

MODELAREA, DEZVOLTAREA ȘI TESTAREA IMPLANTURILOR PENTRU COLOANA VERTEBRALĂ

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

Ing. Dan Ioan Stoia

Conducători științifici: prof.univ.dr.ing. Nicolae Robu
prof.univ.dr.ing. Nicolae Faur
Referenți științifici: prof.univ.dr.ing. Ileana Constanța Roșca
prof.univ.dr.ing. Mirela Toth-Tașcău

Ziua susținerii tezei: 12.09.2008

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|------------------------|---|
| 1. Automatică | 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații |
| 2. Chimie | 8. Inginerie Industrială |
| 3. Energetică | 9. Inginerie Mecanică |
| 4. Ingineria Chimică | 10. Știința Calculatoarelor |
| 5. Inginerie Civilă | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 6. Inginerie Electrică | |

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

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2008

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

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

Cuvânt înainte

Lucrarea de față reprezintă rezultatele cercetărilor desfășurate de către autor pe parcursul a patru ani, în cadrul Centrului de Cercetare CMPICSU al Facultății de Mecanică a Universității Politehnica din Timișoara precum și al unui număr important de laboratoare din țară și străinătate după cum urmează: Laboratorul de Încercări Mecanice CIDUCOS al UPT; Platforma de Implantologie, Protezare Inteligentă și Recuperare Biomecanică a UPT; Laboratorul de Rezistența Materialelor al Facultății de Mecanică, UPT; Clinica de Recuperare, Medicină Fizică și Balneologie Timișoara; Laboratorul CALFA Béthune, Franța; Arcam AB Mölndal, Suedia. Pe această cale doresc să mulțumesc conducătorilor și membrilor acestor instituții pentru sprijinul științific și logistic acordat.

Doresc să mulțumesc în mod deosebit primului coordonator al tezei mele, regretatei doamne Prof. Doina Drăgulescu, cea care a inițiat această temă de cercetare și a contribuit esențial la formarea mea științifică.

Mulțumesc de asemenea coordonatorilor mei din ultima parte a perioadei doctorale, domnului Prof.dr.ing Nicolae Robu și domnului Prof.dr.ing. Nicolae Faur pentru îndrumarea deosebită de care m-am bucurat.

Mulțumesc în mod deosebit domnei Prof.dr.ing. Mirela Toth-Tașcău și domnului Prof.dr.ing. Mircea Dreucean precum și tuturor colegilor de la Centrul de Cercetare CMPICSU pentru ajutorul necondiționat oferit de-a lungul anilor.

Mulțumesc familiei mele care m-a încurajat și susținut pe tot parcursul perioadei doctorale, contribuind astfel la succesul acestei teze.

Nu în ultimul rând doresc să mulțumesc tuturor colegilor din cadrul Catedrelor: SMTT și Mecanică și Rezistența Materialelor, pentru suportul acordat în diferite etape ale pregătirii tezei de doctorat.

Timișoara, 09.2008

Dan Ioan Stoia

În memoria regretatei doamne Profesor Doina Drăgulescu

Stoia, Dan Ioan

Modelarea, dezvoltarea și testarea implanturilor pentru coloana vertebrală

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 41, Editura Politehnica, 200Z, 250 pagini, 39 figuri, 27 tabele.

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-973-625-697-4

Cuvinte cheie:

biomecanică, implanturi cervicale, unitate funcțională implantată, prototiparea implanturilor, testarea implanturilor.

Rezumat,

Direcția de cercetare a acestei teze se referă la modelarea, dezvoltarea și mai apoi testarea implanturilor de stabilizare destinate coloanei vertebrale umane. În debutul cercetărilor s-au abordat probleme teoretice de biomecanică precedate de o temeinică fundamentare cu privire la stadiul actual al cercetărilor mondiale în domeniu. După stabilirea condițiilor teoretice s-a trecut la elaborarea modelelor de calcul, realizându-se astfel modelări geometrice și reconstrucții ale elementelor anatomice și mecanice implicate în stabilizare. În vederea testării sistemelor mecanice de tip implant s-au realizat studii de anduranță a unității cervicale implantate.

