de tip locking pentru osul spongios, cu vârfurile convergente, care formează un volum osos sub formă conică, contribuind astfel la creșterea rezistenței la smulgere.

Pentru fixarea plăcuței pe os s-au folosit patru tipuri de șuruburi: șurub cortical, șurub spongios, șurub LCP cortical și șurub LCP spongios, ale căror caracteristici se pot observa în figura.3.59. Șurubul LCP cortical prezintă aceleași caracteristici ca și șurubul LCP spongios, doar lungimea acestuia este de 16 mm. Capul șuruburilor prezintă un decupaj hexagonal de 1 mm care ușurează înșurubarea șurubului în os. Caracteristicile celor patru tipuri de șuruburi sunt înregistrate în tabelul 3.7.



a) Șurub os cortical SC 1 b) Șurub os spongios SS 1 c) Șurub LCP os spongios SLCP 1

Fig. 3.59. Tipuri de șuruburi utilizate pentru fixarea plăcuței pe os

Tabelul 3.7. Caracteristicile șuruburilor de fixare

Tip șurub	Lungimea totală a șurubului [mm]	Lungimea filetată [mm]	Pasul [mm]	Diametrul exterior filet [mm]	Diametrul interior filet [mm]	Diametrul maxim cap [mm]
SC 1	16	13	0.65	2	1.3	4
SS 1	18	7.5	0.80	2	0.8	4
SLCP 1	cap	1	0.30	3.85	1.6	4
		tijă	15	0.60	2	

Plăcuța LCP fixată pe suprafața osului fracturat cu ajutorul șuruburilor de fixare este reprezentată în figura 3.60.

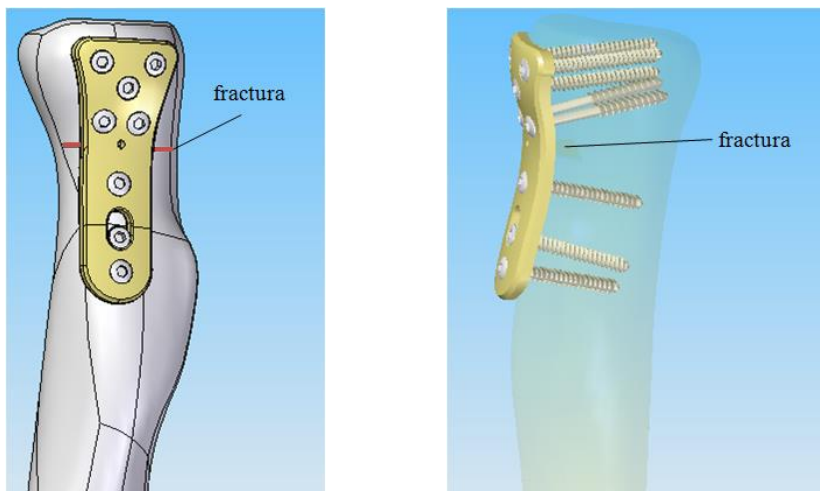


Fig. 3.60. Fixarea plăcuței LCP pe suprafața osului fracturat

3.6.2. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al osului radius fracturat și implantat cu o plăcuță de tip LCP

Această analiză s-a realizat pentru a determina tensiunile și deformațiile ce apar într-un plan transversal al secțiunii osului la nivelul fracturii (distal față de fractură) după ce aceasta a fost stabilizată cu ajutorul plăcuței de tip LCP.

Analiza s-a efectuat pentru a se observa influența plăcuței din zona de fractură a osului radius prin compararea spectrelor de tensiune și deformație obținute, cu cele obținute în cazul osului fracturat. Analizele s-au realizat în aceleași condiții de solicitare și fixare.

Studiul stării de tensiune și deformație a structurilor os fracturat/os implantat a fost realizat în mediul de analiză cu element finit ANSYS V14. Astfel, s-au simulat următoarele situații de solicitare pentru cele două sisteme studiate os fracturat / os implantat:

- solicitarea la torsiune monoaxială;
- solicitarea la tracțiune monoaxială de-a lungul axei longitudinale a radiusului, pe suprafața capătului distal;
- solicitarea la încovoiere după o direcție perpendiculară pe axa longitudinală a radiusului.

Situațiile de solicitare considerate s-au ales corespunzătoare activităților cotidiene pe care le poate realiza un subiect cu un astfel de implant. Solicitarea de torsiune simulează efortul depus de către subiect la deschiderea unui robinet, solicitarea de tracțiune simulează o încărcare statică moderată care apare la ridicarea/cărarea unui obiect, iar solicitarea de încovoiere simulează ținerea unei greutăți în mână, cu antebrațul poziționat pe orizontală.

Pentru realizarea analizelor s-au importat pe rând cele două modele: osul radius fracturat și implantat, în modulul *Static Structural*, unde primul pas a fost atribuirea materialelor corespunzătoare pentru osul radius, pentru plăcuță și pentru șuruburi. În tabelul 3.8 sunt prezentate proprietățile mecanice necesare analizei pentru cele 2 materiale utilizate. Proprietățile aliajului de titan sunt preluate din biblioteca de materiale a programului ANSYS.

Pentru osul cortical s-a declarat valoarea modului de elasticitate conform unui studiu realizat de Hoffmeister et al. în 2000 pe baza a 96 de probe colectate din osul tibia prelevate de la opt cadavre umane de unde a rezultat valoarea maximă a modului de-a lungul axei lungi a tibiei de 20.9 GPa și valoarea minimă de 11.8 GPa perpendiculară pe axa lungă a tibiei (Hoffmeister et al., 2000). Conform cu lucrarea *Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering*, modulul de elasticitate longitudinal pentru osul radius poate fi considerat de 18.500 MPa (Wang et al, 2010).

Coeficientul lui Poisson prezintă valori diferite în funcție de modul de determinare: 0.46 în cazul unei încărcări transversale a osului și 0.58 conform cu Wang et al, 2010 pentru încărcarea longitudinală (Wang et al, 2010) și valori între 0.2 și 0.5 (în medie 0.3) pentru femur (Wirtz et al, 2000).

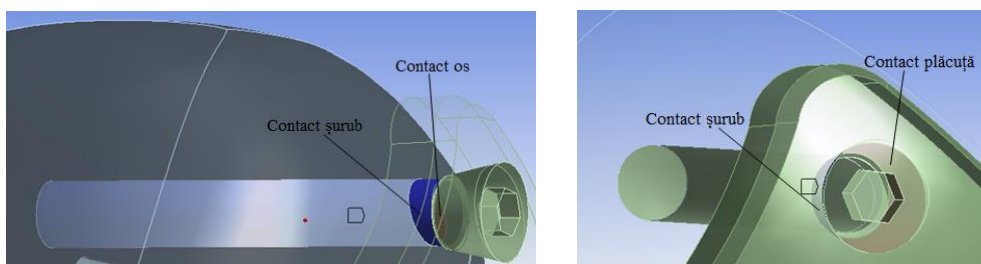
Valoarea pentru densitatea osului cortical uman preluată din *Skeletal Trauma, Basic Science, Management and Reconstruction* este de 1.85 g/cm³ (Hipp & Hayes, 2003).

Valorile găsite în literatură pentru modulul de elasticitate, coeficientul lui Poisson și densitatea osului cortical uman sunt înregistrate în tabelul 3.8.

Tabelul 3.8. Proprietățile materialelor utilizate în analiză

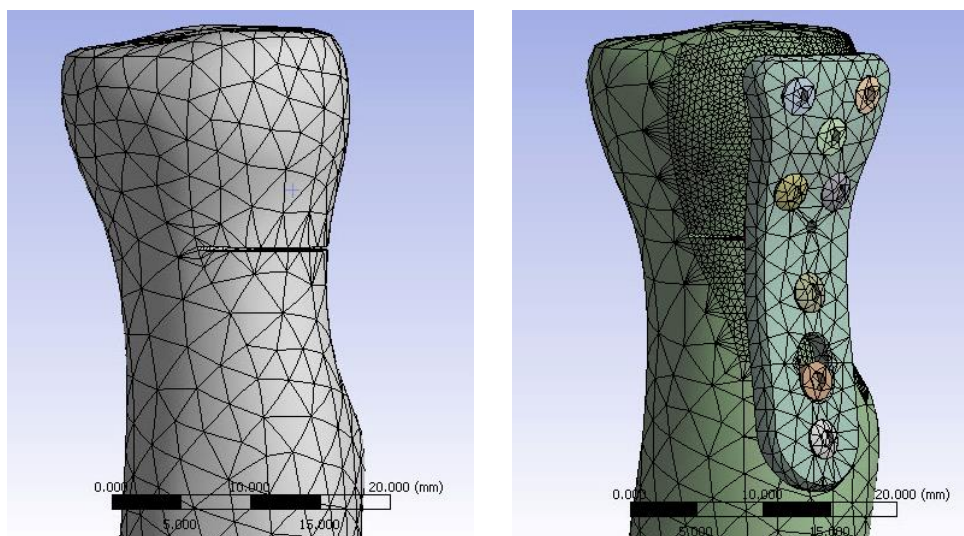
Material	Modulul de elasticitate [MPa]	Coefficientul lui Poisson	Densitatea [g/cm ³]
Os cortical	18500	0.58	1.85
Aliaj de titan	96000	0.36	4.62

A doua etapă în vederea realizării analizei comparative a fost cea de verificare a contactelor dintre componentele modelului și anume contacte dintre os și șuruburi (fig.3.61.a) și contactele dintre plăcuță și șuruburi (fig.3.61.b). Contactele dintre componente au fost declarate *Bounded* (fixate). Această etapă nu privește și analiza osului fracturat neimplantat deoarece în acest caz avem de-a face cu un singur obiect și nu cu un ansamblu.



a) Contactul dintre os-șurub b) Contactul dintre șurub-plăcuță
Fig. 3.61. Verificarea contactelor dintre componentele modelului osului implantat

Discretizarea (fig.3.62) celor două modele analizate s-a realizat selectiv în funcție de importanța zonei. Spre exemplu, în cazul structurii implantate s-au ales 3 dimensiuni diferite de elemente finite (de formă tetraedrică): elemente de 3 mm pentru structura osoasă pe ansamblu; elemente de 0.5 mm pentru zona de fractură a secțiunii osoase; elemente de 2 mm pentru plăcuță și șuruburi.



a) Os fracturat b) Os implantat

Fig. 3.62. Discretizarea modelelor

3.6.2.1. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al celor două modele supuse la torsiune

Această solicitare s-a realizat considerând capătul proximal al radiusului fixat rigid în zona suprafeței articulare, iar capătul distal încărcat cu un moment de torsiune aplicat în jurul axei longitudinale a radiusului (axa Z) (fig. 3.63). Valoarea (2 Nm) și semnificația acestui moment corespund mișcării de deșurubare a unui robinet. În această situație, s-au urmărit spectrele de tensiuni și deformații care apar într-o secțiune apropiată de cea de fractură, pentru cele 2 modele: osul simplu fracturat și osul implantat cu plăcuța LCP și șuruburile prezentate în subcapitolul de modelare. Astfel, se vor prezenta în cele ce urmează tensiunile elastice echivalente, tensiunile elastice de forfecare în planul XY, precum și deformațiile elastice echivalente.

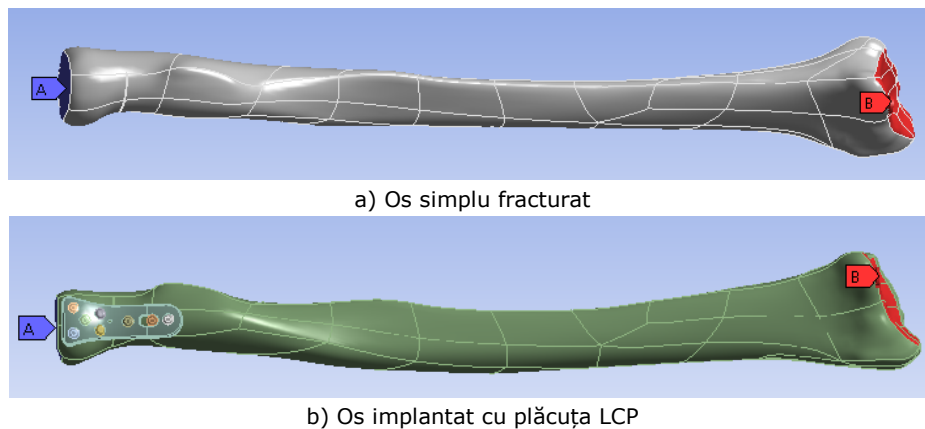


Fig. 3.63. Condițiile pe contur pentru solicitarea la torsiune monoaxială

În figura 3.64 se prezintă spectrul tensiunilor elastice echivalente pentru cele două modele, reprezentate sub forma unor linii de contur prelevate din zona limitrofă a perimetrului secțiunii osoase, cu un increment de 20° . Se poate observa în distribuția tensiunilor că valorile maxime apar în lungul razelor corespunzătoare începutului și sfârșitului de zonă fracturată. Acest lucru ne indică faptul că aceste zone sunt concentratoare de tensiune și deci zone pentru dezvoltarea noilor linii și plane de fractură. Din punct de vedere al comportamentului celor 2 modele, se observă cum starea de tensiune din secțiunea osoasă se diminuează aproape liniar pe contur în cazul utilizării plăcuței de stabilizare. Maximele tensiunilor elastice echivalente pentru modelul implantat se înregistrează pe plăcuța de stabilizare.

Spectrul deformațiilor elastice prezintă o distribuție asemănătoare cu cea a tensiunilor cu valori de vârf în zonele de început și sfârșit de fractură. Deformațiile modelului de os implantat în secțiunea urmărită înregistrează valori mai reduse decât în cazul osului fracturat, dar fără a se schimba modul de distribuție al acestora. Deformațiile mai mici dovedesc practic rolul stabilizator al plăcuței proximale (fig. 3.65).

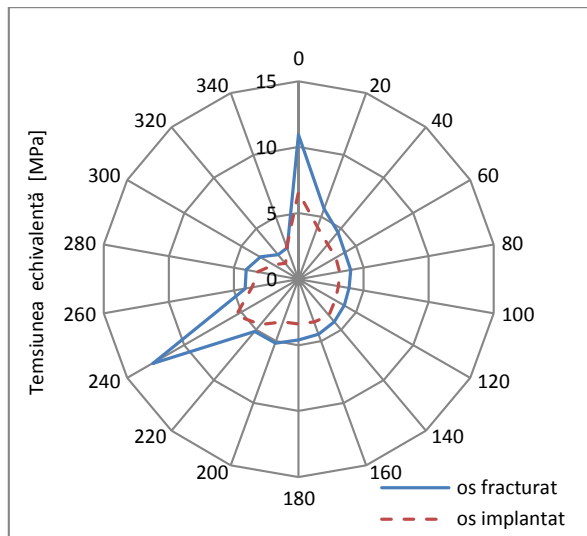


Fig. 3.64. Tensiunile elastice echivalente Von Mises

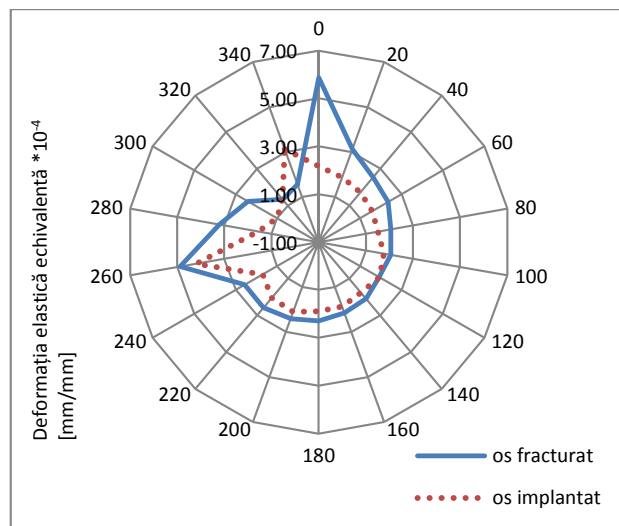


Fig. 3.65. Deformațiile elastice echivalente

Spectrul de culoare al deformațiilor echivalente (fig. 3.66) pe întreaga secțiune osoasă a modelului *os fracturat* și *os implantat* ne prezintă caracterul circular al deformațiilor, cu maxime înregistrate în zona periferică și minime în interiorul secțiunii. Pentru modelul implantat, caracterul stabilizator al plăcuței conduce la o distribuție circulară mai uniformă pe secțiunea osoasă.

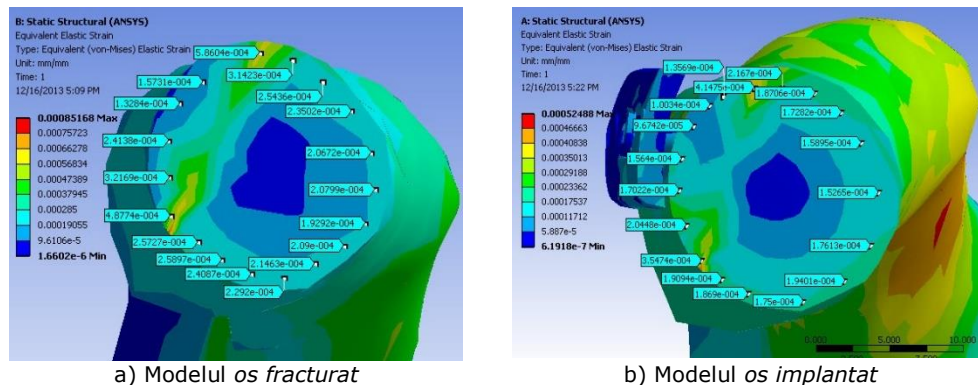


Fig. 3.66. Harta colorată a distribuției deformațiilor echivalente la solicitarea de torsiune a modelelor os fracturat și os implantat

Tensiunile de forfecare prezentate în figura 3.67 sunt corespunzătoare planului XY al modelelor. Distribuția acestora respectă pattern-ul tensiunilor și deformațiilor echivalente cu diferența că vârfurile de solicitare sunt situate în domeniul negativ. În ceea ce privește diferențele dintre tensiunile de forfecare înregistrate pentru cele două modele, se poate observa cum tensiunile de forfecare ale osului implantat fluctuează în jurul cercului de tensiune zero, în timp ce tensiunile din osul fracturat înregistrează valori în domeniul negativ. Diametral opus fracturii, tensiunile de forfecare înregistrează valori apropiate de zero în cazul ambelor modele.

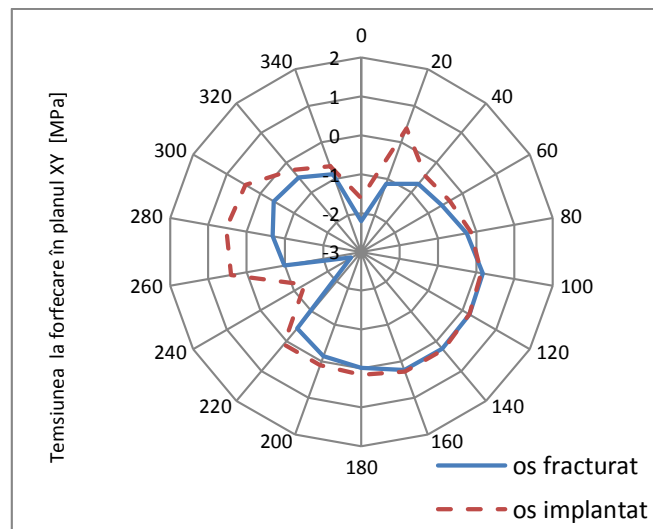


Fig. 3.67. Tensiunile de forfecare în planul XY

3.6.2.2. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al celor două modele supuse la tracțiune

Analiza s-a realizat aplicând o solicitare monoaxială de 120 N de-a lungul axei longitudinale a radiusului, pe suprafața capătului distal. Fixarea radiusului s-a realizat la capătul proximal, la fel ca și în cazul solicitării de torsiune (fig. 3.68). Solicitarea la tracțiune simulează cazul în care subiectul cu fractură de radius ar căra un obiect de

aproximativ 12 Kg cu brațul aliniat pe lângă corp. Solicitarea aplicată a fost una de tip static.

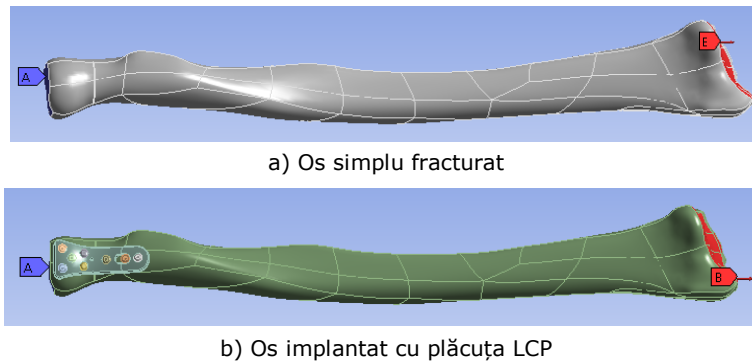


Fig. 3.68. Condițiile pe contur pentru solicitarea la tracțiune monoaxială

Rezultatele se prezintă sub formă grafică, unde se pot observa distribuțiile tensiunilor normale, tensiunilor de forfecare, precum și a deformațiilor elastice echivalente Von Mises.

Hărțile de culoare prezentate în figura 3.69 prezintă modul de distribuție al tensiunilor echivalente pe secțiunea osoasă, în cazul celor două modele. Se poate observa cum starea de tensiune din os se reduce în cazul modelului implantat, datorită preluării de către plăcuță a unei componente importante a solicitării exterioare.

În figura 3.70 sunt prezentate variațiile tensiunilor normale pe secțiunea osului fracturat și implantat. Valorile maxime ale tensiunilor normale sunt relativ scăzute, în jurul valorilor de 7 MPa, și se înregistrează în zona limitrofă a fracturii. Acestea au o distribuție neuniformă pe secțiunea osoasă, înregistrând valori atât în domeniul pozitiv cât și negativ.

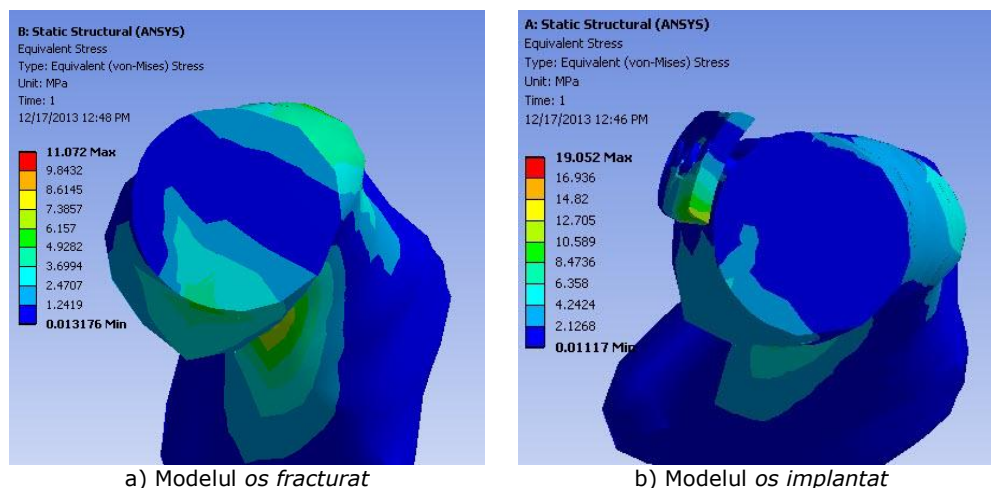


Fig. 3.69. Harta colorată a distribuției tensiunilor echivalente la solicitarea de tracțiune a modelelor *os fracturat* și *os implantat*

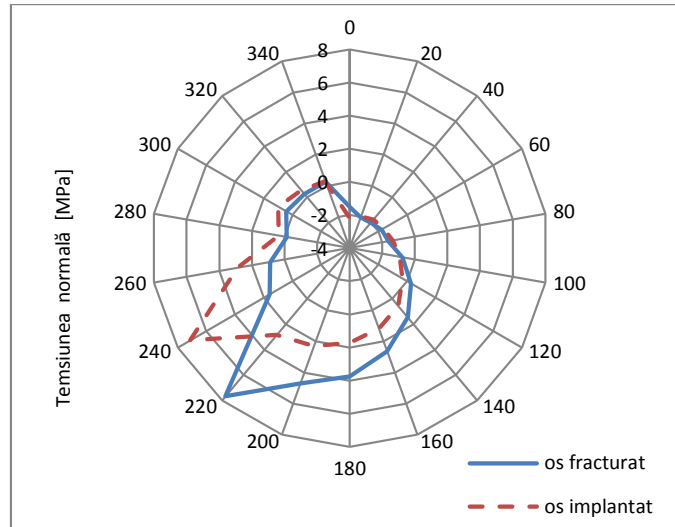


Fig. 3.70. Tensiunile normale

Deformațiile elastice echivalente (fig. 3.71) înregistrate la tracțiune sunt în domeniul 10^{-4} mm/mm și prezintă un caracter similar pentru cele două modele considerate. Maximele de deformație se înregistrează și de această dată în zona de sfârșit de fractură. Acestea corespund unor deplasări direcționale de ordinul 10^{-1} mm.

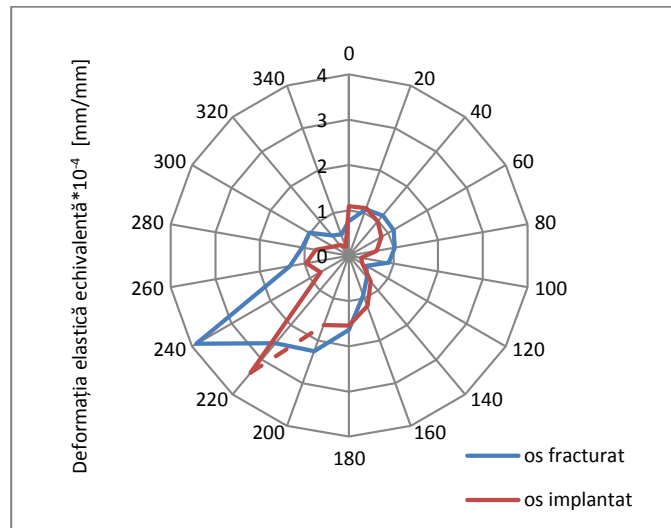


Fig. 3.71. Solicitarea la tracțiune.

Tensiunile de forfecare (fig. 3.72) au o distribuție simetrică în cazul ambelor modele, la valori foarte apropiate de zero solicitare. Singurele vârfuri de solicitare sunt înregistrate în zona de sfârșit a fracturii. Înregistrarea de valori mici pentru tensiunile de forfecare este normală datorită tipului de solicitare externă aplicată.

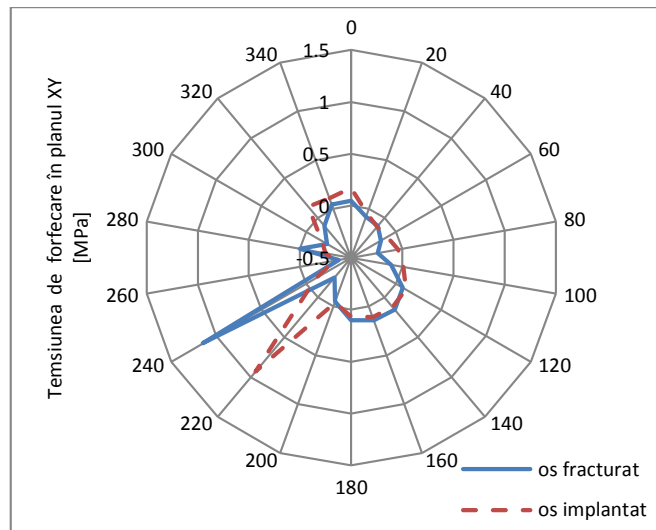


Fig. 3.72. Tensiunile de forfecare în planul XY

3.6.2.3. Analiza comparativă a comportamentului biomecanic al celor două modele supuse la încovoiere

Analiza s-a realizat prin aplicarea unei solicitări exterioare monoaxiale de 120 N după o direcție perpendiculară pe axa longitudinală a radiusului. Aplicarea forței externe s-a făcut și de această dată la capătul distal al radiusului, în timp ce suprafața fixă a fost aleasă la capătul proximal (fig. 3.73). Direcția solicitării externe s-a ales în cazul cel mai defavorabil, perpendiculară pe direcția de fracturare și cu fractura pe fibra întinsă. Din punct de vedere fiziologic, forța externă aplicată simulează cazul susținerii în mână a unui obiect de aproximativ 12 Kg cu antebrațul poziționat orizontal.

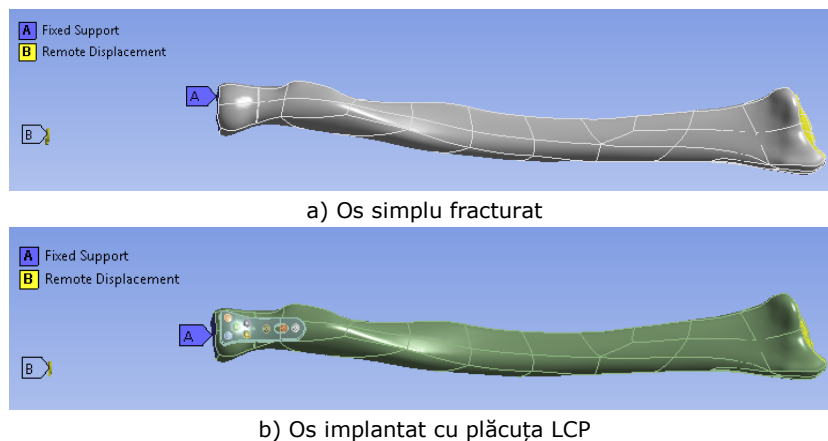


Fig. 3.73. Condițiile pe contur pentru solicitarea la încovoiere

Tensiunile elastice echivalente (fig. 3.74) înregistrate au valori ridicate în cazul modelului de os fracturat, cu maxime de aproximativ 92 MPa în zonele de început și sfârșit de fractură. Pentru modelul osului implantat tensiunile echivalente

se reduc în medie de 2.2 ori, iar distribuția acestora se realizează mai uniform pe contur. De asemenea, spectrul deformațiilor (fig. 3.75) manifestă un caracter asemănător celui al tensiunilor. Valorile de deformații elastice sunt de ordinul 10^{-3} mm/mm, mai ridicate decât în cazul solicitării de întindere monoaxială.

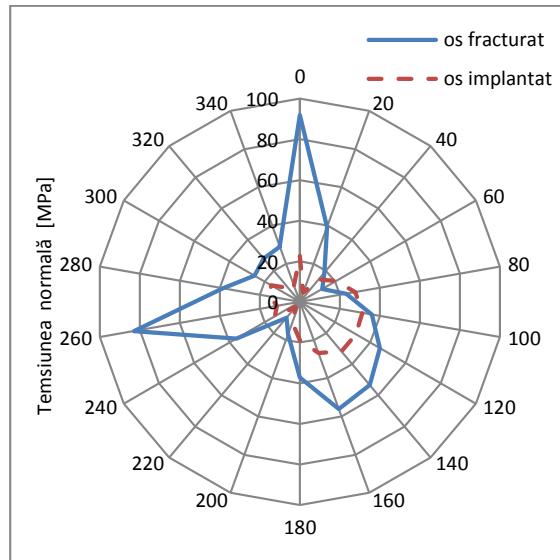


Fig. 3.74. Tensiunile elastice echivalente Von Mises

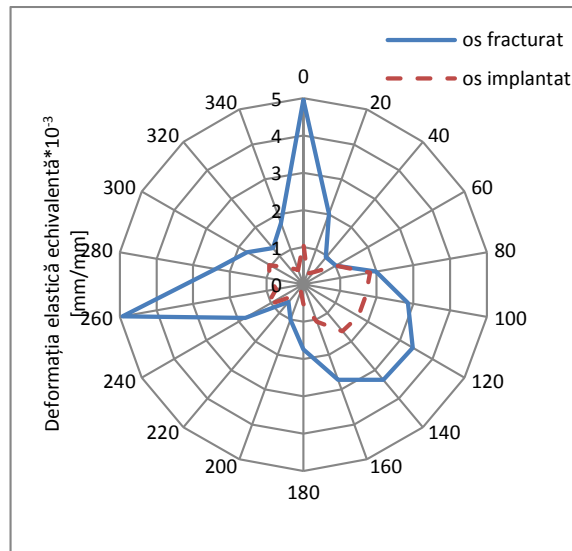


Fig. 3.75. Deformațiile elastice echivalente Von Mises

În figura 3.76 se prezintă hărțile de culoare ale distribuțiilor de tensiune echivalente la încovoiere pe cele două modele. Pe modelul *os fracturat* se pot observa liniile de tensiune corespunzătoare fibrelor întinse și comprimate și de asemenea linia mediană a secțiunii osului, paralelă cu linia de fractură, care se comportă ca fibră

neutră. Valorile de tensiune cele mai ridicate se găsesc în zona limită a fracturii, pe fibra întinsă. În cazul modelului *os implantat*, starea de tensiune se schimbă puternic, în sensul reducerii acesteia. Totuși caracterul de variație pe contur se păstrează (fig. 3.76).

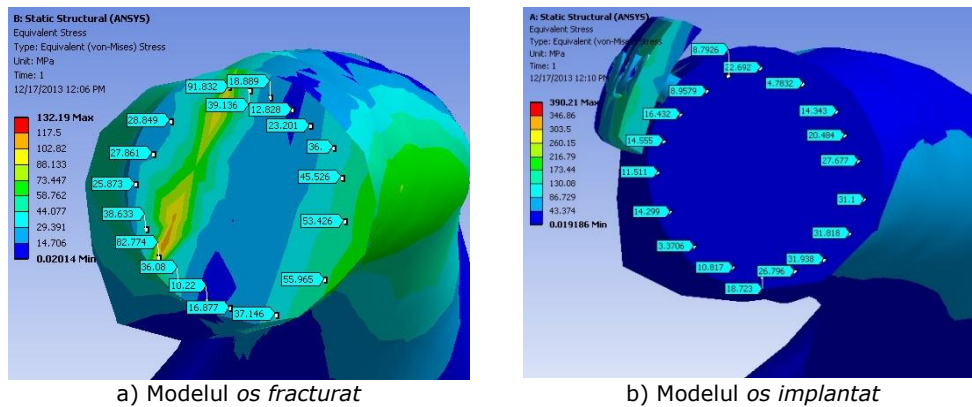


Fig. 3.76. Harta colorată a distribuției tensiunilor echivalente la solicitarea de încovoiere a modelelor *os fracturat* și *os implantat*

Tensiunile de forfecare (fig. 3.77) care apar la această solicitare nu au valori foarte ridicate datorită nesimetriei geometrice a osului față de axa sa longitudinală. Astfel, în secțiuni ale osului apar și tensiuni normale, care preiau o componentă a solicitării externe.

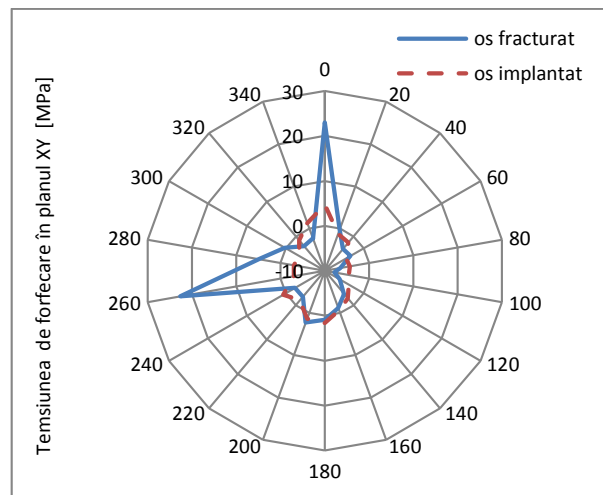


Fig. 3.77. Tensiunile de forfecare în planul XY

Ca o concluzie generală, la toate tipurile de solicitări, prezența fracturii influențează distribuția tensiunilor și deformațiilor, chiar dacă osul a fost implantat.

CAPITOLUL 4

MODELAREA ȘI ANALIZA UNEI ENDOPROTEZE TOTALE PENTRU ARTICULAȚIA COTULUI

Artroplastia totală pentru articulația cotului a devenit în ultimul timp o procedură utilizată pentru tratarea anumitor afecțiuni ce pot apărea la nivelul acestei articulații.

Protezele pentru articulația cotului sunt indicate pentru (Zimmer, 2009-1), (Biomet, 2002):

- leziuni post-traumatice sau pierderea unei cantități de țesut osos care contribuie la instabilitatea cotului (fracturi acute);
- articulații anchilozate (în special în cazurile de anchiloză bilaterală);
- artrita reumatoidă avansată sau degenerativă cu durere care produce incapacitatea utilizării normale a articulației cotului;
- artroplastia de revizie;
- instabilitatea sau pierderea mișcării (mai multor grade de mișcare);
- distrugerea articulației ceea ce compromite semnificativ efectuarea sarcinilor din activitatea zilnică.

Contraindicațiile pentru artroplastia totală sunt (Biomet, 2002), (Zimmer, 2009-1):

- infecții, osteomielite, osteoporoza și osteomalacie;
- pacienții cu afecțiuni neurologice care sunt incapabili să respecte indicațiile medicului;
- afecțiuni metabolice care pot împiedica formarea țesutului osos;
- resorbția osoasă sau o distrugere rapidă a articulației care se poate identifica pe imaginile radiologice;
- insuficiență vasculară, artroplastie musculară sau/și boli neuromusculare.

Noile modele de proteze semiconstrânse prezintă mai multe asemănări cu mecanismul normal al articulației cotului, reducând tensiunile ce apar la nivelul implantului și al suprafeței articulare. Cerințele pentru dezvoltare unor noi modele de proteze pentru articulația cotului sunt: îmbunătățirea suprafeței de contact dintre os-implant, un design care să nu necesite o rezeecție mare a țesutului osos din zona unde va fi plasat implantul și o tehnică chirurgicală îmbunătățită folosind instrumente avansate (Biomet, 2002).

Obiectivele acestui capitol sunt:

- Conceperea și proiectarea unui model de proteză totală, cuplată pentru articulația cotului;
- Studiul comportamentului biomecanic al protezei implantate, prin analiză numerică cu Metoda Elementului Finit, pentru diferite sarcini aplicate la capătul distal al osului ulna, pentru intervalul funcțional de mișcare;
- Fabricația modelului fizic al protezei concepute;
- Conceperea și realizarea unui dispozitiv de testare a protezei pentru articulația cotului;
- Validarea modelului protezei pentru articulația cotului pe baza studiului experimental al uzurii componentei de polietilenă.

4.1. Concepția și designul unei proteze totale pentru articulația humero-ulnară

Principalele tipuri de endoproteze pentru articulația cotului și caracteristicile acestora (modul de cuplare a componentelor: cuplate sau necuplate; design: constrânse, semiconstrânse și neconstrânse) au fost prezentate în subcapitolul 1.3.

Proteza concepută și analizată în acest capitol înlocuiește articulația humero-ulnară și este o proteză totală, cuplată (două componente cuplate), semiconstrânsă. S-a ales proiectarea unei proteze cuplate deoarece acest tip de endoproteză asigură stabilitatea imediată a articulației cotului și acoperă un spectru mai larg de patologii.

Modelul conceput prezintă unele asemănări (din punct de vedere al formei articulației) cu endoproteza Coonrad/Morrey (prezentată în subcapitolul 1.3, fig. 1.36) a companiei Zimmer (Zimmer-2, 2009) și cu modelul Discovery al companiei Biomet (prezentat în subcapitolul 1.3, fig. 1.41) (Biomet, 2007). Între aceste modele, cel conceput și proiectat în cadrul tezei de doctorat și cele disponibile comercial (Coonrad/Morrey și Discovery) există însă diferențe substanțiale.

Componentele endoprotezei Coonrad/Morrey sunt de tip monobloc, componenta intermediară din polietilenă este fixată în găurile de aliniere ale componentei humerale, iar stemurile au o secțiune triunghiulară.

Modelul proiectat este format din două componente principale: componenta humerală și componenta ulnară, care sunt modulare (cap și stem, conectate prin șurub) și care oferă o personalizare mai fidelă a stemului în funcție de dimensiunile oaselor în care se implantează, structura țesutului osos sau zona afectată. Componenta intermediară, care se fixează în locașul componentei ulnare este din polietilenă și are rolul de a preveni frecarea metal-metal dintre bolț și componenta intermediară și frecarea dintre capul componentei ulnare și cel al componentei humerale. Suplimentar, componenta intermediară oferă stabilitatea împiedicând dislocarea. Cuplarea și alinierea celor două componente se realizează cu ajutorul unui bolț de cuplare.

Stemurile modelate prezintă secțiune dreptunghiulară, cu muchii rotunjite pentru o mai bună fixare în canalul medular și pentru a împiedica rotația protezei. Proteza poate fi fixată prin cimentare sau fără, datorită suprafețelor poroase ale celor două stemuri. Pentru o mai bună stabilitate primară, stemurile endoprotezei pot fi acoperite (acoperire poroasă sau cu hidroxiapatită).

Ambele modele de proteze existente pe piață prezintă pe componenta humerală o porțiune care permite fixarea și pe exteriorul osului. Această porțiune necesită însă, în primă fază, și o greafă osoasă care trebuie să se vindece pentru a-și îndeplini rolul. În cazul protezei proiectate, această parte a fost exclusă deoarece în cazul unei articulații foarte distruse nu se mai pot obține grefe osoase.

Pentru stabilirea dimensiunilor componentelor protezei totale pentru articulația cotului s-au folosit reconstrucțiile realizate în subcapitolul 3.1 pentru osul humerus și ulna (fig. 3.10). În urma măsurărilor celor două modele de os s-au determinat lungimea osului humerus de 305.35 mm și lungimea osului ulna de 262.44 mm. Cele două lungimi sunt necesare pentru dimensionarea stemurilor endoprotezei. De asemenea, a fost necesară măsurarea dimensiunilor epifizelor celor două oase pentru dimensionarea componentelor humerală, intermediară și ulnară.

Proteza pentru articulația cotului prezintă în principal o componentă humerală care se va fixa în capătul distal al osului humerus și o componentă ulnară care se introduce în capătul proximal al osului ulna (fig. 4.1). Toate modelele pentru componentele protezei au fost realizate în programul Solide Edge V 20.

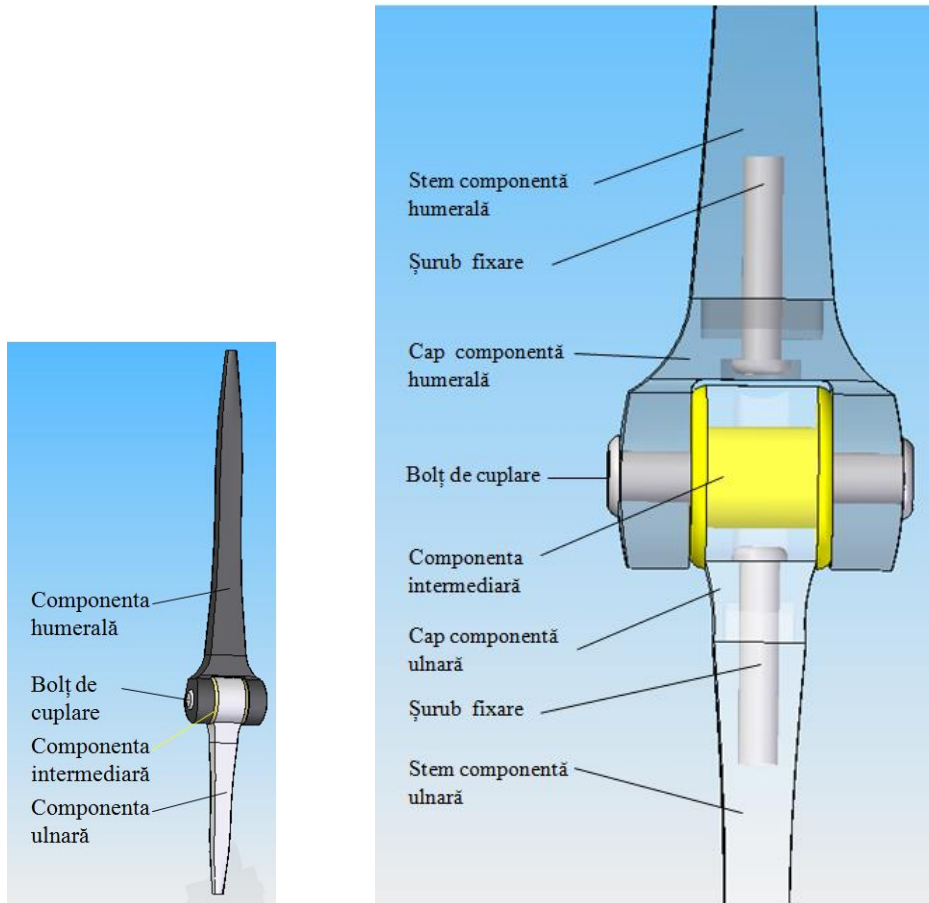


Fig. 4.1. Proteza totală pentru articulația cotului

Componentele humerală și ulnară sunt compuse din câte trei piese metalice: capul, stemul și șurubul de fixare dintre cap și stem. Componenta intermediară este formată din două componente din polietilenă care se vor fixa în capul componentei ulnare. Cele două componente principale ale protezei au fost realizate din două părți pentru o interschimbabilitate mai bună a stemurilor cu unele mai mici sau mai mari în funcție de afecțiunile sau de dimensiunile osului.

Componenta humerală a fost modelată ținând seama de forma și dimensiunile epifizei distale a humerusului. Dimensiunile acestuia au fost măsurate pe osul reconstruit, putându-se determina astfel dimensiunile corespunzătoare ale capului componentei humerale și, implicit, dimensiunile decupării osului pentru poziționarea corespunzătoare a protezei (fig. 4.2).

Capul componentei humerale (fig. 4.3.a) prezintă două urechi cu diametrul de 18 mm și o curbură pe exteriorul acestora de rază de 40 mm. Între cele două urechi s-a realizat un decupaj în care va intra capul componentei ulnare cu o adâncime de 18.5 mm și o lățime de 14 mm. La partea inferioară capul prezintă un decupaj cu lungimea de 12 mm, lățimea de 7 mm (colțurile sunt rotunjite) și adâncimea de 4 mm în care se va realiza asamblarea cu stemul componentei prin intermediul unui șurub. În mijlocul piesei s-a realizat o gaură (cu diametrul pentru tijă de 4 mm) în care se

va introduce șurubul care realizează fixarea celor două piese. Cele două urechi ale capului componentei humerale prezintă o gaură de 5 mm pentru bolțul care va realiza cuplarea componentei humerale de cea ulnară.

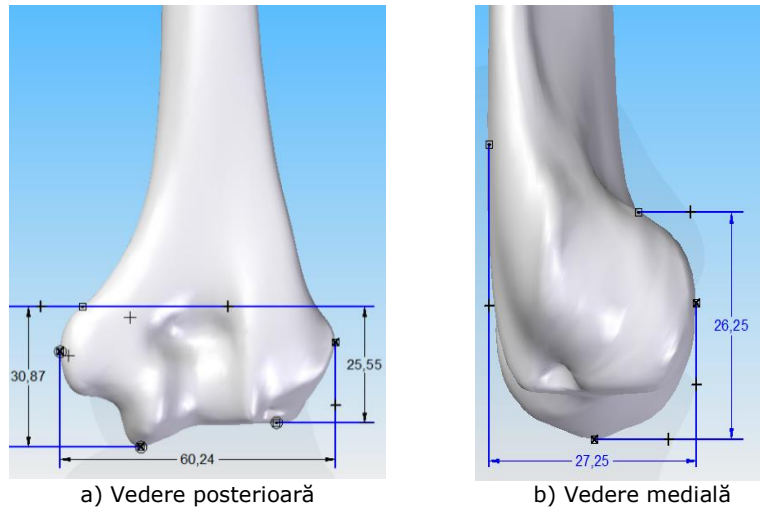


Fig. 4.2. Măsurarea dimensiunilor capătului distal al humerusului

Stemul componentei humerale (fig. 4.3.b) prezintă la partea superioară o zonă care se cuplează cu capul componentei, având lungimea de 12 mm, lățimea de 7 mm și înălțimea de 3 mm. Gaura de fixare este filetată (M4 x 0.7 mm) și are o lungime de 17 mm.

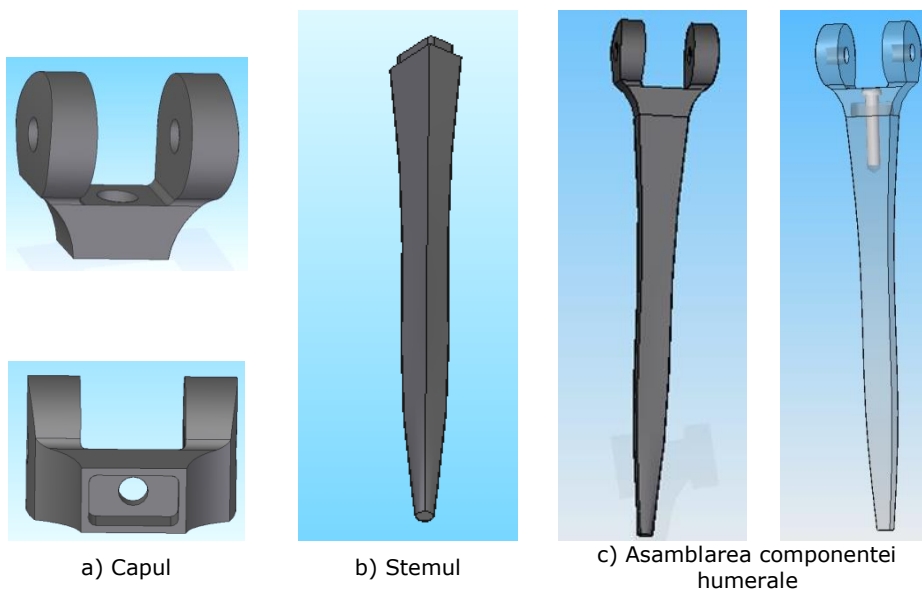
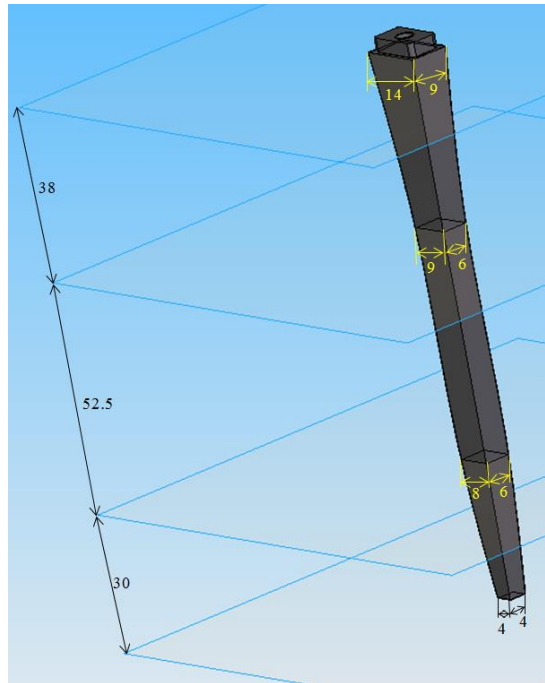


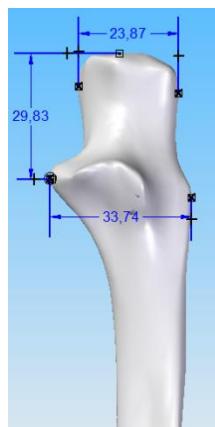
Fig. 4.3. Componenta humerală a endoprotezei de cot

Deoarece stemul are o formă neregulată, modelul acestuia a fost realizat cu ajutorul comenzii *Lofted Protrusion* care unește schițe din planuri paralele (tabelul 4.1). Modelul s-a realizat prin intermediul a patru planuri, pe primele trei a fost schițat câte un dreptunghi, iar pe al patrulea un pătrat (fig. 4.4).

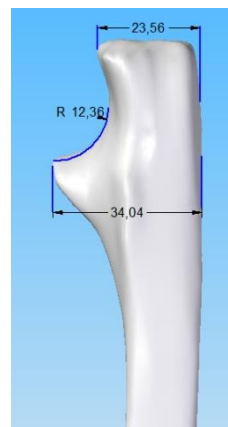


4.4. Realizarea stemului componentei humerale cu comanda *Lofted Protrusion*

În cazul **componentei ulnare**, s-a pornit de la dimensiunile epifizei proximale a osului ulna. În figura 4.5 sunt prezentate dimensiunile capului proximal, măsurate în cele două vederi (anterioară și laterală).



a) Vedere anterioară



b) Vedere laterală

Fig. 4.5. Măsurarea dimensiunilor capătului proximal al ulnei

Capul componentei ulnare (fig. 4.6.a) prezintă o porțiune cilindrică cu raza de 9 mm, în care este un decupaj centrat cu diametrul de 10 mm, în care se va introduce componenta intermediară. Pe o adâncime de 17 mm de la partea superioară a capului este dată o gaură de 8 mm în care va fi introdus șurubul care va fixa capul de stemul componentei.

Stemul componentei ulnare (fig. 4.6.b) prezintă la partea inferioară un decupaj cu marginile rotunjite de 6 mm pe lungime și 7 mm pe lățime și o gaură cu diametrul de 4 mm prin care va trece șurubul care realizează îmbinarea dintre capul și stemul componentei ulnare.

Partea superioară a stemului unde se află porțiunea prin care se realizează îmbinarea are aceleași dimensiuni de contur ca și decupajul din capul componentei pe o înălțime de 3 mm și prezintă o gaură având diametrul de 4 mm și adâncimea de 17 mm.

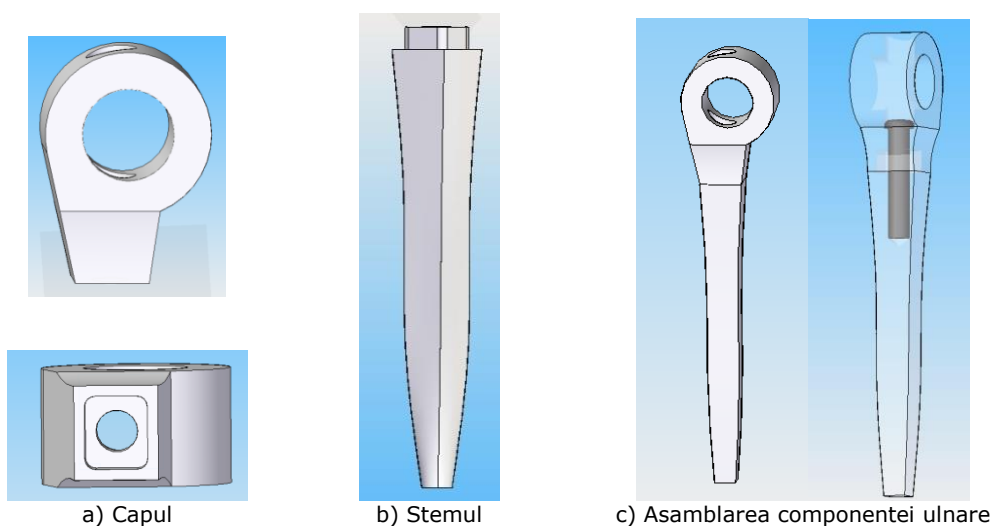
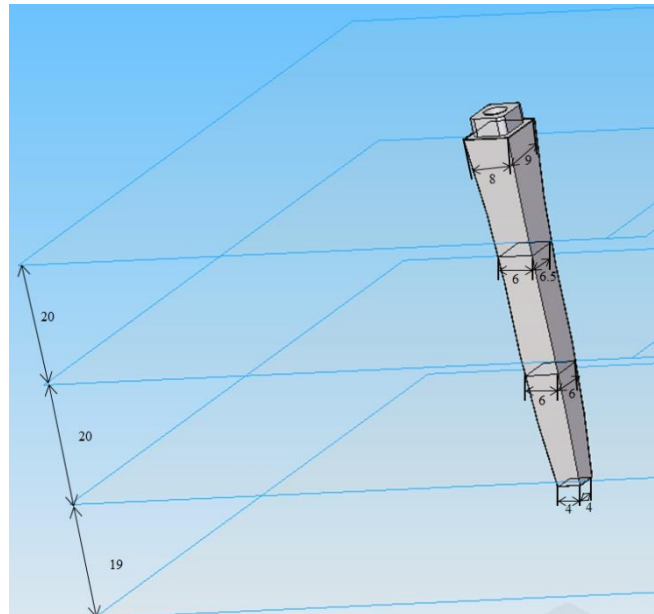


Fig. 4.6. Componenta ulnară a endoprotezei de cot

Stemul componentei ulnare s-a modelat la fel ca și stemul componentei humerale, cu ajutorul comenzii *Lofted Protrusion* (fig. 4.7), dimensiunile caracteristice fiind prezentate în tabelul 4.1.

Tabelul 4.1. Dimensiunile schițelor pentru modelarea celor două stemuri

Componenta	Stemul humeral				Stemul ulnar			
	1	2	3	4	1	2	3	4
Planul								
Lungimea schiței [mm]	14	9	8	4	8	6	6	4
Lățimea schiței [mm]	9	6	6	4	9	6.5	6	4
Distanța dintre plane [mm]	38		52.5	30	20		20	19



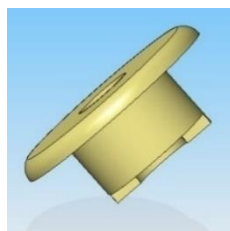
4.7. Realizarea stemului componentei ulnare cu comanda Lofted Protrusion

În capul componentei ulnare se introduc cele două piese conjugate ale **componentei intermediare**, care se montează de o parte și de cealaltă. La partea inferioară, piesa componentei intermediare (fig. 4.8) prezintă un decupaj pe o adâncime 1 mm. Pe toată înălțimea piesei este prevăzută o gaură cu diametrul de 5 mm, prin intermediul căreia se va realiza alinierea axelor componentei ulnare cu cea humerală.

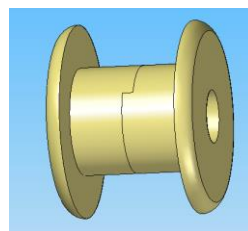
Bolțul de cuplare (fig. 4.9), cu ajutorul căruia se va realiza cuplarea și alinierea axelor componentelor articulației artificiale prezintă o tijă cu diametrul de 5 mm și lungimea 28 mm și două capete ușor rotunjite cu diametrul de 8 mm. Pentru asamblare, unul din capete are prevăzută o degajare care permite blocarea alunecării bolțului prin intermediul unei siguranțe și asigură cuplarea celor două componente humerală și ulnară.

Cele două șuruburi M4 x0.7 mm, de lungime 15 mm, care asigură fixarea pieselor (cap și stem) celor două componente (humerală și ulnară) au capul cilindric cu locaș imbus, cu diametrul de 8 mm.

Dimensiunile de gabarit ale componentelor protezei sunt prezentate în tabelul 4.2.



a) Piesa componentei intermediare



b) Cuplarea celor două piese ale componentei intermediare

Fig. 4.8. Componenta intermediară

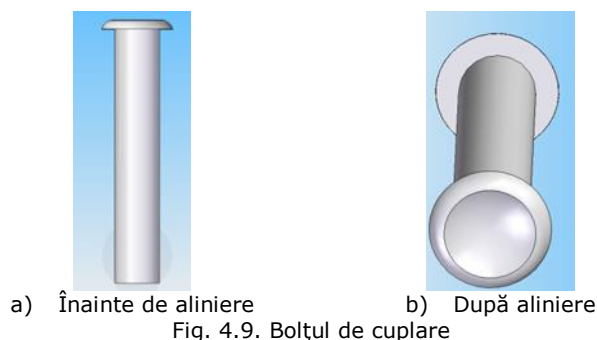


Fig. 4.9. Bolțul de cuplare

Tabelul 4.2. Dimensiunile de gabarit ale componentelor endoprotezei totale

Componenta	Lungime [mm]	Lățime [mm]	Înălțime [mm]
Capul humeral	28	18	26.5
Stemul	14	9	123.5
Șurubul	Diametru 6 mm		22
Componenta humerală - ansamblu	28	18	147
Capul ulnar	11	18	25
Stemul	9	8	62
Șurubul	Diametru 6 mm		22
Componenta ulnară - ansamblu	14	18	84
Componenta intermediară	Diametru 18 mm		7.5
Bolț de cuplare	Diametru 8 mm		30

Asamblarea componentelor endoprotezei este prezentată în subcapitolul următor, în corelație cu implantarea acestora în oasele humerus și ulna.

4.2. Implantarea endoprotezei în oasele articulației cotului

4.2.1. Tehnica chirurgicală de implantare

Pentru a se înțelege mai bine modul de asamblare al protezei și implantarea acesteia în capetele celor două oase din articulația humero-ulnară s-a realizat o scurtă descriere a tehnicii chirurgicale pentru artroplastia articulației cotului inspirată din ghidul tehnic elaborat de compania Zimmer pentru proteza Coonrad/Morrey (Zimmer-1, 2009).

Operația se realizează sub anestezie totală cu instrumentar steril. După anestezia pacientului se poziționează scapula în supinație cu un saculeț de nisip sub aceasta, iar antebrațul peste piept. Se realizează o incizie posterioară din lateralul olecranului până la fascia musculară, se ridică flapsurile mediale și laterale pentru a se identifica epicondilul medial și lateral și nervul ulnar pe aspectul medial care se decompresă pe direcția proximală. Urmează îndepărtarea tricepsului de pe capătul proximal al ulnei prin eliberarea fibrelor Sharpey din inserția lor și poziționarea mecanismului extensor în lateral, inclusiv anconeul, pentru a se permite o expunere completă a capătului distal al humerusului și a capetelor proximale pentru ulna și radius. Se îndepărtează vârful olecranului și se eliberează ligamentele medial și colateral de pe humerus, iar prin flexarea cotului se separă articulația.

Pregătirea humerusului: Cu ajutorul unui fierăstrău se realizează accesul la canalul medial al humerusului unde se identifică canalul medular. Urmează îndepărtarea unei mici părți din os și găurirea canalului medular. Se alege un ghid de tăiere pentru capătul humeral care se poziționează în canalul realizat. Lățimea ghidului de decupare a capătului humeral corespunde cu mărimea capului componentei humerale care va fi implantată. Partea de trohlee rămasă se îndepărtează cu ajutorul unui fierăstrău oscilant. După scoaterea ghidului se începe răzuirea canalului cu ajutorul unui rașpel obișnuit, după care se utilizează un rașpel humeral care are aceeași mărimea cu stemul componentei care urmează să fie implantată.

Pregătirea ulnei: Primul pas în pregătirea osului ulna este identificarea canalului medular al acesteia. Urmează îndepărtarea osului subcondral de la baza coronoidă și lărgirea canalului cu ajutorul burghiului. Pentru o deschidere mai mare a canalului se utilizează rașpelul pilot, apoi se folosește rașpelul pentru partea stângă sau pentru partea dreaptă, care are aceleași dimensiuni ca și componenta care urmează să fie implantată. Pentru pregătirea ultimilor milimetri ai canalului ulnar se utilizează un ciocan de lemn sau un alezor flexibil.

Asamblarea endoprotezei și implantarea: După realizarea canalelor în cele două oase, se introduc componentele (humerală și ulnară) pentru a se realiza o probă, după care se scot și se introduce ciment (dacă fixarea se realizează prin cimentare). Asamblarea componentei ulnare se realizează prin conectarea capului cu stemul componentei ulnare prin intermediul șurubului, urmată de fixarea componentei intermediare. După poziționarea acesteia în canalul medular și întărirea cimentului, excesul de ciment se îndepărtează. Asamblarea componentei humerale presupune parcurgerea aceluiași etape, mai puțin cele referitoare la componenta intermediară. Următorul pas este articularea celor două componente și cuplarea acestora prin intermediul bolțului. După cuplare se fixează stemul în os, iar după întărirea cimentului se verifică intervalul de mișcare al articulației și se încheie intervenția chirurgicală prin suturarea țesuturilor.

4.2.2. Simularea implantării endoprotezei de cot, în programul Solid Edge

Asamblarea componentelor modelate în modulul *Part* s-a realizat în modulul *Assembly* al programului CAD Solid Edge V20.

Premergător asamblării componentelor trebuie realizată pregătirea celor două oase în care se introduc stemurile endoprotezei. În ambele situații, prima dată se realizează o schițare a decupajului pe capul fiecărui os, urmată de decuparea propriuzisă. Pregătirea oaselor s-a realizat în modulul *Part*.

În figura 4.10 a și b se prezintă pregătirea osului humerus prin decuparea osului la nivelul epifizei distale între cei doi epicondili (medial și distal); acest decupaj are lățimea de 30 mm. Realizarea canalului în care se va introduce stemul componentei humerale s-a realizat cu ajutorul comenzii Boolean, care copiază conturul componentei humerale și îl decupează din os (fig. 4.10.c).

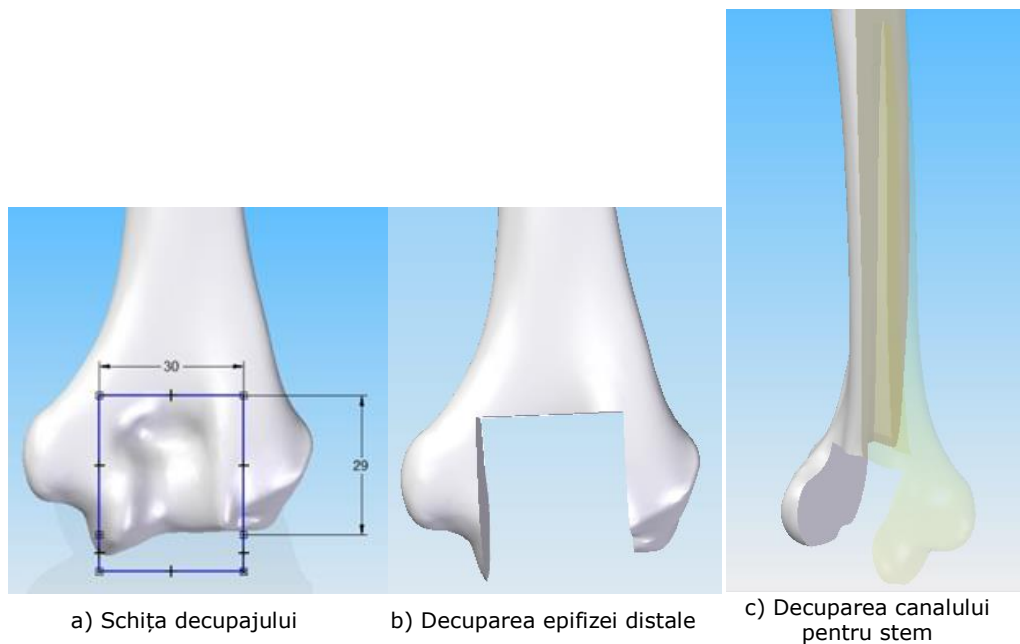


Fig. 4.10. Pregătirea pentru implantare a osului humerus

Pregătirea osului ulna a început cu schițarea și decuparea olecranului, pentru a putea introduce capul componentei ulnare (fig. 4.11 a și b). Canalul pentru stemul componentei ulnare s-a realizat în același mod ca și pentru stemul componentei humerale (fig. 4.11.c).

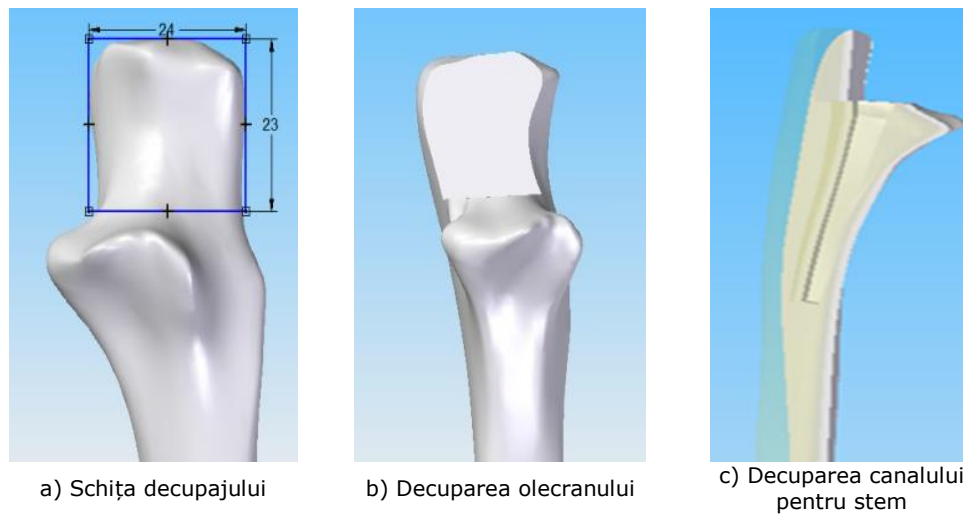


Fig. 4.11. Pregătirea pentru implantare a osului ulna

Având modelele tuturor componentelor endoprotezei pentru articulația cotului și cele două oase pregătite s-a realizat asamblarea acestora între ele, urmată de implantarea în cele două oase. Asamblarea cele două componente (capul și stemul)

prin intermediul șurubului a fost prezentată în figura 4.3.c pentru componenta humerală și în figura 4.6.c pentru componenta ulnară.

Componentele intermediare s-au montat în capul componentei ulnare (fig. 4.12), după care a urmat fixarea componentei ulnare în osul ulna (fig. 4.13). Componenta humerală a fost fixată în osul humerus (fig. 4.14), după care s-a realizat alinierea și fixarea celor două componente prin intermediul bolțului de cuplare, rezultând ansamblul final al protezei implantat în cele două oase (fig. 4.15).

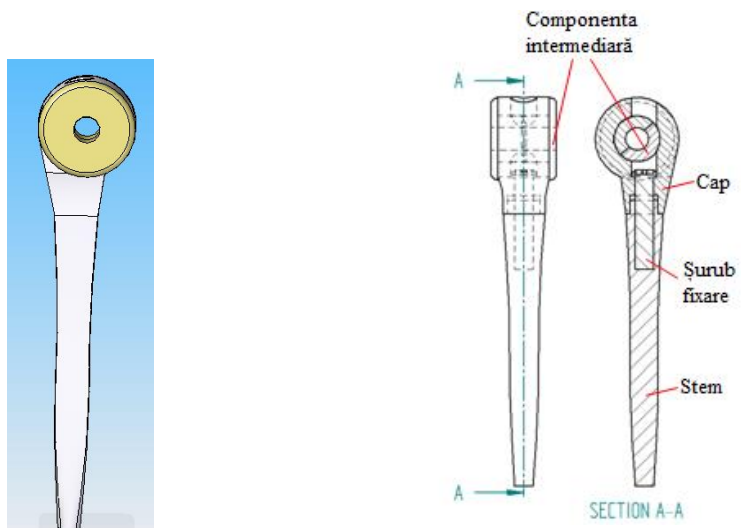


Fig. 4.12. Asamblarea componentei intermediare în componenta ulnară

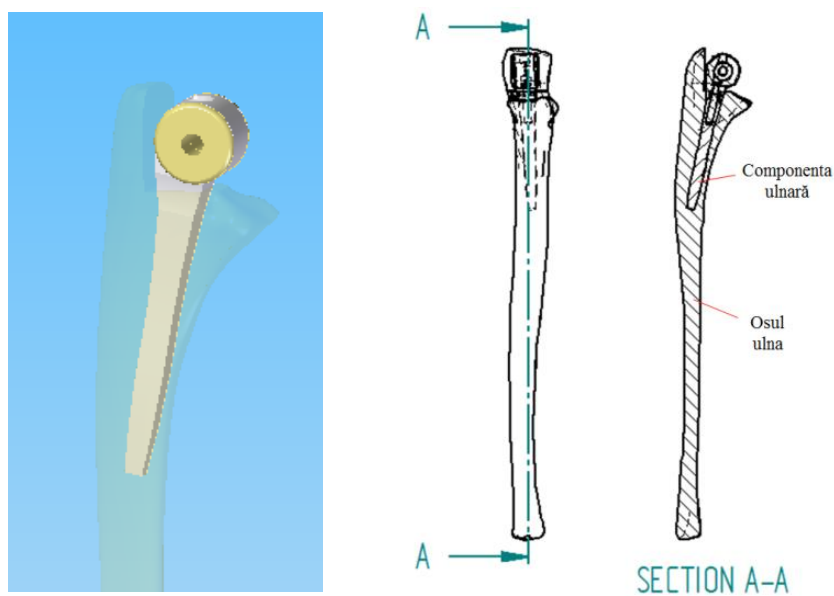


Fig. 4.13. Implantarea componentei ulnare

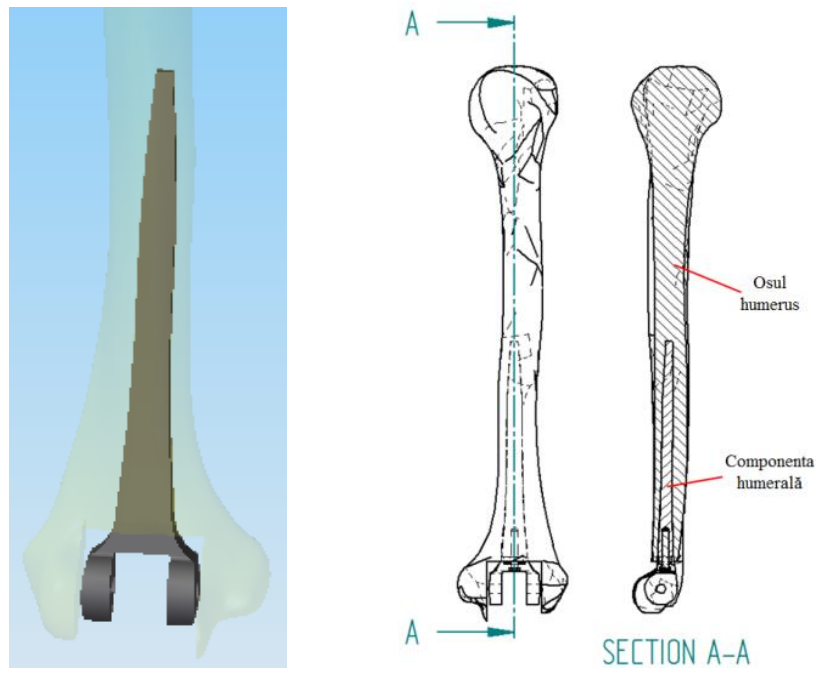


Fig. 4.14. Implantarea componentei humerale

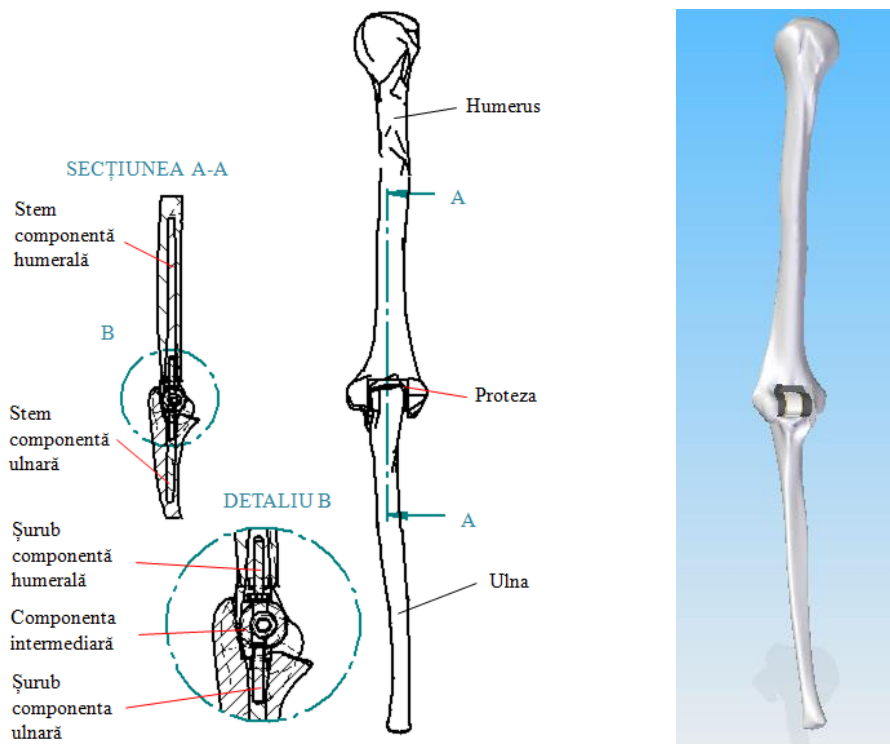


Fig. 4.15. Endoproteza de cot implantată în oasele humerus și ulna

4.3. Analiza comportamentului biomecanic al protezei totale de cot

Studiul comportamentului biomecanic s-a realizat pentru ansamblul protezei implantate în cele două oase care formează articulația humero-ulnară.

Din literatură se cunoaște faptul că intervalul normal de mișcare pentru flexia-extensia cotului este de aproximativ 0°-145°, iar intervalul funcțional este între 30°-130° (An, 2009). Astfel, s-a realizat o analiză comparativă a comportamentului biomecanic al endoprotezei implantate, pentru situația în care articulația cotului execută mișcări cu încărcări diferite ale capătului distal al osului ulnar, în intervalul funcțional de mișcare.

Analiza numerică a comportamentului biomecanic s-a realizat cu programul ANSYS V14 în modulul *Transient Structural*. După importul modelului elaborat se aleg/definesc materialele pentru fiecare componentă a protezei și pentru cele două oase:

- os cortical (cu aceleași caracteristici ca și în subcapitolul 3.6, tabelul 3.8) pentru oasele humerus și ulna;
- Titan gradul 2 (Ti Gr. 2) pentru capurile și stemurile celor două componente, șuruburile de conectare și bolțul de fixare, conform cu datele preluate din lucrarea *Microstructure and Mechanical Properties of Titanium Alloys* (Liitjering et al., 2000);
- Polietilena pentru cele două piese ale componentei intermediare.

Proprietățile materialelor utilizate sunt prezentate în tabelul 4.3.

Tabelul 4.3. Proprietățile materialelor folosite în analiza numerică

Materialul	Modulul de elasticitate [MPa]	Coeficientul lui Poisson	Densitatea [g/cm ³]
Os	18500	0.58	1.85
Ti Gr. 2	105000	0.33	4.51
Polietilenă	1100	0.42	0.95

Următorul pas în analiza comportamentului biomecanic al protezei pentru articulația cotului este verificarea/validarea contactelor dintre elementele ansamblului. Contactele dintre componentele intermediare și componentele ulnară și humerală au fost declarate de tipul *No Separation*, deoarece între aceste componente există mișcare relativă. Celelalte contacte existente au fost declarate de tip *Bounded* deoarece între aceste componente nu există mișcare relativă. De asemenea, a fost nevoie să se definească conexiunile de tip articulație pentru a putea defini legea de mișcare. Mișcarea relativă între elementele protezei fiind doar de tipul rotație cu axă fixă, contactelor de tip *no separation* le corespund articulații de tip *revoluție*, iar contactelor de tip *bounded* le corespund *articulații fixe*.

Modelul a fost discretizat (fig. 4.16) urmărind ca rafinamentul discretizării în zona articulației cotului să fie corespunzător. Datorită geometriei complexe ale osului, elementele utilizate pentru discretizare sunt de formă tetraedrică, având mărimea elementelor variabilă în funcție de geometria componentelor ansamblului. În urma discretizării s-au obținut 14005 noduri și 7569 elemente pentru întregul ansamblu.

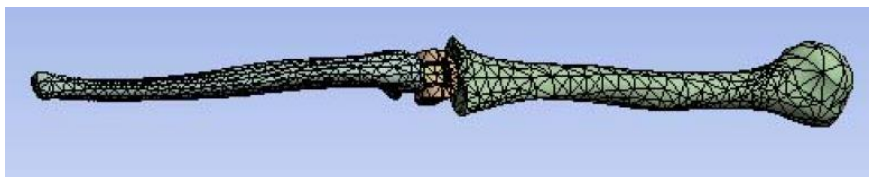


Fig. 4.16. Discretizarea modelului

În cazul analizei numerice a comportamentului biomecanic al protezei totale de cot implantate s-a impus o mișcare de rotație în articulația cotului ce corespunde intervalului funcțional de mișcare (30° - 130°). Timpul impus pentru realizarea mișcării a fost de 2 secunde.

Condițiile pe contur (fig. 4.17) au fost declarate astfel:

- Greutatea brațului reprezentată de forța A poziționată la 16.27 cm față de capătul proximal al humerusului pe axa Z și având valoarea 14.9 N conform tabelului 2.11 din subcapitolul 2.10.1;
- Greutatea antebrăului reprezentată de forța B poziționată la 13.29 cm față de capătul proximal al ulnei pe axa Z și având valoarea 8.9 N conform tabelului 2.11 din subcapitolul 2.10.1;
- Suport fix la capătul proximal al osului humerus (C);
- Deplasarea din articulație (dintre piesele componente intermediare și componenta ulnară) cu 100° , între 30° și 130° , pentru a simula intervalul funcțional de mișcare al articulației cotului;
- O forță E de valoare variabilă în trepte (0 N, 10 N, 30 N, 50 N, 100 N) la capătul distal al osului ulna, care simulează purtarea unei sarcini de diferite greutateți.

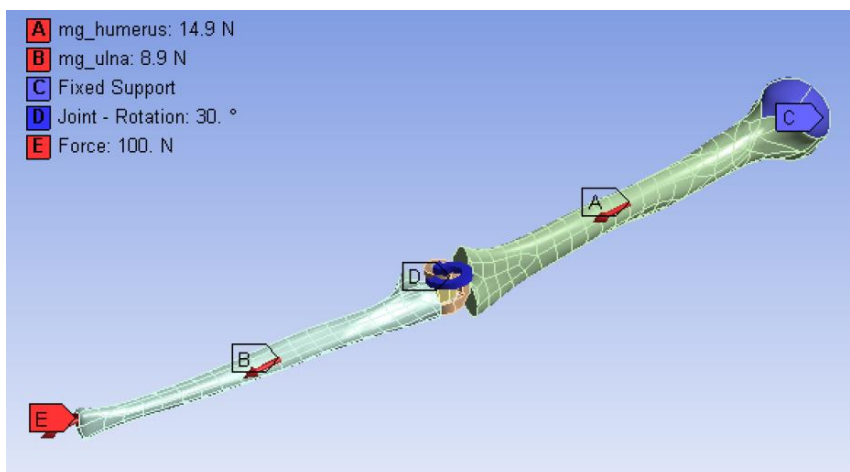


Fig. 4.17. Condițiile pe contur pentru intervalul funcțional de mișcare al articulației cotului

Rezultatele obținute pentru analiza comparativă efectuată sunt prezentate în Anexa 4.1 pentru: deplasările totale, deplasările direcționale, tensiunea echivalentă, tensiunea normală și tensiunea la forfecare în cazul celor cinci situații. Rezultatele sunt prezentate sub formă grafică și tabelară.

În continuare se vor prezenta rezultatele obținute pentru situația încărcării cu o sarcină de 100 N la capătul distal al osului ulna, deoarece pentru această solicitare s-au înregistrat cele mai mari valori atât pentru deformații, cât și pentru tensiuni.

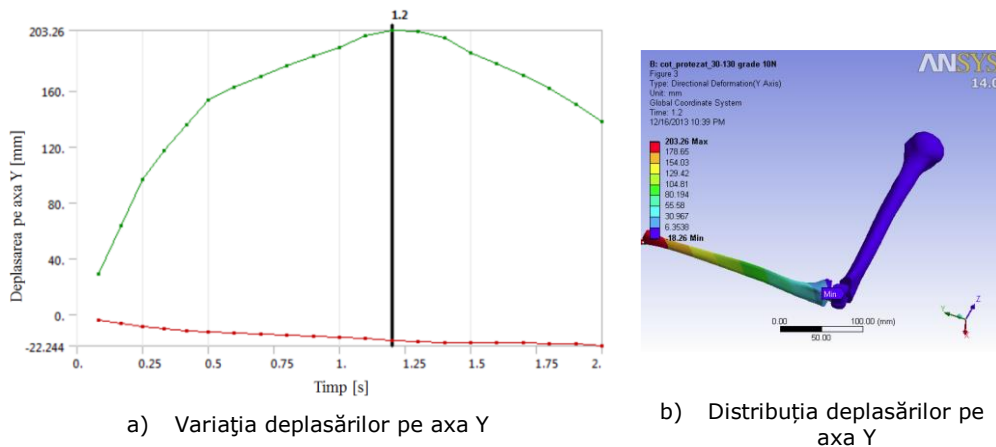


Fig. 4.20. Rezultatele înregistrate pentru deplasările pe axa Y în cazul sollicitării de 100N

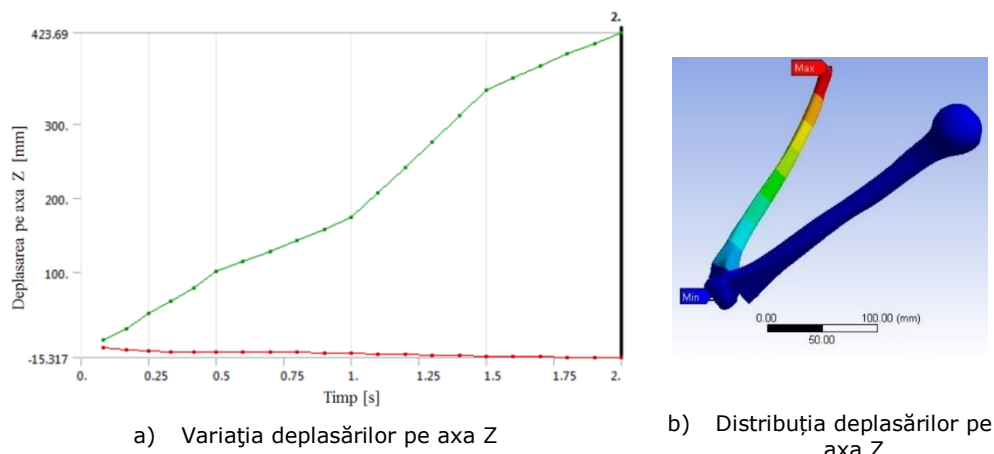


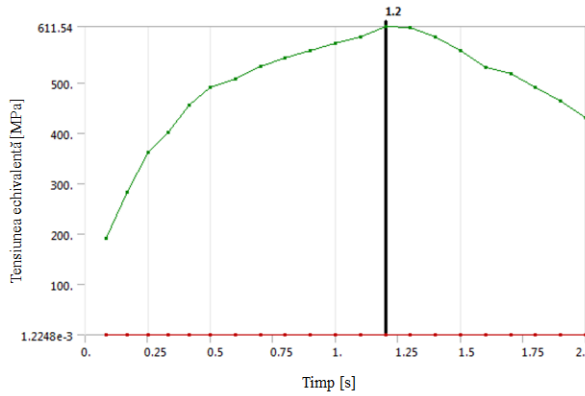
Fig. 4.21. Rezultatele înregistrate pentru deplasările pe axa Z în cazul sollicitării de 100N

Valoarea maximă a tensiunii echivalente s-a obținut în poziția de 90° a articulației cotului în zona colului componentei humerale (fig. 4.22, Anexa 4.1, fig. 5, tabel 5).

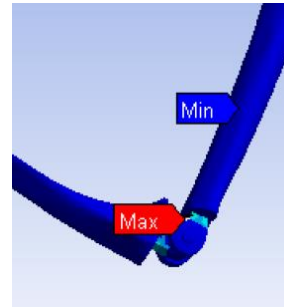
Distribuțiile valorilor maxime și minime în cazul tensiunilor normale și de forfecare sunt în oglindă, cu valorile extreme înregistrate în poziția de la momentul aproximativ 1.2 secunde, ce corespunde unei deplasări unghiulare de aproximativ 90° în articulația cotului (Anexa 4.1, fig. 6 ÷ fig. 11, tabel 5 ÷ tabel 11).

Zona unde apar tensiunile normale pe direcția axei X (fig. 4.23) și axei Z (fig. 4.25) este capul componentei humerale: valorile maxime pe interior, iar cele minime pe exterior.

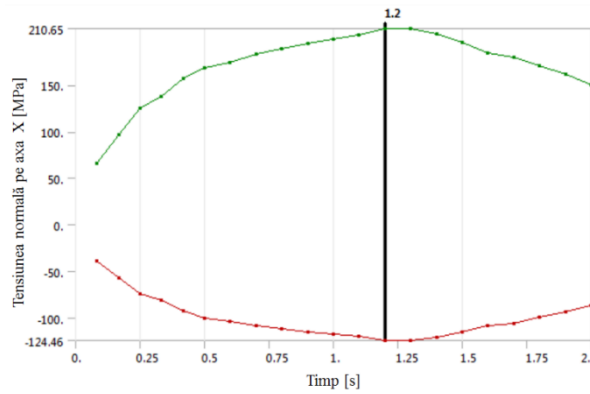
Tensiunea normală pe axa Y (fig. 4.24) a înregistrat valori extreme în zona capului componentei ulnare, valoarea maximă pe interior, iar cea minimă pe exterior, în poziția de 90° a articulației cotului.