CUPRINS

CUPRINS	5
INTRODUCERE	8
1. STADIUL ACTUAL ȘI NOȚIUNILE DE BAZĂ ALE DOMENIULUI IMPLANTURILOR DE COLOANĂ VERTEBRALĂ	13
1.1. Stadiul actual al cercetărilor cu privire la implanturile de coloană vertebrală..	13
1.1.1. Introducere	13
1.1.2. Evoluția instrumentației de coloană vertebrală de fuziune.....	15
1.1.3. Instrumentația cervicală.....	17
1.1.4. Instrumentația lombară, implanturile de disc.....	23
1.2. Noțiuni de anatomie și patologii ale coloanei vertebrale.....	26
1.2.1. Structura osoasă a coloanei vertebrale	26
1.2.2. Segmentul cervical al coloanei vertebrale.....	29
1.2.3. Segmentul toracal al coloanei vertebrale.....	31
1.2.4. Segmentul lombar al coloanei vertebrale.....	32
1.2.5. Structura și rolul discurilor intervertebrale.....	34
1.2.6. Probleme de patologie a coloanei vertebrale.....	36
1.3. Biomateriale utilizate în confecționarea implanturilor de coloană vertebrală...	41
1.3.1. Biocompatibilitatea și principalele biomateriale utilizate în dezvoltarea implanturilor medicale.....	41
1.3.2. Titanul comercial pur și aliajele sale	42
1.3.3. Aliajele Co-Cr pentru aplicații medicale	43
1.3.4. Oțelurile inoxidabile	43
2. STUDII TEORETICE DE BIOMECANICĂ A COLOANEI VERTEBRALE ȘI A UNITĂȚILOR FUNCȚIONALE ALE ACESTEIA	45
2.1. Caracteristicile materialelor structurilor biomecanice.....	45
2.1.1. Modele fundamentale și compuse pentru caracterizarea comportamentului biomecanic.....	46
2.1.2. Vâscoelasticitatea țesuturilor.....	48
2.2. Biostatica coloanei vertebrale	52
2.2.1. Echilibrul static al segmentului cervical	53
2.2.2. Ipoteze simplificatoare în calculul încărcărilor externe din zona lombară	58
2.2.3. Echilibrul liber al segmentului lombar în plan lateral	61
2.2.4. Determinarea sarcinii care acționează asupra coloanei vertebrale prin măsurarea presiunii dintre discuri.....	65
2.2.5. Echilibrul liber al segmentului lombar în plan frontal	66
2.2.6. Rolul presiunii intra-abdominale în echilibrul trunchiului	68
2.2.7. Presiunea internă și funcția mecanică a discului intervertebral.....	69
2.3. Cinematica coloanei vertebrale	71
2.3.1. Mobilitatea coloanei vertebrale	75
2.3.2. Cinematica regiunii cervicale	77
2.3.3. Cinematica regiunii lombare.....	83
2.4. Comportarea biomecanică a interfețelor os-implant	85
2.4.1. Interfețele de tip îmbinare cap la cap	85
2.4.2. Interfețe de tip penetrare	86
3. MODELAREA GEOMETRICĂ A ELEMENTELOR ANATOMICE ȘI MECANICE.....	92
3.1. Teoria modelării geometrice	92

6 Cuprins

3.1.1	Istoricul modelării geometrice	92
3.1.2	Elementele de bază ale modelării geometrice.....	92
3.1.3	Unelte utilizate în manipularea curbelor, suprafețelor și solidelor ..	95
3.1.4	Tehnici de modelare a solidului.....	96
3.2	Modelarea elementelor anatomice.....	101
3.2.1	Modelarea vertebrei cervicale C3	102
3.2.2	Modelarea vertebrei lombare L5	105
3.2.3	Modelarea țesuturilor vertebrale moi	107
3.3	Modelarea prin reconstrucție 3D	109
3.3.1	Reconstrucția vertebrei cervicale C3.....	110
3.3.2	Reconstrucția vertebrei lombare L5	117
3.3.3	Avantajele și dezavantajele reconstrucției 3D față de modelarea clasică	120
3.4	Modelarea elementelor mecanice	121
3.4.1	Dezvoltarea și studiul șuruburilor de rigidizare	121
3.4.2	Modelarea plăcuței de stabilizare cervicală CP.....	126
4.	ANALIZA NUMERICĂ A STĂRII DE TENSIUNE ȘI DEFORMAȚIE A STRUCTURII CERVICALE IMPLANTATE.....	130
4.1	Principiile generale ale analizei cu element finit.....	130
4.2	Evaluarea stării de tensiune și deformație la nivelul interfeței os-element de rigidizare, în cazul implantului cervical de tip plăcuță CP1	138
4.2.1	Tensiunile și deformațiile la nivelul unității UI1.....	141
4.2.2	Tensiunile și deformațiile la nivelul unității UI2.....	143
4.2.3	Tensiunile și deformațiile la nivelul unității UI3.....	145
4.2.4	Analiza comparativă a celor trei unități funcționale implantate....	147
4.3	Evaluarea stării de tensiune și deformație la nivelul interfeței șurub-plăcuță, în cazul implantului cervical de tip plăcuță.....	150
4.3.1	Studiul interfeței materializată de șurubul Sr3 și plăcuța CP1	151
4.3.2	Studiul interfeței materializată de șurubul Sr2 și plăcuța CP1	156
5.	TEHNOLOGII AVANSATE DE PRELUCRARE A IMPLANTURILOR CERVICALE DE STABILIZARE	161
5.1	Considerații generale privind fabricația implanturilor prin tehnica prototipării rapide	161
5.1.1	Metode de prototipare rapidă	163
5.1.2	Aplicațiile prototipării rapide.....	167
5.1.3	Contribuții privind realizarea implanturilor și vertebrelor prin tehnici de prototipare rapidă	168
5.2	Principiul, parametrii și contribuții privind fabricația implantului cervical tip plăcuță (CP1) prin tehnica decupării și sudării laser.....	174
5.2.1	Principiul și parametrii laser	174
5.2.2	Contribuții privind parametrii experimentali ai decupării cu laser	180
5.2.3	Contribuții privind parametrii experimentali ai sudării cu laser....	188
5.3	Contribuții privind fabricația implantului cervical CP1 prin electroeroziune cu fir	190
5.3.1	Principiul metodei și realizarea prelucrării.....	190
5.3.2	Evaluarea metalografică a conturului de tăiere.....	194
5.4	Contribuții privind fabricația subansamblurilor implantului cervical prin prelucrări clasice de așchiere	196
5.4.1	Realizarea prototipurilor prin metode clasice.....	196
5.4.2	Realizarea modelelor CAM și a programelor de comandă numerică... ..	201

6. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND MOBILITATEA COLOANEI VERTEBRALE ȘI CARACTERISTICILE MECANICE ALE COMPONENTELOR IMPLANTULUI CERVICAL.	205
6.1 Analiza experimentală a mobilității segmentelor cervical și lombar utilizând sistemul Zebris	205
6.1.1 Evaluarea mobilității segmentului cervical	207
6.1.2 Evaluarea mobilității segmentului lombar	212
6.2 Determinarea experimentală a momentului de înșurubare a șurubului hibrid Sr3 în structura osoasă.....	215
6.2.1 Determinarea momentului de strângere în cazul eşantioanelor din corpuri vertebrale CV1, CV2 și CV3	218
6.2.2 Determinarea momentului de strângere în cazul eşantioanelor din pediculi vertebrali PV1 și PV2	220
6.3 Cercetări experimentale privind durabilitatea unității cervicale implantate...	223
6.3.1 Durabilitatea unității cervicale implantate în regim de solicitare pulsatorie negativă	228
6.3.2 Durabilitatea unității cervicale implantate în regim de solicitare alternant simetrică	232
7. CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII ORIGINALE	237
BIBLIOGRAFIE.....	242

INTRODUCERE

Afecțiunile patologice sau de natură accidentală ale coloanei vertebrale umane sunt responsabile de înrăutățirea condițiilor de viață a peste 5% din populația globului, pentru o parte dintre aceștia la un moment dat, singura soluție de diminuare a durerii fiind intervenția chirurgicală în scopul implantării.

Concepția implanturilor de coloană vertebrală a început la nivelul clinicilor datorită *necesității* și aplicabilității directe ale acestora, însă odată cu nevoia dezvoltării lor, concepția și dezvoltarea de implanturi a trecut rapid înspre ingineria medicală.

Importanța dezvoltării implanturilor pentru coloana vertebrală se datorează în principal tendințelor continue din societatea modernă de îmbunătățire a calității vieții. În cazul pacienților cu implant, îmbunătățirea calității vieții înseamnă reducerea durerii prin performanțele sistemului mecanic și a durabilității sale.

Tendențele continue de dezvoltare a domeniului instrumentației de coloană vertebrală au făcut ca perioada 2001-2010 să fie declarată la nivel mondial *The Decade of the Spine*. Așadar, este deosebit de *oportun* ca o bună parte a eforturilor științifice din domeniul ingineriei medicale să se concentreze în momentul de față în această direcție.

În condițiile mai sus amintite, *teza* de față intitulată **Modearea, dezvoltarea și testarea implanturilor pentru coloana vertebrală** își propune să realizeze cercetări în domeniul vast al implanturilor de coloană vertebrală. Cercetările vor cuprinde elemente de concepție și modelare urmate mai apoi de dezvoltarea și testarea unui tip de implant cervical de fuziune. Obiectivele punctuale ale tezei sunt: studiul teoretic al biomecanicii coloanei vertebrale, modelarea și reconstrucția elementelor anatomice, concepția elementelor mecanice, simulări numerice ale ansamblurilor modelate, elaborarea de tehnologii avansate de fabricație a implanturilor de coloană, studii de durabilitate a structurilor implantate.

Teza se întinde pe 248 de pagini și are o structură organizată pe șapte capitole dintre care șase sunt de consistență iar ultimul este de concluzii și contribuții originale, toate acestea fiind precedate de prezenta introducere. Teza mai cuprinde și o selecție bibliografică care conține un număr de 146 titluri, majoritatea cu dată recentă.