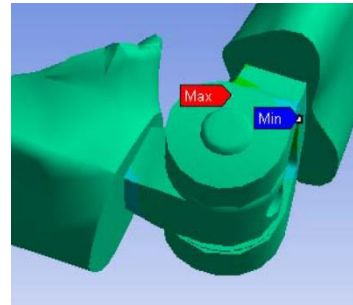
a) Variația tensiunilor echivalente



b) Distribuția tensiunilor echivalente

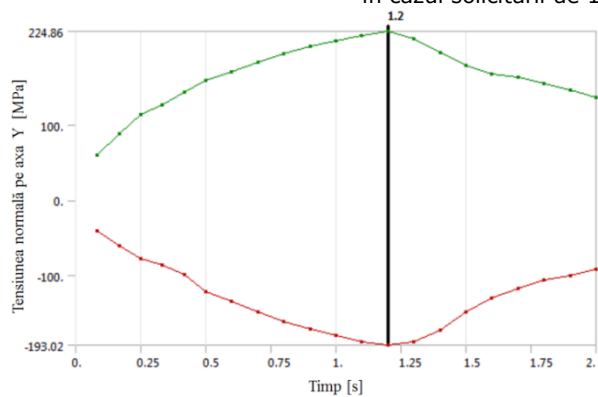


a) Variația tensiunilor normale pe axa X

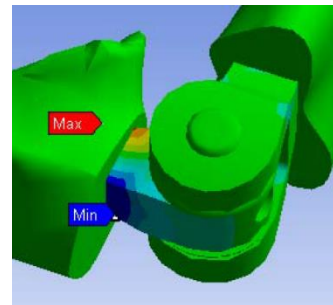


b) Distribuția tensiunilor normale pe axa X

Fig. 4.23. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe axa X în cazul solicitării de 100N

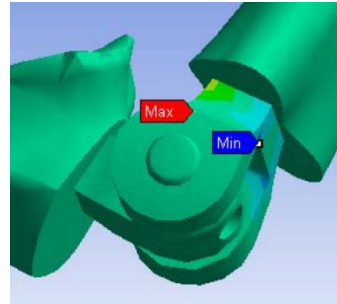
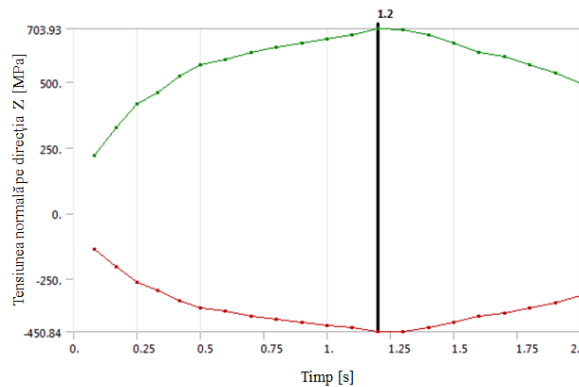


a) Variația tensiunilor normale pe axa Y



b) Distribuția tensiunilor normale pe axa Y

Fig. 4.24. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe axa Y în cazul solicitării de 100N



a) Variația tensiunilor normale pe axa Z

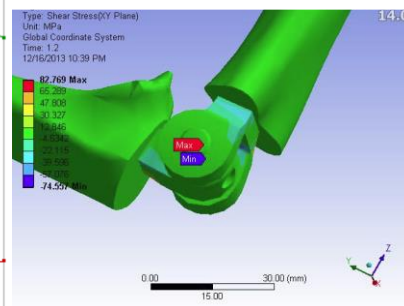
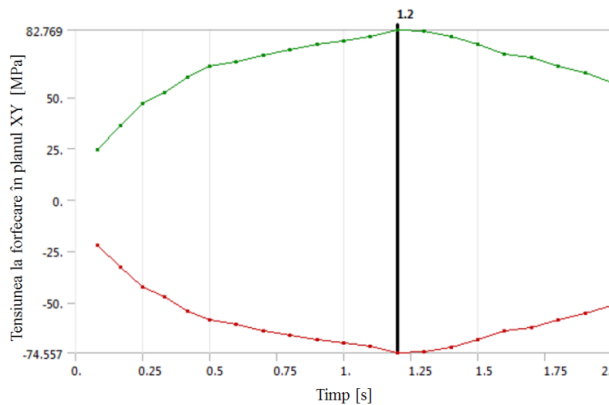
b) Distribuția tensiunilor normale pe axa Z

Fig. 4.25. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile normale pe axa Z în cazul solicitării de 100N

Valorile extreme înregistrate de tensiunea la forfecare în planul XY (fig. 4.26) s-au înregistrat la jumătatea intervalului de mișcare, la poziția de 80° a articulației cotului. Zona în care s-au înregistrat aceste tensiuni este bolțul de cuplare care asigură alinierea componentelor.

Valoarea maximă în modul a tensiunii la forfecare în planul YZ (fig. 4.27) s-a obținut în poziția de 80° flexie, pe capul componentei humerale.

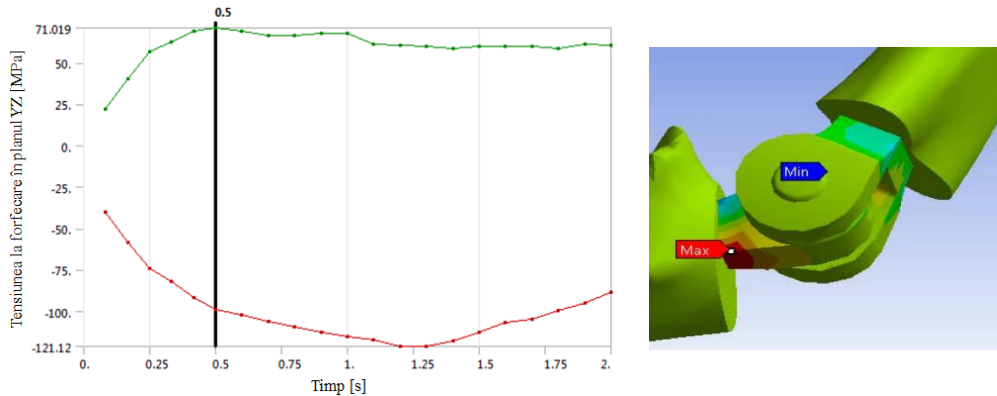
Tensiunile la forfecare în planul XZ (fig. 4.28) înregistrează valorile extreme în poziția de 80° flexie, de asemenea pe capul componentei ulnare.



a) Variația tensiunilor la forfecare în planul XY

b) Distribuția tensiunilor la forfecare în planul XY

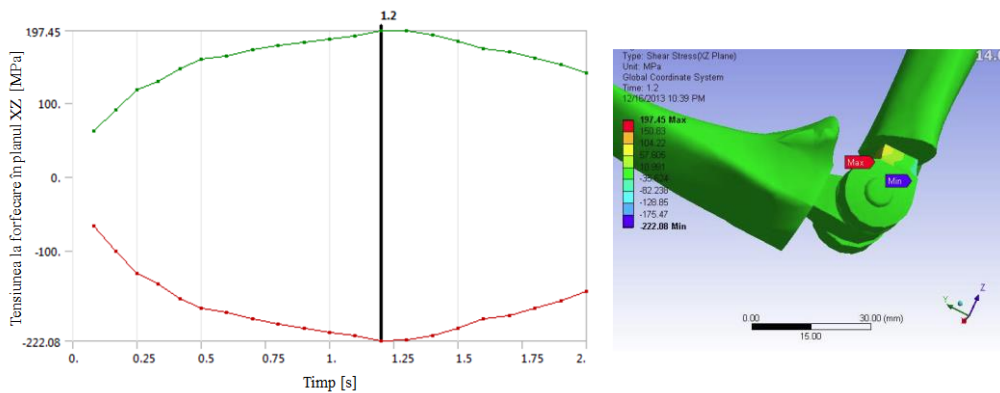
Fig. 4.26. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile la forfecare în planul XY în cazul solicitării de 100N



a) Variația tensiunilor la forfecare în planul YZ

b) Distribuția tensiunilor la forfecare în planul YZ

Fig. 4.27. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile la forfecare în planul YZ în cazul solicitării de 100N



c) Variația tensiunilor la forfecare în planul XZ

d) Distribuția tensiunilor la forfecare în planul XZ

Fig. 4.28. Rezultatele înregistrate pentru tensiunile la forfecare în planul XZ în cazul solicitării de 100N

Din evaluarea rezultatelor analizei comportamentului biomecanic al protezei totale de cot în intervalul funcțional de mișcare (30°-130°), pentru încărcarea cu o sarcină de variabilă în trepte (0 N, 10 N, 30 N, 50 N, 100 N), se observă că valorilor extreme ale tensiunilor normale și de forfecare s-au înregistrat la jumătatea intervalului de mișcare în poziția de aproximativ 90° flexie. Tensiunile normale maxime apar în componentele ulnară și humerală ale protezei, în timp ce tensiunile de forfecare maxime apar în nitul articulației cotului. Deplasările maxime apar pe osul ulnar datorită mișcării de rotație impuse.

Toate valorile extreme se încadrează în intervalul funcțional și nu depășesc limitele de material.

4.4. Fabricația modelului fizic al endoprotezei pentru articulația cotului

În vederea validării modelului teoretic s-a realizat modelul fizic al endoprotezei pentru articulația cotului care va fi testată experimental la uzură.

Componentele endoprotezei au fost prelucrate în Laboratorul de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune și în Laboratorul de prelucrări convenționale LOPIFO din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Materialul din care au fost prelucrate capurile și stemurile componentelor, șuruburile de fixare și bolțul de cuplare a fost Titan gradul 2 (Ti gr. 2) care este un titan pur, oferind un echilibru excelent de putere și ductilitate, iar componentele intermediare au fost fabricate din polietilenă de înaltă densitate. Capurile componentelor s-au prelucrat dintr-o bară de diametrul 35 mm, iar stemurile din bară de 20 mm.

Fabricarea pieselor principale (cap și stem) ale componentelor humerală și ulnară ale protezei s-a realizat în primă fază pe mașina de electroeroziune cu fir în două axe DK7732F cu fir de MoCr de 0.18 mm diametru (fig. 4.29).

Capul componentei humerale s-a realizat în trei etape:

- prima dată s-a realizat prelucrarea conturului din vedere frontală (fig. 4.30.a) pe baza schiței din vedere frontală salvată în format .dxf.
- după realizarea conturului frontal bara a fost întoarsă cu 90° și introdusă schița din vedere laterală (fig. 4.30.b) pentru prelucrarea celui de-al doilea contur.
- după finalizarea celui de-al doilea contur s-a tăiat componenta din bară.

În figura 4.31 se poate observa capul componentei humerale realizat prin prelucrarea cu fir pe mașina de electroeroziune. Toate cele patru piese au avut aceleași etape de prelucrare.

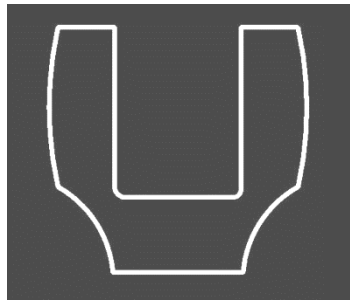


a) Mașina de electroeroziune cu fir

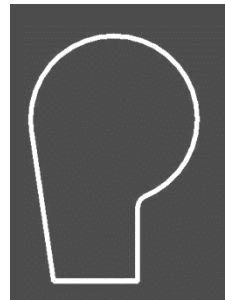


b) Prelucrarea capului componentei humerale

Fig. 4.29. Prelucrarea pe mașina de electroeroziune cu fir DK7732F



a) Schița din vedere frontală



b) Schița din vedere laterală

Fig. 4.30. Schițele pentru decuparea capului componentei humerale



a) Conturul decupat frontal



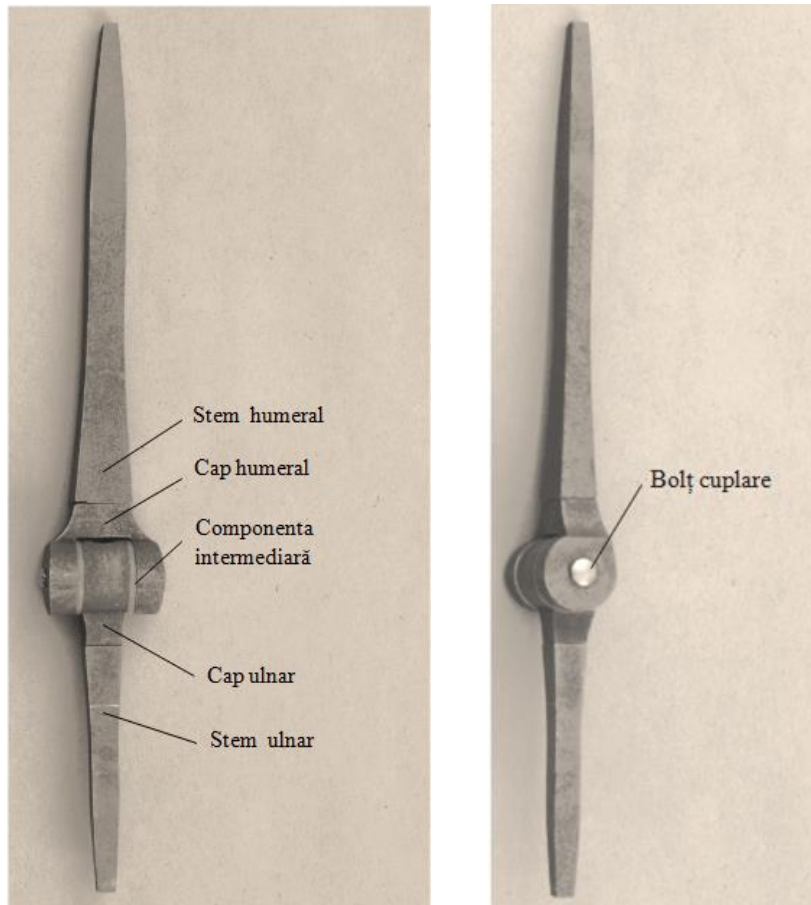
b) Conturul decupat lateral

Fig. 4.31. Capul componentei humerale după prelucrarea prin electroeroziune

Informațiile principale despre fabricația componentelor endoprotezei de cot sunt prezentate sintetic în tabelul 4.4.

Cele două șuruburi de fixare cu cap imbus M4 x 0.70 x 15 mm s-au realizat din bară de Ti gr. 2, cu dimensiunile conform STAS 5144 (DIN 912).

Modelul fizic al endoprotezei asamblate este prezentat în figura 4.32.



a) Componentele endoprotezei aliniate



b) Endoproteza în poziție de flexie
Fig. 4.32. Endoproteza pentru articulația cotului

Tabelul 4.4. Fabricația componentelor protezei pentru articulația cotului

Piesă	Material	Semifabricat	Mașină	Scule	Operația
Cap componentă humerală	Ti gr. 2	Bară Ø 35 mm	Mașina de electroeroziune cu fir DK7732F	Fir MoCr Ø 0.18 mm	Decupare contur
			Mașina de frezat CNC YT 800FM	Burghiu Ø 4mm	Găurire
				Zencuitor Ø 8 x 90°	Zencuire
				Freză cilindro-frontală Ø 3 mm cu 3 dinți	Frezarea degajării 12x 7 x 4 mm
			Strung universal 16 B 05 P	Burghiu de centruire Ø 3 mm	Centruire
Burghiu Ø 5 mm	Găurire				
Stem componentă humeral	Ti gr. 2	Bară Ø 20 mm	Mașina de electroeroziune cu fir DK7732F	Fir MoCr Ø 0.18 mm	Decupare contur
			Mașina de frezat CNC YT 800FM	Burghiu Ø 3.3 mm	Găurire
			-	Tarod manual M 4 x 0.70 Port-tarod manual	Filetare
Cap componentă ulnară	Ti gr. 2	Bară Ø 35 mm	Mașina de electroeroziune cu fir DK7732F	Fir MoCr Ø 0.18 mm	Decupare contur
			Mașina de frezat CNC YT 800FM	Burghiu Ø 4 mm	găurire
				Freză cilindro-frontală Ø 8 mm cu 4 dinți	Adâncire pentru capul șurubului
			Freză cilindro-frontală Ø 3 mm cu 3 dinți	Frezarea degajării 6 x 7 x 4 mm	
Strung universal 16 B 05 P	Burghiu Ø 10 mm	Găurire			
Stem componentă ulnară	Ti gr. 2	Bară Ø 20 mm	Mașina de electroeroziune cu fir DK7732F	Fir MoCr Ø 0.18 mm	Decupare contur
			Mașina de frezat CNC YT 800FM	Burghiu Ø 3.3 mm	găurire

			-	Tarod manual M 4 x 0.70 Port-tarod manual	Filetare
Componentă intermediară	Poliетенă de înaltă densitate	Bloc 25 x 25 x 40 mm	Strung universal 16 B 05 P	Cuțit strung Rp 3	Strunjire guler Ø 18x 9 mm
				Cuțit strung Rp 3	Strunjire tijă Ø 10x 6 mm
				Burghiu Ø 5 mm	Găurire
			Freză universală pentru sculărie FU 12 BL	Freză cilindro-frontală Ø 10 mm cu 4 dinți	Frezarea degajării 1 mm
Bolț de cuplare	Ti gr. 2	Bară Ø 6 mm	Strung universal 16 B 05 P	Cuțit pentru strunjit lateral	Strunjire cilindrică ext.
				Cuțit pentru canelat exterior l = 1 mm	Canelare
Șaibă de siguranță	Ti gr. 2	Tablă 1 mm	Mașina de electroeroziune cu fir DK7732F	Fir MoCr Ø 0.18 mm	Decupare contur

4.5. Modelarea dispozitivului pentru testarea endoprotezei de cot

În vederea realizării încercărilor mecanice ale modelului fizic al endoprotezei pentru articulația cotului pe mașina de încercat Instron 8874 a fost necesară proiectarea și realizarea unui dispozitiv în care se va fixa endoproteza.

Dispozitivul pentru testarea endoprotezei de cot asigură atât fixarea endoprotezei în bacurile mașinii de încercare Instron, cât și transmiterea mișcării la axa de rotație a protezei. Dispozitivul pentru testarea endoprotezei de cot are următoarele componente principale (fig. 4.33):

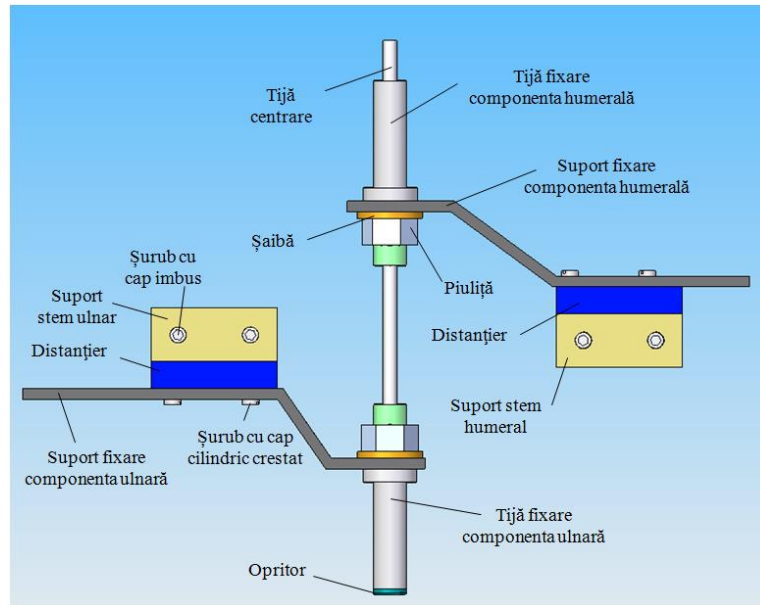
- un bloc fixare componentă humerală și un bloc fixare componentă ulnară, ambele formate din câte un suport de fixare (au formă asemănătoare, dar dimensiuni diferite), un distanțier din material plastic, un suport stem (humeral/ulnar), o placă de fixare, 4 șuruburi de fixare a stemului în suportul său și 2 șuruburi de fixare a suportului stemului și distanțierului pe suportul de fixare;
- o tijă de fixare a componentei humerale și o tijă de fixare a componentei ulnare, precum și câte o șaibă M12 x 24 x 2.5 mm STAS 5200/2 (DIN 125) și o piuliță M12 x 1.75 x 10 mm STAS 4071 (DIN 934) pentru montarea blocurilor de fixare a componentei humerală, respectiv ulnară, pe tija de fixare;
- o tijă de centrare a componentelor dispozitivului, care asigură totodată și alinierea axei de rotație a protezei în axa mașinii de încercare;
- un șurub cap cilindric crestă M6 x 1 x 20 mm, STAS 7517 (DIN 84) care are rolul de opritor pentru tija de centrare.

Tija de fixare a componentei humerale (fig. 4.34) este formată, de la partea inferioară spre cea superioară, dintr-o porțiune cilindrică cu diametrul de 12 mm pe o lungime de 40 mm, urmată de o altă porțiune cilindrică cu diametrul de 20 mm și o lungime de 5 mm și de o porțiune de secțiune dreptunghiulară cu (baza de 12x14 mm și înălțimea de 4 mm) care vor ajuta la poziționarea blocului de fixare a componentei humerale. La capătul superior, tija de fixare a componentei humerale prezintă o porțiune filetată M12 x 1.75. Montarea blocului de fixare a componentei humerale este realizată cu o șaibă M12 x 24 x 2.5 mm STAS 5200/2 (DIN 125) și o piuliță M12 x 1.75 x 10 mm STAS 4071 (DIN 934). Pe toată lungimea tije de fixare este prevăzută o gaură centrată, cu diametrul de 5 mm, care, prin intermediul tije centrale permite alinierea dintre proteză și cele două blocuri de fixare.

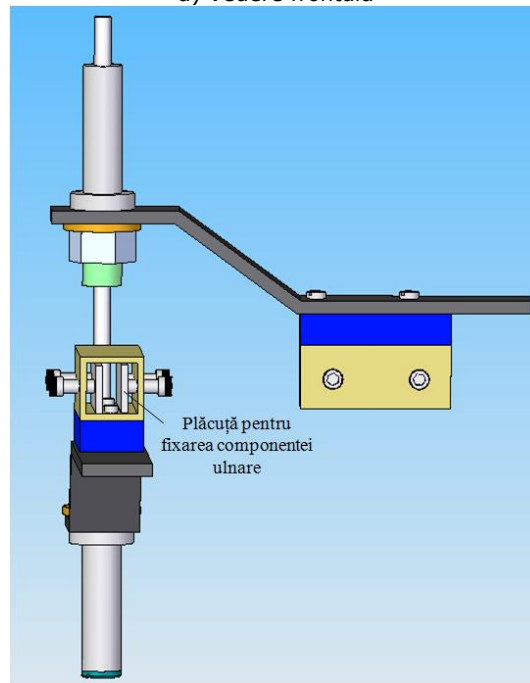
Tija de fixare a componentei ulnare este asemănătoare tije pentru componenta humerală, dar prezintă suplimentar o gaură filetată M6 x 1 mm pe o lungime de 20 mm la partea inferioară în care se va introduce șurubul cu cap cilindric crestă M6 x 1 x 20 mm STAS 7517 (DIN 84) pentru a bloca tija centrală.

Suportul de fixare a componentei humerală (fig. 4.35) este o placă de grosime de 4 mm, lungimea de 150 mm și lățimea de 22 mm care prezintă două porțiuni îndoite la 144°, astfel încât înălțimea suportului este de 32 mm. Pe porțiunea mai lungă a suportului sunt prevăzute două găuri cu diametrul de 4 mm, distanțate la 29 mm, iar pe porțiunea mai scurtă este prevăzut un decupaj dreptunghiular, care corespunde cu dimensiunile porțiunii prismatice a tije de fixare.

Suportul de fixare a componentei ulnare prezintă aceeași formă și aceleași dimensiuni ca și suportul de fixare a componentei humerală, cu diferența că cele două porțiuni sunt îndoite la 125° și prezintă o înălțime de 30 mm.



a) Vedere frontală



b) Vedere laterală

Fig. 4.33. Modelul dispozitivului pentru testarea endoprotezei cotului

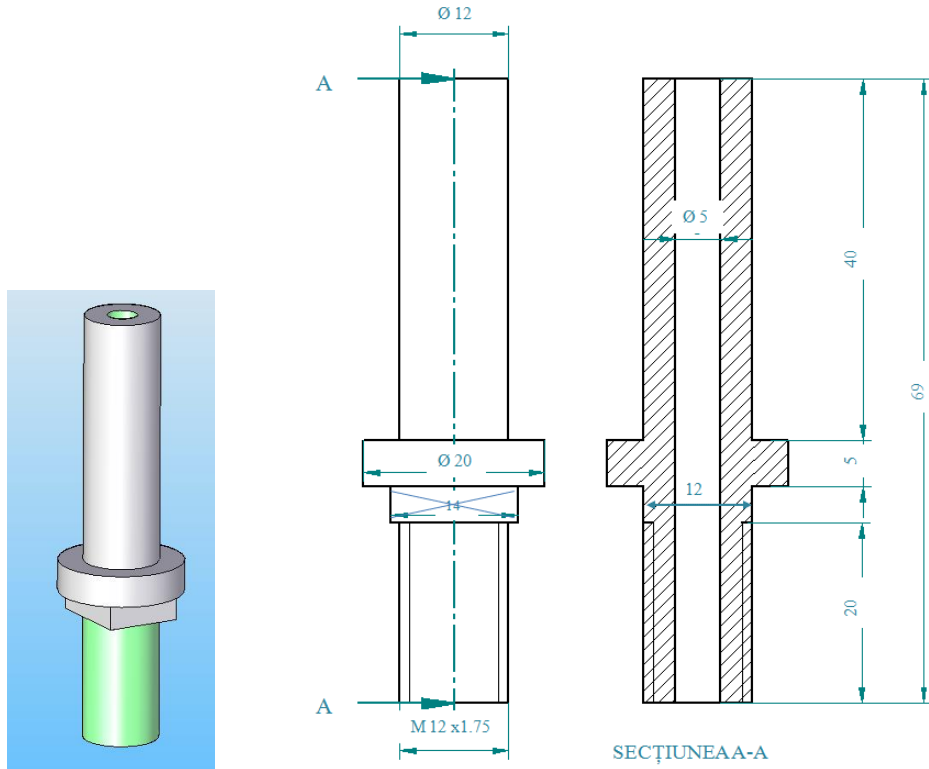
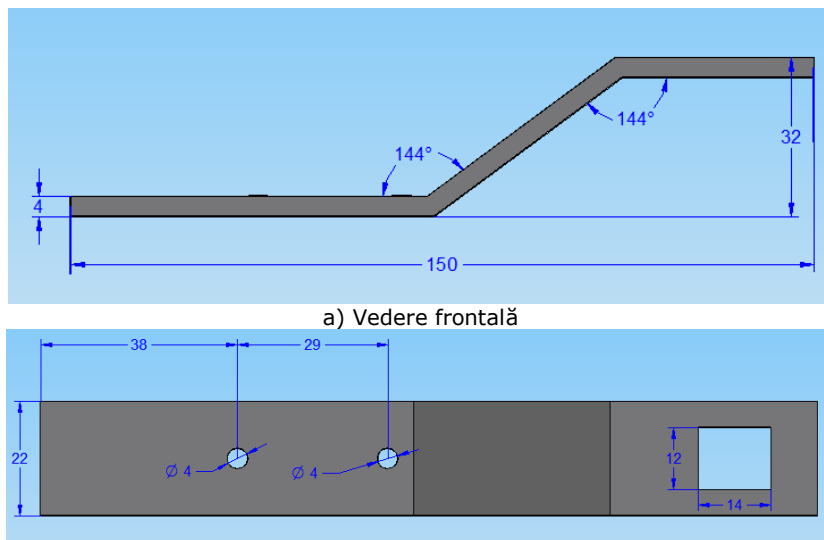


Fig. 4.34. Tija de fixare a componentei humerale



b) Vedere de sus
Fig. 4.35. Suport fixare componentă humerală

Distanțierul are forma unei prisme dreptunghiulare cu lungimea de 20 mm, lățimea 10 mm și înălțimea de 47 mm. Componenta prezintă două găuri de trecere cu diametrul de 4 mm, (distanța dintre cele două găuri este de 29 de mm) pentru fixarea suportului stemului (humeral/ulnar) pe suportul componentei (humerală/ulnară) a protezei. Fixarea se realizează prin intermediul a două șuruburi cu cap cilindric crestat M4 x 0.7 x 18 mm conform STAS 7517 (DIN 84).

Suportul pentru stemul humeral/ulnar are o secțiune pătrată 20 x20 mm și grosimea peretelui de 2 mm, lungimea piesei fiind de 47 mm. Suportul are două găuri filetate, distanțate la 29 mm, pentru fixarea, prin intermediul distanțierului și a două șuruburi cu cap cilindric crestat M4 x 0.7 x 18 mm, STAS 7517 (DIN 84), pe suportul componentelor protezei și alte patru găuri filetate pentru fixarea stemului protezei prin intermediul plăcii de fixare și a patru șuruburi cu cap imbus M4 x 0.70 x 10 mm STAS 5144 (DIN 912).

Plăcuța de fixare este o placă dreptunghiulară de dimensiuni 15 mm lățime, 47 mm lungime și 2 mm grosime și are rolul de a fixa și proteja stemurile celor două componente.

4.6. Fabricația modelului fizic al dispozitivului de testare a endoprotezei pentru articulația cotului

Componentele dispozitivului pentru fixarea endoprotezei au fost prelucrate în Laboratorul de prelucrări convenționale LOPIFO și în Laboratorul de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Cele două subansamble principale și tija de centrare sunt prezentate în figura 4.36, iar dispozitivul de testare a protezei de cot este prezentat în figura 4.37.

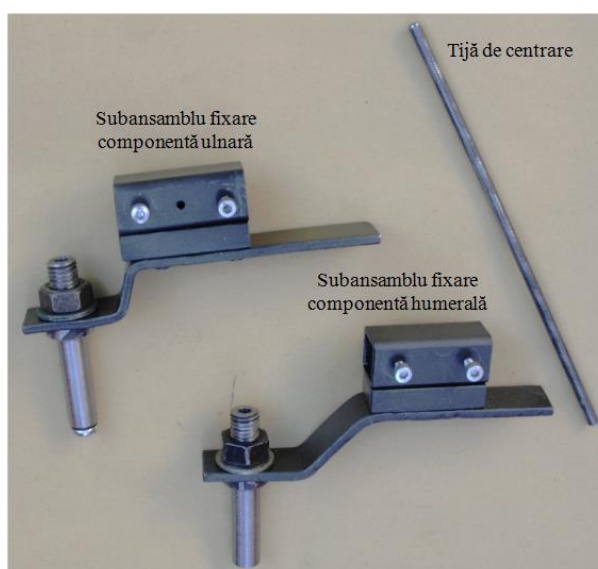


Fig. 4.36. Subansamblele principale și tija de centrare ale dispozitivului de testare

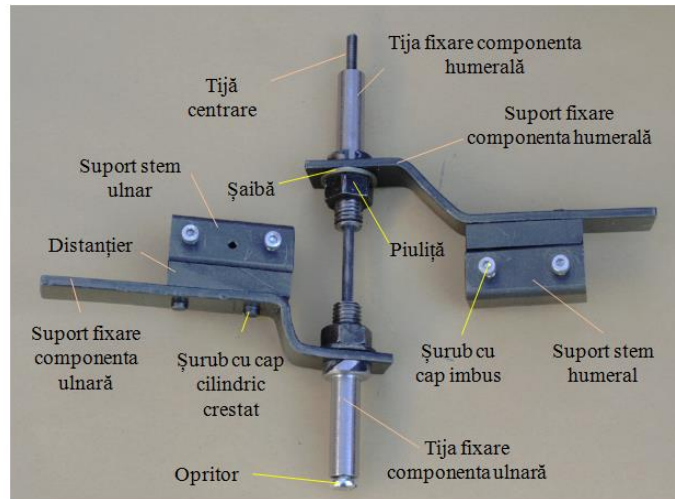


Fig. 4.37. Dispozitivul pentru testarea endoprotezei articulației cotului

Fabricația componentelor dispozitivului pentru testarea endoprotezei articulației cotului este prezentată sintetic în tabelul 4.5.

Organele de asamblare folosite au fost standardizate și realizate din materialele prezentate mai jos:

- Șurub cu cap imbus M4 x 0.70 x 10 mm STAS 5144 (DIN 912) - oțel inoxidabil;
- Șurub cap cilindric crestă M4 x 0.7 x 18 mm STAS 7517 (DIN 84) - oțel inoxidabil;
- Șurub cap cilindric crestă M6 x 1 x 20 mm STAS 7517 (DIN 84) - oțel inoxidabil;
- Piuliță M12 x 1.75 x 10 mm STAS 4071 (DIN 934) - OLC 45;
- Șaibă M12 x 24 x 2.5 mm STAS 5200/2 (DIN 125) - OLC 45.

Modul în care este fixată endoproteza pentru articulația cotului în dispozitivul de testare este prezentat în figura 4.38.

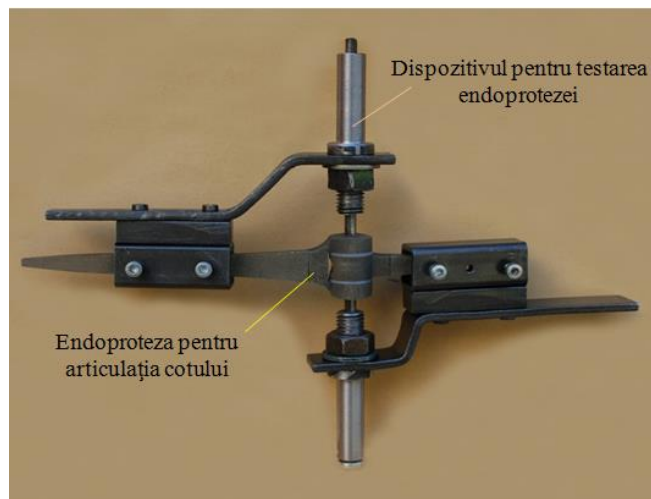


Fig. 4.38. Fixarea endoprotezei în dispozitivul de testare

Tabelul 4.5. Fabricația componentelor dispozitivului pentru testarea endoprotezei articulației cotului

Piesă	Material	Semifabricat	Mașină	Scule	Operația
Tijă fixare componentă humerală	OLC 45	Bară Ø 20 mm	Strung universal 16 B 05 P	Cuțit pentru strunjit lateral	Strunjire tijă Ø12 x 40 mm;
				Burghiu Ø 5 mm	Găurire Ø5 mm pe toată lungimea piesei
				Cuțit pentru retezat	Retezare L= 69 mm
				Cuțit pentru strunjit lateral	Strunjire tijă Ø 12 x20 mm;
				Cuțit pentru filetat exterior α 60°	Filetare M12 x 1.75 x 20 mm
			Mașina de frezat CNC YT 800FM	Freză cilindro-frontală Ø10 cu 4 dinți	Frezare 12x14x4 mm
Tijă fixare componentă ulnară	OLC 45	Bară Ø 20 mm	Strung universal 16 B 05 P	Cuțit pentru strunjit lateral	Strunjire tijă Ø 12 x 40 mm;
				Burghiu Ø5 mm	Găurire Ø 5 mm pe toată lungimea piesei
				Cuțit pentru retezat	Retezare L= 69 mm
				Cuțit pentru strunjit lateral	Strunjire tijă Ø 12 x20 mm;
				Cuțit pentru filetat exterior α 60°	Filetare M12 x 1.75 x 20 mm
			Mașina de frezat CNC YT 800FM	Freză cilindro-frontală Ø10 cu 4 dinți	Frezare 12x14x4 mm
Suport fixare componentă ulnară	OLC 45	Platbandă	Strung universal 16 B 05 P	Tarod M6x1 mm; Dispozitiv port-tarod	Filetare M6 x 1 x 20 mm
			Mașina de îndoit		Îndoire
			-	Ac de trasat, liniar metalic	Trasare
			-	Punctator, ciocan	Punctare
			Mașina de găurit G6	Burghiu Ø 12 mm	Găurire
-	Pilă pătrată	Pilire manuală 12 x 14 mm			

			Mașina de găurit G6	Burghiu Ø 4 mm	Găurire
Distanțier	Polimet acrilat de vinil	Placă	Mașina de frezat CNC YT 800FM	Freză cilindro-frontală Ø16 cu 4 dinți	Frezare contur 20x47x10 mm
				Ac de trasat, liniar metalic	Trasare
				Punctator, ciocan	Punctare
			Mașina de găurit G6	Burghiu Ø 4 mm	Găurire
Suport stem	OL 37	Profil rectangular 20x20x47 mm		Ac de trasat, liniar metalic	Trasare
				Punctator, ciocan	Punctare
			Mașina de găurit G6	Burghiu Ø 3.2 mm	Găurire
				Tarod M4x 0.70 mm manual; Port-tarod manual	Filetare manuală
Plăcuță de fixare	Aluminiu	Tablă 15x47x2 mm		Foarfecă manuală pentru tablă	Decupare contur
Tijă centrare	OL 42	Bară calibrată Ø 5x 150 mm			

4.7. Studiul experimental al uzurii componentei de polietilenă

Toate tipurile de implanturi și endoproteze, respectiv componentele acestora, sunt supuse la diferite teste mecanice in vitro, precum încercări de rezistență mecanică, teste de oboseală și de uzură, precum și la teste de caracterizare statică în funcție de tipul implantului/protezei și de solicitările fiziologice la care sunt supuse acestea (Bugariu, 2012).

Deși comportamentul la uzura in vivo dintre aliajele de titan și UHMWPE nu a evidențiat aspecte anormale (metal sau polietilenă), uzura posibilă a polietilenei constituie în continuare un subiect de studiu, datorită implicațiilor fenomenului de *debris*. Proprietățile mecanice ale uzurii aliajului de titan în contact cu UHMWPE pot fi îmbunătățite prin acoperirea suprafeței componentelor de titan cu nitrură, ceea ce reduce frecarea și uzura componentei de polietilenă. Această acoperire, aprobată de FDA, mărește de asemenea rezistența la coroziune și poate îmbunătăți biocompatibilitatea articulației artificiale (Risung, 1997).

Apariția particulelor de uzură, atât din componentele metalice, cât și din componentele de polietilenă, constituie în prezent cauza principală a eșecului protezelor, datorită favorizării fenomenului de osteoliză (procesul de resorbție minerală și organică a osului). Particulele rezultate din uzura componentei de polietilenă rămân în lichidul sinovial, în jurul implantului, favorizând resorbția osului de la nivelul interfeței os-implant (Berli et al., 2009).

Conform studiilor prospective realizate pentru protezele de șold și genunchi, uzura componentei de polietilenă constituie cauza principală a reviziilor. Din această cauză, în literatură apar din ce în ce mai multe studii care prezintă noi modele de componente intermediare, cu forme constructive variate, realizate din materiale cu proprietăți specifice, care ajută la prelungirea duratei de viață a protezei.

4.7.1. Recomandări prevăzute în standarde

În general, încercările mecanice la care sunt supuse implanturile/protezele se realizează conform standardelor ISO și ASTM. De asemenea, ghidurile elaborate de Food and Drug Administration (FDA) prezintă anumite recomandări generale și/sau specifice referitoare la testarea implanturilor/protezelor ortopedice. Pentru o proteză de cot, FDA recomandă evaluarea performanțelor ne-clinice pe baza următoarelor teste: testarea la oboseală a stemurilor, testarea la uzură, testarea durabilității și testarea la oboseală a conectărilor modulare (FDA, 2013).

Cele mai multe informații referitoare la încercările mecanice la care sunt supuse endoprotezele se referă la protezele de șold și de genunchi. În ceea ce privește protezele pentru articulația cotului, nu există publicate informații referitoare la teste in vitro pentru simulări de uzură în scopul caracterizării și predicției performanțelor in vivo. De asemenea, în prezent nu există standarde de testare (ASTM / ISO) acceptate pentru uzura specifică articulației artificiale a cotului.

Dintre standardele generale ce pot fi folosite pentru determinarea uzurii componentelor de polietilenă pot fi menționate următoarele:

- Standardul ASTM F2887 – 12 *Standard Specification for Total Elbow Prostheses*, oferă descrieri de bază referitoare la geometria și materialele folosite pentru protezele de cot, dar nu și recomandări referitoare la încercările mecanice.
- Standardul ASTM F2025 - 06(2012) *Standard Practice for Gravimetric Measurement of Polymeric Components for Wear Assessment* descrie metoda gravimetrică de determinare a uzurii materialelor polimerice și de simulare a

condițiilor tribologice ale articulațiilor naturale (utilizarea serului bovin sau a unui lichid pseudosinovial) (ASTM F2025, 2012).

- Standardul ASTM F732 - 00(2011) *Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses* consideră că uzura poate fi raportată ca pierderea de volum a specimenului polimeric în funcție de distanța de alunecare, sau, în cazul în care distanța de alunecare nu este constantă pe suprafața specimenului polimeric datorită mișcării complexe, uzura poate fi raportată ca pierderea de volum a specimenului polimeric în funcție de ciclurile de uzură (caz în care se definește "ciclul de uzură"). Pierderea de volum a specimenului polimeric se determină prin împărțirea pierderii în greutate determinată experimental la densitatea polimerului. Standardul recomandă, atunci când este posibil, raportarea uzurii în ambele moduri (ASTM F732, 2011).

Determinarea uzurii se realizează în majoritatea cazurilor folosind simulatoare avansate care asigură mișcările complexe ale articulațiilor. Standardele folosite de obicei de funcționarea acestor simulatoare sunt (Prosim, 2013):

- ISO 14242-1:2012 *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test;*
- ISO 14242-2:2000 *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement;*
- ISO 14242-3:2009 *Implants for surgery -- Wear of total hip-joint prostheses -- Part 3: Loading and displacement parameters for orbital bearing type wear testing machines and corresponding environmental conditions for test;*
- ISO 14243-1:2009 *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 1: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test;*
- ISO 14243-2:2009 *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 2: Methods of measurement;*
- ISO 14243-3:2004 *Implants for surgery -- Wear of total knee-joint prostheses -- Part 3: Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test,*
- ISO/CD 14243-4 *Implants for surgery -- Wear of total knee prostheses -- Part 4: Wear of the patella-femoral joint -- Loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test.*

Patrick J. Schimoler a propus un simulator pentru mișcările din articulația cotului care oferă posibilitatea de a obține diverse măsuri pe specimene preluate de la cadavre, cum ar fi caracteristicile cinematice ale protezelor cap radial și ligamentelor. Pentru a se asigura că datele colectate sunt semnificative, sistemul este capabil să acționeze articulația cotului prin deplasări impuse, într-un mod repetabil (Schimoler. 2008).

Singurul studiu publicat care propune o metodologie pentru testarea la uzură în condiții de laborator a protezelor totale de cot a fost prezentat la Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society în 2012 (Kincaid et al., 2012).

Testarea realizată a constatat în aplicarea unei compresiuni axiale dinamice în funcție de unghiul de flexie, combinată cu o înclinare mediolaterală "varus / valgus". Prin dispozitivele speciale s-a izolat interfața articulară dintre stemurile humeral și ulnar. Dispozitivul de fixare ulnar a fost proiectat pentru a avea o abatere de 4.5° valgus în raport cu componenta humerală, ceea ce corespunde situațiilor clinice. Această abatere a depășit intenționat situația obișnuită ($\pm 3.5^\circ$) pentru a simula cel mai rău caz posibil.

Compresiunea axială aplicată a fost de 840 N (valoare maximă), iar mișcarea de flexie-extensie a acoperit un interval de 85°, la o frecvență de 1 Hz. Compresiunea axială aplicată a simulat o activitate zilnică intensă, în timpul căreia în mână este ținută o greutate de 5.7 kg. Durata totală a testului a fost de 3 milioane de cicluri (Mc), ceea ce corespunde la 5 ani de activitate in vivo.

Testarea s-a realizat cu simulatorul AMTI 6-station knee simulator (AMTI, Inc., Watertown, MA). Simularea s-a realizat în mediu controlat, folosind un lubrifiant (ser bovin, diluat cu proteină) la o temperatură de 37 ± 3 °C. Specimenele de polietilenă (UHMWPE) au fost cântărite după fiecare 500.000 cicluri, iar lubrifiantul a fost înlocuit. Lubrifiantul recuperat a fost folosit pentru caracterizarea debris-ului.

4.7.2. Determinarea uzurii componentei de polietilenă a protezei de cot

Acest subcapitol prezintă un studiu de testare la uzură a componentei de polietilenă a protezei pentru articulația cotului, pe mașina de încercare la oboseală Instron 8874, aflată în laboratorul CIDUCOS din cadrul Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală. Aparatul este echipat cu două celule de încărcare, cu care măsoară încărcările axiale și cele la torsiune. Celula cu care se face încărcarea forțelor asupra probelor este prinsă pe tija unui piston și este echilibrată dinamic pentru a face față forțelor de inerție ce apar în timpul ridicării. Modelul Instron 8874 are capacitatea de a efectua testarea biomecanică la oboseală a implanturilor, având incluse în softul sistemului secvențe de testare pentru mai multe tipuri de implanturi ortopedice, în conformitate cu standardele ISO 14242 și ASTM F 1714.

Deoarece nu am avut modulul de testare biomecanică, pentru realizarea încercărilor a fost folosit dispozitivul de testare conceput special și prezentat în subcapitolul precedent. Acest dispozitiv asigură alinierea dintre axele de mișcare: axa dispozitivului și axa protezei.

Obiectivul principal al încercărilor experimentale a constat în determinarea uzurii componentei de polietilenă a protezei totale de cot în condiții de solicitare ciclică a protezei.

Înainte de a începe testarea au fost stabilite câteva aspecte legate de condițiile de încercare, comparativ cu recomandările din standarde (ASTM F2025, 2012), (ASTM F732, 2011) și literatura de specialitate (Kincaid et al., 2012) (tabel 4.6).

Tabelul 4.6. Condițiile de încercare pentru determinarea uzurii componentei de polietilenă

Parametrul	Condiții din literatură	Condiții utilizate	Justificare
Unghiul de flexie-extensie	0°÷85°	30°÷130°	Simularea intervalului funcțional de mișcare
Forța de compresiune axială	Variație ciclică max. 840 N	Variație ciclică -130 ÷ -30 N	Datorită înclinării axei de rotație
Momentul de torsiune		Variație ciclică -0.3 ÷ +0.5 Nm	Corelat cu frecvența și intervalul funcțional de mișcare
Numărul de cicluri	3·10 ⁶	1·10 ⁶	Durata mare a experimentului
Frecvența de operare	1 Hz	1 Hz	Corelat cu durata intervalului funcțional de mișcare

4.7. Studiul experimental al uzurii componentei de polietilenă 205

Temperatura	37°C ±3°C	30°C±3°C	Temperatura mediului ambiant în condițiile de funcționare a echipamentului
Condiții tribologice naturale	da	nu	Frecare uscată
Înclinare mediolaterală	±4.5° valgus	Max. ±1°	Înclinarea este estimată în funcție de distanța dintre bacuri și este datorată prinderii dispozitivului în bacuri

Încercarea la uzură este determinată de degradarea suprafețelor de contact în condiții de încărcare ciclică. Uzura poate fi măsurată prin diferența de masă a probei la un milion de cicluri.

Au fost realizate două teste a câte un milion de cicluri (Mc): Proba 1 – piesa 1-1 și piesa 1-2, respectiv Proba 2 – piesa 2-1 și piesa 2-2, unde probele 1 și 2 sunt componentele intermediare folosite în timpul celor două teste, iar piesele 1 și 2 corespund celor două piese care compun componenta intermediară.

Evaluarea uzurii pieselor componente de polietilenă s-a realizat prin metoda gravimetrică, respectiv prin cântărirea pieselor componente de polietilenă, înainte și după testare. Cântărirea pieselor componente de polietilenă s-a realizat în Laboratorul de încercări CIDUCOS al Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală cu Balanța Kern PRJ620-3M (fig. 4.39) cu kit de densitate (domeniul de măsurare max. 620 g; precizia de citire 0.001 g).



Fig. 4.39. Determinarea masei unei piese a componente de polietilenă cu Balanța Kern PRJ620-3M

Deoarece nu a fost cunoscută valoarea densității blocului de polietilenă folosit pentru fabricația componentelor, primele măsurări au fost realizate pentru determinarea densității polietilenei, folosind kit-ul de densitate al balanței Kern. Având în vedere că densitatea polietilenei este cuprinsă între 0.930 și 0.965 g/cm³ (INEOS, 2009), măsurările pentru determinarea densității s-au realizat în alcool etilic industrial. Determinarea densității alcoolului folosit (0.812 g/cm³) s-a realizat tot cu kit-ul de densitate al balanței Kern.

Pentru determinarea densității polietilenei s-au înregistrat, înainte de testare, câte cinci citiri pentru fiecare piesă a probei 1, în aer și în lichid. Valorile medii ale citirilor sunt prezentate în tabelul 4.7.

Tabelul 4.7. Masele pieselor componente intermediare din polietilenă 1, înainte de testare

	Masa [g] – val. medie	
	Măsurare în aer	Măsurare în lichid
Piesa 1-1	0.781	0.118
Piesa 1-2	0.789	0.120

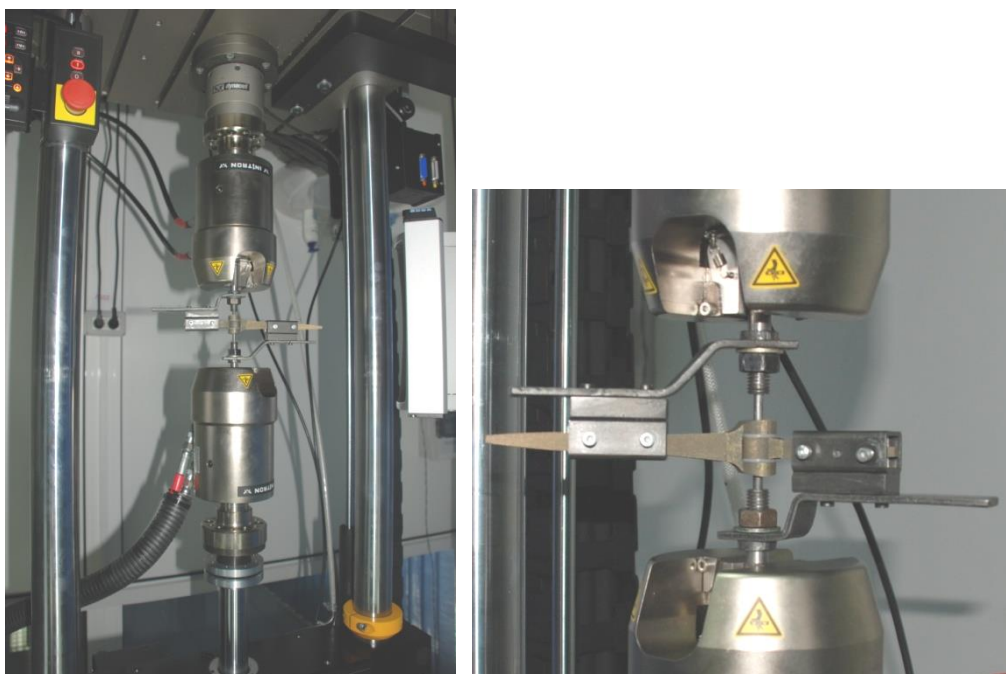
Media valorilor densității polietilenei, determinate cu kit-ul de densitate al balanței Kern a fost de 0.958 g/cm^3 , ceea ce este în concordanță cu valorile din literatură (INEOS, 2009).

Valorile maselor pieselor componente intermediare din polietilenă 2, înainte de testare sunt prezentate în tabelul 4.9.

După asamblarea protezei de cot și fixarea acesteia în dispozitivul de testare, ansamblul proteză-dispozitiv a fost fixat între bacurile echipamentului Instron 8874 (fig. 4.40) și supus solicitării în condițiile prezentate în tabelul 4.6.

Pentru respectarea intervalului funcțional de mișcare ($30^\circ \div 130^\circ$), unghiul inițial al mașinii, înainte de fixarea ansamblului a fost setat la -30° . Ansamblul a fost poziționat la 0° grade și fixat pe echipament.

Un ciclu sinusoidal cu o medie și o amplitudine de 50° ($0^\circ \div 100^\circ$ ale mașinii) corespunde unei mișcări sinusoidale între ($30^\circ \div 130^\circ$) a protezei.



a) Vedere generală

b) Detaliu

Fig. 4.40. Dispozitivul de încercare cu proteza de cot, fixate în echipamentul Instron 8874

Etapele testării au constat în implementarea metodei de testare și testarea propriu-zisă. Implementarea metodei de testare a presupus parcurgerea a patru pași (fig. 4.41):

- pasul 1 – poziționarea pe zero a încărcării axiale;
- pasul 2 – setarea distanței dintre bacuri și a unghiului mediu de rotație;
- pasul 3 – menținerea distanței axiale dintre bacuri și definirea ciclurilor de încărcare: funcție sinusoidală, frecvență 1 Hz și amplitudine și medie 50°;
- pasul 4 – revenirea în poziția unghiulară de zero cu păstrarea poziției axiale dintre bacuri.

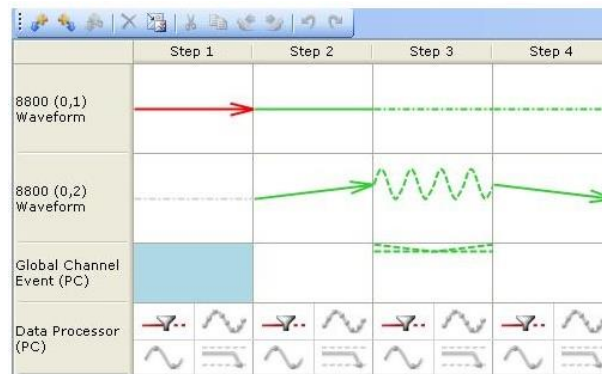


Fig. 4.41. Implementarea metodei de testare

În timpul testării s-au urmărit variațiile unghiului de rotație și momentului de torsiune (fig. 4.42).

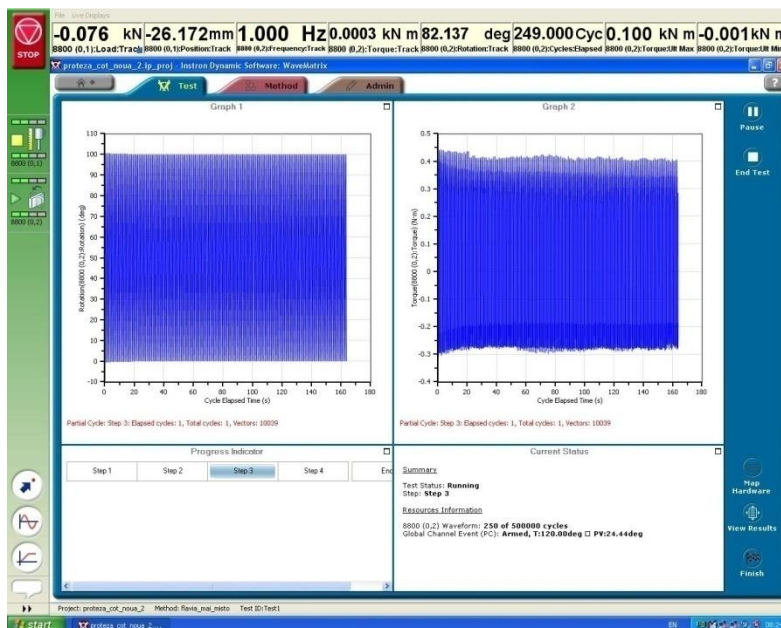


Fig. 4.42. Variațiile unghiului de rotație și momentului de torsiune, afișate în timpul pasului 3 al metodei, în fereastra aplicației

Rezultatele testelor au fost salvate în fișiere .csv, din care s-au extras următoarele informații:

- limitele de variație ale parametrilor încercărilor corespunzătoare celor două teste și observațiile (tabel 4.8);
- variația în timp a momentului de torsiune și a forței axiale, pentru 10 cicluri de încercare: fig. 4.43, fig. 4.44, fig. 4.45.

Tabelul 4.8. Limitele de variație ale parametrilor încercărilor corespunzătoare celor două teste

Parametrul	Valoarea		UM	Observații	
	Testul 1	Testul 2			
Forța axială	Max.	-31.782	-30.601	N	Forța axială fiind de compresiune este negativă și apare datorită înclinării axei de rotație.
	Min.	-128.012	-130.787		
Momentul de torsiune	Max.	0.5126	0.580692	Nm	Variația momentului apare tot datorită înclinării axei de rotație.
	Min.	-0.45123	-0.33834		
Poziția axială a echipamentului	Max.	-28.9659	-26.1292	Mm	Poziția axială a fost menținută constantă, astfel încât deplasarea verticală a fost sub 0.08826 [mm]
	Min.	-29.0564	-26.2175		
Unghiul de răsucire	Max.	100.0087	100.011	grad	Testarea dispozitivului a presupus o deplasare unghiulară maximă reală de 100.022 [grad]
	Min.	-0.00399	-0.01096		

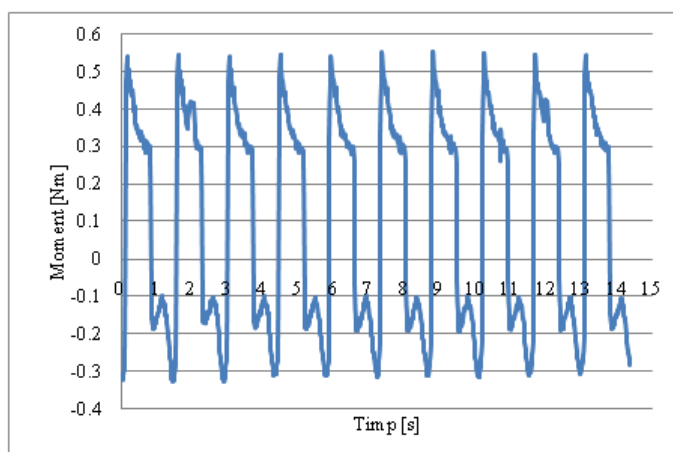


Fig. 4.43. Variația momentului pentru primele 10 cicluri ale testului 2

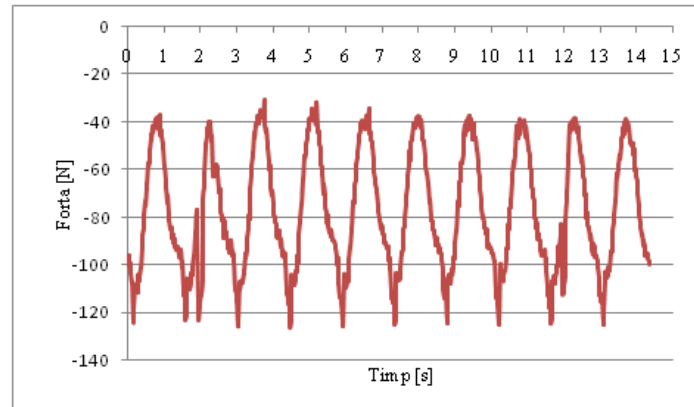


Fig. 4.44. Variația forței pentru primele 10 cicluri ale testului 2

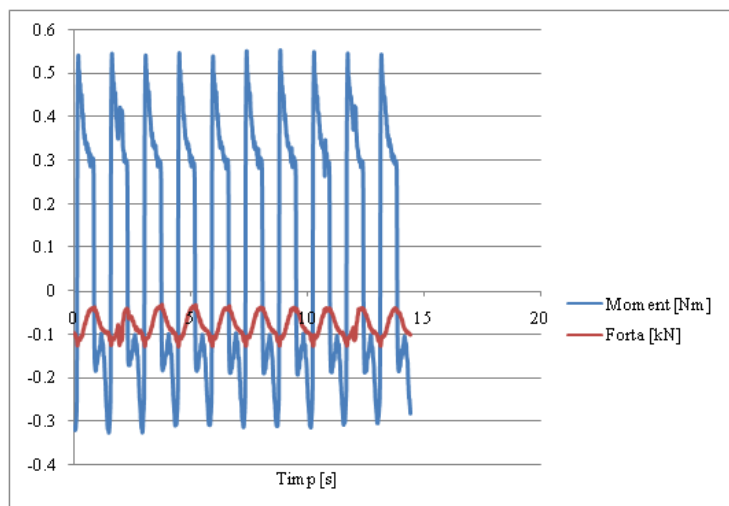


Fig. 4.45. Reprezentarea variației momentului de torsiune și a forței axiale, pentru primele 10 cicluri de încercare ale testului 2

Reprezentarea variației momentului de torsiune și a forței axiale, pentru primele 10 cicluri de încercare, pe același grafic pune în evidență variația ciclică și sincronizarea solicitărilor.

Comparând primele 10 cicluri de încercare cu ultimele 10 cicluri ale fiecărui test s-a observat că limitele de variație ale parametrilor încercărilor au variat cu mai puțin de 5%.

După terminarea celor două teste a câte un milion de cicluri (M_c), corespunzătoare celor două probe, piesele componentelor intermediare au fost curățate și cântărite din nou. Valorile medii înregistrate după ambele cântăriri (5 cântăriri înainte și 5 cântăriri după testare, pentru fiecare piesă) sunt prezentate în tabelul 4.9. S-au calculat, de asemenea, și volumele pieselor, precum și pierderile de masă și volum datorate uzurii acestora (tabel 4.9).

Tabelul 4.9. Masele și volumele pieselor componente intermediare din polietilenă, înainte și după testare

	Masa [g]			Volum [cm ³]		
	Val. medie înainte de test	Val. medie după 1 Mc	Pierdere de masă	Val. medie înainte de test	Val. medie după 1 Mc	Pierdere de volum
Proba 1						
Piesa 1-1	0.781	0.767	0.014	0.815	0.801	0.015
Piesa 1-2	0.789	0.780	0.009	0.824	0.814	0.009
Proba 2						
Piesa 2-1	0.747	0.732	0.015	0.780	0.764	0.016
Piesa 2-2	0.770	0.762	0.008	0.804	0.795	0.008

Diferențele de masă ale pieselor componente de polietilenă, raportate la 1 Mc au fost calculate ca medie a celor două teste. Pierdere de masă a piesei 1 a componente de polietilenă, raportată la 1 Mc este de 0.0145 g/10⁶ cicluri, iar pierdere de masă a piesei 2 este de 0.0085 g/10⁶ cicluri. Pierdere de masă a componente de polietilenă este 23 mg/10⁶ cicluri.

Se observă că uzurile înregistrate de cele două piese ale componente de polietilenă sunt diferite, valorile mai mari fiind obținute pentru piesa superioară, conform fixării ansamblului proteză-dispozitiv testare în echipamentul Instron (fig. 4.40).

Deoarece atât componentele supuse testării, cât și condițiile de încercare nu sunt identice, nu se poate realiza o comparație între pierdere de masă a componente determinată în urma testelor prezentate (23 mg/10⁶ cicluri) cu pierdere de masă determinată în studiul prezentat în subcapitolul precedent (29.2 mg/3·10⁶ cicluri) (Kincaid et al., 2012).

CAPITOLUL 5

CONCLUZII. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

Teza de doctorat intitulată **Studii și cercetări privind implanturile pentru articulația cotului** și-a propus aducerea unor contribuții în realizarea implanturilor pentru articulația cotului prin evaluarea biomecanică experimentală de analiză a mișcărilor din articulația cotului și a umărului, respectiv prin conceperea, proiectarea, simularea și testarea experimentală a unor plăcuțe de stabilizare pentru oasele ce formează articulația cotului și a unei endoproteze totale cuplate semiconstrânsă pentru articulația cotului.

Contribuțiile aduse cercetării în domeniul implanturilor pentru articulația cotului se referă în general la conceperea unor noi soluții constructive de implanturi (sisteme de stabilizare / endoproteze) care să asigure o geometrie cât mai fidelă cu suprafața oaselor, pe care se fixează și studiul mișcării principale de flexie-extensie efectuată de articulația cotului.

Prezentul capitol evidențiază concluziile fiecărui capitol, contribuțiile autoarei, valorificarea rezultatelor cercetărilor și direcțiile viitoare ale cercetărilor în acest domeniu.

5.1. Concluzii

Cercetările realizate în cadrul tezei de doctorat au urmărit:

- evaluarea comportamentului biomecanic a articulației cotului și articulației umărului, atât teoretic prin elaborarea unui model într-un mediu avansat de simulare (Matlab, modulul Simulink), cât și experimental folosind sisteme de analiză a mișcărilor membrului superior în vederea identificării și cuantificării parametrilor biomecanici caracteristici, pentru evaluarea gradului de severitate al afecțiunii investigate;
- reconstrucția pe baza imaginilor CT a oaselor ce formează articulația cotului
- conceperea, proiectarea și analiza unor plăcuțe de stabilizare pentru diferite fracturi ale oaselor ce compun articulația cotului și a unei endoproteze totale pentru articulația cotului cu caracteristici funcționale îmbunătățite;
- fabricația a trei plăcuțe de stabilizare a fracturilor pentru osul radius și testarea mecanică a acestora;
- fabricația unei endoproteze pentru articulația cotului și a unui dispozitiv de fixare al endoprotezei pentru realizarea încercărilor mecanice;
- testarea mecanică a endoprotezei totale pentru articulația cotului în vederea validării modelului acestuia.

În **Introducere**, este prezentată situația intervențiilor chirurgicale pentru fracturile membrului superior în comparație cu cele ale membrului inferior conform *Registrului Național de Endoprotezare* pentru a evidenția importanța și actualitatea în domeniul implanturilor pentru articulația cotului, această parte prezintă succint obiectivele și conținutul tezei, precum și metodologia de cercetare abordată pentru realizarea obiectivelor propuse.

Capitolul 1 Stadiul actual al cercetărilor referitoare la implantarea articulației cotului cuprinde o amplă sinteză bibliografică și prezintă stadiul actual al cercetărilor

referitoare la implanturile pentru articulația cotului în principal asupra leziunilor și afecțiunilor ce pot apărea în această zonă, clasificarea fracturilor din articulația cotului, caracteristicile de design ale sistemelor de stabilizare și protezelor pentru articulația cotului, materiale, tehnologiile de fabricație și preocupările actuale din domeniu.

În urma clasificării fracturilor ce pot apărea la nivelul articulației cotului în funcție de tipul și locul fracturii se pot identifica mai ușor tipurile de sisteme de stabilizare sau proteze care pot ajuta la refacerea mobilității din articulația cotului, s-a concluzionat că decizia alegerii tipului de implant folosit revine chirurgului.

Pentru o mai bună refacerea a locului implantat s-a ajuns la concluzia că este necesară stabilizarea externă a articulației cu ajutorul unei orteze.

La selectarea materialelor pentru realizarea implanturilor, indiferent de tipul acestora (sistem de fixare, endoproteză), trebuie luate în considerare atât proprietățile fizice, cât și cele biologice ale acestora (care depind de reacția țesutului gazdă).

Studiile prospective sunt realizate pentru obținerea unor rezultate mai bune din punct de vedere al ameliorării durerii, îmbunătățirii mobilității și al complicațiilor post-operatorii, iar rezultatele acestora pot fi influențate de diferiți factori.

S-a concluzionat că preocupările actuale referitoare la designul implanturilor pentru articulația cotului au ca obiective generale respectarea anatomiei pacientului, folosirea unui instrumentar chirurgical și a unor tehnici chirurgicale de implantare adecvate care să permită poziționarea corespunzătoare a plăcuțelor de fixare, respectiv a componentelor endoprotezei, folosirea imagisticii medicale și a tehnologiilor moderne de fabricație pentru realizarea unor implanturi personalizate.

Capitolul 2: Analiza biomecanică a articulației cotului abordează problemele de analiza biomecanică și modelare a mișcărilor din articulația cotului.

În partea teoretică s-au sintetizat principalele noțiuni de anatomie funcțională a articulației cotului.

Analiza biomecanică experimentală depinde atât de sistemele de măsurare folosite, cât și de experiența investigatorului. Protocolul conceput pentru analiza experimentală a mișcărilor membrului superior s-a realizat pentru asigurarea unui grad cât mai ridicat de confidență și a unei bune repetabilități folosind sistemul de măsurare Zebris CMS-HS din Laboratorul de Analiza Mișcării al Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală din Universitatea Politehnică din Timișoara.

Respectând condiția de măsurare cu repetabilitate: același sistem de măsurare, aceeași procedură (protocol), același operator (cu experiență), același subiect, același ritm (interval de timp pentru ciclul de mișcare) durata unui ciclu de mișcare, indiferent de rata de eșantionare a înregistrării și de membrul superior supus investigației (stâng/drept), a fost de 1.8 sec. Cu cât crește rata de eșantionare, se înregistrează mai multe date care conduc la o reprezentare mai precisă a ciclurilor fiecărei mișcări. Amplitudinile unghiulare au fost înregistrate pentru rata de eșantionare de 25 Hz (limită impusă de configurația sistemului de măsurare). Simetria mișcărilor dintre membrul stâng și membrul drept s-a analizat prin reprezentarea suprapusă a graficelor corespondente și cu ajutorul testelor statistice Testul T și Coeficientul de corelație Pearson.

Rezultatele studiului de analiza și evaluarea corelațiilor mișcărilor membrului superior pe bază de analiză cinematică și regresie statistică confirmă că utilizarea protocoalelor de analiză cinematică experimentală, împreună cu metodele statistice poate fi utilă pentru a înțelege și descrie relația dintre mișcările din articulații în realizarea activităților de zi cu zi.

Prin compararea rezultatelor obținute pentru analiza experimentală a mișcărilor din articulația cotului cu sistemul APAS (captarea imaginilor cu camere

video) cu cele determinate cu sistemul Zebris (emisia-recepția pulsului ultrasonic în timp) se observă că există diferențe în ceea ce privește durata ciclului de mișcare și amplitudinea mișcării de flexie-extensie în articulația cotului. Aceste diferențe pot fi explicate de particularitățile înregistrărilor și de precizia cu care se poate realiza identificarea ciclului de mișcare, specifice software-ului fiecărui sistem de analiză.

În urma analizei experimentale comparative a mișcărilor unui pacient cu implant la nivelul articulației cotului drept după trei luni de la efectuarea intervenției chirurgicale și ale unui subiect sănătos s-au observat diferențe semnificative pentru durata ciclului de mișcare (2.4 sec. pentru pacientul implantat și 1.6 sec. pentru subiectul sănătos) și pentru amplitudinile mișcărilor din articulația cotului drept care sunt mult mai mici pentru pacientul implantat.

Pe baza modelului membrului superior realizat în modulul Simulink al software-ului Matlab s-au obținut forțele de reacțiune și momentele din articulația umărului și a cotului. Din rezultatele obținute pentru forțele de reacțiune din cele două articulații se poate observa că valorile înregistrate pentru articulația cotului sunt mai mari față de valorile obținute pentru articulația umărului.

Capitolul 3: Modelarea și analiza unor sisteme de osteosinteză pentru oasele articulației cotului s-a axat pe conceperea, modelarea și analiza numerică a diverse soluții de plăcuțe de stabilizare pentru capetele oaselor ce compun articulația cotului.

Din studiul asupra influenței discretizărilor (realizate automat sau cu mărirea elementelor de 1mm) asupra rezultatelor analizei numerice a osului ulna reconstruit pe baza imaginilor DICOM (preluate de la Computer Tomograful multi-slice SOMATOM® Spirit® al companiei Siemens din cadrul Clinicii Selfmed Clinique Timișoara) având condițiile de încărcare: suport fix la capătul distal al osului și o forță de compresiune de 400 N la capătul proximal al osului se pot observa diferențe semnificative pentru tensiunea echivalentă și tensiunea de forfecare.

În vederea efectuării analizei comparative a comportamentului biomecanic al unor sisteme convenționale de stabilizare a fracturilor diafizale ale osului radius s-au realizat patru modele de plăcuțe de stabilizare cu geometrii diferite dar cu aceleași dimensiuni de gabarit care au fost analizate în mai multe situații determinându-se cea mai bună geometrie (plăcuța po), cea mai bună fixare (po1) și compararea rezultatelor în cazurile stabilizării unei fracturi totale cu cele ale unei fracturi parțiale pentru diferite valori ale unei greutăți (25 N, 50 N, 75 N, 100 N) plasată la capătul distal al osului radius.

După realizarea fizică a trei modele din plăcuțele (10 probe pentru fiecare model) de stabilizare pentru fractura diafizală a osului radius acestea au fost încercate mecanic la tracțiune pe mașina de încercat Instron 8874. Toate plăcuțele de tip ps s-au deformat și rupt în zona de mijloc. Ruperea plăcuțelor pr1 s-a produs la cea mai mică încărcare datorită decupărilor mari de pe contur, plăcuțele pr2 s-au rupt în dreptul găurii din mijloc. În cazul plăcuțelor de tip pr1 și pr2 s-au înregistrat câte un caz (pr1-7 și pr2-5) în care acestea s-au deformat și rupt spre capătul proximal. Analizele microscopice nu au semnalat incluziuni nemetalice de dimensiuni mari sau alte defecte de material astfel ruperea diferită a celor două plăcuțe s-a datorat unor defecte minore de prelucrare.

Efectuând analiza comparativă a comportamentului biomecanic a trei sisteme convenționale de stabilizare a fracturilor diafizale ale osului ulna în funcție de material (aliaj de titan / oțel inoxidabil) și pentru solicitări diferite (25N, 50 N, 75 N, 100N) ale capătului distal al osului au rezultat 24 de simulări unde se poate observa că deplasările totale au înregistrat valori mai mari în cazul sistemelor de stabilizare din

aliaj de Titan, pe când tensiunile echivalente au înregistrat valori mai mari în cazul sistemelor de stabilizare din oțel inoxidabil.

Pentru a evalua influența variabilelor s-a dezvoltat un design de experiment multifuncțional utilizând software-ul de analiză statistică StatGraphics Centurion în cazul analizei comparative a comportamentului biomecanic al sistemelor de stabilizare a fracturii osului ulna în funcție de geometria plăcuțelor, material și modul de fixare. Rezultatele obținute au arătat că geometria plăcuțelor prezintă cea mai mare influență asupra tensiunilor echivalente, în timp ce modul de fixare a plăcuțelor pe os are cea mai mare influență pentru deplasările totale. De asemenea rezultatele confirmă că prin combinarea analizei numerice cu o metodă de design de experiment se poate determina combinația optimă a plăcuțelor, șuruburilor și materialului corelate cu tipul fracturii.

În urma analizei influenței unei plăcuțe de tip locking asupra unei fracturi situate la capătul proximal al osului radius și a osului fracturat s-a observat că pentru condițiile pe contur: suport fix la capătul proximal al osului radius și un moment de torsiune de 3 Nm a capătului distal a osul implantat distribuția tensiunilor și a deformațiilor este mai uniformă pentru osul implantat.

Capitolul 4: Modelarea și analiza unei endoproteze totale pentru articulația cotului prezintă conceperea, proiectarea analiza numerică, fabricarea și validarea unei proteze totale cuplată semiconstânsă pentru articulația cotului.

Conceperea și proiectarea protezei totale cuplate pentru articulația cotului s-a realizat pe baza dimensiunilor oaselor humerus și ulna reconstruite. Modelul protezei conține două componente modulare: o componentă humerală și una ulnară; o componentă intermediară din polietilenă formată din două pliese și două șuruburi de fixare a componentelor modulare.

Din evaluarea rezultatelor analizei comportamentului biomecanic al protezei totale de cot în intervalul funcțional de mișcare (30° - 130°), pentru încărcarea cu o sarcină de variabilă în trepte (0 N, 10 N, 30 N, 50 N, 100 N), s-a observat că valorile extreme ale tensiunilor normale și de forfecare s-au înregistrat la jumătatea intervalului de mișcare în poziția de aproximativ 90° flexie. Tensiunile normale maxime apar în componentele ulnară și humerală ale protezei, în timp ce tensiunile de forfecare maxime apar în nitul articulației cotului. Deplasările maxime apar pe osul ulnar datorită mișcării de rotație impuse.

În vederea validării modelului teoretic s-a realizat modelul fizic al endoprotezei pentru articulația cotului care va fi testată experimental la uzură. Componentele endoprotezei au fost prelucrate în Laboratorul de prelucrări pe mașini unelte CNC și electroeroziune și în Laboratorul de prelucrări convenționale LOPIFO din cadrul Centrului de Cercetare în Inginerie Medicală din Universitatea „Politehnica” din Timișoara.

Pentru realizarea testărilor experimentale la uzură a componentei de polietilenă a fost necesară proiectarea și realizarea unui dispozitiv de prindere a protezei în bacurile mașinii de încercat Instron 8874, dispozitivul pentru testarea endoprotezei de cot asigură și transmiterea mișcării la axa de rotație a protezei.

Determinarea uzurii componentei de polietilenă a protezei totale de cot în condiții de solicitare ciclică a protezei s-a realizat pe mașina de încercare la oboseală Instron 8874 din laboratorul CIDUCOS din cadrul Centrului de Cercetare în Ingineria Medicală. Evaluarea uzurii pieselor componentei de polietilenă (2 probe a câte 2 piese fiecare) s-a realizat prin metoda gravimetrică, respectiv prin cântărirea pieselor componentei de polietilenă, înainte și după testare. Diferențele de masă ale pieselor componentei de polietilenă, raportate la un milion de cicluri au fost calculate ca medie a celor două teste. Pierderea de masă a piesei 1 a componentei de polietilenă,

raportată la 1 Mc este de 0.0145 g/10⁶ cicluri, iar pierderea de masă a piesei 2 este de 0.0085 g/10⁶ cicluri. Pierderea de masă a componentei de polietilenă este 23mg/10⁶ cicluri.

5.2. Contribuțiile personale

Introducerea a evidențiat actualitatea și importanța problematicii lucrării de doctorat, obiectivele și metodologia cercetării și a prezentat pe scurt conținutul tezei.

Capitolul 1: Stadiul actual al cercetărilor referitoare la implantarea articulației cotului a sintetizat principalele aspecte ale implantării în general și cele ale implantării articulației cotului, în particular. Contribuțiile autoarei tezei sunt:

- Realizarea unei sinteze bibliografice a **leziunilor și afecțiunilor articulației cotului, precum și a metodelor contemporane de tratament chirurgical al fracturilor membrului superior (Obiectivul 1)**;
- Realizarea unei sinteze bibliografice a **principalelor tipuri de sisteme de fixare internă pentru oasele articulației cotului (Obiectivul 1)**;
- Realizarea unei sinteze bibliografice a **principalelor tipuri de endoproteze pentru articulația cotului (Obiectivul 1)**;
- Realizarea unei sinteze bibliografice asupra **principalelor materiale utilizate pentru fabricația implanturilor pentru articulația cotului, respectiv tehnologiilor de fabricație a acestora (Obiectivul 1)**;
- Realizarea unei sinteze bibliografice asupra **principalelor preocupări actuale și de perspectivă în domeniul implantării articulației cotului (Obiectivul 1)**.

Capitolul 2: Analiza biomecanică a articulației cotului prezintă atât studii teoretice, bazate pe sinteze bibliografice, cât și analize experimentale, realizate atât pe un subiect sănătos, cât și pe un subiect implantat la nivelul articulației cotului. Contribuțiile autoarei tezei sunt:

- o Realizarea unor sinteze bibliografice referitoare la **anatomiei articulației cotului (Obiectivul 1)**;
- o Realizarea unor sinteze bibliografice referitoare la **stadiul actual al studiului experimental al mișcărilor membrului superior** în vederea stabilirii diagnosticului sau aprecierii gradului de recuperare pentru diferite activități zilnice cu diferite sisteme de măsurare (**Obiectivul 1**).
- o Elaborarea unui **protocol de analiză experimentală a mișcării membrilor superioare** folosind **sistemul de măsurare Zebris CMS-HS** pentru asigurarea unui grad cât mai ridicat de confidență și a unei bune repetabilități a analizei experimentale a mișcărilor (**Obiectivul 2**);
- o **Determinarea ratei de eșantionare optime** pentru realizarea **înregistrărilor cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS** pentru **mișcările membrului superior (Obiectivul 3)**;
- o **Elaborarea unui model** folosind **regresia statistică**, care ia în considerare și **corelațiile dintre mișcările din articulații**, respectiv **influența mișcărilor din articulația umărului asupra mobilității cotului**, și care este util pentru evaluarea cantitativă a afecțiunii/gradului de recuperare (**Obiectivul 4**);
- o Realizarea unei **analize experimentale a mișcărilor membrului superior folosind sistemul APAS în vederea unei analize comparative cu rezultatele înregistrate cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS**, în mod special pentru mișcările din articulația cotului, pentru un subiect sănătos (**Obiectivul 5**);
- o Realizarea unei **analize experimentale a mișcărilor unui pacient cu implant la nivelul articulației cotului** pentru a evalua mobilitatea articulației după trei

- luni de recuperare și compararea rezultatelor obținute cu cele ale unui subiect sănătos (**Obiectivul 6**);
- Elaborarea unui **model biomecanic al membrului superior**, folosind **mediul de simulare Matlab și Modulul Simulink**, în vederea determinării **caracteristicilor cinematice, a reacțiilor și momentelor din articulația cotului**, care permite o analiză personalizată ale cărei date de intrare sunt parametrii cinematici înregistrați cu sistemul de măsurare Zebris CMS-HS și caracteristicile antropometrice și inerțiale ale subiectului studiat (**Obiectivul 7**).
- Capitolul 3: Modelarea și analiza unor sisteme de osteosinteză pentru oasele articulației cotului** a abordat problema reconstrucției oaselor, care compun articulația cotului, acestea fiind apoi utilizate în proiectarea unor modele de plăcuțe de osteosinteză pentru oasele articulației cotului și analiza comparativă a comportamentului biomecanic al ansamblelor os/plăcuță/șuruburi de fixare. Contribuțiile autoarei tezei sunt:
- **Determinarea unor modele virtuale** ale structurii biomecanice pe baza **reconstrucției 3D a oaselor** care compun articulația cotului, apropiate de anatomia articulației naturale, care au fost folosite pentru **modelarea și analiza comportamentului biomecanic** al sistemelor de stabilizare și al endoprotezei concepute pentru articulația cotului (**Obiectivul 8**);
 - Analiza **influenței discretizărilor** din procesul de **modelare** (reconstrucția 3D) și **simulare** (analiza numerică) asupra rezultatelor analizei numerice a osului ulna (**Obiectivul 8**);
 - Realizarea unui **studiu comparativ al comportamentului biomecanic** al unor **sisteme de stabilizare convenționale**, în funcție de **forma plăcuțelor de osteosinteză, materialul** acestora și **numărul șuruburilor de fixare** pe structura osoasă prin analiza numerică a patru tipuri de plăcuțe de stabilizare a fracturilor diafizale (plăcuțe pentru osul radius) (**Obiectivul 9**);
 - Realizarea unui studiu comparativ **al comportamentului biomecanic** al unor **sisteme de stabilizare convenționale** a fracturilor diafizale ale osului ulna pe baza influenței geometriei plăcuțelor, proprietăților materialelor și modului de prindere a șuruburilor, utilizând simularea prin **Analiză cu Element Finit** și tehnici de **Design of Experiments** (**Obiectivul 9**);
 - Evaluarea **comparativă a comportamentului biomecanic** folosind **Metoda Elementului Finit** al **osului radius fracturat** și al **osului implantat** cu un sistem de osteosinteză **cu plăcuță de tip Locking Compression Plate** pentru fractura exta-articulară a colului osului radius (**Obiectivul 10**).
- Capitolul 4: Modelarea și analiza unei endoproteze totale pentru articulația cotului** prezintă conceperea, modelarea, analiza numerică și fabricația endoprotezei și a unui dispozitiv de fixare utilizat pentru realizarea validării modelului pe baza studiului experimental al uzurii componentei de polietilenă. Contribuțiile autoarei tezei sunt:
- **Conceperea și proiectarea unui model de proteză totală, cuplată pentru articulația cotului** pe baza modelelor 3D ale oaselor reconstruite și **fabricația modelului fizic** (**Obiectivul 11**);
 - Realizarea unui **studiu comparativ al comportamentului biomecanic** prin **analiză numerică cu Element Finit** al deplasărilor și tensiunilor pentru **intervalul funcțional de mișcare** din articulația cotului, pentru **diferite sarcini aplicate la capătul distal al osului ulna** (**Obiectivul 12**);
 - **Conceperea și realizarea unui dispozitiv de testare a endoprotezei pentru articulația cotului** în vederea validării protezei totale (**Obiectivul 13**);

- **Validarea modelului protezei pentru articulația cotului pe baza studiului experimental al uzurii componentei de polietilenă** prin cântărire înainte și după testare (**Obiectivul 14**).

5.3. Direcțiile viitoare de cercetare

Concluziile și experiența acumulată pe parcursul stagiului de cercetări doctorale permit conturarea continuării cercetărilor în domeniul implantării articulației cotului abordând mai multe direcții:

- Extinderea bazei de date ce conține înregistrări ale mișcărilor membrilor superioare pentru subiecți sănătoși și cu implanturi ale oaselor ce formează articulația cotului și evaluarea periodică a acestora pentru a urmări procesul de reabilitare;
- Îmbunătățirea soluțiilor constructive ale modelelor propuse pentru sistemele de stabilizare și proteza pentru articulația cotului;
- Conceperea și realizarea unor noi modele de plăcuțe de osteosinteză și endoproteze pentru articulația cotului.

5.4. Valorificarea rezultatelor cercetării

Cercetările științifice realizate pe parcursul stagiului doctoral au condus la publicarea a 13 lucrări în volumele unor conferințe naționale și internaționale și volumele unor reviste de specialitate.

Lista lucrărilor publicate de autoarea tezei este:

- [1] M. Toth-Tașcău, L. Rusu, **F. Bălănean**, C. Toader-Pasti, „Modelling and analysis of some stabilization plates for radius fractures”, Proceedings of the XI-th Symposium – Acoustics and Vibration of Mechanical Structures AVMS-2011, Editura Politehnica, pp. 158-163, Timișoara, România, Mai, 2011.
- [2] M. Toth-Tașcău, L. Rusu, **F. Bălănean**, C. Toader-Pasti, „Mechanical tests of the stabilization system for radius fractures”, 11th International Conference “Research and Development in Mechanical Industry” RaDMI 2011, vol. 2, pp. 1283-1287, Sokobanja, Serbia, Septembrie, 2011.
- [3] **F. Bălănean**, „Numerical analysis of some stabilization systems of radius fracture”, Workshop-ul nr.1, Interdisciplinaritatea și Managementul Cercetării, Universitatea „Politehnica” din Timișoara, pp. Mec1-Mec2, Timișoara, România, 24-25 noiembrie 2011.
- [4] M. Toth-Tașcău, L. Rusu, **F. Bălănean**, C. Toader-Pasti, „Modeling and analysis of some stabilization systems of radius fractures”, Fiabilitatea și Durabilitatea – Fiability and Durability, Editura “Academica Brâncuși”, Nr: 2 (8) 2011, Târgu Jiu, România, pp. 120-126, Noiembrie, 2011.
- [5] **F. Bălănean**, „Comparative numerical analysis of some intramedullary humeral nails”, Workshop-ul nr.2, Interdisciplinaritatea și Managementul Cercetării în Studiile Doctorale, Universitatea din Oradea, România, 7-8 iunie 2012.
- [6] M. Toth-Tașcău, **F. Bălănean**, M. Krepelka, L. Rusu, C. Toader-Pasti, „Influence of plate design, material, and screw positioning on biomechanical behavior of ulna bone plates”, Conference “Biomaterials, Tissue & Medical Devices” BiomMedD 2012, Constanța, România, 29 august - 1 septembrie, 2012, Key Engineering Materials Vol. 583 (2014), pp. 115-118, 2014 (în curs de **indexare ISI**/publicație indexată).
- [7] M. Toth-Tașcău, C. Vigar, O. Pașca, D.I. Stoia, **F. Bălănean**, „Comparison of plantar arch index calculated from ink and electronic footprints”, Conference “Biomaterials, Tissue & Medical Devices” BiomMedD 2012, Constanța, România,

- 29 august-1 septembrie, 2012, Key Engineering Materials Vol. 583 (2014), pp. 125-128, 2014 (în curs de **indexare ISI**/publicație indexată).
- [8] M. Toth-Tașcău, **F. Bălănean**, L. Rusu, C. Toader-Pasti, „Study of the influence of material properties and loading on biomechanical characteristics of conventional ulna stabilization systems”, 12th International Conference “Research and Development in Mechanical Industry” RaDMI 2012, vol. 2, pp. 1219-1222, Vrnjacka Banja, Serbia, 13-17 Septembrie, 2012.
- [9] M. Toth-Tașcău, L. Rusu, **F. Bălănean**, F. Pater, C. Toader-Pasti, „Meshing Influence on Numerical Analysis of Ulna Bone”, International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics ICNAAM 2012, Vol. A and B, pp 1087-1090, Kos, Grecia, 19-25 Septembrie, 2012 (**indexată ISI**).
- [10] M. Toth-Tașcău, D.I. Stoia, **F. Bălănean**, „Particularities of upper limb movements of healthy and pathologic subjects”, XII-th International Symposium „Acustics and Vibration of Mechanical Structures” AVMS-2013, Timișoara, România, 23-24 Mai, 2013, Applied Mechanics and Materials, vol. 430, pp 203-207, 2013 (în curs de **indexare ISI**/publicație indexată).
- [11] M. Toth-Tașcău, **F. Bălănean**, D.I. Stoia, „Influence of the Sampling Rate on the Measurements of the Upper Limb Movements”, 14th Symposium on Experimental Stress Analysis and Material Testing, Timișoara, România, 23-25 Mai, 2013 (în curs de publicare/publicație indexată ISI).
- [12] **F. Bălănean**, M. Toth-Tașcău, L. Rusu, „Motion Analysis of the Upper Limb Simulating a Daily Task Using APAS Measuring System”, 13th International Conference Research and Development in Mechanical Industry RaDMI 2013, vol. 2, pp.742-746, Kopaonik, Serbia, 12 - 15 September, 2013.
- [13] M. Toth-Tașcău, **F. Bălănean**, M. Krepelka, „Assessment and Prediction of Inter-joint Upper Limb Movement Correlations based on Kinematic Analysis and Statistical Regression”, International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics ICNAAM 2013, vol.1558, pp. 1648-1651, Rhodes, Greece, 21-27 September 2013 (în curs de **indexare ISI**/publicație indexată).