Capitolul 1 intitulat *Stadiul actual și noțiunile de bază ale domeniului implanturilor de coloană vertebrală* este organizat pe trei subcapitole care își propun sintetizarea câtorva elemente de bază necesare înțelegerii problemelor domeniului implanturilor de coloană. Astfel, în *subcapitolul 1.1* se poate urmări un studiu al stadiului actual al cercetărilor la nivel mondial în domeniul implanturilor de coloană. Tot aici se prezintă și evoluția implanturilor de coloană plecând de la originea lor clinică și până în prezent, evoluție importantă în înțelegerea perspectivelor viitoare pe care le au aceste sisteme mecanice. Se concurează tot aici faptul că domeniul implanturilor de coloană vertebrală este în plină dezvoltare conceptuală și tehnologică, dezvoltare impusă creșterea standardelor de sănătate publică la nivel mondial. Acest material reprezintă o sinteză bibliografică vastă, marcată prin numeroasele referințe, pe care autorul a realizat-o de-a lungul celor patru ani de pregătire doctorală.

Deoarece pe parcursul tezei s-a dezvoltat și studiat un prototip de implant cervical de tip plăcuță, în acest subcapitol au fost prezentate principalele avantaje și dezavantaje ale categoriilor *Haid* de implanturi cervicale tip plăcuță anterioară,

clasificare care a avut un rol decisiv în orientarea cercetărilor în domeniul temei de doctorat. Astfel, datorită tendințelor de cercetare la nivel mondial în ceea ce privește instrumentația de coloană cervicală s-a decis continuarea eforturilor de cercetare în direcția sistemelor dinamice de stabilizare.

Subcapitolul 1.2 se intitulează Noțiuni de anatomie și patologie ale coloanei vertebrale și tratează problemele legate de anatomia funcțională a coloanei vertebrale, conform segmentelor acesteia. Înțelegerea anatomiei funcționale a coloanei vertebrale reprezintă un element decisiv în dezvoltarea implanturilor, deoarece structura osoasă reprezintă gazda în care acestea se inseră. Geometria și funcționalitatea coloanei vertebrale impun limitele constructive și de montaj ale implantului, influențând în mod direct forma și funcționalitatea acestuia. S-au studiat aici problemele legate de structura elementelor dure constituente ale coloanei vertebrale dar și problemele legate de elementele moi, în speță discul intervertebral. Tot aici sunt prezentate de o manieră sintetică afecțiunile de natură patologică sau accidentală ale coloanei vertebrale. Importanța cunoașterii principalelor tipuri de afecțiuni care conduc la intervenții chirurgicale de implantare este ușor de înțeles în condițiile în care fiecărei patologii îi corespunde un anumit tip de implant. Concepția și dezvoltarea de implanturi se face așadar în strânsă legătură cu tipurile de afecțiuni ale coloanei vertebrale.

*Capitolul 1 cuprinde și subcapitolul 1.3 care tratează problemele legate de materialele utilizate în confecționarea de implanturi de coloană. Acesta se intitulează Biomateriale utilizate în confecționarea implanturilor de coloană vertebrală și este structurat pe patru sub-subcapitole dintre care unul se referă la probleme de biocompatibilitate iar celelalte trei prezintă cele mai utilizate materiale metalice în confecționarea de implanturi. Înțelegerea fenomenului de biocompatibilitate este esențial pentru un inginer medical în alegerea corectă a materialului din care se poate confecționa un implant, o proteză, o orteză sau instrumentarul necesar intervenției. De asemenea, cunoașterea proprietăților fizico-mecanice ale materialelor utilizate este fundamentală în înțelegerea modului de comportare *in vivo* a structurilor de tip implant sau proteză, precum și în dezvoltarea de materiale noi, compozite utilizabile în industria medicală.*

Capitolul 2 intitulat *Studii teoretice de biomecanică a coloanei vertebrale și a unităților funcționale ale acesteia* prezintă pe scurt studii teoretice bibliografice cu privire la problemele generale de biomecanică și la nivel detaliat modelele biomecanice (statice și cinematice) propuse de către autor. Capitolul este vast, cuprinzând o structură ramificată pe patru subcapitole și nu mai puțin de cincisprezece sub-subcapitole. *Subcapitolul 2.1* reprezintă o sinteză a modelelor fundamentale și compuse propuse de-a lungul timpului pentru a caracteriza un material biologic: modelul Maxwell, modelul Kelvin-Voigt și modelul Zener. S-a conturat aici ideea că cel mai potrivit model mecanic pentru descrierea comportamentului vâscoelastic al structurii osoase vii este modelul Zener.

În *subcapitolul 2.2* s-au tratat problemele de statică și cinematică ale coloanei vertebrale împărțite, pe segmentele anatomice ale acesteia. Astfel, pentru rezolvarea problemelor de echilibru static al segmentului cervical se dezvoltă trei modele de calcul corespunzătoare pentru trei poziții ale coloanei cervicale: orizontală, intermediară și ortostatică, cu ajutorul cărora se determină valorile teoretice ale forțelor musculare, reacțiunilor din discurile intervertebrale și ale reacțiunilor din articulațiile transversale, necesare menținerii echilibrului. Se încearcă tot aici estimarea forțelor care acționează în orice poziție pentru menținerea echilibrului, pe baza modelelor propuse.