Cele 13 lucrări științifice publicate de autoarea tezei pot fi sintetizate astfel:

- 1 lucrare publicată în volumul unei conferințe internaționale - ISI Proceedings;
- 5 lucrări publicate în volumele unor conferințe internaționale - în curs de **indexare ISI**;
- 1 lucrare publicată într-o revistă indexată BDI;
- 3 lucrări publicate în volumele unor conferințe internaționale din străinătate, cu comitet de recenzie, fără cotație;
- 1 lucrare publicată în volumul unei conferințe internaționale din țară, cu comitet de recenzie, fără cotație;
- 2 lucrări publicate în volumele unor conferințe/workshop-uri organizate în cadrul Proiectului POSDRU/CPP107/DMI1.5/S/77265 *Spre cariere de cercetare prin studii doctorale* al Ministerului Muncii, Familiei, Protecției Sociale și Persoanelor vârstnice din România, co-finanțat de Fondul Social European – Investește în oameni.

ANEXE

Anexa 2.1.

Tabel 1. Valori medii și STDV calculate pentru rata de eșantionare de 10 Hz

Tim p [s]	Membrul stâng						Membrul Drept					
	F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]		F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]	
	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV
0.0	0.545	0.481	0.458	0.927	20.775	0.670	0.113	0.538	0.200	1.053	22.175	1.505
0.1	0.010	1.265	1.908	0.734	21.125	1.484	-1.075	1.331	2.575	1.046	25.663	1.030
0.2	-2.630	1.958	3.873	1.070	23.075	2.992	-5.350	2.003	5.663	1.671	40.325	3.584
0.3	-6.378	2.936	5.953	1.528	32.675	7.672	-11.788	2.899	9.125	2.208	62.863	8.727
0.4	-12.615	4.116	6.655	0.748	53.650	10.560	-20.925	4.314	12.050	2.222	86.900	12.617
0.5	-22.458	5.703	6.508	0.479	80.325	9.415	-32.275	5.798	13.663	1.926	106.000	13.255
0.6	-33.700	6.111	5.575	0.855	103.963	6.535	-43.338	6.556	13.338	1.161	117.313	11.016
0.7	-40.708	4.652	4.208	1.274	118.363	3.441	-47.913	6.178	11.238	0.460	123.400	7.039
0.8	-42.600	1.851	3.530	1.337	125.650	1.566	-48.238	4.203	10.825	0.991	125.113	3.649
0.9	-41.878	1.027	3.885	1.152	128.225	0.667	-44.838	2.019	12.375	1.091	124.275	1.737
1.0	-37.768	1.598	5.808	1.017	126.838	1.264	-40.150	1.647	13.900	0.927	118.088	0.431
1.1	-30.108	3.263	8.345	1.328	121.350	3.470	-32.713	3.685	14.575	1.394	101.600	1.480
1.2	-21.525	4.220	9.548	1.156	109.100	6.201	-24.463	5.893	13.388	1.296	82.325	4.107
1.3	-14.255	3.612	8.835	0.835	90.050	8.494	-14.875	6.602	10.438	1.038	63.938	7.632
1.4	-9.543	2.305	6.585	1.032	66.600	9.227	-8.200	6.012	7.675	1.908	42.525	10.492
1.5	-5.555	2.088	4.118	1.099	42.138	6.992	-3.188	4.545	4.500	2.156	30.188	11.024
1.6	-2.585	2.436	2.173	0.995	25.388	3.271	-1.050	3.218	2.338	1.935	25.446	7.985

1.7	-0.315	1.596	1.220	1.098	21.950	1.919	-0.338	1.974	1.363	1.267	24.054	5.082
1.8	0.501	0.774	0.235	0.578	21.175	1.438	0.453	1.020	0.525	1.105	23.127	2.053
		STDV med.		STDV med		STDV med		STDV med		STDV med		STDV med
		2.736		1.013		4.594		3.707		1.413		6.023

Tabel 2. Valori medii și STDV calculate pentru rata de eșantionare de 15 Hz

Timp [s]	Membrul stâng						Membrul Drept					
	F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]		F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]	
	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV
0	0.808	0.757	0.163	1.074	22.725	1.347	0.713	1.279	0.688	1.826	25.338	3.128
0.067	0.613	0.654	0.763	0.859	21.938	1.085	0.138	1.422	2.563	2.085	31.125	2.960
0.134	0.138	0.645	1.625	0.776	21.475	0.968	-0.863	1.799	5.675	1.892	38.800	2.864
0.2	-0.688	0.498	2.838	0.711	22.200	1.119	-2.863	2.329	7.388	1.973	48.650	3.545
0.267	-2.438	0.638	4.293	0.805	24.775	2.695	-5.750	3.054	9.263	2.122	61.413	6.528
0.334	-5.313	1.003	5.913	0.937	32.063	5.324	-12.300	4.034	11.338	2.520	75.650	9.942
0.4	-9.388	1.177	6.513	0.625	44.988	8.076	-20.050	5.313	13.150	2.507	89.713	12.312
0.467	-15.613	2.027	6.473	0.367	62.388	9.113	-28.400	6.609	14.575	2.217	101.938	13.327
0.534	-24.188	3.588	6.259	0.709	81.038	8.257	-36.725	7.476	14.888	1.997	111.088	12.971
0.6	-33.988	4.894	5.725	1.136	97.788	6.326	-43.625	7.640	14.575	1.507	117.425	11.382
0.667	-43.388	5.398	5.025	1.308	110.625	4.331	-48.200	7.317	13.588	1.090	121.788	8.515
0.734	-48.888	4.420	4.300	1.453	118.763	3.172	-50.575	6.312	12.163	0.866	123.263	5.598
0.8	-49.975	1.958	3.863	1.292	123.925	2.815	-50.813	4.278	12.025	0.879	123.275	3.672
0.867	-49.963	1.198	3.763	1.233	127.400	1.783	-49.288	2.149	12.650	0.823	122.463	1.942

0.934	-48.713	1.377	4.288	1.046	127.613	0.899	-45.863	0.931	13.975	1.012	121.150	1.057
1	-45.625	1.777	5.825	1.051	126.225	1.499	-40.563	2.300	15.525	1.447	114.713	1.805
1.067	-39.663	3.216	8.163	1.452	122.950	2.665	-33.688	4.236	15.975	2.081	104.775	3.535
1.134	-32.588	3.875	9.225	1.432	116.975	4.727	-25.938	5.903	15.563	2.209	93.488	5.761
1.2	-25.038	3.871	9.580	1.274	106.263	7.303	-18.125	6.990	14.138	1.651	81.275	8.683
1.267	-18.550	2.957	9.423	0.931	92.363	9.274	-11.100	6.574	11.638	1.374	68.488	11.525
1.334	-13.275	2.439	8.975	1.050	75.900	9.759	-5.325	5.512	9.013	1.852	55.525	13.817
1.4	-9.088	1.698	7.625	0.553	59.175	9.825	-2.800	4.064	7.238	2.121	44.088	14.830
1.467	-5.625	1.922	6.300	0.628	44.138	7.829	-0.825	2.989	4.925	1.728	35.013	14.391
1.534	-2.525	2.031	4.263	0.731	32.463	5.656	-0.055	2.737	3.425	1.506	30.325	12.078
1.6	-1.065	1.967	2.313	0.839	25.875	3.024	0.098	2.679	2.150	1.402	28.125	8.288
1.667	0.052	1.897	1.325	0.854	22.763	1.440	0.125	2.420	1.525	1.515	26.750	4.497
1.734	0.373	1.580	0.675	0.753	21.863	0.928	0.425	1.531	0.938	1.694	25.718	2.725
1.8	0.549	1.115	0.150	0.887	22.538	0.687	0.775	0.828	0.273	1.909	23.525	2.555
		STDV med.		STDV med		STDV med		STDV med		STDV med		STDV med
		2.163		0.956		4.355		3.954		1.707		7.294

Tabel 3. Valori medii și STDV calculate pentru rata de eșantionare de 20 Hz

Timp [s]	Membrul stâng						Membrul Drept					
	F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]		F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]	
	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV
0	0.663	1.018	0.225	0.873	23.925	1.167	0.363	0.876	0.268	1.341	22.675	1.840
0.05	0.175	0.910	0.725	0.757	23.538	1.191	0.029	1.447	1.875	1.132	24.888	1.758

0.1	0.008	0.913	1.450	0.578	23.463	0.855	-0.675	1.726	3.390	1.076	26.775	1.521
0.15	-0.238	0.993	2.138	0.470	23.975	0.932	-1.225	2.222	5.025	1.065	31.000	1.219
0.2	-1.388	1.124	3.288	0.591	25.750	1.196	-1.813	2.515	6.525	1.144	38.000	1.516
0.25	-2.388	0.860	4.525	0.952	29.263	3.438	-3.463	2.742	8.238	1.259	47.575	3.930
0.3	-4.750	0.833	5.950	1.457	35.600	6.443	-6.875	3.209	10.138	1.554	59.075	6.867
0.35	-7.950	1.028	6.725	1.583	45.150	9.381	-11.288	3.851	11.950	1.752	71.638	9.345
0.4	-12.100	1.410	6.928	1.254	56.738	11.665	-16.500	4.865	13.575	1.756	84.388	10.780
0.45	-17.275	2.025	6.903	0.755	69.100	12.566	-22.663	6.020	15.088	1.619	96.088	11.090
0.5	-23.038	2.760	6.758	0.548	81.700	12.572	-29.200	7.068	16.138	1.480	106.288	10.464
0.55	-29.138	3.550	6.425	0.640	93.400	11.147	-35.800	7.565	16.538	1.329	113.925	8.984
0.6	-35.513	4.207	5.750	0.804	103.550	9.114	-41.863	7.415	16.200	0.951	119.050	6.852
0.65	-40.938	4.458	5.225	0.951	111.500	6.780	-46.225	6.557	15.525	0.695	122.600	4.975
0.7	-44.525	3.808	4.700	0.987	117.738	4.927	-48.825	5.189	14.863	0.819	124.725	3.456
0.75	-46.363	2.576	4.368	1.147	122.850	3.390	-49.763	3.509	14.300	1.046	125.663	2.370
0.8	-46.950	1.427	4.128	1.204	126.388	2.221	-49.150	1.924	14.100	1.059	125.550	1.474
0.85	-46.950	0.953	4.058	1.290	128.600	1.277	-47.200	1.005	14.075	0.987	124.213	0.764
0.9	-46.088	0.622	4.133	1.167	128.713	0.670	-43.638	0.994	14.788	1.076	122.125	0.800
0.95	-45.188	0.692	4.763	1.044	128.138	0.928	-38.650	1.672	15.800	1.054	118.675	1.162
1	-42.700	0.502	5.913	1.042	126.338	1.488	-32.663	2.737	16.600	1.080	113.275	1.827
1.05	-38.763	1.726	6.988	1.214	123.750	2.272	-26.300	3.377	16.438	1.010	105.450	3.044
1.1	-33.625	2.785	8.133	1.372	119.538	3.400	-20.500	3.538	16.138	0.724	95.188	4.343
1.15	-28.163	3.118	8.988	1.082	113.625	4.851	-15.200	3.533	15.450	0.610	83.600	5.513
1.2	-23.013	2.900	9.513	0.764	105.400	6.087	-10.825	3.563	13.588	1.083	71.563	6.193

1.25	-18.363	2.856	9.588	1.057	95.625	6.676	-7.438	3.406	11.563	1.565	59.500	6.370
1.3	-14.450	2.500	9.450	1.412	84.288	7.376	-5.350	3.032	9.588	2.078	48.938	6.164
1.35	-11.613	2.400	8.775	1.537	72.350	7.248	-3.725	2.964	7.750	2.051	40.113	5.494
1.4	-9.063	1.952	7.650	1.562	59.688	7.514	-1.988	3.040	6.088	1.983	33.550	4.478
1.45	-6.738	2.096	6.363	1.481	47.813	6.929	-1.098	3.248	4.563	1.524	29.100	3.675
1.5	-4.350	1.958	4.813	1.347	37.725	6.470	-0.638	3.208	3.550	1.105	28.513	3.108
1.55	-1.750	1.776	3.038	1.392	30.700	5.897	-0.099	2.866	2.938	1.168	27.988	2.734
1.6	-1.025	1.908	1.950	1.592	27.113	4.617	0.085	2.281	2.388	1.113	27.150	3.145
1.65	-0.075	1.460	1.325	1.366	25.000	3.340	0.165	1.656	1.738	1.086	26.950	2.308
1.7	0.018	0.967	0.863	1.061	23.988	2.696	0.463	1.317	1.125	1.437	25.725	2.040
1.75	0.228	0.552	0.438	0.976	24.138	2.125	0.875	1.285	0.653	1.540	24.015	2.356
1.8	0.703	0.450	0.193	1.229	23.988	1.495	0.923	1.324	0.328	1.404	22.450	2.389
		STDV med.		STDV med		STDV med		STDV med		STDV med		STDV med
		1.840		1.096		4.928		3.210		1.264		4.226

Tabel 4. Valori medii și STDV calculate pentru rata de eșantionare de 25 Hz

Timp [s]	Membrul stâng						Membrul Drept					
	F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]		F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]	
	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV	Media	STDV
0	0.043	1.550	0.250	1.173	22.350	0.866	0.575	1.313	0.298	0.929	22.638	0.861
0.04	-0.028	1.479	0.925	1.326	22.438	0.680	0.203	1.247	1.913	0.920	25.500	1.808
0.08	-0.250	1.541	1.495	1.468	22.863	0.612	0.041	1.402	3.575	1.059	27.913	3.001
0.12	-1.195	1.540	2.325	1.528	23.888	1.183	-0.745	1.681	4.900	1.246	31.963	4.361

0.16	-2.225	1.666	3.175	1.462	26.175	2.181	-1.538	1.666	6.250	1.367	37.513	5.995
0.2	-4.488	1.959	4.215	1.518	30.138	3.694	-2.488	2.066	7.900	1.540	45.013	7.529
0.24	-6.613	2.199	5.100	1.691	35.050	5.286	-4.838	2.467	9.525	1.741	53.425	8.889
0.28	-9.725	2.552	6.225	1.665	41.925	6.929	-7.963	2.916	11.063	2.036	62.713	10.023
0.32	-12.950	2.660	6.763	1.330	49.588	8.472	-11.438	3.512	12.588	2.149	72.438	10.526
0.36	-16.538	2.855	7.105	1.044	59.013	10.113	-15.825	4.211	13.913	1.992	81.625	10.521
0.4	-20.600	3.298	7.245	0.850	69.138	10.948	-20.675	4.785	15.138	1.821	90.175	10.145
0.44	-25.425	3.879	7.185	0.651	79.563	11.113	-25.738	5.316	15.963	1.791	97.850	9.519
0.48	-30.100	4.316	7.105	0.476	89.213	10.928	-30.725	5.632	16.625	1.585	104.638	8.601
0.52	-35.100	4.574	6.925	1.008	98.738	10.311	-35.600	5.707	16.738	1.509	110.325	7.410
0.56	-40.263	4.860	6.525	0.807	106.775	9.176	-40.188	5.359	16.763	1.415	114.863	6.107
0.6	-44.488	4.896	6.125	1.413	112.825	7.739	-44.175	4.594	16.588	1.390	118.325	5.039
0.64	-47.513	4.158	5.675	1.630	117.825	6.841	-47.563	3.730	16.088	1.504	120.788	4.251
0.68	-49.138	3.466	5.225	1.727	121.788	5.639	-49.863	2.883	15.500	1.424	122.688	3.475
0.72	-50.413	2.605	4.875	1.841	126.688	4.361	-51.175	1.936	14.963	1.218	123.975	2.682
0.76	-50.313	1.873	4.525	1.526	128.088	3.179	-51.538	1.329	14.563	1.143	125.700	1.936
0.8	-49.975	1.369	4.313	1.630	128.838	1.812	-51.338	1.442	14.413	1.242	125.700	1.333
0.84	-48.413	1.601	4.225	1.674	128.538	1.112	-50.238	2.322	14.488	1.502	124.213	0.808
0.88	-46.563	1.718	4.303	1.649	126.500	1.623	-48.050	3.387	14.875	1.664	123.250	1.257
0.92	-43.925	2.157	4.875	1.937	123.350	2.551	-45.013	4.614	15.675	1.920	121.363	1.994
0.96	-40.700	3.096	5.850	1.832	120.313	3.170	-41.188	5.645	16.475	1.830	118.600	3.000
1	-36.475	3.833	7.263	2.014	116.388	4.678	-36.775	6.512	17.138	1.531	114.813	4.172
1.04	-31.875	4.921	8.350	1.822	111.513	6.179	-32.125	7.206	17.563	1.098	109.875	5.307

1.08	-27.663	6.401	9.018	1.735	105.575	7.329	-27.338	7.147	17.400	0.927	103.663	6.704
1.12	-23.450	6.359	9.488	1.714	97.838	9.092	-22.675	6.893	16.938	0.948	96.425	7.936
1.16	-19.675	6.404	9.653	1.362	89.100	10.339	-18.850	6.518	15.950	1.307	87.725	8.719
1.2	-16.338	6.132	9.753	1.060	79.963	11.375	-15.400	5.809	14.563	1.581	78.863	9.565
1.24	-13.100	5.934	9.683	0.904	70.125	11.914	-12.350	5.023	13.000	1.831	69.675	10.150
1.28	-10.288	5.393	9.558	0.933	60.500	11.993	-9.750	4.499	11.250	1.656	59.800	9.688
1.32	-7.925	4.642	9.363	1.378	51.300	12.399	-7.338	3.900	9.663	1.874	51.263	9.440
1.36	-5.400	3.909	8.763	1.405	42.850	12.381	-5.150	3.413	8.213	2.004	43.800	8.652
1.4	-3.603	3.550	7.925	1.547	36.200	11.293	-3.213	3.167	6.775	1.666	37.425	7.379
1.44	-2.163	3.406	6.850	2.014	31.038	9.068	-2.175	3.031	5.475	1.382	32.450	5.938
1.48	-1.088	3.286	5.813	2.199	27.275	6.460	-1.725	2.827	4.113	1.184	29.338	4.566
1.52	-0.093	2.980	4.775	2.132	25.363	4.304	-1.025	2.820	3.000	1.199	27.325	3.422
1.56	0.018	2.739	3.825	1.786	24.088	3.416	-0.741	2.573	2.350	1.104	26.200	2.397
1.6	0.183	2.469	2.575	1.655	23.338	2.604	-0.238	2.043	1.888	1.059	25.675	1.412
1.64	0.388	1.912	1.925	1.304	22.813	2.010	0.153	1.772	1.575	0.813	25.363	1.095
1.68	0.625	1.284	1.358	1.184	22.425	1.681	0.475	1.300	1.103	0.597	24.800	1.187
1.72	0.875	0.957	0.858	0.952	22.075	1.352	0.750	0.863	0.775	0.574	23.688	1.124
1.76	1.025	1.023	0.303	0.908	21.803	1.054	0.905	0.613	0.478	0.583	22.413	1.114
		STDV med.		STDV med		STDV med		STDV med		STDV med		STDV med
		3.231		1.441		6.032		3.535		1.397		5.356

În tabelele 1 - 4 au fost folosite notațiile: F-E pentru unghiul de flexie-extensie și AB-AD pentru unghiul de abducție-adducție.

Anexa 2.2.

Reprezentarea grafică a variației unghiurilor din cele două articulații și a valorilor medii, pentru fiecare set de înregistrări valide și pentru fiecare rată de eșantionare

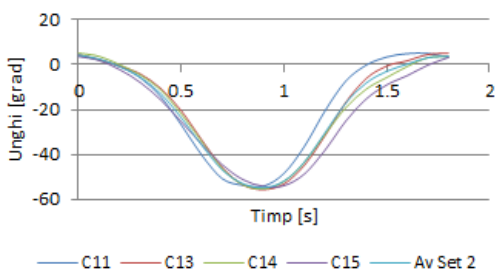


Fig. 1. Flexie - extensie umăr membru drept set 2 - 10 Hz

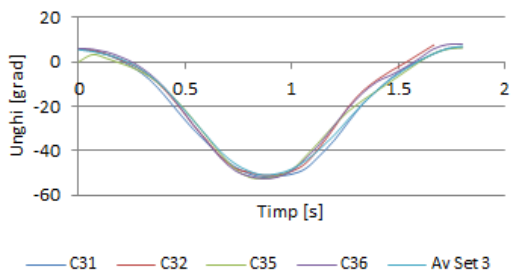


Fig. 2. Flexie - extensie umăr membru drept set 3 - 15 Hz

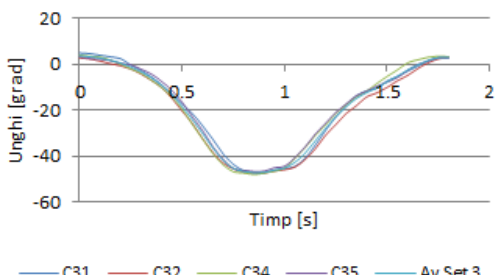


Fig. 3. Flexie - extensie umăr membru stâng set 3 - 20 Hz

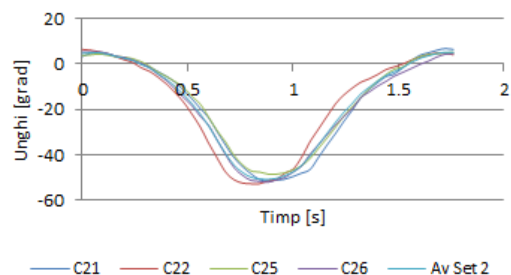


Fig. 4. Flexie - extensie umăr membru stâng set 2 - 25 Hz

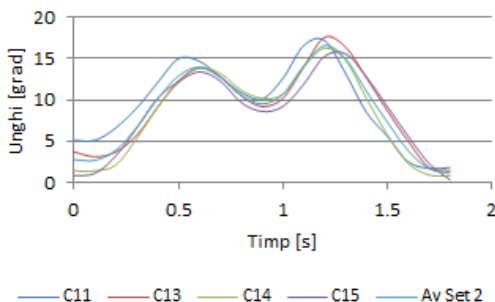


Fig. 5. Abducție - adducție umăr membru drept set 2 - 10 Hz

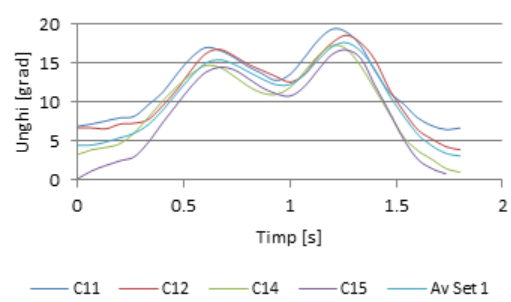
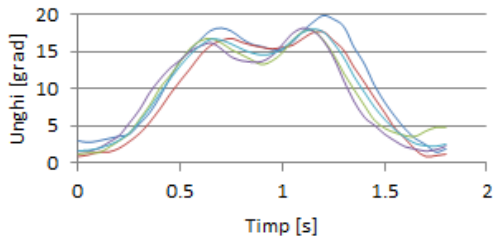
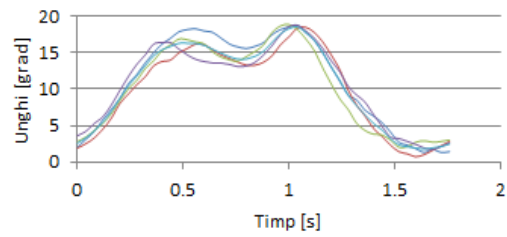


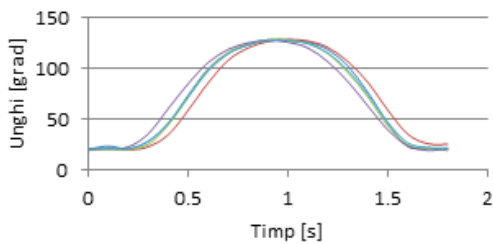
Fig. 6. Abducție - adducție umăr membru drept set 1 - 15 Hz



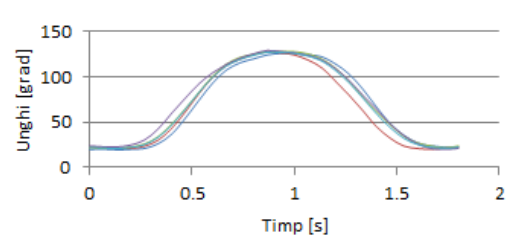
C21 C23 C24 C26 Av Set 2
 Fig. 7. Abducție - adducție umăr membru drept set 2 - 20 Hz



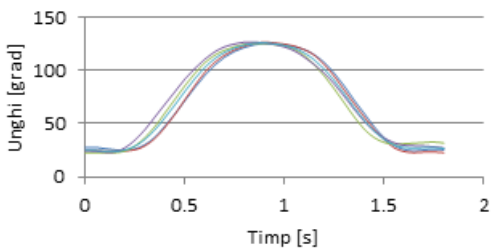
C11 C13 C14 C16 Av Set 1
 Fig. 8. Abducție - adducție umăr membru drept set 1 - 25 Hz



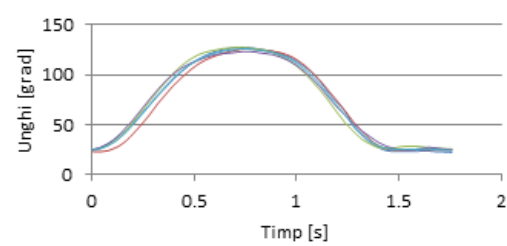
C11 C12 C14 C16 Av set 1
 Fig. 9. Flexie - extensie cot membru stâng set 1 - 10 Hz



C22 C23 C24 C25 Av Set 2
 Fig. 10. Flexie - extensie cot membru stâng set 2 - 15 Hz



C21 C23 C24 C26 Av Set 2
 Fig. 11. Flexie - extensie cot membru drept set 2 - 20 Hz



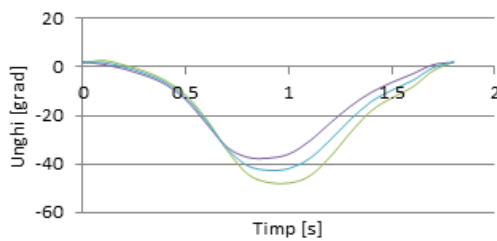
C11 C13 C14 C16 Av Set 1
 Fig. 12. Flexie - extensie cot membru drept set 1 - 25 Hz

Notă:

S-au ales aleator câte un set de înregistrări și patru cicluri valide din setul ales.
 S-au folosit următoarele notații: cij - ciclul j din setul de înregistrări i;
 Av Set i - media ciclurilor j din setul i.

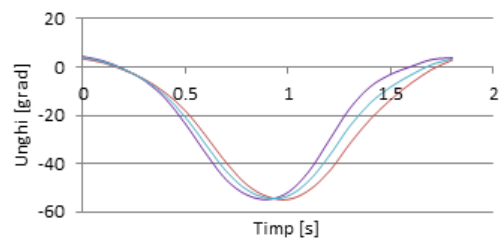
Anexa 2.3.

Graficele valorilor medii determinate pe seturi de înregistrare și media acestora pe fiecare membru, rată de eșantionare și mișcare analizată



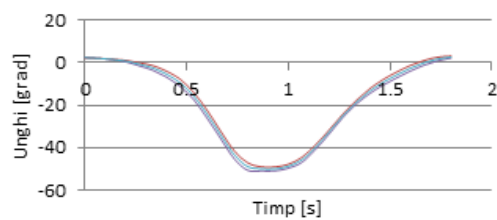
— Av Set 1 — Av Set 2 — Av Exercise

Fig. 1. Flexie - extensie umăr membru stâng - 10 Hz



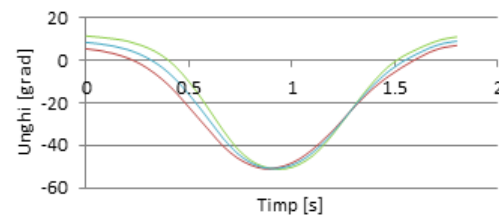
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise

Fig. 2. Flexie - extensie umăr membru drept - 10 Hz



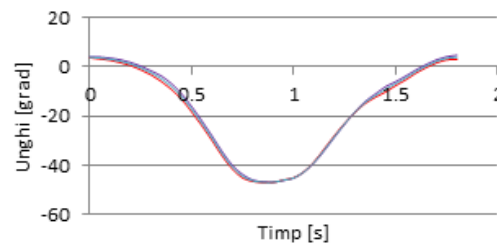
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av exercise

Fig. 3. Flexie - extensie umăr membru stâng - 15 Hz



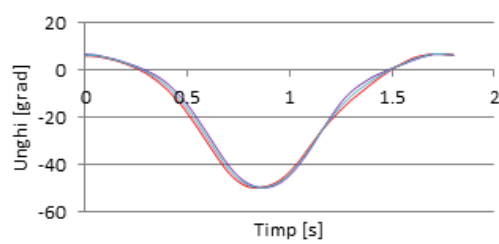
— Av Set 1 — Av Set 3 — Av Exercise

Fig. 4. Flexie - extensie umăr membru drept - 15 Hz



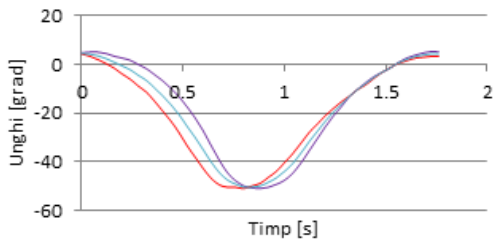
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise

Fig. 5. Flexie - extensie umăr membru stâng - 20 Hz

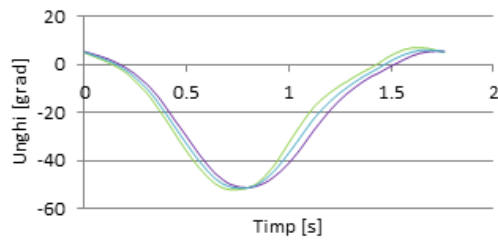


— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise

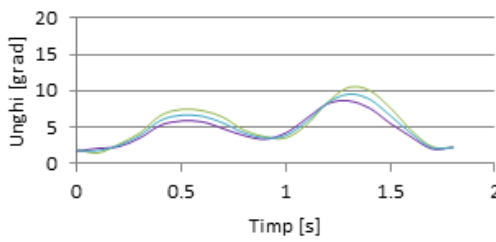
Fig. 6. Flexie - extensie umăr membru drept - 20 Hz



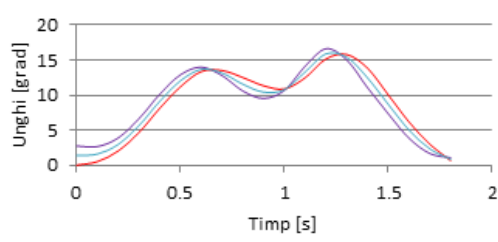
— AV Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 7. Flexie - extensie umăr membru stâng - 25 Hz



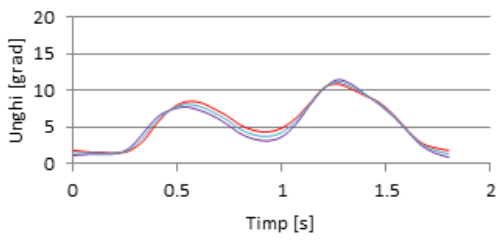
— Av Set 1 — Av Set 2 — Av Exercise
 Fig. 8. Flexie - extensie umăr membru drept - 25 Hz



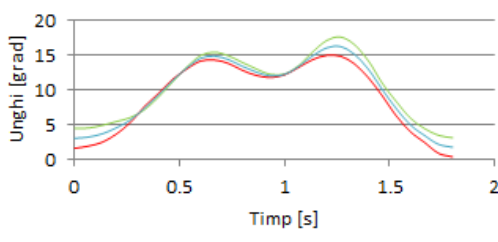
— Av Set 1 — Av Set 2 — Av Exercise
 Fig. 9. Adbucție - adducție umăr membru stâng - 10 Hz



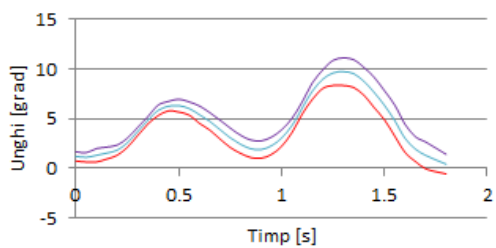
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 10. Adbucție - adducție umăr membru drept - 10 Hz



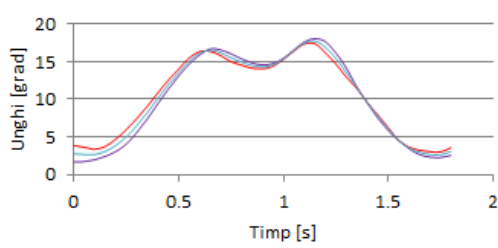
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 11. Adbucție - adducție umăr membru stâng - 15 Hz



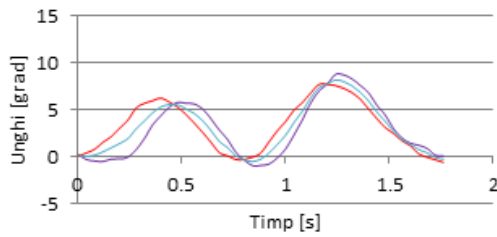
— Av Set 1 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 12. Adbucție - adducție umăr membru drept - 15 Hz



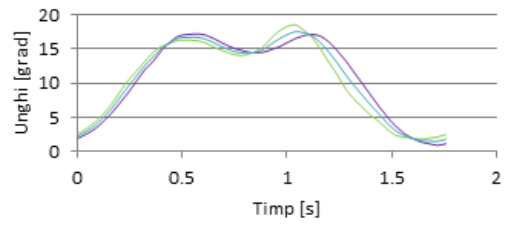
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 13. Adbucție - adducție umăr membru stâng - 20 Hz



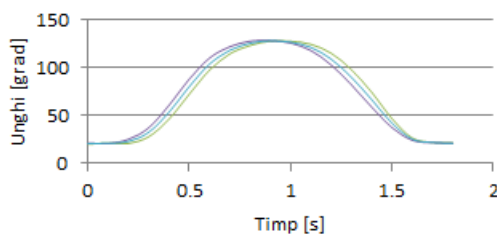
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 14. Adbucție - adducție umăr membru drept - 20 Hz



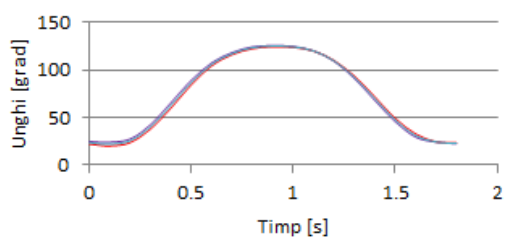
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 15. Abducție - adducție umăr membru stâng - 25 Hz



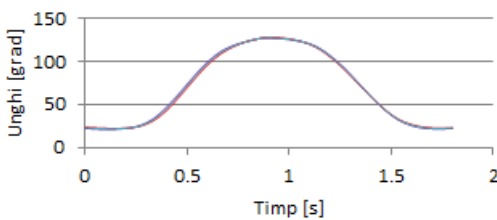
— Av Set 1 — Av Set 2 — Av Exercise
 Fig. 16. Abducție - adducție umăr membru drept - 25 Hz



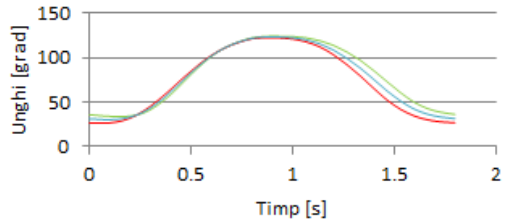
— Av Set 1 — Av Set 2 — Av Exercise
 Fig. 17. Flexie - extensie cot membru stâng - 10 Hz



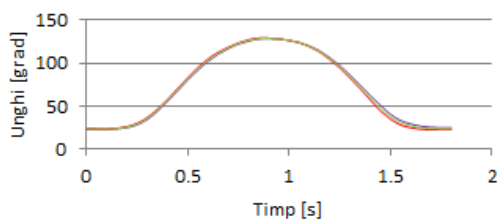
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 18. Flexie - extensie cot membru drept - 10 Hz



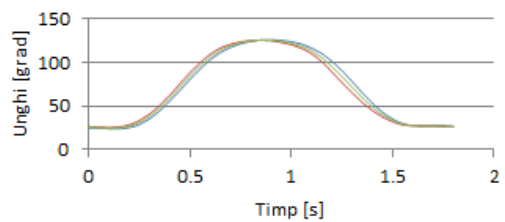
— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 19. Flexie - extensie cot membru stâng 15 - Hz



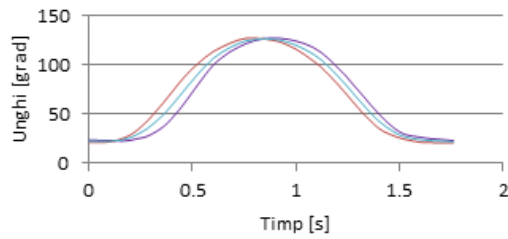
— Av Set 1 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 20. Flexie - extensie cot membru drept 15 - Hz



— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 21. Flexie - extensie cot membru stâng - 20 Hz

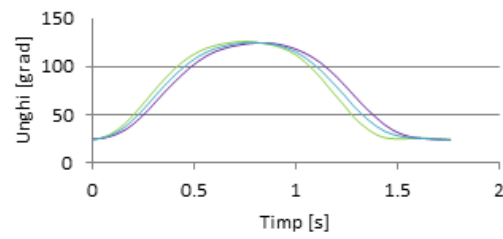


— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise
 Fig. 22. Flexie - extensie cot membru drept - 20 Hz



— Av Set 2 — Av Set 3 — Av Exercise

Fig. 23. Flexie – extensie cot
membru stâng - 25 Hz



— Av Set 1 — Av Set 2 — Av Exercise

Fig. 24. Flexie – extensie cot
membru drept - 25 Hz

Notă:

S-au ales aleator câte două seturi de înregistrări valide.

S-au folosit următoarele notații: Av Set i – media ciclurilor din setul de înregistrări i ;
Av Exercise – media seturilor de înregistrări corespunzătoare unei anumite rate de eșantionare.

Anexa 2.4.

Tabel 1. Valori medii și STDV calculate pentru subiectul 1 (S1)

Timp [s]	Timpul [%]	Membrul Drept Subiectul 1						Membrul Stâng Subiectul 1					
		F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]		F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]	
		Average	STDV	Average	STDV	Average	STDV	Average	STDV	Average	STDV	Average	STDV
0.0000	0.0000	1.7833	0.0880	10.6333	0.4513	20.9000	0.4082	0.3516	1.1326	13.0000	1.0852	22.5314	2.0951
0.0400	2.5000	-0.0833	0.7521	11.1167	0.5138	23.3667	0.7930	-0.1833	1.0589	13.6000	1.1534	25.0917	2.0499
0.0800	5.0000	-3.2333	0.8293	11.8167	0.7034	26.7000	1.2570	-1.7000	1.2202	15.3000	1.1687	31.3000	3.9972
0.1200	7.5000	-6.7000	0.9366	12.7500	0.9780	31.4000	1.8493	-3.4667	1.5562	16.8500	1.0946	38.9083	6.4096
0.1600	10.0000	-10.3000	0.9946	13.8167	1.1182	37.3667	2.4088	-5.4000	1.8151	18.3833	0.9708	49.1333	7.5860
0.2000	12.5000	-13.8167	0.9975	14.9500	1.0858	44.3000	2.9063	-7.7333	2.1376	19.7333	0.8298	59.7750	8.3075
0.2400	15.0000	-17.1167	0.9821	15.9333	1.0464	52.3000	3.3596	-10.6500	2.3751	20.5667	0.6946	70.4000	8.4770
0.2800	17.5000	-20.2833	0.8609	16.8833	1.1637	61.3000	3.3951	-13.8833	2.4767	21.3333	0.6799	80.4250	8.4025
0.3200	20.0000	-23.2500	0.6908	17.7167	1.3482	70.8000	3.1443	-17.6667	2.5653	21.8333	0.6258	89.5083	8.2682
0.3600	22.5000	-26.0167	0.7823	18.5333	1.5338	80.3000	2.8601	-21.7167	2.5769	22.1000	0.4967	97.4917	7.7034
0.4000	25.0000	-28.7000	0.9068	19.2833	1.5332	89.4000	2.4386	-25.7667	2.3424	22.1500	0.4162	104.6083	6.7141
0.4400	27.5000	-31.2333	1.1153	19.7833	1.4320	97.9333	2.1484	-29.7833	1.9198	21.9333	0.3033	110.5083	5.6576
0.4800	30.0000	-33.6500	1.4125	19.9667	1.3410	105.2667	1.9482	-33.6167	1.3858	21.5833	0.3662	115.1833	4.3984
0.5200	32.5000	-35.9167	1.4531	19.9333	1.3492	111.4667	1.8117	-36.6333	0.8223	21.1000	0.4720	118.9417	3.0998
0.5600	35.0000	-38.0167	1.3220	19.7500	1.4119	116.5000	1.5513	-39.1833	0.5145	20.7000	0.5262	121.5083	2.0706
0.6000	37.5000	-39.8000	1.1537	19.4333	1.4113	120.2333	1.1671	-40.9500	0.4162	20.3167	0.6431	123.1000	1.3225
0.6400	40.0000	-41.1333	1.0321	19.0667	1.3716	122.5667	0.9741	-42.0333	0.4767	20.0000	0.7086	124.1083	1.0560
0.6800	42.5000	-41.9333	0.9640	18.6667	1.3371	123.8667	1.0625	-42.7667	0.5437	19.7667	0.7587	124.5750	0.9965
0.7200	45.0000	-42.3667	1.0040	18.3167	1.2764	124.4333	1.0274	-43.1500	0.6799	19.6167	0.8686	124.9417	0.9214
0.7600	47.5000	-42.5167	1.0164	18.0000	1.1929	124.7333	0.9463	-43.3167	0.6867	19.6500	0.8563	125.2500	1.0152
0.8000	50.0000	-42.4167	1.1727	17.7667	1.2093	125.0000	0.6164	-43.4000	0.8038	19.7833	0.7817	125.2667	0.8058
0.8400	52.5000	-42.3167	1.2140	17.6667	1.1715	125.3333	0.5735	-43.2500	0.8693	19.8667	0.7457	125.2833	0.7409
0.8800	55.0000	-41.9833	1.4348	17.6000	1.1900	125.6000	0.6532	-42.8167	1.1588	19.9833	0.7641	125.2833	0.5744
0.9200	57.5000	-41.4833	1.5720	17.6000	1.1739	125.6000	0.9416	-41.9167	1.5518	20.1667	0.7796	124.9917	0.3940

0.9600	60.0000	-40.7667	1.6565	17.7000	1.2092	125.2333	1.1842	-40.5167	2.1627	20.4000	0.8342	124.2833	0.6296
1.0000	62.5000	-39.7667	1.7209	18.0000	1.4706	124.4333	1.3524	-38.8167	2.8888	20.9833	1.0285	122.7583	1.3568
1.0400	65.0000	-38.2500	1.4970	18.5667	1.6833	123.1667	1.7820	-36.3500	3.6494	21.8333	1.2269	120.0000	2.6686
1.0800	67.5000	-36.1833	1.4156	19.2333	1.7139	120.6667	2.4581	-32.5000	3.8013	22.8833	1.3605	115.4833	4.3090
1.1200	70.0000	-33.8833	1.2602	19.9167	1.5374	116.5667	3.2252	-28.9500	3.5781	23.9167	1.2299	108.9917	6.1298
1.1600	72.5000	-31.4000	1.1903	20.5333	1.2284	110.4333	3.8029	-25.3000	3.3856	24.7333	0.9296	100.7333	8.0538
1.2000	75.0000	-28.8500	1.1131	20.9833	0.9622	102.1000	4.0324	-22.2833	3.2289	25.2833	0.5487	90.9167	9.7805
1.2400	77.5000	-26.1833	1.2689	21.1667	0.7992	91.9667	3.8733	-19.4500	3.1730	25.3833	0.3313	79.7833	11.0988
1.2800	80.0000	-23.4333	1.1874	20.9333	0.9741	80.8667	3.6745	-17.0167	3.0888	24.7833	0.5583	67.7583	12.0068
1.3200	82.5000	-21.1500	1.0808	20.3667	1.3859	68.8333	3.5640	-14.9000	2.8313	23.6000	0.7470	55.4250	12.6181
1.3600	85.0000	-18.8833	1.0777	19.2167	1.8286	56.2667	3.4374	-12.7167	2.5420	21.8333	0.9902	43.8333	12.1301
1.4000	87.5000	-16.4167	1.1594	17.5333	2.1125	43.7667	3.4740	-10.8000	2.4373	19.9500	1.1380	33.6250	10.9071
1.4400	90.0000	-13.2833	1.2100	15.6000	2.2015	32.6667	3.7277	-8.8000	2.0717	17.7667	1.2158	25.4250	8.8777
1.4800	92.5000	-9.5167	1.0425	13.7667	1.9128	24.6000	3.1016	-6.6500	1.6538	15.6500	1.1891	22.6833	6.3393
1.5200	95.0000	-5.5833	0.8568	12.3667	1.4556	20.3667	2.0532	-4.3667	1.2375	13.2833	0.7378	21.0000	3.8861
1.5600	97.5000	-1.9333	0.7422	11.2667	0.8270	18.6333	1.3021	-2.3833	0.9666	12.0500	0.4320	19.1333	2.1337
1.6000	100.0000	1.2500	0.3684	10.2833	0.4883	17.6667	0.9741	0.6333	0.8590	11.4333	0.3673	18.4000	7.7041
			STDV med.		STDV med.		STDV med.		STDV med.		STDV med.		STDV med.
			1.0862		1.2716		2.1283		1.8693		0.7965		5.2900

Tabel 2. Valori medii și STDV calculate pentru subiectul 2 (S2)

Timpul [s]	Timpul [%]	Membrul Stâng Subiectul 2 (S2)						Membrul Drept Subiectul 2 (S2)					
		F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]		F-E umăr [grade]		AB-AD umăr [grade]		F-E cot [grade]	
		Average	STDV	Average	STDV	Average	STDV	Average	STDV	Average	STDV	Average	STDV
0.0000	0.0000	7.3500	0.8450	9.0500	1.0306	22.5333	1.9522	4.7625	0.4569	12.1500	0.5018	44.9375	1.3568
0.0440	1.8395	7.2667	1.3567	9.4333	1.2049	24.1167	3.6605	4.4375	0.3688	12.2125	0.4527	45.4500	1.9112
0.0870	3.6371	6.9167	1.8780	9.9167	1.3922	26.4667	5.8612	4.0375	0.4209	12.2750	0.3832	46.2250	2.7223
0.1310	5.4766	6.0000	2.5329	10.5667	1.6557	29.4000	8.3723	3.5875	0.6852	12.3375	0.3749	47.3125	3.5523
0.1740	7.2742	4.9333	3.1515	11.3500	1.8007	33.3500	11.0887	3.0500	0.9367	12.4500	0.3958	48.8250	4.2887

0.2180	9.1137	3.5000	3.9843	12.0667	1.9990	38.0000	13.5255	2.3375	1.2664	12.6375	0.3815	50.4750	4.9291
0.2610	10.9114	1.5500	4.8273	12.7667	1.8370	43.0000	15.6544	1.4625	1.7649	12.8375	0.4122	52.2750	5.3199
0.3050	12.7508	-0.6667	5.9676	13.3500	1.4184	48.6833	17.0186	0.5125	2.1846	13.0500	0.4602	54.3250	5.5913
0.3480	14.5485	-3.3500	7.1846	13.7000	1.2748	54.6500	17.6576	-0.5250	2.4926	13.2625	0.5109	56.5375	5.8857
0.3920	16.3880	-6.4667	8.5402	13.7667	1.5721	60.5167	17.6225	-1.7625	2.8449	13.4875	0.5123	58.7125	5.9547
0.4350	18.1856	-9.8333	9.8114	13.5000	1.7738	66.3500	17.0611	-3.0125	3.1418	13.7250	0.5888	60.9500	5.9630
0.4790	20.0251	-13.7000	10.9273	12.9500	2.0360	71.7833	15.8854	-4.4625	3.4039	14.0375	0.5722	63.0125	5.7274
0.5220	21.8227	-17.7000	11.7808	12.0833	2.6725	77.0667	14.4055	-5.8000	3.6287	14.3125	0.6214	65.1375	5.4005
0.5660	23.6622	-21.7833	12.4849	10.9833	3.2327	81.9833	12.4921	-7.1625	3.9270	14.6125	0.5995	67.2125	4.7852
0.6090	25.4599	-26.0167	12.6087	9.7333	3.7349	86.5333	10.6901	-8.5750	4.0112	14.8250	0.6635	69.1000	4.3137
0.6530	27.2993	-30.4000	12.3806	8.3333	3.9438	90.3667	9.0330	-9.8875	4.0368	15.1250	0.6621	70.8375	3.7899
0.6960	29.0970	-34.5000	11.8868	6.8667	4.0155	93.9167	7.4925	-11.2250	3.9607	15.3250	0.6306	72.4125	3.3131
0.7400	30.9365	-38.6500	10.9852	5.3833	3.8263	96.7833	6.2320	-12.4875	3.7469	15.5000	0.7245	73.8000	2.9709
0.7830	32.7341	-42.4500	9.8775	4.0167	3.6035	99.2167	5.1846	-13.6375	3.6681	15.6875	0.7052	75.1250	2.4301
0.8260	34.5318	-45.8167	8.6875	2.8000	3.2718	101.1333	4.2247	-14.7500	3.4255	15.8250	0.7016	76.2125	2.1343
0.8700	36.3712	-48.6000	7.4791	1.7667	3.0722	102.9167	3.3947	-15.8375	3.2284	15.9625	0.5964	77.1000	1.7152
0.9130	38.1689	-51.2000	6.2972	0.7833	2.7357	104.0500	2.7110	-16.7125	2.9062	16.0375	0.5088	78.0750	1.4822
0.9570	40.0084	-53.1500	4.9787	-0.0833	2.4661	105.0500	2.2589	-17.4375	2.6680	16.1125	0.4307	78.9750	1.1781
1.0000	41.8060	-54.8000	3.8893	-0.8000	2.1230	105.8333	1.7775	-18.1125	2.4280	16.1375	0.3858	79.6125	0.9111
1.0440	43.6455	-56.1833	2.9026	-1.4500	1.8165	106.2500	1.3571	-18.6750	2.2783	16.1000	0.4382	80.1250	0.5509
1.0870	45.4431	-56.8500	2.0288	-1.9833	1.2541	106.6500	1.1008	-19.0750	2.0922	16.0875	0.4923	80.4625	0.5761
1.1310	47.2826	-57.3500	1.7464	-2.2333	0.8873	106.8000	0.6485	-19.4500	1.9569	16.1250	0.5356	80.4250	0.6533
1.1740	49.0803	-57.2000	1.9261	-2.3667	1.0499	106.933 3	0.7614	-19.5500	1.8911	16.0250	0.5451	80.3750	0.7674
1.2180	50.9197	-57.0167	2.5173	-2.2667	1.2633	106.7000	0.9936	-19.4750	1.8585	15.9500	0.5625	80.2250	1.0045
1.2610	52.7174	-56.2667	3.5358	-2.0167	1.4436	106.5167	1.3083	-19.3375	1.9398	15.9625	0.5331	79.8500	1.1188
1.3050	54.5569	-55.2500	4.4355	-1.4500	2.2031	106.0000	1.8601	-19.0125	1.9616	15.8375	0.5151	79.3125	1.4241
1.3480	56.3545	-53.9000	5.9356	-0.6500	2.9666	105.1000	2.5729	-18.6375	2.0326	15.7125	0.4977	78.6375	1.6010
1.3920	58.1940	-51.8000	7.6390	0.3500	3.6431	104.1333	3.4817	-18.1500	2.0774	15.6125	0.4658	77.7750	1.7875
1.4350	59.9916	-49.5167	9.1056	1.6667	4.3849	102.5833	4.9578	-17.5000	2.1743	15.4625	0.4765	76.7500	2.0091

1.4790	61.8311	-46.6500	11.0454	3.3000	4.9643	100.9833	6.1128	-16.7625	2.2557	15.3250	0.4794	75.5375	2.2227
1.5220	63.6288	-43.5333	12.0885	5.0167	5.2075	98.6000	7.9286	-15.9000	2.3214	15.2000	0.4704	74.1625	2.3864
1.5660	65.4682	-39.8667	13.0325	7.0167	5.2207	95.8667	9.2706	-14.9750	2.4347	15.0750	0.5109	72.6000	2.6054
1.6090	67.2659	-35.6667	13.2844	9.0000	4.7890	92.6000	10.7781	-13.9500	2.5186	14.9250	0.5184	71.0500	2.8907
1.6530	69.1054	-31.3833	12.8862	11.0667	4.2416	88.5833	12.0263	-12.8500	2.5639	14.8125	0.4133	69.2500	3.1223
1.6960	70.9030	-26.6333	11.9694	12.8667	3.3880	84.1000	13.0101	-11.7000	2.5868	14.6875	0.4205	67.5000	3.2040
1.7400	72.7425	-22.2667	10.6690	14.2500	2.3314	78.5833	13.9636	-10.4750	2.6199	14.5250	0.4051	65.7250	3.1559
1.7830	74.5401	-18.0333	9.3265	15.4167	1.0272	73.1833	14.4821	-9.3750	2.6507	14.3875	0.4133	63.7375	2.9811
1.8260	76.3378	-14.4500	7.8149	16.0500	0.4368	66.9667	14.9414	-8.2875	2.6421	14.2875	0.4416	61.7375	2.8765
1.8700	78.1773	-11.2167	6.2973	16.2833	1.3866	60.8000	15.2698	-7.1125	2.6824	14.0875	0.4264	59.8250	2.5122
1.9130	79.9749	-8.2667	5.1429	16.0667	2.3099	54.5667	15.1932	-5.9875	2.7025	13.9875	0.5218	57.8500	2.3470
1.9570	81.8144	-5.9833	4.4668	15.4167	2.9281	48.1833	14.4774	-4.7875	2.6720	13.7750	0.5578	56.0500	2.2567
2.0000	83.6120	-3.9333	4.0580	14.4167	3.3812	41.8500	13.0846	-3.6500	2.5682	13.5125	0.5353	54.2875	2.1030
2.0440	85.4515	-1.8333	3.4527	13.3667	3.3256	36.3667	11.4486	-2.5750	2.4110	13.3375	0.4647	52.5000	2.1878
2.0870	87.2492	0.1833	3.0986	12.1500	3.0214	31.6500	9.1964	-1.4250	2.2766	13.2375	0.5152	50.8250	2.3047
2.1310	89.0886	1.8833	2.8405	11.2667	2.4453	28.0000	6.6646	-0.4875	2.0592	13.0500	0.5578	49.0750	2.0786
2.1740	90.8863	3.7833	2.2244	10.4667	1.8067	25.8667	4.6928	0.4625	1.8713	12.9250	0.5490	47.5500	1.6001
2.2180	92.7258	5.2667	1.7358	9.8000	1.3333	24.3333	3.1639	1.4875	1.6487	12.8375	0.6407	46.4000	1.1877
2.2610	94.5234	6.3500	1.4198	9.3833	1.0329	23.3333	2.0436	2.4625	1.3239	12.6250	0.5811	45.7250	0.8749
2.3050	96.3629	7.1000	1.0467	9.1333	0.7449	22.8667	1.4519	3.2500	0.8867	12.4750	0.6373	45.2500	0.7378
2.3480	98.1605	7.4833	0.9192	9.0333	0.5274	22.8667	1.1253	3.8250	0.5423	12.3500	0.5685	44.8125	0.5569
2.3920	100.0000	7.6667	1.1495	8.9333	0.3771	23.0500	1.1861	4.2625	0.4464	12.3125	0.6251	44.5625	0.6772
			STDV med.		STDV med.		STDV med.		STDV med.		STDV med.		STDV med.
			6.3587		2.4077		7.9609		2.2956		0.5195		2.6070

În tabelele 1 - 2 au fost folosite notațiile: F-E pentru unghiul de flexie-extensie și AB-AD pentru unghiul de abducție-aducție.
 Timpul a fost determinat normalizat, în procente din ciclul de mișcare.
 Subiectul 1 – subiect sănătos; Subiectul 2 - pacientul

Anexa 2.5.

Reprezentarea grafică a variației unghiurilor din cele două articulații și a valorilor medii, pentru fiecare set de înregistrări valide ale subiectului 2

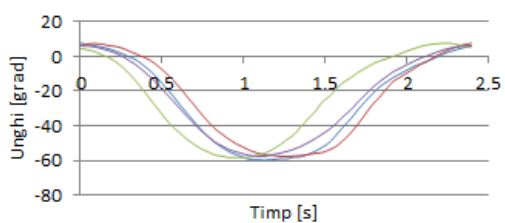


Fig. 1. Flexie - extensie umăr membru stâng set 3

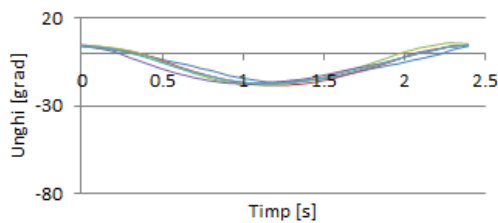


Fig. 2. Flexie - extensie umăr membru drept set 3

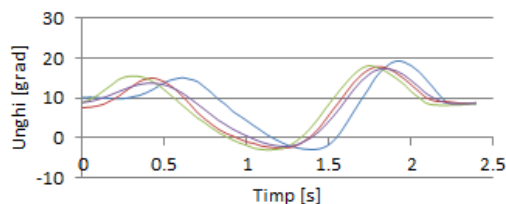


Fig. 3. Adbucție - adducție umăr membru stâng set 2

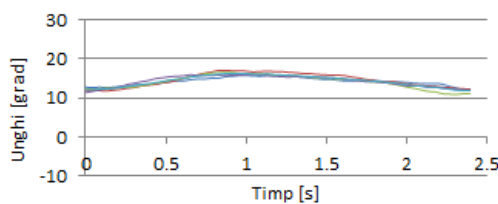


Fig. 4. Adbucție - adducție umăr membru drept set 3

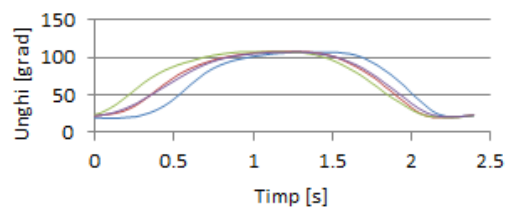


Fig. 5. Flexie - extensie cot membru stâng set 2

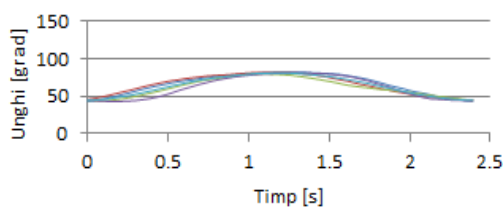


Fig. 6. Flexie - extensie cot membru drept set 2

Notă:

S-au ales aleator câte un set de înregistrări și trei sau patru cicluri valide din setul ales.

S-au folosit următoarele notații: cij – ciclul j din setul de înregistrări i;

Av Set i – media ciclurilor j din setul i.

Anexa 2.6.

Graficele valorilor medii determinate pe seturi de înregistrare și media acestora pe fiecare membru pentru subiectul 2

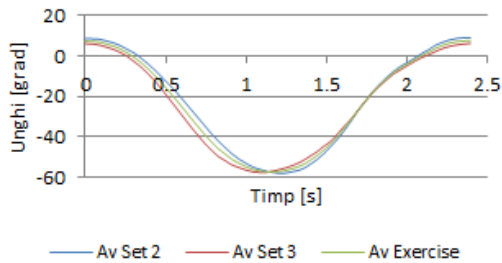


Fig. 1. Flexie - extensie umăr membru stâng

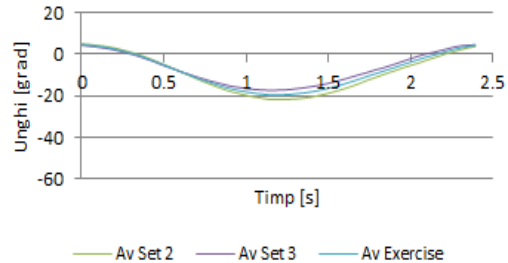


Fig. 2. Flexie - extensie umăr membru drept

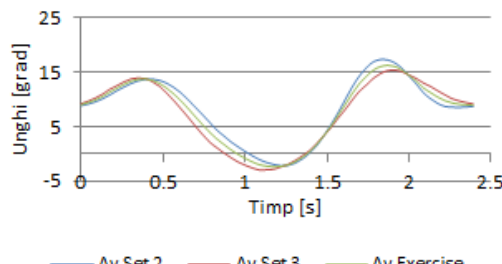


Fig. 3. Abducție - adducție umăr membru stâng

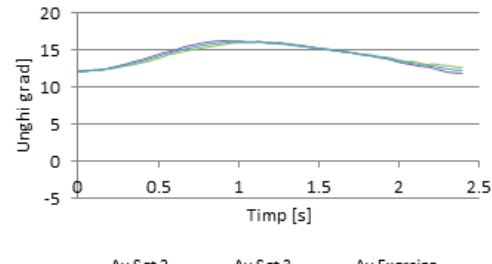


Fig. 4. Abducție - adducție umăr membru drept

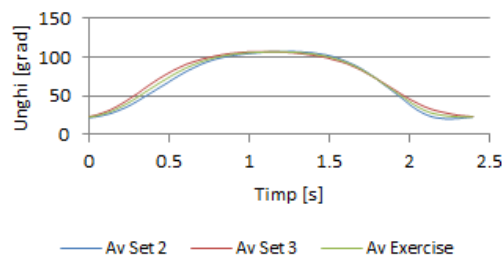


Fig. 5. Flexie - extensie cot membru stâng

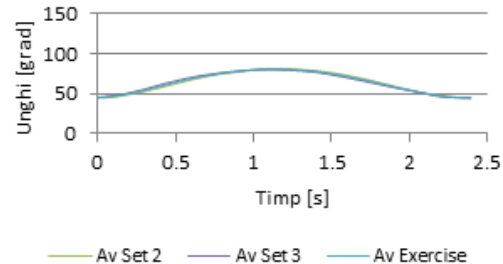


Fig. 6. Flexie - extensie cot membru drept

Notă:

S-au ales aleator câte două seturi de înregistrări valide.

S-au folosit următoarele notații: Av Set i - media ciclurilor din setul de înregistrări i;

Av Exercise - media seturilor de înregistrări.

Graficele caracteristicilor biomecanice ale mișcărilor de flexie-extensie și abducție- adducție ale umărului și mișcării de flexie-extensie a cotului

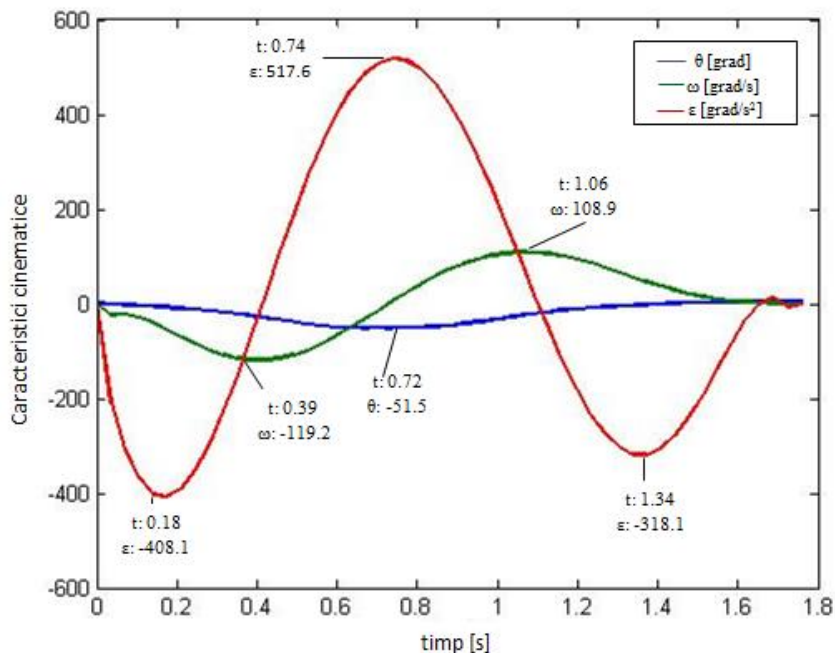


Fig. 1. Flexia -Extensia umărului

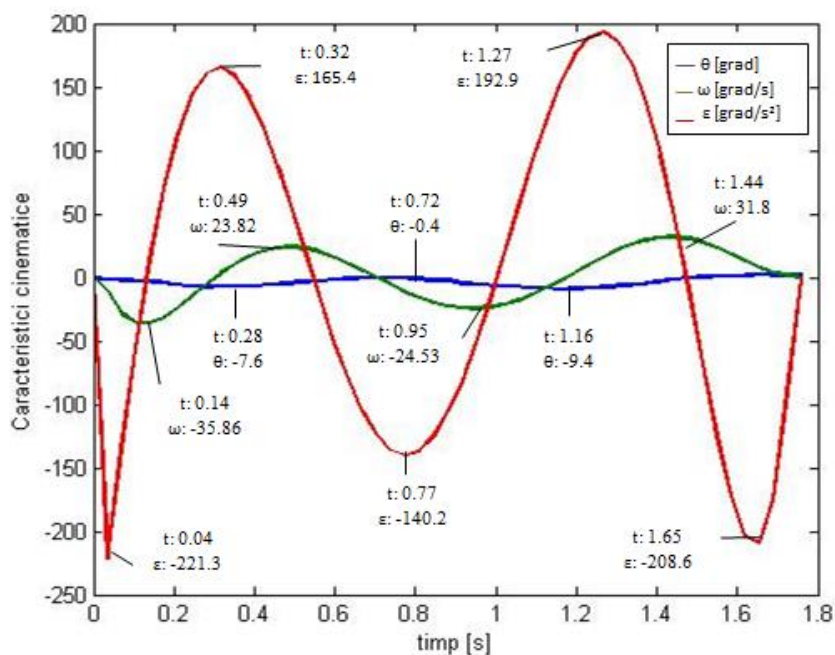


Fig. 2. Abducția-Adducția umărului

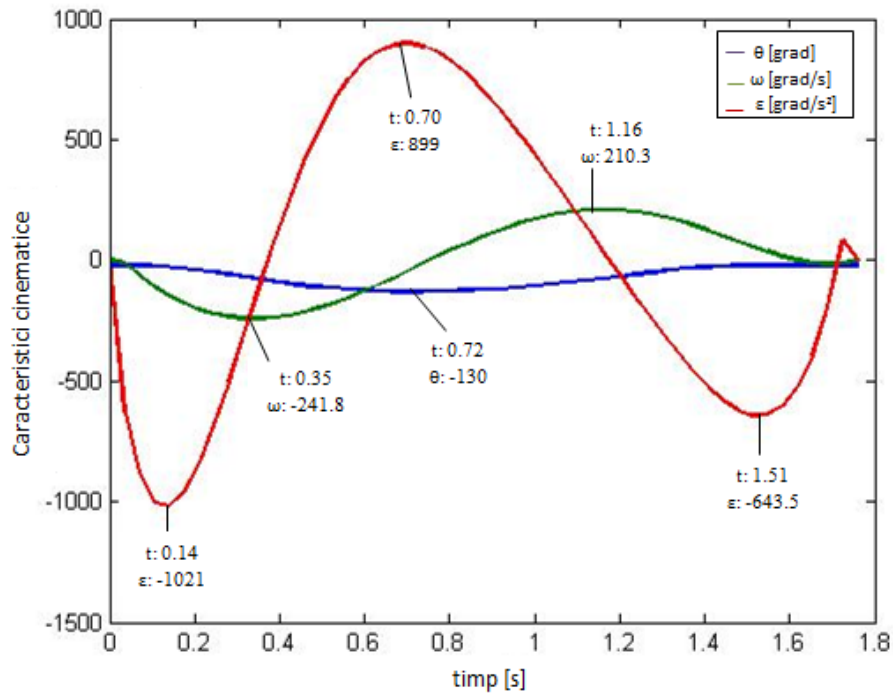


Fig. 3. Flexia -Extensia cotului

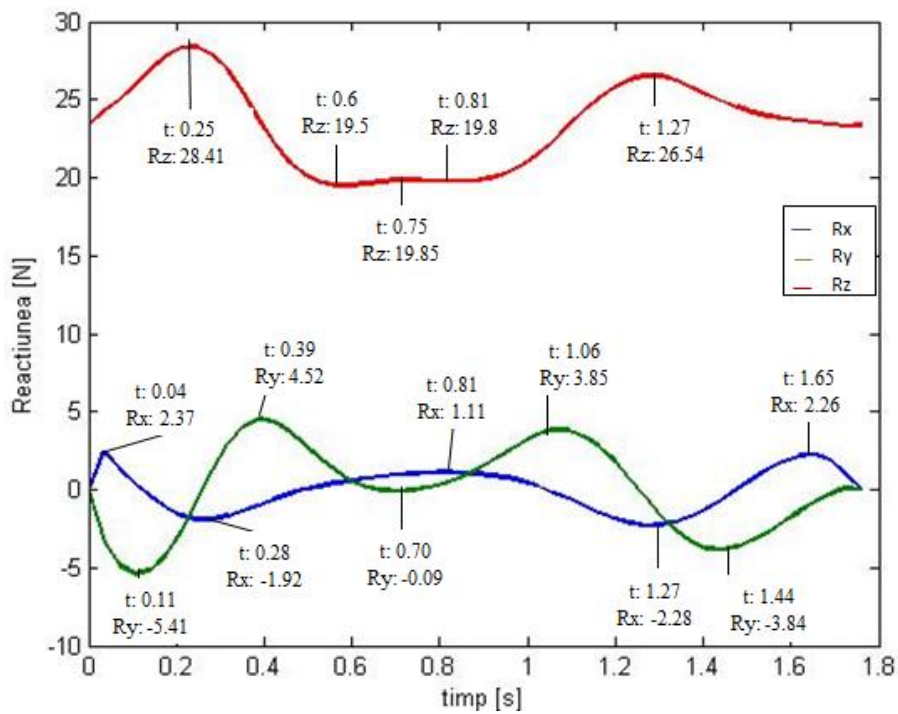


Fig. 4. Componentele reacțiunii în articulația umărului

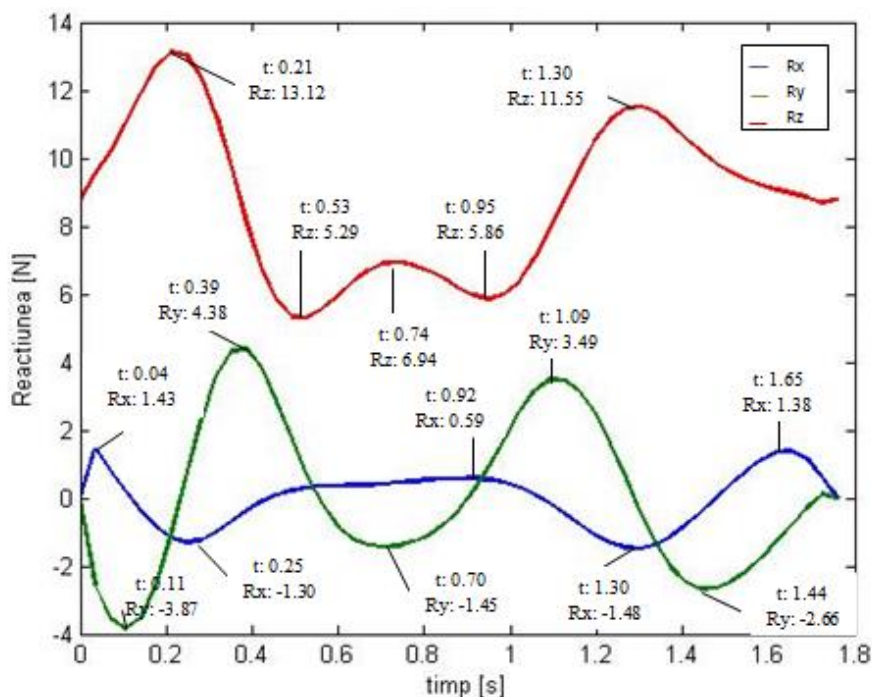


Fig. 5. Componentele reacțiunii în articulația cotului

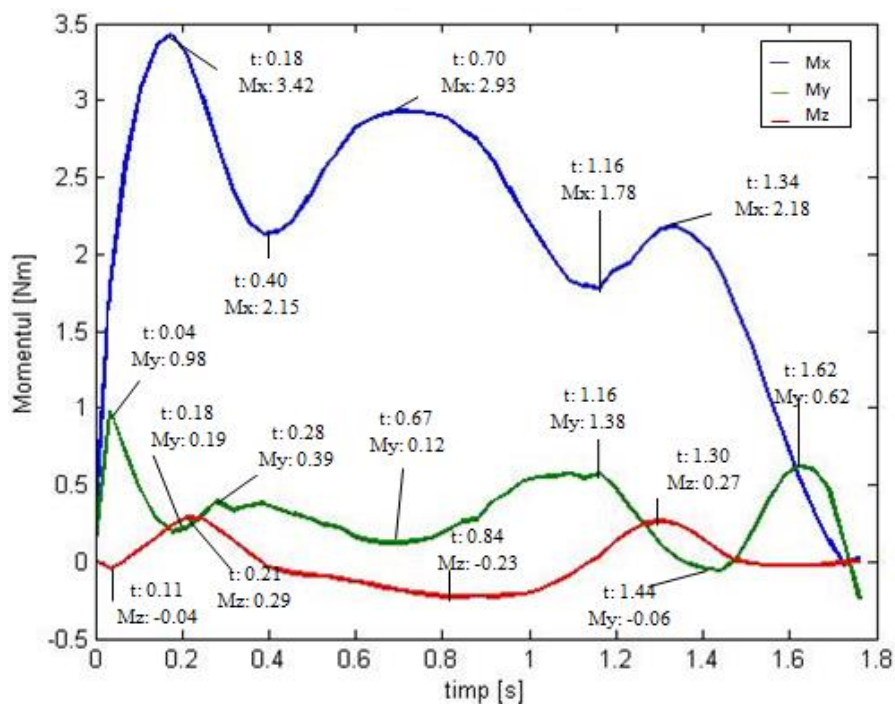


Fig. 6. Componentele momentului în articulația umărului

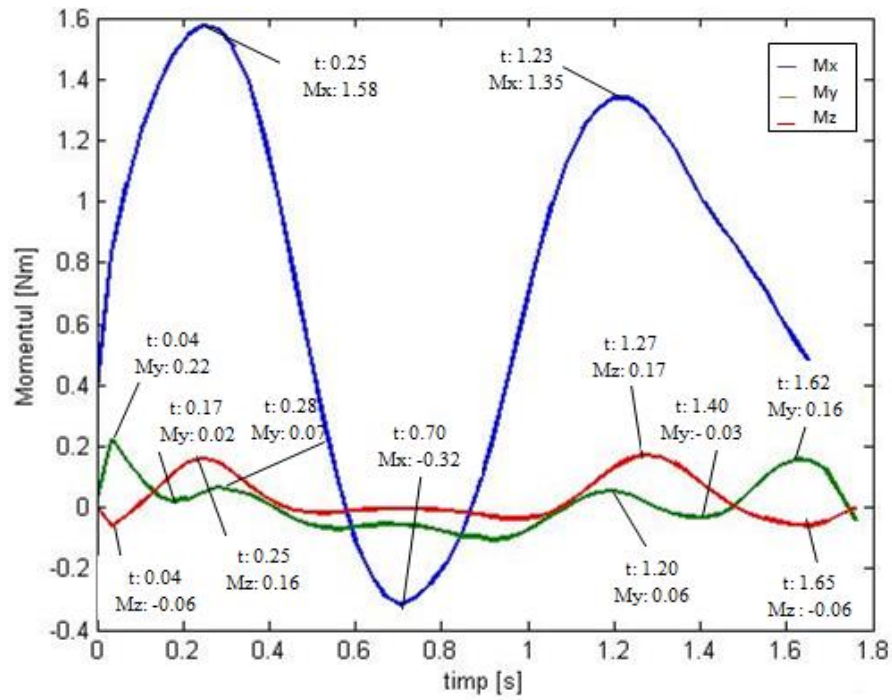


Fig. 7. Componentele momentului în articulația cotului

Influența discretizării asupra analizei numerice a osului ulna

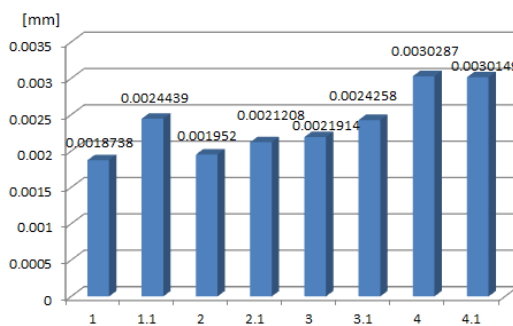


Fig. 1. Deplasarea pe axa X

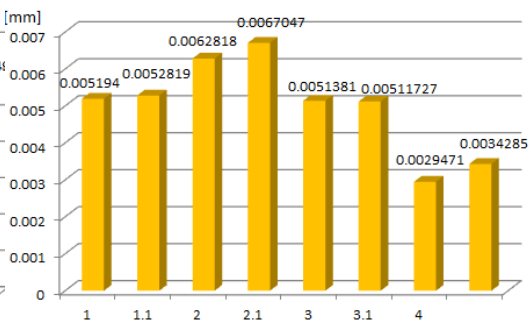


Fig. 2. Deplasarea pe axa Y

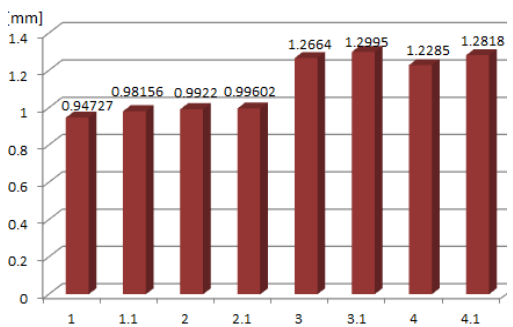


Fig. 3. Deplasarea pe axa Z

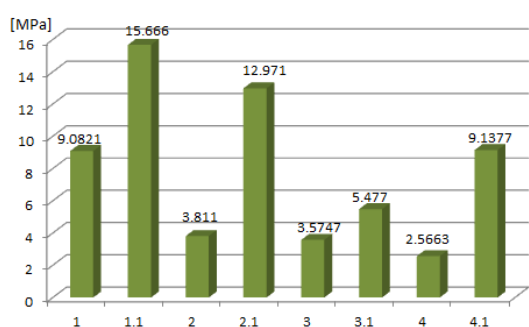


Fig. 4. Tensiunea normală pe axa X

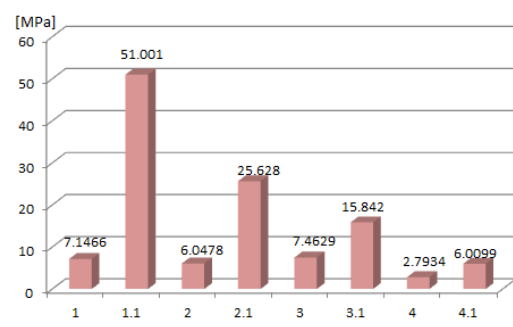


Fig. 5. Tensiunea normală pe axa Y

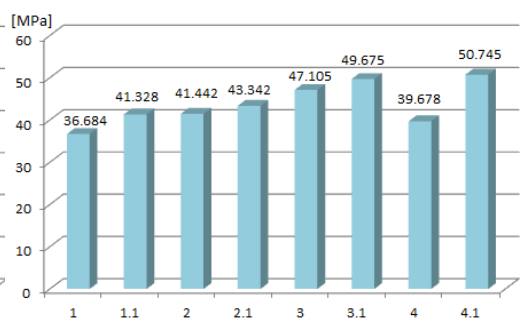


Fig. 6. Tensiunea normală pe axa Z

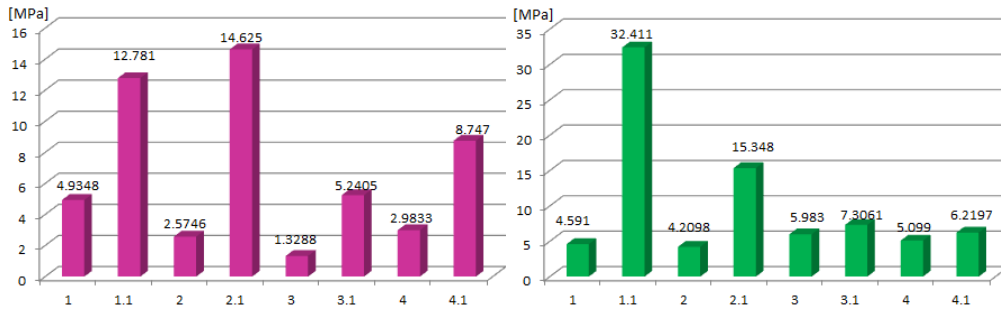


Fig. 7. Tensiunea de forfecare în planul XY

Fig. 8. Tensiunea de forfecare în planul YZ

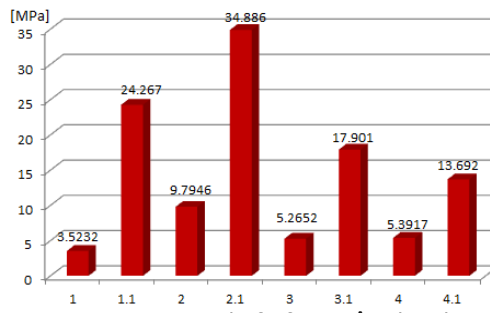


Fig. 9. Tensiunea de forfecare în planul XZ

Studiul comparativ al comportamentului biomecanic (prin analiză numerică) al unor sisteme de stabilizare convenționale, în funcție de forma plăcuțelor de osteosinteză, modul de fixare al șuruburilor pe structura osoasă și tipul fracturii

Deplasările direcționale înregistrate în plăcuțele convenționale de osteosinteză

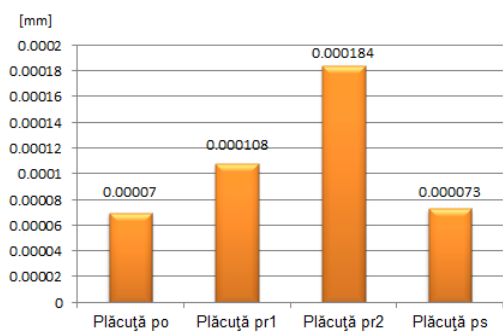


Fig. 1. Deplasările pe axa X

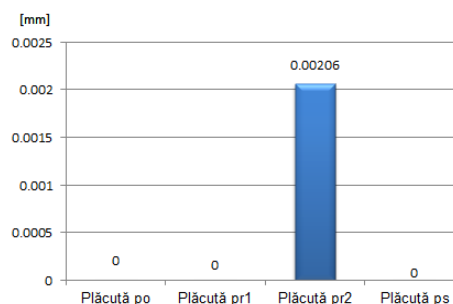


Fig. 2. Deplasările pe axa Y

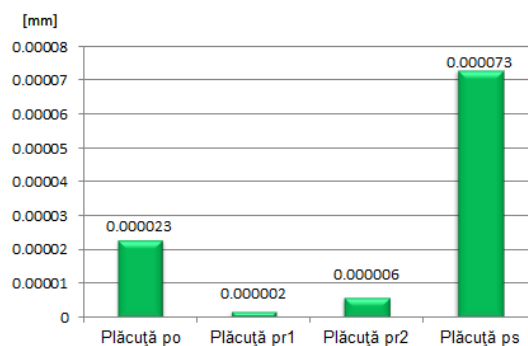


Fig. 3. Deplasările pe axa Z

Deplasările direcționale înregistrate de plăcuța po fixată pe osul radius în diferite moduri

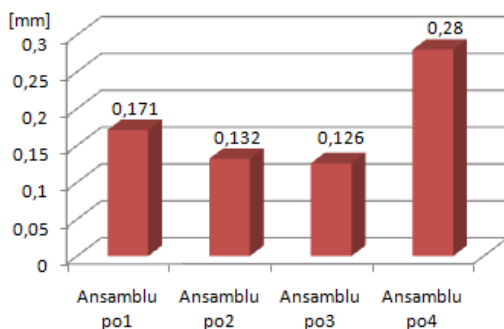


Fig. 4. Deplasările pe axa X

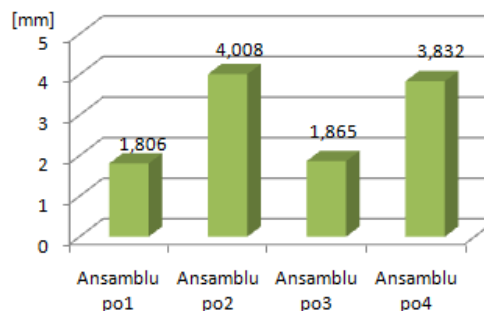


Fig. 5. Deplasările pe axa Y

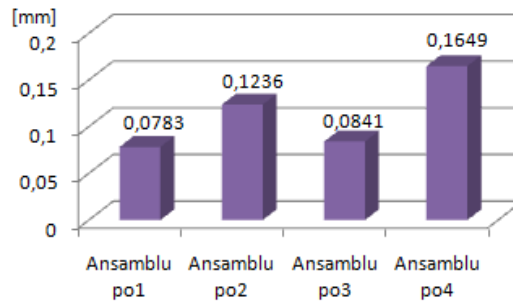


Fig. 6. Deplasările pe axa Z

Tensiunile înregistrate în plăcuța po fixată pe osul radius în diferite moduri

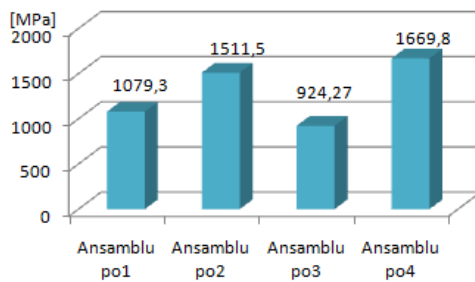


Fig. 7. Tensiunile normale pe direcția axei X

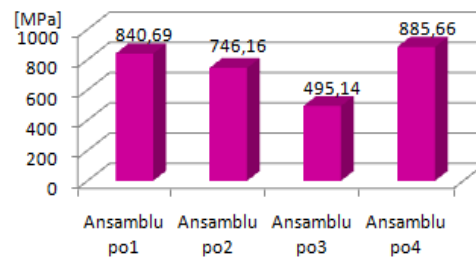


Fig. 8. Tensiunile la forfecare în planul XY

Deplasările direcționale înregistrate de sistemul po1, în funcție de tipul fracturii și solicitare

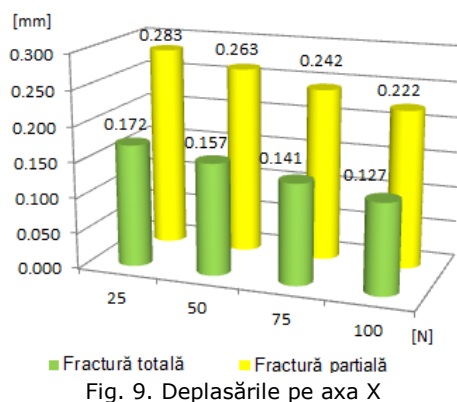


Fig. 9. Deplasările pe axa X

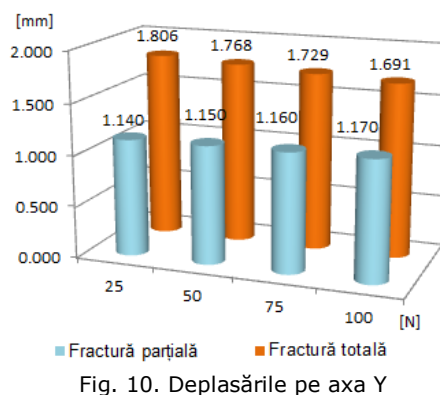


Fig. 10. Deplasările pe axa Y

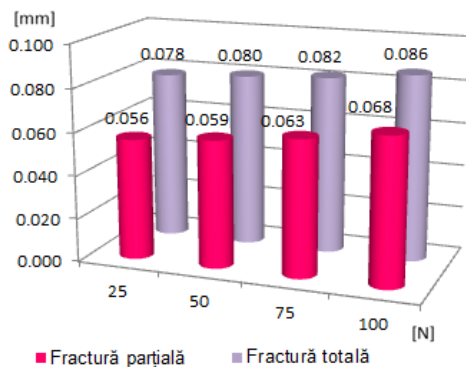


Fig. 11. Deplasările pe axa Z

Tensiunile înregistrate în sistemul po1, în funcție de tipul fracturii și solicitare

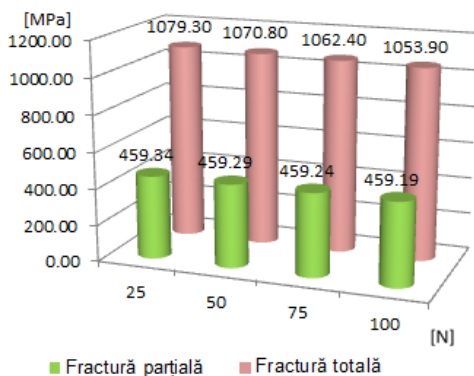


Fig. 12. Tensiunile normale pe direcția axei X

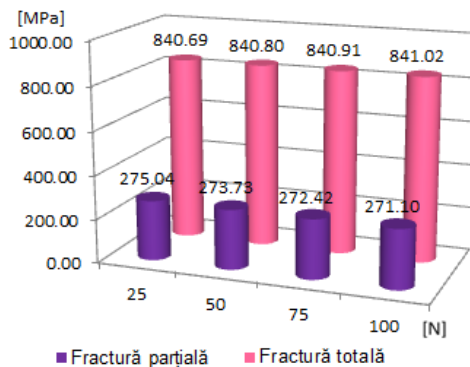


Fig. 13. Tensiunile la forfecare în planul XY

Anexa 4.1.