Pentru calculul echilibrului lombar se studiază ipotezele simplificatoare și pe baza acestora se elaborează modelul de calcul teoretic. În plus față de determinarea forțelor implicate în echilibru, aici se propune și un model de calcul al ariilor inelului fibros modelat ca elipsă și a nucleului pulpos modelat ca elipsoid. Pentru validarea rezultatelor obținute acestea se compară cu măsurătorile modelelor CAD prezentate în capitolul 3.

În *subcapitolul 2.3* se tratează probleme de mobilitate și cinematică a coloanei vertebrale. Se prezintă principiile metodei *Reuleaux* pentru determinarea centrului instantaneu de rotație al unei vertebre cervicale în comparație cu metoda tangentelor. Se propun două modele de calcul cinematic pentru regiunea cervicală, modelele posibil a fi aplicate și altor segmente ale coloanei. Primul model prezentat se referă la calculul cinematic al vertebrei C6 în raport cu vertebra C7 considerată fixă iar al doilea se referă la mișcarea relativă a vertebrei C5 în raport cu vertebra mobilă C6.

Ultimul *subcapitol, 2.4* face referire la problemele de interfațare dintre elementele mecanice și cele ale structurii anatomice, în speță osul. Este subliniată aici importanța poziționării relative a ansamblului os-șurub-plăcuță prin generarea efectului de triangulație, efect care crește rezistența la smulgere a implantului, prelungindu-i astfel durata de viață.

După studiul stadiului actual, al noțiunilor de bază din domeniul implanturilor de coloană vertebrală, precum și al biomecanicii structurii vertebrale s-a putut dezvolta următorul capitol al tezei și anume cel de modelare geometrică.

Capitolul 3 este intitulat *Modelarea geometrică a elementelor anatomice și mecanice* și are o structură organizată pe patru subcapitole dintre care primul este o sinteză bibliografică a teoriei modelării geometrice iar celelalte trei sunt de modelare a elementelor anatomice și mecanice în scopul dezvoltării modelelor funcționale, de calcul și experimentale. În subcapitolul legat de teoria modelării se pot identifica elementele de bază și uneltele cu care operează modelarea. Tot aici se va prezenta de o manieră sintetică și originală un itinerar al modelării clasice și prin reconstrucție 3D.

Urmează două subcapitole de modelare a elementelor anatomice: unul de modelare clasică iar celălalt de reconstrucție 3D. Se detaliază fiecare etapă în construcția modelelor prin ambele tehnici iar în final se prezintă avantajele, dezavantajele precum și concluziile legate de utilizarea celor două tehnici.

Prin tehnica modelării clasice sunt elaborate și prezentate modele funcționale solide ale vertebrelor, discurilor și ligamentelor, caracterizate prin dimensiuni apropiate de cele reale, funcționalitate, dimensiuni mici ale fișierelor CAD, manipulare ușoară.

În *subcapitolul 3.3* de reconstrucție a elementelor anatomice se prezintă etapele succesive de conversie a unui model 3D real într-un model 3D virtual. Sunt utilizate tehnici de achiziție și procesare de imagini alături de metode CAD de generare a suprafețelor și apoi a solidelor. Un obiectiv important propus în acest subcapitol îl reprezintă realizarea prin reconstrucție a modelelor de vertebre multisolid, cărora li se pot atribui proprietăți fizico-mecanice diferite pentru miez și structura exterioară cavă. Se prezintă de asemenea și un protocol original de transformare a imaginilor 2D obținute cu ajutorul unui computer tomograf (CT) în modele solide 3D.

Subcapitolul 3.4 prezintă integral modelarea elementelor mecanice utilizate în realizarea ansamblurilor funcționale implantate și anume a șuruburilor de rigidizare și a plăcuței cervicale CP1. Principalul obiectiv al acestui subcapitol îl constituie modelarea originală de elemente hibride, menite a realiza prin asamblare

un implant cervical care să asigure o stabilizare dinamică a segmentului supus implantării. În vederea verificării elementelor de tip șurub de rigidizare concepute se vor efectua calcule teoretice ale parametrilor mecanici care caracterizează un filet nestandardizat.

Datorită nevoii de dezvoltare a calculelor de rezistență ale elementelor individuale dar și ale ansamblurilor funcționale ale acestora cu vertebrele modelate în *subcapitolul .32*, în teză a fost integrat un capitol de analiză cu element finit, esențial în vederea stabilirii stării de tensiuni și deformații care caracterizează structurile modelate.