Analiza comportamentului biomecanic al protezei totale de cot în intervalul funcțional de mișcare (30°-130°) al articulației cotului pentru diferite încărcări

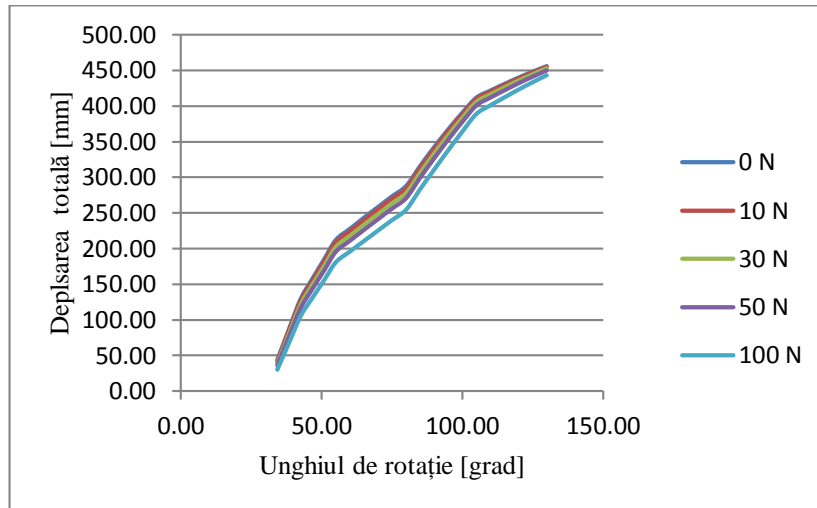


Fig. 1. Deplasările totale

Tabelul 1. Rezultatele deplasărilor totale

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	43.42	41.85	38.87	36.06	29.73
0.17	38.33	86.95	84.73	80.48	76.47	67.35
0.25	42.50	129.46	126.75	121.52	116.55	105.12
0.33	46.67	157.70	154.74	149.01	143.51	130.75
0.42	50.83	184.82	181.63	175.43	169.44	155.45
0.50	55.00	212.07	208.72	202.15	195.77	180.68
0.60	60.00	227.52	224.16	217.57	211.12	195.77
0.70	65.00	243.21	239.79	233.03	226.40	210.50
0.80	70.00	258.28	254.87	248.09	241.41	225.26
0.90	75.00	273.28	269.87	263.08	256.35	239.96
1.00	80.00	287.76	284.40	277.67	270.97	254.50
1.10	85.00	315.90	312.70	306.24	299.73	283.44
1.20	90.00	342.45	339.43	333.29	327.02	311.04
1.30	95.00	367.30	364.58	358.98	353.21	338.16
1.40	100.00	390.53	388.15	383.22	378.07	364.36
1.50	105.00	411.73	409.72	405.53	401.11	389.06
1.60	110.00	421.66	419.87	416.13	412.16	401.23

1.70	115.00	430.95	429.34	425.97	422.36	412.33
1.80	120.00	439.85	438.44	435.46	432.27	423.29
1.90	125.00	448.10	446.88	444.29	441.50	433.58
2.00	130.00	455.89	454.85	452.64	450.26	443.42

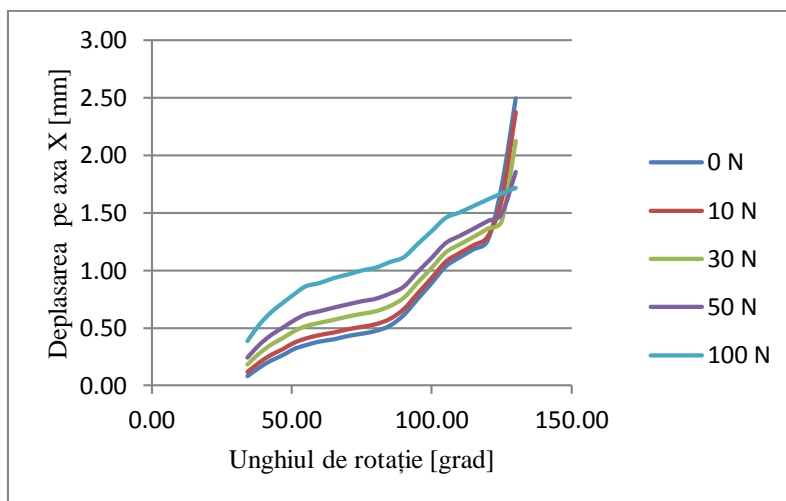


Fig. 2. Deplasările pe axa X

Tabelul 2. Rezultatele deplasărilor pe axa X

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	0.08	0.12	0.18	0.24	0.39
0.17	38.33	0.15	0.20	0.28	0.35	0.53
0.25	42.50	0.22	0.26	0.35	0.44	0.63
0.33	46.67	0.26	0.31	0.41	0.50	0.71
0.42	50.83	0.32	0.37	0.47	0.57	0.79
0.50	55.00	0.35	0.41	0.51	0.62	0.86
0.60	60.00	0.38	0.44	0.54	0.65	0.89
0.70	65.00	0.40	0.46	0.57	0.68	0.93
0.80	70.00	0.43	0.49	0.60	0.71	0.96
0.90	75.00	0.45	0.51	0.62	0.73	1.00
1.00	80.00	0.47	0.53	0.64	0.76	1.02
1.10	85.00	0.52	0.58	0.69	0.80	1.07
1.20	90.00	0.61	0.66	0.76	0.86	1.12
1.30	95.00	0.75	0.80	0.89	0.99	1.23
1.40	100.00	0.89	0.93	1.02	1.11	1.34
1.50	105.00	1.04	1.08	1.16	1.24	1.46
1.60	110.00	1.11	1.15	1.23	1.30	1.51
1.70	115.00	1.19	1.22	1.29	1.37	1.56
1.80	120.00	1.26	1.29	1.36	1.43	1.62
1.90	125.00	1.74	1.61	1.43	1.49	1.67
2.00	130.00	2.50	2.38	2.12	1.86	1.72

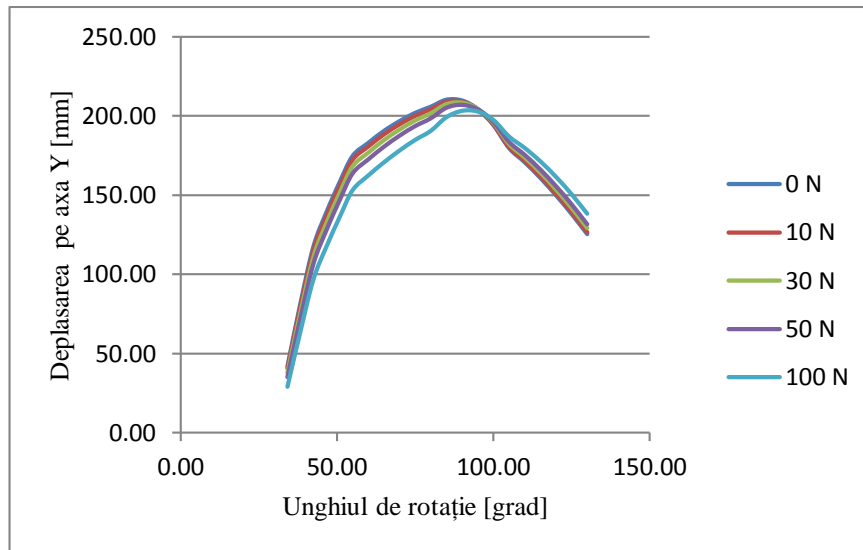


Fig. 3. Deplasările pe axa Y

Tabelul 3. Rezultatele deplasărilor pe axa Y

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	41.97	40.48	37.64	34.96	28.87
0.17	38.33	81.85	79.85	76.00	72.33	63.94
0.25	42.50	117.67	115.40	111.00	106.76	96.86
0.33	46.67	139.32	137.01	132.47	128.05	117.60
0.42	50.83	158.04	155.74	151.20	146.73	135.99
0.50	55.00	174.66	172.48	168.11	163.77	153.09
0.60	60.00	182.88	180.84	176.72	172.62	162.39
0.70	65.00	190.42	188.50	184.59	180.62	170.66
0.80	70.00	196.61	194.87	191.30	187.63	178.18
0.90	75.00	201.82	200.26	197.04	193.69	184.89
1.00	80.00	205.73	204.39	201.59	198.62	190.63
1.10	85.00	210.12	209.26	207.38	205.29	199.26
1.20	90.00	209.61	209.23	208.29	207.13	203.26
1.30	95.00	204.28	204.37	204.41	204.24	202.83
1.40	100.00	194.20	194.72	195.66	196.43	197.51
1.50	105.00	179.67	180.52	182.17	183.72	187.04
1.60	110.00	170.74	171.73	173.67	175.54	179.81
1.70	115.00	160.86	161.94	164.12	166.26	171.38
1.80	120.00	149.91	151.07	153.41	155.76	161.58
1.90	125.00	138.13	139.33	141.77	144.25	150.57
2.00	130.00	125.39	126.59	129.07	131.61	138.24

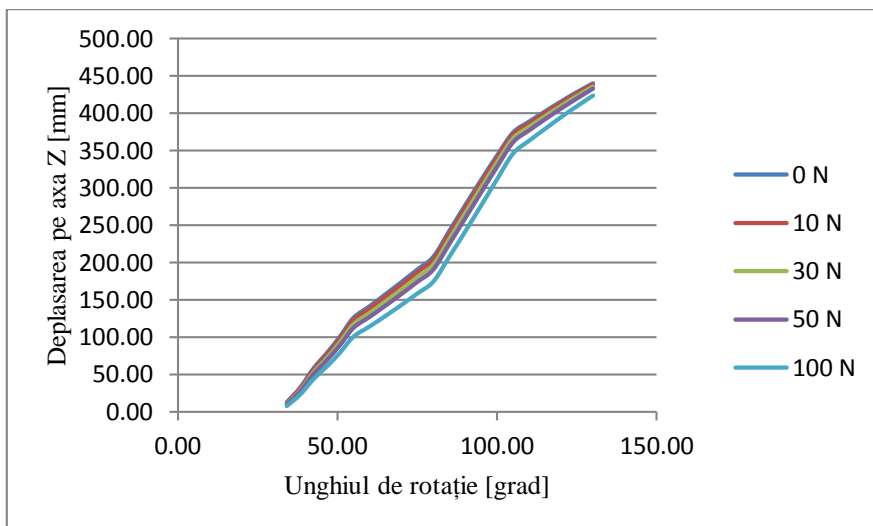


Fig. 4. Deplasările pe axa Z

Tabelul 4. Rezultatele deplasărilor pe axa Z

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	12.44	11.88	10.84	9.88	7.83
0.17	38.33	31.98	30.91	28.89	27.03	23.01
0.25	42.50	57.77	56.11	52.99	50.09	43.71
0.33	46.67	78.36	76.31	72.41	68.77	60.68
0.42	50.83	100.83	98.38	93.70	89.29	79.40
0.50	55.00	125.71	122.89	117.46	112.29	100.57
0.60	60.00	141.03	138.07	132.32	126.82	114.22
0.70	65.00	157.24	154.07	147.92	142.00	128.33
0.80	70.00	173.61	170.32	163.88	157.65	143.12
0.90	75.00	190.51	187.09	180.39	173.87	158.50
1.00	80.00	207.52	204.03	197.15	190.40	174.35
1.10	85.00	242.19	238.66	231.61	224.62	207.60
1.20	90.00	276.85	273.36	266.30	259.21	241.54
1.30	95.00	310.83	307.54	300.84	294.00	276.54
1.40	100.00	343.70	340.73	334.63	328.32	311.77
1.50	105.00	374.46	371.91	366.62	361.06	346.11
1.60	110.00	389.02	386.74	381.97	376.94	363.21
1.70	115.00	402.72	400.67	396.35	391.76	379.09
1.80	120.00	416.06	414.16	410.20	406.14	394.75
1.90	125.00	428.63	426.97	423.48	419.73	409.49
2.00	130.00	440.42	439.02	436.05	432.84	423.69

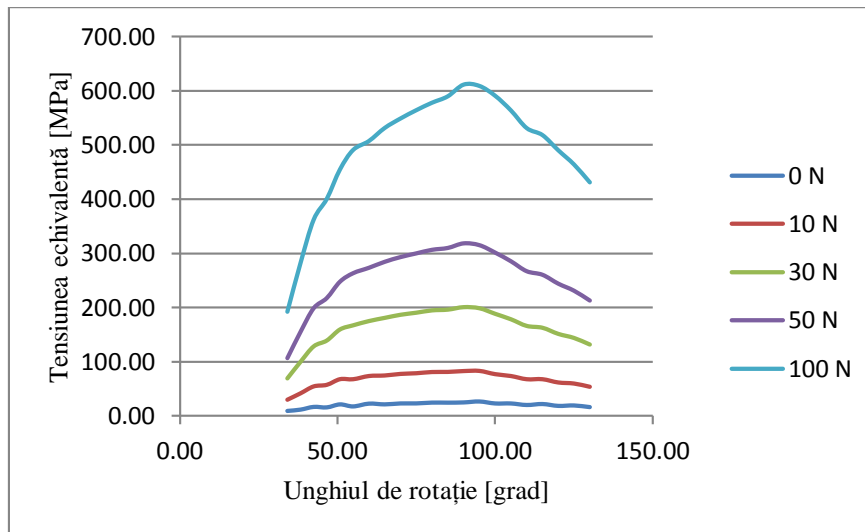


Fig. 5. Tensiunile echivalente

Tabelul 5. Rezultatele tensiunilor echivalente

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	8.79	29.30	68.74	106.21	192.28
0.17	38.33	11.23	41.33	99.35	154.64	282.18
0.25	42.50	16.35	54.30	127.84	198.31	362.14
0.33	46.67	15.45	57.32	138.74	217.15	400.69
0.42	50.83	21.12	67.88	159.12	247.34	454.93
0.50	55.00	17.30	67.83	166.81	262.98	490.91
0.60	60.00	22.50	73.82	174.65	272.99	507.40
0.70	65.00	21.15	74.83	180.58	283.99	531.53
0.80	70.00	22.90	77.82	186.27	292.73	548.97
0.90	75.00	22.94	79.03	190.13	299.55	564.32
1.00	80.00	24.46	81.37	194.41	306.15	578.13
1.10	85.00	24.37	81.56	195.80	309.61	589.99
1.20	90.00	24.81	83.16	200.39	318.05	611.54
1.30	95.00	26.55	83.44	198.42	314.77	609.16
1.40	100.00	22.87	77.36	188.12	301.06	590.99
1.50	105.00	22.84	73.82	177.99	285.03	563.93
1.60	110.00	19.99	67.82	165.74	266.66	531.31
1.70	115.00	21.78	67.81	162.29	260.06	518.36
1.80	120.00	18.28	61.69	151.01	243.70	490.34
1.90	125.00	19.08	59.70	143.45	230.63	464.10
2.00	130.00	15.96	53.61	131.35	212.50	431.13

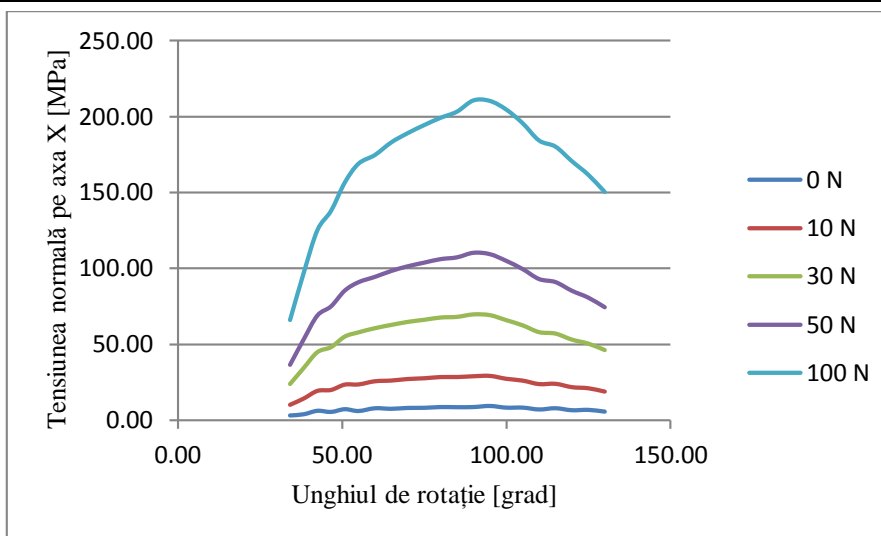


Fig. 6. Tensiunile normale pe axa X

Tabelul 6. Rezultatele tensiunilor normale pe axa X

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	3.11	10.17	23.73	36.59	66.08
0.17	38.33	3.90	14.30	34.32	53.35	97.10
0.25	42.50	6.21	19.36	44.77	69.05	125.23
0.33	46.67	5.47	19.97	48.10	75.10	137.98
0.42	50.83	7.27	23.49	55.05	85.45	156.55
0.50	55.00	6.07	23.60	57.84	90.97	168.97
0.60	60.00	7.89	25.70	60.59	94.48	174.70
0.70	65.00	7.53	26.17	62.76	98.39	183.04
0.80	70.00	8.11	27.19	64.75	101.45	189.11
0.90	75.00	8.18	27.67	66.14	103.86	194.40
1.00	80.00	8.67	28.47	67.64	106.18	199.20
1.10	85.00	8.60	28.49	68.09	107.35	203.26
1.20	90.00	8.68	29.01	69.71	110.36	210.65
1.30	95.00	9.41	29.25	69.22	109.46	210.34
1.40	100.00	8.29	27.34	65.91	105.05	204.64
1.50	105.00	8.31	26.14	62.48	99.64	195.64
1.60	110.00	7.08	23.82	57.99	93.06	184.27
1.70	115.00	7.90	24.03	57.04	91.06	180.22
1.80	120.00	6.58	21.81	53.05	85.34	170.62
1.90	125.00	6.83	21.09	50.41	80.82	161.67
2.00	130.00	5.66	18.89	46.15	74.50	150.36

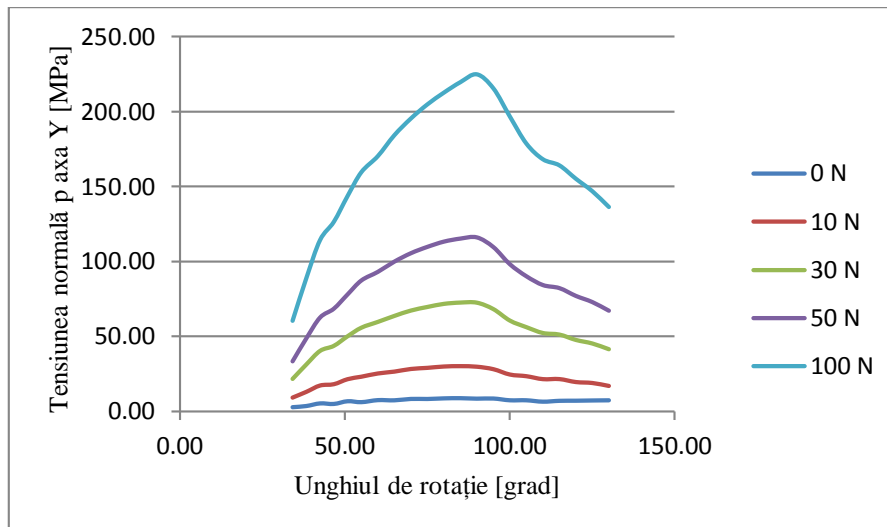


Fig. 7. Tensiunile normale pe axa Y

Tabelul 7. Rezultatele tensiunilor normale pe axa Y

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	2.77	9.23	21.64	33.43	60.53
0.17	38.33	3.54	13.01	31.29	48.71	88.94
0.25	42.50	5.23	17.20	40.37	62.59	114.36
0.33	46.67	4.88	18.07	43.73	68.46	126.51
0.42	50.83	6.63	21.37	50.14	77.99	143.73
0.50	55.00	6.04	23.01	55.85	87.25	159.60
0.60	60.00	7.35	25.14	59.73	92.99	170.32
0.70	65.00	7.23	26.37	63.72	99.80	184.26
0.80	70.00	8.12	28.12	67.32	105.40	195.38
0.90	75.00	8.10	28.85	69.70	109.62	204.79
1.00	80.00	8.50	29.74	71.78	113.11	212.63
1.10	85.00	8.62	29.97	72.65	115.14	219.63
1.20	90.00	8.31	29.61	72.58	115.94	224.86
1.30	95.00	8.39	27.97	68.28	109.49	215.51
1.40	100.00	7.26	24.45	60.63	98.10	196.74
1.50	105.00	7.25	23.34	56.23	90.07	178.70
1.60	110.00	6.35	21.41	52.32	84.22	168.24
1.70	115.00	6.91	21.44	51.27	82.18	164.17
1.80	120.00	6.97	19.49	47.70	76.99	155.24
1.90	125.00	7.14	18.86	45.31	72.86	146.89
2.00	130.00	7.23	16.92	41.48	67.12	136.41

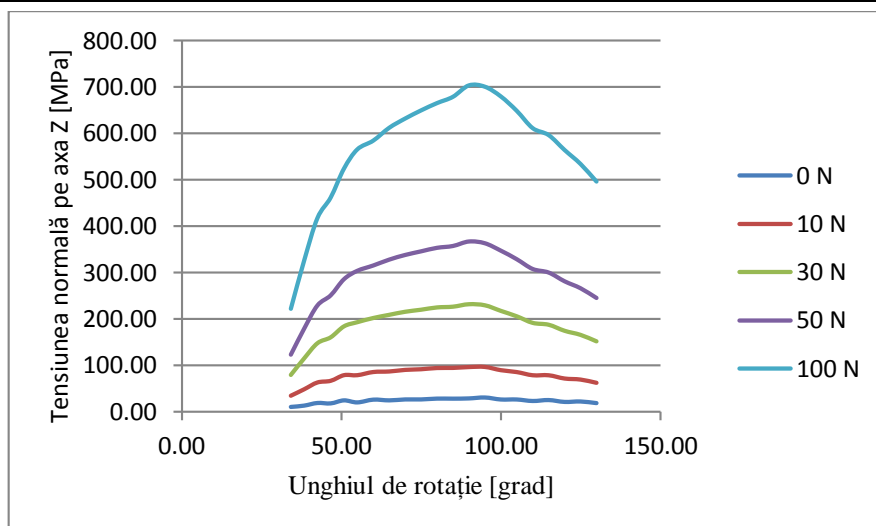


Fig. 8. Tensiunile normale pe axa Z

Tabelul 8. Rezultatele tensiunilor normale pe axa X

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	10.13	33.84	79.42	122.72	222.15
0.17	38.33	12.97	47.76	114.80	178.66	325.84
0.25	42.50	18.71	62.59	147.53	228.87	417.74
0.33	46.67	17.82	66.20	160.23	250.73	462.23
0.42	50.83	24.40	78.43	183.78	285.54	524.57
0.50	55.00	19.97	78.35	192.63	303.54	565.87
0.60	60.00	25.96	85.25	201.65	315.05	584.75
0.70	65.00	24.38	86.40	208.46	327.69	612.41
0.80	70.00	26.40	89.83	215.01	337.74	632.37
0.90	75.00	26.44	91.23	219.45	345.58	649.96
1.00	80.00	28.20	93.93	224.38	353.17	665.73
1.10	85.00	28.11	94.16	225.99	357.15	679.31
1.20	90.00	28.63	96.01	231.26	366.82	703.93
1.30	95.00	30.61	96.30	228.95	362.99	701.08
1.40	100.00	26.31	89.23	217.00	347.11	680.14
1.50	105.00	26.27	85.13	205.29	328.62	649.05
1.60	110.00	23.04	78.26	191.22	307.52	611.71
1.70	115.00	25.06	78.19	187.18	299.83	596.73
1.80	120.00	21.04	71.15	174.18	281.00	564.58
1.90	125.00	21.97	68.86	165.46	265.94	534.44
2.00	130.00	18.39	61.84	151.51	245.03	496.56

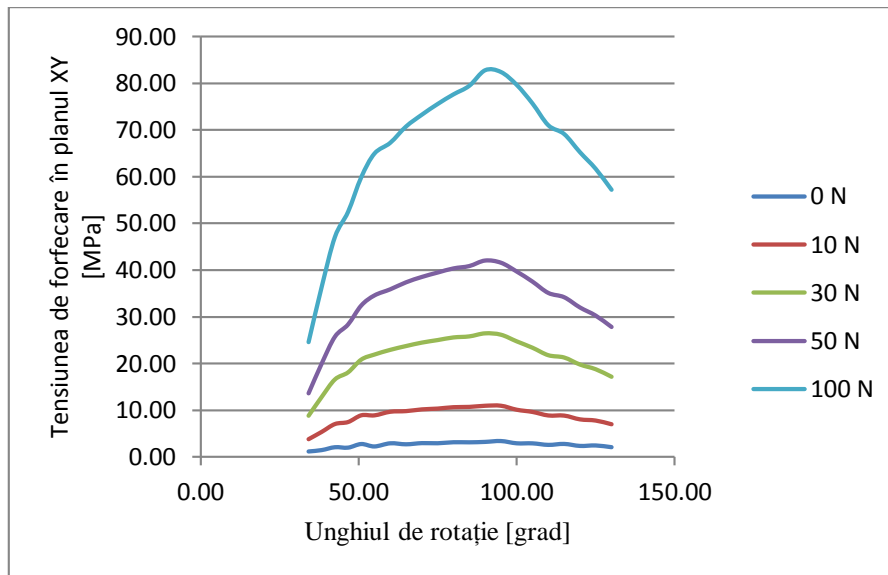


Fig. 9. Tensiunile la forfecare în planul XY

Tabelul 9. Rezultatele tensiunilor la forfecare în planul XY

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	1.11	3.75	8.80	13.60	24.56
0.17	38.33	1.42	5.33	12.84	19.99	36.43
0.25	42.50	2.06	7.01	16.57	25.72	47.07
0.33	46.67	1.97	7.44	18.09	28.35	52.46
0.42	50.83	2.78	8.88	20.81	32.41	59.88
0.50	55.00	2.23	8.87	21.89	34.56	64.94
0.60	60.00	2.94	9.65	22.90	35.86	67.24
0.70	65.00	2.72	9.78	23.72	37.37	70.73
0.80	70.00	2.97	10.16	24.45	38.52	73.26
0.90	75.00	2.95	10.33	24.99	39.46	75.55
1.00	80.00	3.18	10.63	25.55	40.34	77.61
1.10	85.00	3.16	10.69	25.78	40.85	79.44
1.20	90.00	3.25	10.94	26.43	42.03	82.77
1.30	95.00	3.44	10.94	26.14	41.56	82.40
1.40	100.00	2.94	10.08	24.72	39.68	79.65
1.50	105.00	2.92	9.60	23.35	37.51	75.65
1.60	110.00	2.58	8.85	21.75	35.09	70.99
1.70	115.00	2.80	8.82	21.26	34.17	69.12
1.80	120.00	2.35	8.01	19.76	31.98	65.23
1.90	125.00	2.46	7.76	18.75	30.23	61.65
2.00	130.00	2.07	6.96	17.14	27.80	57.18

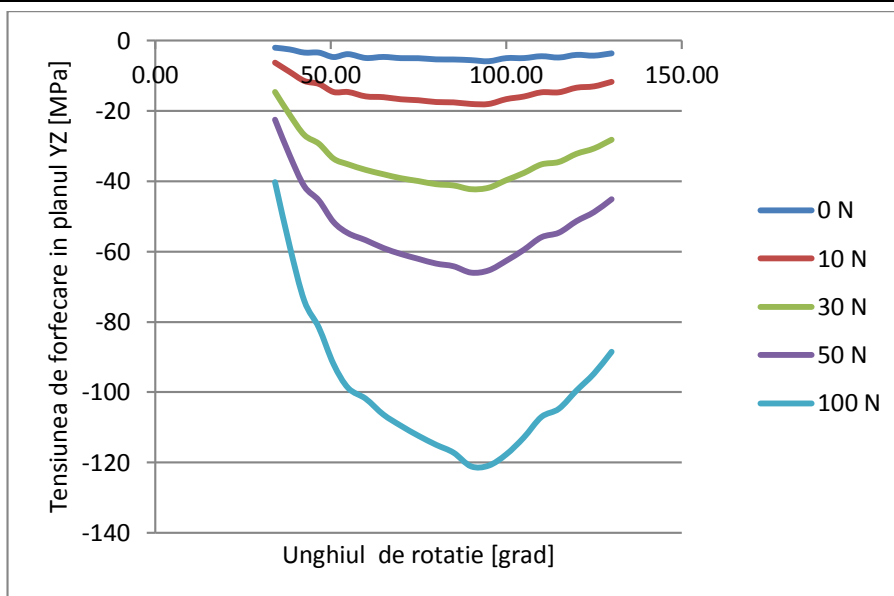


Fig. 10. Tensiunile la forfecare în planul YZ

Tabelul 10. Rezultatele tensiunilor la forfecare în planul YZ

Timp [s]	Unghi de rotație [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	-1.99	-6.3028	-14.641	-22.485	-40.219
0.17	38.33	-2.4802	-8.9014	-21.134	-32.612	-58.426
0.25	42.50	-3.3639	-11.456	-26.892	-41.389	-73.99
0.33	46.67	-3.382	-12.314	-29.387	-45.46	-81.667
0.42	50.83	-4.6264	-14.581	-33.631	-51.582	-92.026
0.50	55.00	-3.807	-14.583	-35.25	-54.767	-98.83
0.60	60.00	-4.8887	-15.815	-36.827	-56.736	-101.88
0.70	65.00	-4.5891	-16.029	-38.056	-58.948	-106.36
0.80	70.00	-4.937	-16.63	-39.196	-60.66	-109.56
0.90	75.00	-4.9482	-16.899	-40.012	-62.048	-112.41
1.00	80.00	-5.2827	-17.403	-40.901	-63.373	-114.96
1.10	85.00	-5.3078	-17.499	-41.262	-64.148	-117.22
1.20	90.00	-5.5028	-17.946	-42.326	-65.955	-121.12
1.30	95.00	-5.8013	-17.949	-41.901	-65.315	-120.9
1.40	100.00	-4.9263	-16.592	-39.75	-62.592	-117.71
1.50	105.00	-4.9219	-15.853	-37.709	-59.471	-112.91
1.60	110.00	-4.3909	-14.667	-35.274	-55.899	-107.06
1.70	115.00	-4.758	-14.655	-34.567	-54.595	-104.72
1.80	120.00	-4.0114	-13.364	-32.244	-51.321	-99.543
1.90	125.00	-4.2234	-12.984	-30.724	-48.736	-94.696
2.00	130.00	-3.5799	-11.715	-28.24	-45.091	-88.502

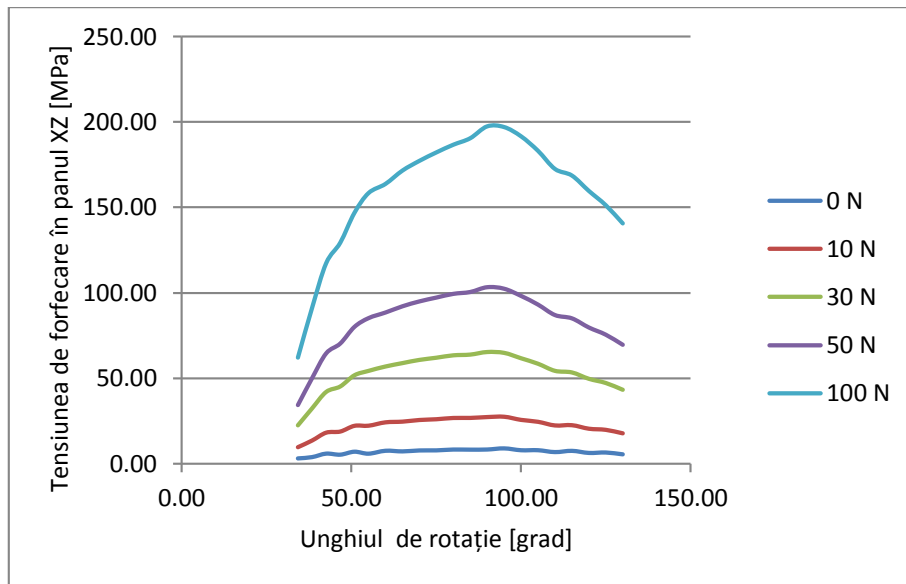


Fig. 11. Tensiunile la forfecare în planul XZ

Tabelul 11. Rezultatele tensiunilor la forfecare în planul XZ

Time [s]	Rotation angle [grad]	0 N [mm]	10 N [mm]	30 N [mm]	50 N [mm]	100 N [mm]
0.08	34.17	2.91	9.54	22.28	34.36	62.07
0.17	38.33	3.66	13.41	32.19	50.04	91.10
0.25	42.50	5.70	18.02	41.84	64.60	117.32
0.33	46.67	5.10	18.69	45.05	70.37	129.36
0.42	50.83	6.83	22.02	51.58	80.08	146.78
0.50	55.00	5.67	22.09	54.17	85.22	158.40
0.60	60.00	7.38	24.05	56.74	88.50	163.76
0.70	65.00	7.01	24.46	58.74	92.14	171.56
0.80	70.00	7.57	25.42	60.60	95.00	177.24
0.90	75.00	7.61	25.86	61.89	97.24	182.19
1.00	80.00	8.09	26.61	63.29	99.41	186.69
1.10	85.00	8.02	26.64	63.72	100.51	190.50
1.20	90.00	8.12	27.13	65.23	103.32	197.45
1.30	95.00	8.77	27.33	64.73	102.43	197.05
1.40	100.00	7.69	25.49	61.57	98.23	191.62
1.50	105.00	7.70	24.36	58.35	93.14	183.13
1.60	110.00	6.61	22.25	54.20	87.03	172.52
1.70	115.00	7.32	22.39	53.26	85.09	168.65
1.80	120.00	6.11	20.34	49.54	79.75	159.65
1.90	125.00	6.35	19.67	47.08	75.52	151.26
2.00	130.00	5.28	17.64	43.11	69.62	140.65

BIBLIOGRAFIE

- (AAOS, 2012) – AAOS. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Fractures, <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=a00097>, accesat 19.05.2012.
- (Acklin et al., 2009) – Acklin P., Jenni R., Walliser M. et al. Minimal Invasive PHILOS Plate Osteosynthesis in Proximal Humeral Fractures. *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.* 2009, vol. 35, pp. 35-39.
- (Active surgical, 2013) – Active surgical, Bone Plates, <http://www.indiamart.com/active-surgical/bone-plates.html>, accesat în 12.04.2013.
- (Acumed, 2006) – Mayo Clinic, Congruent Radial Head Plate, Acumed, 2006.
- (Acumed, 2007) – Acumed, Anatomic radial head system, 2007.
- (Acumed, 2012) – ACUMED. Elbow Plating System. Elbow Plating System Brochure, http://www.acumed.net/sites/default/files/literature/brochure-surgical-technique/ELB10-00-A_ElbowPlatingSystem_Brochure.pdf, 2012.
- (Ahmada et al., 2007) – Ahmada M., Nandaa R., Bajwaa A.S., Candal-Coutoa J., Greenb S., Huia A.C., Biomechanical testing of the locking compression plate: When does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury*, 38(3), 2007, pp. 358–364.
- (Akpinar, 2011) – Akpinar F., Saka G., Kucukdurmaz F., Kurtulmuş T., Ozer C., Bakir U., A newly designed intramedullary nail for forearm fractures in adults, 12th European Congress on Trauma & Emergency Surgery – ESTES, Milan, Italia, 2011, pp. 129-132.
- (Amis et al., 1980) – Amis A. A., Dowson D., Wright V., Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions, *Journal of Biomechanics* vol. 13, nr. 9, 1980, pp.765–775.
- (Amis, 2011) – Amis A.A., *Biomechanics of the Elbow*, cap. 3 în Stanley D., Trail I. *Operative Elbow Surgery*, Elsevier, 2011.
- (An & Draughn, 2000) – An Y.H., Draughn R.A., *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*, CRC Press LLC, 2000.
- (An, 2005) – An K.-N., Kinematics and constraint of total elbow arthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, vol. 14, nr. 1, 2005, pp. 168–173.
- (An, 2009) – An K.-N., Zobitz M. E., Morrey B. F., *Biomechanics of the Elbow*, cap. 3 în Morrey B.F., Sanchez-Sotelo J., *The Elbow and Its Disorders*, 4th Edition, Saunders Elsevier , 2009.
- (Anglin & Wyss, 2000) – Anglin C., Wyss U.P., Review of arm motion analyses, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, May , 2000, vol. 214, no. 5, pp. 541-555.
- (AO Foundation, 2013) – AO Foundation, Distal humerus fractures, https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARYdDRwN39yBTAYMvLwOLUA93I4MQE_2CbEdFAF3RnT4!/?segment=Distal&bone=Humerus&soloState=true&popupStyle=diagnosis&contentUrl=srg/popup/evidence_sum/13/13_summary.jsp, accesat 01.02.2013.
- (Aptus, 2009) – Aptus Radial Head Plates 2.0, 2009.
- (Ariel, 2012) – Ariel G., APAS Introduction, April 2012, www.arielnet.com/apas/introduction, accesat 15.08.2013.
- (ASIF, 2013) – Distal Humerus Fracture: ASIF Classification, The electronic text book of hand surgery, <http://www.eatonhand.com/clf/clf473.htm>, accesat 01.02.2013.
- (ASTM F2025, 2012) – ASTM F2025 - 06(2012) *Standard Practice for Gravimetric Measurement of Polymeric Components for Wear Assessment*.

- (ASTM F732, 2011) - ASTM F732 - 00(2011) *Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses*.
- (Baciu, 1980) - Baciu C., Aparatul locomotor (anatomie funcțională, biomecanică, semiologie clinică, diagnostic diferențial), Editura Medicală, 1980.
- (Bal and Rahaman, 2011) - Bal B.S., Rahaman M., The Rationale for Silicon Nitride Bearings in Orthopaedic Applications, în *Advances in Ceramics - Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment*, InTech 2011, <http://www.intechopen.com/books/advances-in-ceramics-electric-and-magnetic-ceramics-bioceramicsceramics-and-environment/the-rationale-for-silicon-nitride-bearings-in-orthopaedic-applications>, accesat 01.05.2013.
- (Bal and Rahaman, 2012) - Bal B.S., Rahaman M., Orthopedic applications of silicon nitride ceramics, *Acta Biomaterialia*, 2012 August, 8(8), pp. 2889-2898.
- (Bălănean, 2011) - **Bălănean F.**, Numerical analysis of some stabilization systems of radius fracture, Workshop-ul nr.1 Interdisciplinaritatea și Managementul Cercetării, Universitatea „Politehnica” din Timișoara, România, 24-25 noiembrie 2011, pp.Mec1-Mec2.
- (Bălănean, 2012) - **Bălănean F.**, „Comparative numerical analysis of some intramedullary humeral nails”, Workshop-ul nr.2, Interdisciplinaritatea și Managementul Cercetării în Studiile Doctorale, Universitatea din Oradea, România, 7-8 iunie 2012
- (Bălănean et al., 2013) - **Bălănean F.**, Toth-Tașcău M., Rusu L., Motion Analysis of the Upper Limb Simulating a Daily Task using Apas Measuring System, 13th International Conference „Research and Development in Mechanical Industry” RaDMI 2013, 12 - 15. September 2013, Kopaonik, Serbia, vol. 2, pp. 742-746.
- (Beaty & Kasser, 2009) - Beaty J.H., Kasser J.R., *Rockwood and Wilkins' Fractures in Children*, 7th edition, Erickson M., Frick S., cap. 11. Fracture of the proximal radius and ulna, Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2009.
- (Benhabib, 2003) - Benhabib B., Manufacturing-Design, Production, Automation and Integration, Marcel Dekker Inc., 2003.
- (Benjamin & Shiel Jr., 2011) - Benjamin W.B., Shiel Jr. W.C., Fracture. MedicineNet.com, <http://www.medicinenet.com/fracture/article.htm>, postat 7/27/2011, accesat 03.02.2013.
- (Bergman, 2012) - Bergman R., Anatomy Atlases. Anatomy of First Aid: A Case Study Approach, <http://www.anatomyatlases.org/firstaid/ThighInjury.shtml>, accesat 25.01.2012.
- (Berli et al., 2009) - Berli M., Campana D., Ubal S., Di Paolo J., Lubrication model of a knee prosthesis, with non Newtonian fluid and porous rough material, *Latin American Applied Research*, 39, 2009.
- (Biomet, 2002) - Biomet Orthopedics. Discovery Elbow System. Surgical Technique Brochure, 2002.
- (Biomet, 2003) - Biomet, iBP - Instrumented Bone Preserving Elbow System, Surgical Technique, 2003.
- (Biomet, 2007) - Biomet Orthopedics, Discovery Elbow System, product Brochure, 2007.
- (Biomet, 2008) - Biomet Orthopedics, Inc., Explor Modular radial head, Surgical Technique, 2008.
- (Biomet, 2013) - Biomet, Elbow Pain / Elbow Replacement Products, Explor Nodular Radial Head, http://www.biomet.com/patients/explor_elbow.cfm, accesat 13.01.2013.

- (Biryukova et al., 2000) - Biryukova E.V, Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M., Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings, *Journal of Biomechanics*, 2000, 33(8), pp. 985-995.
- (Boisvert et al., 2008) - Boisvert J., Cheriet F., Pennec X., Labelle H., Ayache N., 'Articulated spine models for 3-D reconstruction from partial radiographic data, *IEEE T BIO-MED ENG*, 2008, vol. 55, nr. 11, pp. 2565-2574.
- (Bone and Spine, 2012) - Bone and Spine, What Is Traction And Its Uses?, <http://boneandspine.com/traction-aids-appliances/what-is-traction-and-its-uses/>, accesat 19.05.2012.
- (Bone fracture, 2012) - Bone fracture, From Wikipedia, the free encyclopedia, http://en.wikipedia.org/wiki/Bone_fracture, accesat 20.05.2012.
- (Borgazi, 2011) - Borgazi E., Contribuții la studiul și tratamentul fracturilor articulației cotului, Teză de doctorat, Universitatea „Ovidius” Constanța, Facultatea de Medicină, Constanța, 2011.
- (Brabston et al., 2009) - E. W. Brabston III E. W., Warner Genuario J., Bell J.-E., Anatomy and physical examination of the elbow, *Operative Techniques in Orthopaedics*, 19, 2009, pp. 190-198.
- (Brown et al., 2004) - Brown D.P., Freeman E.D., Cuccurullo S., Freeman T.L., Elbow Disorders. Physical Medicine and Rehabilitation, editor Cuccurullo S., New York: Demos Medical Publishing, 2004.
- (Bucholz et al., 2005) - Bucholz R.W., Heckman J.D., Court-Brown C., Tornetta P., Koval K. J., *Rockwood & Green's Fractures in Adults*, 6th Edition, Robinson C.M., cap. 29, Fractures of the Distal Humerus, <http://ckyn.de/resources/Rockwood./HumerusDistal..pdf>, accesat în 01.02.2013, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- (Bugariu, 2012) - Bugariu D., Cercetări și contribuții în conceperea și realizarea protezelor de genunchi, teză doctorat, Universitatea Politehnica din Timișoara, 2012.
- (Calis-Germain, 2007) - Calis-Germain B., *Anatomy of Movement*, Revised Edition, Eastland Press, 2007.
- (Cedars-Sinai) - Cedars-Sinai, Elbow Arthroplasty - Prosthesis Types, <http://www.cedars-sinai.edu/Medical-Professionals/Imaging-Center/Musculoskeletal-Radiology/Exhibits-and-Presentations/Elbow-Arthroplasty/Elbow-Arthroplasty---Prosthesis-Types.aspx>, accesat 13.01.2013.
- (Celli, 2008) - Celli A., Anatomy and Biomechanics of the Elbow în Celli A., Celli L., Morrey F., B., *Treatment of Elbow Lesions: New Aspects in Diagnosis and Surgical Techniques*, Springer, 2008.
- (CEVSAR, 2009) - CEVSAR. Musculoskeletal Injuries, <http://cevsar.blogspot.ro/2009/02/musculoskeletal-injuries-fractures-any.html>, accesat 25.01.2012.
- (Chirilă, 2011) - Chirilă V., Tratatamentul chirurgical al fracturilor humerusului proximal, Teză de doctorat în medicină, Universitatea de Stat de Medicină și Farmacie „Nicolae Testemițanu” Chișinău, 2011.
- (Chumbley et al., 2000) - Chumbley E.M., O'Connor F.G., Nirschl R.P., Evaluation of Overuse Elbow Injuries, *American Family Physician*, 2000 Feb 1, 61(3), pp. 691-700.
- (Clockaerts, 2011) - Clockaerts S., Vanhees M. K. D., Van Glabbeek F., *Surgical Anatomy of the Elbow*, cap. 2 în Stanley D., Trail I. *Operative Elbow Surgery*, Elsevier, 2011.
- (Cook, 2012) - Cook C. E., *Orthopedic Manual Therapy: An Evidence-Based Approach*, Second Edition, Prentice Hall, 2012.

- (Cooney, 2008) - Cooney W.P., Radial head fractures and the role of radial head prosthetic replacement: Current update, *American Journal Orthop*, 2008, 37(8 suppl), pp. 21-25.
- (Cronier et al., 2010) - Cronier P., Pietu G., Dujardin C., Bigorre N., Ducellier F., Gerard R., The concept of locking plates, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, Volume 96, n 4S, 2010, pp. 17-36.
- (Cukovic et al., 2010) - Cukovic S., Devedzic G., Ivanovic L., Z. T. Lukovic Z. T., Subbura K., Development of 3D Kinematic Model of the Spine for Idiopathic Scoliosis Simulation, *Journal of Computer-Aided Design & Applications*, 2010, vol. 7, nr.1, pp. 153-161.
- (de Aza et al., 2002) - De Aza A.H., Chevalier J., Fantozzi G., Schehlb M., Torrecillas R., Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses, *Biomaterials*, 23 (2002), pp. 937-945.
- (DePuy Trauma, 2009) - DePuy Trauma, Versanail Humeral universal, Product rationale & surgical technique, 2009.
- (DePuy, 2004) - DePuy, Acclaim Total Elbow System, Surgical technique, 2004.
- (DJO -1, 2013) - DJO Global. Humeral Stabilizing System, <https://www.djoglobal.com/products/donjoy/humeral-stabilizing-system-hss>, accesat 04.02.2013.
- (DJO -2, 2013) DJO Global. X-Act ROM Elbow, <https://www.djoglobal.com/products/donjoy/x-act-rom-elbow>, accesat 04.02.2013.
- (Donegan & Bell, 2010) - Donegan R.P., Bell J.-E., Olecranon Fractures, *Operative Techniques in Orthopaedics*, March 2010, Volume 20, Issue 1, pp. 17-23.
- (Dounskaia et al., 1998) - Dounskaia N.V., Swinnen S.P., Walter C.B., Spaepen A.J., Verschueren S.M., Hierarchical control of different elbow-wrist coordination patterns, *Experimental Brain Research*, 1998, 121, pp. 239-254.
- (Dumontier, 2011) - Dumontier C., Clinical Examination of the Elbow, http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo77_dumontier/index_us.shtml accesat în 13.12.2011.
- (Dutta & Datta -1, 2008) - Dutta S.K., Datta D., Applied Orthopaedic Biomechanics, BI Publications Pvt Ltd, 2008.
- (Dutta & Datta, 2008) - Dutta S. K., Datta D., Biomechanics of bone screws în Applied Orthopaedic Biomechanics, BI Publications Pvt Ltd, New Delhi, 2008.
- (Egol et al., 2004) - Egol K.A., Kubiak E.N., Fulkerson E., Kummer F.J., Koval K.J., Biomechanics of locked plates and screws, *Journal of Orthopaedic Trauma*, 18(8), 2004, pp. 488-493.
- (Egol et al, 2010) - Egol K.A., Koval K.J., Zuckerman J.D., *Handbook of Fractures*, 4-th edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- (Evolve, 2004) - Evolve Radial Head Plate, Surgical Technique, 2004.
- (FDA, 2013) - FDA. Zimmer Nexel Total Elbow, 2013, http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf12/K123862.pdf, accesat 12.11.2013.
- (Feng & Mak, 1997) - Feng C.J., Mak A.F.T., Three-Dimensional Motion Analysis of the Voluntary Elbow Movement in Subjects with Spasticity, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 3, September 1997, pp. 253-262.
- (Fitoussi et al., 2006) - Fitoussi F., Diop A., Maurel N., Laassel el M., Pennecot G.F., Kinematic analysis of the upper limb: a useful tool in children with cerebral palsy, *Journal of Pediatric Orthopedy*, 2006, 15(4), pp. 247-56.
- (Fractura, 2012) - Fractura generalități, definiție, clasificare, simptomatologie, <http://www.referatele.com/referate/medicina/online5/Fractura-generalitati-Definitie-Clasificare-Simptomatologie-referatele-com.php>, accesat 09.01.2012.

- (Gautier & Sommer, 2003) – Gautier E., Sommer C., Guidelines for the clinical application of the LCP, *Injury*, nr. 34, Suppl 2, 2003, pp. 63-76.
- (Genius Ortho, 2012) - Genius Ortho Pvt. Ltd., Orthopedic plates, <http://www.indiamart.com/geniusortho/orthopedic-plates.html>, accesat în 01.11.2012.
- (Gilette, 2013) - Gilette M., Appendicular skeleton, <http://www.cram.com/cards/appendicular-skeleton-scapula-hand-2453613>, updatat în martie 2013, accesat în 15.09.2013.
- (Goodman et al., 2013) - Goodman S.B., Yao Z., Keeney M., Yang F., The future of biologic coatings for orthopaedic implants, *Biomaterials* (2013), <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2013.01.074>, accesat 03.05.2013.
- (Greiwe & Archdeacon, 2007) - Greiwe R.M., Archdeacon M.T., Locking plate technology: current concepts, *Journal of Knee Surgery*, 20(1), 2007, pp. 50-55.
- (Gschwend, 2002) - Gschwend N., Present state-of-the-art in elbow arthroplasty, *Acta Orthopædica Belgica*, Apr;68(2), 2002, pp. 100-17.
- (Hardik, 2012) - Hardik International, Orthopedic implants & instruments, <http://www.orthopedicequipments.com/plates-screws-27mm.html>, accesat în 10.02.2012.
- (Harvard Healthcare, 2013) - Harvard Healthcare Limited, Orthopaedic Wires and Pins, <http://www.harvardhealthcare.co.uk/orthopaedic-wires-and-pins>, accesat 08.05.2013.
- (Health Orthopedics, 2010) - Health Orthopedics, Suzhou Health Medical Appliance, Reconstruction Plate, <http://www.health-orthopedics.com/category/reconstruction-plate-5621-8b45/1>, accesat în 25.01.2012.
- (Heflet et al, 2003) - Heflet D. L., N. P. Haas N. P., Schatzker J., P. Matter P., R. Moser R, B. Hanson B., AO philosophy and principles of fracture management-its evolution and evaluation, *J Bone Joint Surg Am.* 85(2003) 1156-1160.
- (Heim, 2006) - Heim D., Mosheiff R., Gross T., Luria S., Sutter P-M, Weil Y., AO Foundation, Compression plate, https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/c1/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0os3hng7BARYdDRwN3Q1dDA08XN59Qz8AAQwMDA6B8JJK8haGFqYFngKezn7GT H1DahIBuP4_83FT9gtyIcgBttnJy/dl2/d1/L2dJOSEvUUt3QS9ZOnB3LzZfQzBWUUFMUEwRzFFMTBJREZMVUIRUDEwMDA!/?showPage=redfix&bone=Radius&segment=Shaft&classification=22-A1.2&treatment=&method=ORIF%20-%20Open%20reduction%20internal%20fixation&implantstype=Plates%20and%20screws&approach=&redfix_url=1285237970740, actualizat în 10.04.2006, accesat în 15.10.2012.
- (Hendry et al., 2010) - Hendry T. M., Chadderdon R., Bordman III N. D., Surgical Treatment of the elbow: Surgical options and Indications in Arthritis and Arthroplasty: The Hand, Wrist and Elbow edited by Chhabr A., Isaacs J. E., Saunders, Elsevier, 2010.
- (Hingtgen et al., 2006) - Hingtgen B., McGuire J.R., Wang M., Harris G.F., An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke, *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(4), pp. 681-688.
- (Hipp & Hayes, 2003) - Hipp J. A., Hayes W. C., Biomechanics of fractures in Browner B. D., Levine A. M., Jupiter J. B., Trafton P. G., Krettek C., Skeletal Trauma, Basic Science, Management and Reconstruction, third edition, Editat de Saunders, vol. 1, pp. 90-120, 2003.
- (Hoffmeister et al., 2000) – Hoffmeister B. K., Smith S. R., Handley S. M., Rho J.Y., Anisotropy of Young's modulus of human tibial cortical bone, *Medical & biological engineering & computing*, vol. 38, nr. 3, pp. 333-338.

- (Hsu et al., 2005) - Hsu T-L., Chiu F-Y., Chen C-M., Chen T-H., Treatment of nonunion of humeral shaft fracture with dynamic compression plate and cancellous bone graft, *Journal of the Chinese Medical Association*, Vol 68, No 2, February 2005, pp. 73-76.
- (Igna, 2012) - Igna C., *Principii și tehnici de tratament ortopedic*, Suport de curs medicină veterinară, <http://www.scribd.com/doc/28803936/ortopedia-veterinara>, accesat în 10.01.2012.
- (INEOS, 2009) - INEOS Olefins & Polymers USA, Typical Engineering Properties of High Density Polyethylene, 2009, <http://www.ineos.com/Global/Olefins%20and%20Polymers%20USA/Products/Technical%20information/Typical%20Engineering%20Properties%20of%20HDPE.pdf>, accesat 12.11.2013.
- (Instron, 2011) - Instron - Servohydraulic biaxial testing machine, <http://www.directindustry.com/prod/instron/servohydraulic-biaxial-testing-machines-18463-428514.html>, accesat în data de 9.05.2011.
- (Jazrawi et al., 2012) - Jazrawi L. M., Rokito A. S., Brizdell M. G., Zuckerman J. D., Biomechanics of the Elbow în Nordin M., Franke V. H., Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Forth Edition, Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- (Johnson & Pedowitz, 2007) - Johnson D.H., Pedowitz R.A., *Practical Orthopaedic Sports Medicine and Arthroscopy*, Wolters Kluwer Health, 2007.
- (Jones, 2013) - Jones T., Radial head fractures, Orthobullets, actualizat 03.02.2013 <http://www.orthobullets.com/trauma/1019/radial-head-fractures>, accesat 04.02.2013.
- (Kadoury & Paragios, 2009) - Kadoury S., Paragios N., "Surface/Volume-Based Articulated 3D Spine Inference through Markov Random Fields", in Proceedings of the 12th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention: Part II, London, UK, 2009, pp. 92-99.
- (Katalyst, 2006) - Kineticos Medical Inc., Katalyst - bipolar radial head system, Surgical Technique, 2006.
- (Kellam & Audigé, 2007) - Kellam J.F., Audigé L., Fracture clasification in AO Principles of Fracture Management edited by Rüedi T.P., Buckley R.E, Moran Ch.G., AO Foundation Publising, 2007.
- (Kincaid & An, 3013) - Kincaid B. L., An K-N, Elbow joint biomechanics for preclinical evaluation of total elbow prostheses, Review, *Journal of Biomechanics* vol. 46, 2013, pp. 2331-2341.
- (Kincaid et al., 2012) - Kincaid B.L., Mimnaugh K.D., Day J.S., Ramsey M.L., Morrey B.F., Development of a Laboratory Wear Test Methodology for the Evaluation of Total Elbow Prostheses, 2012 Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, February 4-7, 2012, San Francisco, California.
- (Klopčar & Lenarcic, 2006) - Klopčar N., Lenarcic J., Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation, *Clinical Biomechanics*, 2006, 21(Suppl 1), S20-26.
- (Korner et al., 2004) - Korner J., Diederichs G., Arzdorf M., Lill H., Josten Ch., Schneider E., Linke B., A Biomechanical Evaluation of Methods of Distal Humerus Fracture Fixation Using Locking Compression Plates Versus Conventional Reconstruction Plates, *Journal of Orthopaedic Trauma*, May/June 2004, Volume 18, Issue 5, pp. 286-293.
- (Kovar et al, 2013) - Kovar F. M., Jandl M., Thalhammer G., Rupert S., Platzer P., Endler G., Vielgut I, Kutscha-Lissberg F., Incidence and analysis of radial head and neck fractures, *World J Orthop.*, vol. 4, nr. 2, pp. 80-84, 2013.

- (Kowaleski, 2012) - Kowaleski M. P., Synthes Locking Compression Plate (LCP) System, ACVS Szmpozium Proceedings 31 October – 3 November 2012, pp. 248-252.
- (Krettek & Goäsling, 2006) - Krettek C., Goäsling T., Principles of Internal Fixation, Rockwood & Green's, Fractures in Adults 6th Edition, edited by Bucholz R. W., Heckman J.D., Court-Brown C., Tornetta P., Koval K. J., Wifith M. A., Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- (Krettek, 2007) - Krettek C., Intramedullary nailing în Rüedi Th.P, Buckley R.E, Moran Ch.G în Principles of fracture management, vol. 1, AO Foundation Publishing, 2007.
- (Kurtz et al., 2004) - Kurtz S.M., Gsell R.A., Martell J., Crosslinked and Thermally Treated Ultra-High Molecular Weight Polyethylens for Joint Replacements, ASTM International, 2004.
- (Kurtz, 2004) - Kurtz S.M., The UHMWPE Handbook: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement, Academic Press, 2004.
- (Kurtz, 2009) - Kurtz S.M., UHMWPE Biomaterials Handbook: Ultra High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement and Medical Devices, Academic Press, 2009.
- (Learch et al., 2013) - Learch T., Shrestha R., Itamura J., Brown C., Elbow Arthroplasty. Normal and Abnormal Imaging Appearances. Cedars-Sinai. <http://www.cedars-sinai.edu/Medical-Professionals/Imaging-Center/Musculoskeletal-Radiology/Exhibits-and-Presentations/Elbow-Arthroplasty/>, accesat 02.02.2013.
- (Lee et al., 2005) - Lee B.P., Adams R.A., Morrey B.F., Polyethylene wear after total elbow arthroplasty, *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 2005 May;87(5):1080-7.
- (Leung & Chow, 2003) - Leung F., Chow S.P., A prospective, randomized trial comparing the limited contact dynamic compression plate with the point contact fixator for forearm fractures, *Journal of Bone & Joint Surgery Am*, 85-A(12), 2003, pp. 2343-2348.
- (Leung & Chow, 2006) - Leung F., Chow S.P., Locking compression plate in the treatment of forearm fractures: a prospective study, *Journal of Orthopaedic Surgery*, nr.14, 2006, 291-294.
- (Leversedge, 2010) - Leversedge F. J., Boyer M. I., Goldfarb C.A., A Pocketbook Manual of Hand and Upper Extremity Anatomy: Primus Manus, Elbow, Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
- (Levy et al. -1, 2009) - Levy J.C., Loeb M., Chuinard C., Adams R.A., Morrey B.F., Results after 562 total elbow replacements: A report from the Norwegian Arthroplasty Register, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Volume 18, Issue 3, May-June 2009, pp. 449-456.
- (Levy et al. -2, 2009) - Levy J.C., Loeb M., Chuinard C., Adams R.A., Morrey B.F., Effectiveness of revision following linked versus unlinked total elbow arthroplasty, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Volume 18, Issue 3, May-June 2009, pp. 457-462.
- (Lexis, 2008) - Lexis Ortho Care, http://lexisorthocare.com/trauma_implants_wire_pins.html, accesat 26.04.2013.
- (Li et al., 2006) - Li G., Pierce J.E., Herndon J.H., A global optimization method for prediction of muscle forces of human musculoskeletal system, *Journal of Biomechanics*, vol. 39, nr.3, 2006, pp. 522-529.
- (Littjering et al., 2000) - Littjering G., Williams J.C., Gysler A., *Microstructure and Mechanical Properties of Titanium Alloys*, în *Microstructure and Properties of Materials*, Volume 2, World Scientific Publishing, 2000.

- (Lockard, 2006) - Lockard M., Clinical Biomechanics of the elbow, Journal of hand therapy, no. 19, 2006, pp.72-81.
- (Lorich & Gardner, 2007) - Lorich D.G, Gardner M.J, Dynamic compression principle în Rüedi Th.P, Buckley R.E, Moran Ch.G, *Principles of fracture management*, AO Foundation Publishing, 2007.
- (Mackey et al., 2005) - Mackey A.H., Walt S.E., Lobb G.A., Stott N.S., Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia, *Gait & Posture*, 2005, 22(1), pp. 1-9.
- (Madura Orthosurge, 2012) - Madura Orthosurge Pvt. Ltd. Small fragment plates, <http://www.maduraorthosurge.net/small-fragment-plates.htm> , accesat în 01.11.2012.
- (Magee et al., 2009) - Magee D.J., Zachazewski J.E., Quillen W.S., Pathology and Intervention in Musculoskeletal Rehabilitation, Saunders. Elsevier Health Sciences, 2009.
- (Magermans et al., 2005) - Magermans D.J., Chadwick E.K.J., Veeger H.E.J., Van der Helm F.C.T., Requirements for upper extremity motions during activities of daily living, *Clinical Biomechanics*, 20, 2005, pp. 591-599.
- (Marya et al., 2003) - Marya K.M., Devgan A., Siwach R.C., Yadav V., Limited Contact Dynamic Compression Plates for Adult Forearm Fractures, Hong Kong Journal of Orthopaedic Surgery, 7(1), 2003, pp. 19-24.
- (McFarlane, 2011) - McFarlane B., Notes on Anatomy and Physiology: One Big Tendon, <http://ittcs.wordpress.com/2010/11/20/notes-on-anatomy-and-physiology-one-big-tendon/>, updatat în 20.09.2011, accesat în 15.09.2013.
- (McKee et al., 2009) - McKee M.D., Veillette Ch.J.H., Hall J.A., Schemitsch E.H., Wild L.M., McCormack R., Perey B., Goetz Th., Zomar M., Moon K., Mandel S., Petit S., Guy P., Leung I., A multicenter, prospective, randomized, controlled trial of open reduction-internal fixation versus total elbow arthroplasty for displaced intra-articular distal humeral fractures in elderly patients. *J Shoulder Elbow Surg*, 2009, 18(1), pp.3-12.
- (Medicor-1, 2012) - Medicor, Orthopaedic plates, <http://www.medicor.in/orthopaedic-plates.html>, accesat în 01.11.2012.
- (Medonix, 2010) - Medonix, Locking compression plate <http://www.medonix.com/lockingcompression.html>, accesat în 30.10.2012.
- (Messmer et al., 2007) - Messmer P., Perren S. M., Suhm N., Screws, în Rüedi Th.P, Buckley R.E, Moran Ch.G în Principles of fracture management, vol. 1, AO Foundation Publishing, 2007.
- (Mihalaş & Lungeanu, 2009) - Mihalaş Gh.I., Lungeanu D., Biostatistica, Editura Victor Babeş, Timișoara, 2009.
- (Miller & Goswami, 2007) - Miller D.L., Goswami T., A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing, *Clinical Biomechanics*, 22(10), 2007, pp. 1049-1062.
- (Miller et al., 2008) - Miller D.L., Goswami T., Prayson M.J., Overview of the locking compression plate and its clinical applications in fracture healing, *Journal of Surgical Orthopaedic Advances*, 17(4), 2008, pp. 271-281.
- (MMAR, 2013) - MMAR Medical Group. INC., Distal Humerus Fracture, <http://www.mmarmedical.com/Radial-Head-Fracture-s/308.htm>, accesat 01.02.2013.
- (Mocanu, 2013) - Mocanu I.N., Artroza cotului, <http://www.topmasaj.ro/despre-masaj-rolul-masajului.php>, accesat 03.02.2013.
- (Morrey & Sanchez-Sotelo, 2009) - Morrey B.F., Sanchez-Sotelo J., The Elbow and Its Disorders, 4 ed., Saunders Elsevier, 2009.

- (Morrey et al., 1981) - Morrey B.F., Askew L.J., Chao E.Y., A biomechanical study of normal functional elbow motion, *Journal of Bone & JointHand Surgery*, 1981, 63, pp. 872-877.
- (Morrey, 2002) - Morrey B.F., *The Elbow*, Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- (Morrey, 2009) - Morrey B. F., Anatomy of the Elbow, cap. 2 în Morrey B.F., Sanchez-Sotelo J., *The Elbow and Its Disorders*, 4th Edition, Saunders Elsevier , 2009.
- (Mostofi, 2006) - Mostofi S.B., *Fracture classification in clinical practice*, cap. 2 Shoulder and upper limb, Springer-Verlag London Limited, 2006.
- (Muller AO, 2012) - Muller AO Classification of fractures - long bones, https://www.aofoundation.org/Documents/mueller_ao_class.pdf, accesat 13.05.2012.
- (Müller et al., 1991) - Müller M.E., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H., Manual of Internal Fixation: Techniques Recommended by the AO-ASIF Group, Edited by Allgöwer M, Springer, 1991.
- (Müller et al., 1991) - Müller M.E., Allgöwer M., Schneider R., Willenegger H., *AO Manual of Internal Fixation*, 3rd Edition, Berlin, Springer-Verlag, 1991.
- (Murphy et al., 2006) - Murphy M.A., Sunnerhagen K.S., Johnels B., Willén C., Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3:18, 2006.
- (Murray & Johnson, 2004) - Murray I.A., Johnson G.R., A study of external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks, *Clinical Biomechanics* 19, 2004. pp. 586-594.
- (Nagy & Pop, 2008) - Nagy Ö.S., Pop T.S., *Artrita reumatoidă și artroza cotului*, Editura Medicală, București, 2008.
- (Namdari et al., 2012) - Namdari S., Yagnik G., Ebaugh D.D., Nagda S., Ramsey M.L., Williams Jr. G. R., Mehta S., Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21, 2012, pp. 1177-1183.
- (Narang Medical, 2009) - Narang Medical Limited, Orthopaedic implants, <http://orthopedicimplants.wordpress.com/>, actualizat în 05.02.2009, accesat în 07.02.2013.
- (Nexus, 2013) - Nexus Othocare, Orthopedic implants & instruments, <http://www.indiamart.com/nexusorthocare/dhs-plate.html>, 10.02.2013.
- (Niemeyer & Südkamp, 2006) - Niemeyer P., Südkamp N.P., Principles and Clinical Application of the Locking Compression Plate (LCP), *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechosl.*, 73, 2006, pp. 221-228.
- (Ormed, 2013) - Ormed Medical Technologies Ltd., Ender Nail, <http://ormedortho.com/ender-nails.htm>, accesat 26.04.2013.
- (Orozco et al., 2000) - Orozco R., Sales J.M., Videla M., *Atlas of Internal Fixation. Fractures of Long Bones. Classification, Statistical Analysis, Technique, Radiology*, Springer-Verlag GmbH, 2000.
- (Orthoflex, 2013) - Orthoflex medisys, Ortho products http://orthoflexmedisys.com/products_details.php?mainId=1&subcategoryId=2, accesat în 10.02.2013.
- (OrthoFrac, 2013) - OrthoFrac - Orthopaedic Surgery Resource for Doctors, Principles of Internal Fixation, <http://www.orthofrac.com/adult/trauma/principles/fracture-classification/internal-fixation.html>, accesat 11.01.2013.
- (Orthomed, 2013) - Orthomed, Internal fixation, <http://www.orthomed.co.uk/internal-fixation/>, accesat în 12.04.2013.

- (OTA, 2007) - Orthopaedic Trauma Association. Fracture and Dislocation Classification Compendium – 2007, Journal of Orthopedic Trauma, Vol. 21, No. 10 Supplement, November/December 2007, pp. S1-S33.
- (Panjabi, 1998) - Panjabi M. M., Cervical Spine Models for Biomechanical Research, Spine, vol. 23 nr. 24, pp. 2684-2700, 1998 în Upper Cervical Subluxation Complex: A Review of the Chiropractic and Medical Literature, (Reiksen K.), Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
- (Papilian, 2006) – Papilian V., Anatomia Omului, Aparatul Locomotor, Editura ALL, 2006.
- (Patologia chirurgicală, 2012) - Patologia chirurgicală generală. Bolile chirurgicale ale oaselor, <http://www.scribd.com/doc/82696941/Patologie-Chirurgicala-Generală>, accesat 06.01.2012.
- (Patten, 1995) - Patten R.M., Overuse syndromes and injuries involving the elbow: MR imaging findings, *American Journal of Roentgenology*, May 1995, vol. 164, no. 5, pp. 1205-1211.
- (Peak, 2013) - Peak Performance, Physical Therapy and Sports Rehabilitation, *what to expect elbow* [http://peakptfit.com/wp-content/uploads/2011/12/what to expect elbow.pdf](http://peakptfit.com/wp-content/uploads/2011/12/what_to_expect_elbow.pdf), accesat 29.04.2013.
- (Petscavage et al., 2012) - Petscavage J. M., Ha A. S., Chew F. S., Radiologic Review of Total Elbow, Radial Head, and Capitellar Resurfacing Arthroplasty, *RadioGraphics*, vol.32, 2012, pp:129-149.
- (Pires et al., 2011) - Pires R., Rezende F., Mendes F., Carvalho jr. A., Almeida F.I., Reis F., Andrade M., Radial head fractures: Mason Johnston's Classification Reproducibility, *Malaysian Orthopaedic Journal*, 2011, Vol 5, No 2, pp. 6-10.
- (Plagenhoef et al., 1983) - Plagenhoef S., Evans F.G., Abdelnour T., Anatomical data for analyzing human motion, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, vol.54, nr.2, 1983, pp. 169-178.
- (Popescu, 2010) - Popescu A., Articulatia cotului – normal vs. patologic, <http://dralinpopescu.ro/2010/articulatia-cotului-intre-normal-si-patologic.html>, February 15th, 2010.
- (Prosim, 2013) - Prosim Universal Joint Wear Simulator, <http://www.prosim.co.uk/single-station.php>, accesat 12.11.2013.
- (Rab et al., 2002) - Rab G., Petuskey K., Bagley A., A method for determination of upper extremity kinematics, *Gait & Posture*, 2002, 15(2), pp. 113-119.
- (Raj Ortho, 2013) - Raj Ortho DCP, Plates and Screws Set - Raj Ortho - DCP Plate, <http://www.medwow.com/used-orthopedic-plates-and-screws-set/raj-ortho/dcp-plate/7104174029.item>, accesat în 10.02.2013.
- (Rettig et al., 2009) - Rettig O., Fradet L., Kasten P., Raiss P., Wolf S.I., A new kinematic model of the upper extremity based on functional joint parameter determination for shoulder and elbow, *Gait & Posture*, 30, 2009, pp. 469-476.
- (Ring, 2008) - Ring D., Instability after total elbow arthroplasty, *Hand Clinics*, 2008 Feb. 24(1), pp. 105-112.
- (Risung, 1997) - Risung F., The Norway Elbow Replacement. Design, Technique and Results after Nine Years, *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]* 1997; 79-B, pp. 394-402.
- (RNE, 2013) - Registrul National de Endoprotezare, <http://www.rne.ro/>, accesat 04.02.2013.
- (Rüedi & Murphy, 2007) - Rüedi Th.P., Murphy W.M., LC-DCP (Limited contact dynamic compression plate) în Rüedi Th.P, Buckley R.E, Moran Ch.G, *Principles of fracture management*, AO Foundation Publishing, 2007.

- (Rüedi et al., 2007) - Rüedi Th.P, Buckley R.E, Moran Ch.G, *AO Principles of fracture management*, 2nd ed. Stuttgart, New York: Thieme. 2007.
- (Sanchez-Sotelo, 2011) - Sanchez-Sotelo J., Total Elbow Arthroplasty, *Open Orthopedics Journal*, 5, 2011, pp. 115–123.
- (Sanchez-Sotelo, 2011) - Sanchez-Sotelo J., Total Elbow Arthroplasty, *Open Orthop J.*, vol.5, 2011, pp: 115–123.
- (Sanders, 2011) - Sanders R.J., Thissen L.G, Teepen J.C., van Kampen A., Jaarsma R.L., Locking plate versus nonsurgical treatment for proximal humeral fractures: better midterm outcome with nonsurgical treatment, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Volume 20, Issue 7, October 2011, pp. 1118–1124.
- (Sandvik, 2013) - Sandvik. Elbow implants, <http://www.smt.sandvik.com/en/applications/medical-devices/joint-reconstruction/extremity-implants/elbow-implants/>, accesat 29.04.2013.
- (Sardelli et al., 2011) - Sardelli M., Tashjian R.Z., MacWilliams B.A., Functional elbow range of motion for contemporary tasks, *Journal of Bone & Joint Surgery*, 2011, 93, pp. 471-477.
- (SBI-1, 2009) - SBI - Small Bone Innovations. INC, Radio capitellum implant, 06/2009.
- (SBI-2, 2009) - SBI - Small Bone Innovations. INC, rHead Family - radial head implant system capitellum implant, 06/2009.
- (SBI, 2010) - SBI - Small Bone Innovations. INC, rHead radial implants, Surgical Technique, 2010.
- (Schimoler, 2008) - Schimoler P.J., Design of a Control System for an Elbow Joint Motion Simulator, Dizertație Master of Science in Mechanical Engineering, University of Pittsburgh, 2008.
- (Seekpart, 2012) - Seekpart, L.C.D.C Plate, small, <http://www.seekpart.com/company/36514/products/2011410201144550.html>, accesat în 18.01.2012.
- (Sfatul Medicului, 2010) - SfatulMedicului.ro, Fracturile membrului superior, http://www.sfatulmedicului.ro/Afectiunile-membrului-superior/fracturile-membrului-superior_6378, martie 2010, accesat 09.01.2012.
- (Smith & Nephew, 2008) - Smith & Nephew. PERI-LOC™ Locked Plating System. Distal Humerus Locking Plate Surgical Technique - Brochure. 2008.
- (Smith & Nephew, 2009) - Smith & Nephew Peri-Loc Locked Plating System, Locking Small Fragment Overview, Surgical Technique, 2009.
- (Snow et al., 2008) - Snow M., Thompson G., Turner Ph.G., A Mechanical Comparison of the Locking Compression Plate (LCP) and the Low Contact-Dynamic Compression Plate (DCP) in an Osteoporotic Bone Model, *Journal of Orthopaedic Trauma*, 22(2), February 2008, pp. 121-125.
- (Sofia Ortho Care, 2008) - Sofia Ortho Care, Bone Screws, <http://www.sofiaorthocare.com/bone-screws.htm>, certificat în 2008 accesat 22.04.2013.
- (Speitling, 2002) - Speitling A., Intramedullary nail system în Practice of intramedullary locked nails edited by: Kempf I., Leung K. S., Springer, 2002.
- (Spine -health, 2013) - Spine -health, Orthopedic implants definition, <http://www.spine-health.com/glossary/o/orthopedic-implants>, accesat în 07.02.2013.
- (Stannard et al., 2007) - Stannard J.P., Schmidt A.H., Kregor P.J., *Surgical treatment of orthopaedic trauma*, Ring D., Harness N., cap 14. Elbow trauma, New York, Thieme medical, 2007.

- (Stoffel et al., 2003) – Stoffel K., Dieter U., Stachowiak G., et al., Biomechanical testing of the LCP- how can stability in locked internal fixators be controlled, *Injury*, nr. 34, Suppl 2, 2003, pp.11-19.
- (Stoia, 2012) – Stoia D.I., Fabricația dispozitivelor medicale, Suport curs, Universitatea „Politenica” din Timișoara, 2012.
- (Stryker Trauma, 2004) - Stryker Trauma, Numelock II®. Polyaxial Locking System, Operative technique, 2004.
- (Stryker-1, 2010) - Stryker Osteosynthesis, T2 Humeral nailing system, Operative Technique, 2010.
- (Stryker-2, 2010) - Stryker Trauma AG. VariAx Elbow. Locking Plate System. Operative Technique. Brochure, 2010, http://www.osteosynthesis.stryker.com/medias/pdf/vari_ax_elbow_optech_982335d_0110.pdf, accesat 04.02.2013.
- (Summer-Smith, 2002) - Sumner-Smith G. Bone in clinical orthopedics edited by G. Sumner-Smith, Gustave E. Fackelman, Theime, Germania , 2002.
- (Synthes Screws, 2002) - Synthes Screw Reference Chart, Screws, Drill bits, Taps, and Guide Wires, 2002.
- (Synthes, 2002) - Synthes Small Fragment Locking Compression Plate (LCP) System. Stainless steel and titanium. Tehnique Guide, 2002.
- (Synthes, 2003) – Synthes, Locking compression plate (LCP) system. Locking screw technology and conventional plating in one system, 2003.
- (Synthes, 2004) – Synthes. LCP Distal Humerus Plates. The anatomic fixation system for the distal humerus with angular stability. Surgical technique, Stratec Medical, 2004.
- (Synthes-1, 2006) - Synthes 2006, Technique guide LCP. Compact Foot/Compact Hand, Synthes, Original Instruments and Implants of the Association for the study of Internal Fixator – AO ASIF, 2006.
- (Synthes-2, 2006) - Synthes, LCP Olecranon Plate. The anatomical fixation system with angular stability for olecranon and proximal ulnar fractures, 2006.
- (Synthes-3, 2006) - Synthes, Expert Humeral Nailing System. Expert Humeral Nail and Expert Proximal Humeral Nail, Tehnigque Guide, 2006.
- (Synthes, 2008) - Synthes, LCP Proximal Radius Plates 2.4. Plates for radial head rim and for radial head neck address individual fracture patterns of the proximal radius, Technique Guide, 2008.
- (Synthes-1, 2012) - Synthes. Building on success. VA-LCP Elbow Plating System. Synthes Brochure, 2012.
- (Synthes-2, 2012) - Synthes. VA-LCP Distal Humerus Plates 2.7/3.5., The low-profile fixation system with variable angle locking technology. Technique Guide, Synthes 2012.
- (Synthes-3, 2012) - Synthes, VA-LCP Olecranon Plates 2.7/3.5. The fracture-specific low-profile fixation system with variable angle locking technology, Technique Guide, 2012.
- (Synthes-4, 2012) - Synthes, MultiLoc Humeral Nailing System. Multiply your options, Technique Guide, 2012.
- (Synthes, 2013) - Synthes, UHN/PHN Humerus Nailing System, Surgical technique, , accesat în 10.02.2013
- (Szekeres & King, 2006) - Szekeres M., King G.J.W., Total Elbow Arthroplasty, *J Hand Therapy*, vol.19, 2006, pp. 245–254.
- (Taljanovic et al., 2003) - Taljanovic M.S., Jones M.D., Ruth J.T., Benjamin J.B., Sheppard J.E., Hunter T.B., *Fracture fixation*, Special report, *RadioGraphics*, Vol. 23, No. 6, November/December, 2003, pp. 1569-1590.

- (Thakur, 2006) - Thakur A.J., *The Elements Of Fracture Fixation*, Elsevier India, 2006.
- (Toth-Tașcău & Stoia, 2010) - Toth-Tașcău M., Stoia D.I., *Aparate pentru investigații medicale simple*, Editura Politehnica, Timișoara, 2010.
- (Toth-Tașcău et al - 1, 2011) - Toth-Tașcău M., Rusu L., **Bălănean F.**, Toader-Pasti C., Modeling and analysis of some stabilization plates for radius fractures, *Acoustics and vibrations of mechanical structures AVMS 2011 Proceedings of the XI-th Symposium* pp. 158-163, may 2011 Timisoara.
- (Toth-Tașcău et al - 2, 2011) - Toth-Tașcău M., Rusu L., **Bălănean F.**, Toader-Pasti C., Mechanical tests of the stabilization system for radius fractures, 11th International Conference "Research and Development in Mechanical Industry" RaDMI 2011, ISBN: 978-86-6075-028-2, Sokobanja, Serbia, vol. 2, Septembrie 2011, pp. 1283-1287.
- (Toth-Tașcău et al - 3, 2011) - Toth-Tașcău M., Rusu L., **Bălănean F.**, Toader-Pasti C., Modeling and analysis of some stabilization systems of radius fractures, *Fiabilitatea și Durabilitatea – Fiability and Durability*, Târgu Jiu, România, ISSN: 1844 – 640X, Editura "Academica Brâncuși", nr: 2(8)2011, Noiembrie 2011, pp. 120-126.
- (Toth-Tașcău et al - 1, 2012) - Toth-Tașcău M., **Bălănean F.**, Krepelka M., Rusu L., Toader-Pasti C., Influence of Plate Design, Material, and Screw Positioning on Biomechanical Behavior of Ulna Bone Plates, 5th Conference "Biomaterials, Tissue & Medical Devices" BiomMedD 2012, Constanța, România, 29 august - 1 septembrie, 2012, *Key Engineering Materials* Vol. 583 (2014), pp. 115-118, 2014.
- (Toth-Tașcău et al - 2, 2012) - Toth-Tașcău M., Vigaru C., Pașca O., Stoia D.I., **Bălănean F.**, „Comparison of plantar Arch index calculated from ink and electronic footprints”, Conference "Biomaterials, Tissue & Medical Devices" BiomMedD 2012, pp.170, Constanța, România, 29 august-1 septembrie, 2012, *Key Engineering Materials* Vol. 583 (2014), pp. 125-128, 2014.
- (Toth-Tașcău et al - 3, 2012) - Toth-Tașcău M., **Bălănean F.**, Rusu L., Toader-Pasti C., Study of the influence of material properties and loading on biomechanical characteristics of conventional ulna stabilization systems, 12th International Conference "Research and Development in Mechanical Industry" RaDMI 2012, ISBN: 978-86-6075-037-4, Vrnjacka Banja, Serbia, vol. 2, 13-17 Septembrie 2012, pp. 1219-1222.
- (Toth-Tașcău et al - 4, 2012) - Toth-Tașcău M., Rusu L., **Bălănean F.**, Pater F., Toader-Pasti C., „Meshing Influence on Numerical Analysis of Ulna Bone”, International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics ICNAAM 2012, Vol. A and B, pp 1087-1090, Kos, Grecia, 19-25 Septembrie, 2012.
- (Toth-Tașcău et al - 1, 2013) - Toth-Tașcău M., **Bălănean F.**, Stoia D. I., Particularities of upper limb movements of healthy and pathologic subjects, XII-th International Symposium „ Acoustics and Vibration of Mechanical Structures” AVMS 2013, Timișoara, România, 23-24 Mai 2013, *Applied Mechanics and Materials*, vol. 430, pp 203-207, 2013.
- (Toth-Tașcău et al - 2, 2013) - Toth-Tașcău M., Stoia D. I., **Bălănean F.**, Influence of the Sampling Rate on the Measurements of the Upper Limb Movements, 14th Symposium on Experimental Stress Analysis and Materials Testing, Timișoara, România, 23-25 mai 2013.
- (Toth-Tașcău et al - 3, 2013) - Toth-Tașcău M., **Bălănean F.**, Krepelka M., Assessment and Prediction of Inter-joint Upper Limb Movement Correlations Based on Kinematic Analysis and Statistical Regression, *Proceedings of International Conference of Numerical Analysis and Applied Mathematics ICNAAM 2013*, Rhodes, Grecia, 22-28 Septembrie, 2013.
- (Tournier, 2012) - Tournier, Latitude EV, Total Elbow prosthesis, *Surgical Technique*, 2012.

- (Trigg, 2006) - Trigg S.D., Total Elbow Arthroplasty: Current Concepts, *Northeast Florida Medicine*, Vol. 57, No. 3, 2006, pp. 37-40.
- (TST, 2011) - TST Tibbi Aletler, Ulna Nail, Multifunctional Interlocking Intramedullary Nail System, http://www.tstsan.com/dosyalar/alt_kategori/UlnaTr.pdf, accesat 20.04.2013, 2011.
- (Ursei et al., 2006) - Ursei M., Sales de Gauzy J., Knorr J., Abrid A., Darodes P., Cahuza J.-P., Surgical treatment of radial neck fractures in children by intramedullary pinning, *Acta Orthopaedica. Belgica*, 2006, 72, pp. 131-137.
- (UW Medicine, 2012) - UW Medicine Orthopedic Hardware, <http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/mhk/teaching-materials/online-musculoskeletal-radiology-book/orthopedic-hardware>, accesat 23.01.2012.
- (Van Resburg, 2008) - van Resburg L., Distal humerus fracture, http://www.rcsed.ac.uk/fellows/lvanrensburg/classification/elbow/distal_humerus.htm, actualizat 25.05.2008, accesat 31.01.2013.
- (Van Resburg, 2012) - van Resburg L., Radial neck fractures, actualizat 14.06.2012 <http://www.rcsed.ac.uk/fellows/lvanrensburg/classification/paediatric/p%20elbow/radialneck.htm>, accesat în 04.02.2013.
- (Vasen et al., 1995) - Vasen A.P., Lacey S.H., Keith M.W., Shaffer J.W., Functional range of motion of the elbow, *Journal of Hand Surgery*, 20, 1995, pp. 288-292.
- (von Knoch et al., 2001) - von Knoch F., Marsh J.L., Steyers C., McKinley T., O'Rourke M., A New Articulated Elbow External Fixation Technique for Difficult Elbow Trauma, *Iowa Orthopaedic Journal*, 2001, 21, pp. 13-19.
- (Wagner, 2003) - Wagner M., General principles for the clinical use of the LCP, *Injury*, nr. 34 Suppl 2, 2003, pp. 31-42.
- (Wainwright et al., 2000) - Wainwright A.M., Williams J.R., Carr A.J., Interobserver and intraobserver variation in classification systems for fractures of the distal humerus, *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 2000, 82-B, pp. 636-642.
- (Wang et al, 2010) - Wang X., Nyman J. S., dong X., Leng H., Reyes M., Fundamental Biomechanics in Bone Tissue Engineering, editată de Morgan & Claypool, cap. 4. Mechanical Behavior of Bone pp. 75-108, 2010 .
- (Wayne, 2013) - Wayne State University, Compression Plates Overview, http://www.med.wayne.edu/diagradiology/rsna2003/Compression_Plates_Overview.htm, accesat în 12.04.2013.
- (WebMD, 2011) - WebMD Medical Reference from Healthwise, Elbow Injuries. Topic Overview, <http://www.webmd.com/a-to-z-guides/elbow-injuries-topic-overview>, February 16, 2011, accesat 02.02.2013.
- (Williams et al., 2005) - Williams G. R., Yamaguchi K., Ramsey M. L., Galtaz L. M., Arthroplasty in Synovial-Based Arthritis of the Elbow in Shoulder And Elbow Arthroplasty edited by Williams G. R., Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- (Williams et al., 2006) - Williams S., Schmidt R., Disselhorst-Klug C., Rau G., An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm, *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(13), pp. 2419-2429.
- (Williams, 2005) - Williams Jr. G.R., Shoulder And Elbow Arthroplasty, Edited by G.R. Williams Jr, K.Y. Yamaguchi, M.L. Ramsey and L.M. Galatz, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- (Winter, 2009) - Winter D. A., Anthropometry, cap. 4, în *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Forth Edition, Wiley and Hoboken, 2009.
- (Wirtz et al, 2000) - Wirtz D. C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R., Critical evaluation of known bone material properties to realize

- anisotropic FE-simulation of the proximal femur, *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1325-1330, 2000.
- (Wong, 2010) - Wong K. M., Intramedullary techniques în *Techniques and Principles for the Operating Room* edited by Porteous M., Bäuerle S., AO Trauma, 2010.
- (Xiong et al., 2010) - Xiong Y., Zhao Y.F., Xing S.X., Du Q.Y., Sun H.Z., Wang Z.M., Wu S.Y., Wang A.M., Comparison of interface contact profiles of a new minimum contact locking compression plate and the limited contact dynamic compression plate, *International Orthopaedics (SICOT)*, 2010, 34, pp. 715-718.
- (Yuehuei, 2002) - Yuehuei H.A. Screws în *Internal Fixation in Osteoporotic Bone*, edited by Yuehuei An, Theime, New York, 2002.
- (Zatsiorsky, 2002) - Zatsiorsky V. M., Inertial Properties of the Human Body, cap 4 în *Kinematics of the human Motion*, Champaign III, 2002.
- (Zebris, 2003) - Zebris Medical GmbH, WinGait 2.19.49 for Windows, Operating Instructions, martie 2003.
- (Zebris-1, 2006) - Zebris Medical GmbH, Measuring System for 3D-Motion Analysis, CMS-HS/CMS-HSL, Technical data and operating instructions, aprilie 2006.
- (Zebris-2, 2006) - Zebris Medical GmbH, WinSpine 2.x for Windows, Operating Instructions, Assessment of the Mobility Function of the Cervical and Lumbar Spine, martie 2006.
- (Zebris-3, 2006) - Zebris Medical GmbH, WinSpine 2.x for Windows, Operating Instructions, Determination of posture and mobility whit a pointer, martie 2006.
- (Zebris, 2008) - Zebris Medical GmbH, The zebris FDM-System-Gait Analysis for Research and Clinical Applications, noiembrie 2008.
- (Zimmer-1, 2009) - Zimmer, Coonrad/Morrey Total Elbow, Surgical Technique, 2009.
- (Zimmer-2, 2009) - Zimmer, Coonrad/Morrey Total Elbow, Product Brochure, 2009.
- (Zimmer, 2010) - Zimmer. What Are Zimmer Elbow Implants Made Of? <http://www.zimmer.com/en-GB/pc/article/zimmer-elbow-materials.jspx>, Last Updated: Dec. 15, 2010, accesat 29.04.2013.
- (Zimmer, 2011) - Zimmer. Trabecular Metal™ Material. <http://www.zimmer-orthopedics.ch/z/ctl/op/global/action/1/id/8230/template/MP/navid/9354>, Last updated 10/26/11, accesat 03.05.2013.