Astfel, **capitolul 4** a fost intitulat *Analiza numerică a stării de tensiune și deformație a structurii cervicale implantate* și abordează în cele trei subcapitole ale sale trei problematici. În primul rând se realizează o fundamentare a principiilor generale de analiză cu element finit unde sunt tratate istoricul, etape în aplicarea metodei și tipuri de elemente finite. De asemenea este făcută o introducere în mediul de simulare Ansys Workbench utilizat în dezvoltarea subcapitolelor următoare.

În *subcapitolul 4.2* se prezintă rezultatele evaluării stării de tensiune și deformație la nivelul interfeței os-element de rigidizare, pentru o solicitare de tip static-structurală. Rezultatele sunt precedate de studii pe cele trei unități funcționale implantate UI1, UI2 și UI3, studii efectuate în aceleași condiții de încărcare și fixare. Se evidențiază aici importanța utilizării în structura implantată a elementului de rigidizare hibrid modelat în capitolul 3, în comparație cu utilizarea celorlalte două.

În *subcapitolul 4.3* sunt studiate fenomenele care apar la interfața șurub-plăcuță, prin evaluarea stării de tensiune și deformație la acest nivel. Se încearcă determinarea unui optim geometric pentru capul șurubului astfel încât, în conjugarea cu plăcuța, suprafețele comune de contact să fie cât mai mari fără a restricționa însă gradul de mobilitate al șurubului în orificiul plăcuței.

Capitolul 5 se intitulază *Tehnologii avansate de prelucrare a implanturilor cervicale de stabilizare*, este structurat pe patru subcapitole și nu mai puțin de 10 sub-subcapitole, și vizează elaborarea experimentală a modelului de implant cervical conceput și studiat în capitolele precedente. Sunt dezvoltate aici patru categorii de tehnologii de fabricație după cum urmează: tehnica prototipării implanturilor și a modelelor anatomice, tehnica prelucrării prin decupare și sudare cu laser a implantului cervical, prelucrarea prin electroeroziune și prelucrarea prin așchiere pe mașini clasice și cu comandă numerică.

Subcapitolul 5.1 se referă la tehnica de prelucrare prin prototipare rapidă, fiind prezentate aici câteva metode și aplicații cu caracter general ale acestora, precum și contribuțiile autorului privind realizarea implanturilor și vertebrelor prin diferite tehnici de prototipare. Astfel sunt utilizate două tehnici de prototipare: prin laminare cu material plastic și prin topire cu fascicul de electroni cu pulberi metalice. În vederea realizării plăcuței cervicale și a unei vertebre cervicale prin tehnica laminării se vor realiza fișierele *stl* stratificate.

Subcapitolul 5.2 realizează în prima parte o fundamentare a noțiunilor legate de procesul laser și a celor legate de principalele tehnici de prelucrare cu laser, care se dezvoltă apoi prin contribuții originale la realizarea implantului cervical tip plăcuță CP1, prin decupare și sudare laser. Se vor prezenta parametrii determinați pe cale experimentală pentru ambele tipuri de prelucrare, decupare și sudare, în două regimuri diferite de lucru: în regim continuu și în regim pulsator. Se prezintă și evaluarea metalografică a zonelor din imediata vecinătate a prelucrării.

Subcapitolul 5.3 prezintă contribuțiile privind fabricația implantului cervical tip plăcuță CP1 prin tehnica electroeroziunii cu fir. Este descris aici principiul

metodei de prelucrare prin electroeroziune și realizarea experimentală a plăcuței CP1. Sunt urmărite probleme de biocompatibilitate, calitate a suprafeței, precizie dimensională și de formă. Pentru a fi pusă în evidență structura materialului în secțiunile prelucrate se vor realiza evaluări metalografice la diferite mărimi optice. În finalul subcapitolului se realizează o evaluare obiectivă a posibilităților de realizare a implanturilor prin electroeroziune în comparație cu cerințele impuse conceptual.

Subcapitolul 5.4 tratează problemele de realizare a implantului cervical prin tehnologii de fabricație prin aşchiere la două niveluri: realizare de prototip și dezvoltarea acestuia spre fabricație. Astfel, se vor prezenta mașinile clasice pe care s-au realizat prototipurile, desenele de execuția ale acestora și itinerariile tehnologice de fabricație utilizate. Se va realiza apoi o modelare CAM a plăcuței cervicale CP1 în vederea scrierii programului de comandă numerică pentru mașina de prelucrare automată. Sunt identificate aici direcțiile viitoare de dezvoltare a procesului de prelucrare a șuruburilor de rigidizare pe mașini automate de strunjit.

Capitolul 6 denumit *Cercetări experimentale privind mobilitatea coloanei vertebrale și caracteristicile mecanice ale componentelor implantului cervical* este dedicat în exclusivitate cercetărilor experimentale. Este organizat pe trei subcapitole dintre care unul destinat evaluării capacității cinematice a coloanei vertebrale și două care își propun cercetări experimentale asupra unității funcționale implantate.

Subcapitolul 6.1 își propune evaluarea cinematică a segmentelor cervical și lombar ale coloanei vertebrale cu ajutorul sistemului *ZebriS*, pe două categorii de subiecți: sănătoși și cu patologii ale coloanei lombare. Se vor prezenta în acest sens capacitățile normale de mobilitate ale pacienților considerați sănătoși, dar și o supermobilitate înregistrată la unul dintre aceștia. Se subliniază aici importanța evaluării biomecanice de acest tip la nivel clinic, în vederea stabilirii condițiilor de mobilitate ale pacienților cu implant.

Subcapitolul 6.2 cuprinde o analiză experimentală cu ajutorul echipamentului de încercări mecanice la torsiune *Vortex-i*, a șurubului hibrid conceput, realizat și prezentat în cadrul acestei teze. Se urmăresc problemele legate de momentul rezistent care apare la autofiletarea șurubului hibrid în structura osoasă în două cazuri: în cazul înfiletărilor de tip unicortical și în cazul celor bicorticale. Se pune în evidență variația momentului de înșurubare necesar traversării întregii lungimii filetate prin structura osoasă.

Subcapitolul 6.3 prezintă cercetări experimentale dinamice cu privire la durabilitatea unității cervicale implantate. Pentru a pune în evidență acest tip de comportament se realizează două tipuri diferite de cicluri de solicitare: unul pulsator negativ și celălalt alternant simetric. Prin ciclurile pulsatorii negative (solicitări de compresiune) se încearcă realizarea unei solicitări apropiate de cea fiziologică, normală. Ciclurile alternant simetrice se realizează în scopul determinării comportamentului structurii la solicitări extreme. În urma acestor cercetări experimentale se conturează concluziile cu privire la durabilitatea structurii implantate în cele două condiții de încercare: normale și extreme.

1. STADIUL ACTUAL ȘI NOȚIUNILE DE BAZĂ ALE DOMENIULUI IMPLANTURILOR DE COLOANĂ VERTEBRALĂ

1.1. Stadiul actual al cercetărilor cu privire la implanturile de coloană vertebrală

1.1.1. Introducere

Terapiile bazate pe utilizarea tehnologiei mecanice formează fundamentul tratamentelor moderne ale afecțiunilor coloanei vertebrale umane. În sensul larg, astfel de terapii pot fi de natură farmaceutică, biologică, sau mecanică având ca principal rol acela de a elimina durerile la nivelul segmentului cervical sau spatelui, cronice și recidivante. În timp ce tratamentele specifice manifestă eficiență până la un anumit grad al degenerării structurii vertebrale, rezolvarea în totalitate afecțiunilor coloanei vertebrale umane rămâne încă o problemă nerezolvată. În prezent există puține soluții tehnice clare care pot reduce complet durerea cronică, în special când aceasta este legată de degenerarea avansată a discului intervertebral. În ultimele stadii ale afecțiunilor degenerative ale coloanei, tehnologia implantării oferă o soluție de reducere a efectului de durere, dar nu rezolvă în totalitate cauza acesteia [1], [2], [3], [4], [5].

Intervențiile reparatorii recente în care se utilizează tipuri noi de implanturi de coloană au un potențial însemnat de diminuare și preluare a durerii cauzate de schimbările degenerative care apar pe măsura înaintării în vârstă. Este important a înțelege faptul că noile tehnologii de implantare nu au atins în totalitate maturitatea. De exemplu, domeniul tehnologiilor de implantare a coloanei s-a adaptat rapid către intervențiile asupra discului degenerat, acesta fiind un domeniu nou și cu evoluție rapidă la nivel global.

Tratamentul standard pentru durerile recidivante la nivelul segmentului cervical și a spatelui care nu mai răspund la tratamente ne-chirurgicale, este decomprimarea și fuziunea zonei afectate, operații care constau în imobilizarea coloanei folosind grefe osoase, plăci de metal, tije sau șuruburi. Datorită faptului că fuziunea este un fenomen ireversibil și împiedică orice mișcare la nivelul segmentului implantat, aceasta poate fi percepută ca un procedeu în stadiul final. Acest fapt a deschis noi perspective în conceperea de implanturi care să permită tratarea coloanei afectate și totodată să reducă cât mai puțin mobilitatea acesteia. Implanturile care conservă mobilitatea coloanei sunt de multe feluri constructive, printre care cele de înlocuire a nucleului discului intervertebral, de înlocuire totală a discului, sau de repararea a fracturii vertebrale. Este important de menționat că odată cu dezvoltarea de implanturi trebuie dezvoltat și instrumentarul necesar operațiilor chirurgicale de implantare.

Chiar dacă eliminarea durerilor cronice și netratabile este motivul de bază pentru crearea și dezvoltarea noilor implanturi ale coloanei, originile și cauzele acestor tipuri de dureri sunt deosebit de complexe, incluzând afecțiuni de natură organică dar și sau factori psihologici și sociali. Datorită aspectului psihologic al durerii, simpla tratare a bolii nu înseamnă neapărat faptul că simptomele de durere ale unui pacient vor fi totalmente eliminate [1], [5],[6].

Candidații pentru o operație de coloană sunt în general de vârstă medie (mai puțin de 65 de ani) și aflați încă în activitate. O statistică realizată în Statele Unite cu pacienții care au un implant de fuziune la nivelul coloanei vertebrale este prezentată în figura 1.1. Datorită speranței de viață ridicate a acestor pacienți, designul implanturilor trebuie făcut perfect, astfel încât acestea să reziste pe întreaga durată, fără intervenții ulterioare. Durerile la nivelul segmentului cervical și a spatelui devenite cronice pot fi severe și epuizante, moment în care pacienții consideră operația de coloană ca și o opțiune viabilă. Un studiu clinic recent care a vizat înlocuirea totală a discului, a pus în evidență faptul că 29 din 39 (74%) de candidați pentru operație erau sub medicație cu efect tranchilizant pentru ameliorarea durerilor de spate.

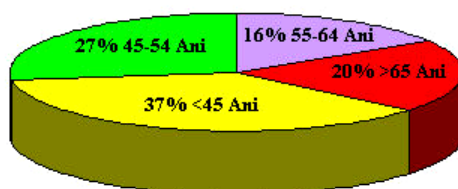


Figura 1.1 Statistica persoanelor cu implant de coloană în SUA

Dacă admitem că tratarea pacienților este o problemă de natură medicală iar construirea instrumentelor și ustensilelor este o sarcină tradițională inginerescă, înseamnă că domeniul medicinei și cel al ingineriei medicale se împletesc și sunt reciproc interdependente. Din acest motiv, ingineria medicală nu trebuie privită ca fiind subordonată medicinei și nici viceversa, aceste două domenii dezvoltându-se și consolidându-se reciproc. Pentru a întări acest lucru putem spune că, cea mai elaborată soluție de implant ar putea avea rezultate dezastruoase dacă este implantat din motive greșite, la pacientul greșit sau în locația greșită.

Tehnologia implanturilor de coloană oferă o motivație unică și importantă pentru a studia ingineria medicală. Începând cu anii 1970-1980, inginerii au jucat un rol fundamental în evoluția și comercializarea implanturilor de șold și genunchi. La sfârșitul anilor 1990, ingineria medicală ortopedică a atins o perioadă de stabilitate înregistrând creșteri previzibile (figura 1.2).

Pe de altă parte, expansiunea tehnologiilor implanturilor de coloană s-a manifestat exploziv comparativ cu implanturile ortopedice, cu o creștere previzionată a vânzărilor la nivel global de 20% pe an, începând cu secolul 21 (figura 1.2). Între 1990 și 2003, numărul total de proceduri de fuziune primară cervicală și lombară numai din Statele Unite a crescut de la 121400 la 281300, reprezentând o creștere procentuală de 170% (figura 1.3). Pentru implanturile alternative capabile de conservare a mișcării la fuziune, cercetătorii au anticipat crearea unei noi piețe de 2 miliarde de dolari în 2010 [1].

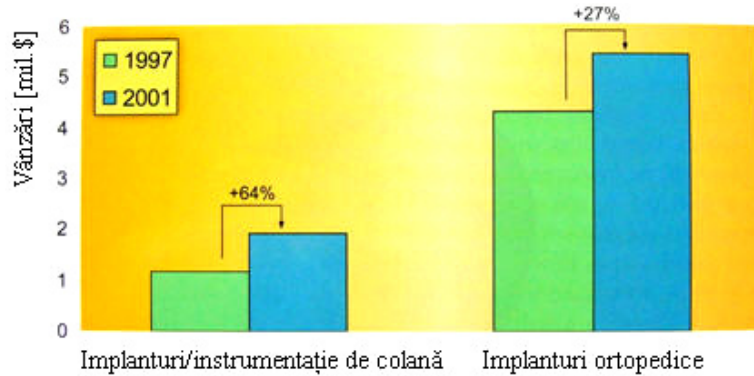


Figura 1.2 Evoluția și previziunile pieței implanturilor de coloană vertebrală

1.1.2. Evoluția instrumentației de coloană vertebrală de fuziune

Pentru a înțelege tendințele de dezvoltare a instrumentației necesare intervențiilor pe coloana vertebrală este necesar a găsi urma istorică și evolutivă a tehnologiilor de implanturi pentru stabilizare și fuziune a coloanei. În acest sens există numeroase referințe disponibile sub formă de manuale sau publicații: Albertone, Naderi și Benzel 2005, Mofakhar și Trost 2004, Mohan și Das 2003, Omeis 2004, Singh 2004. Instrumentația de coloană prezentată aici se referă la aplicații posterioare pentru segmentul toraco-lombar și lombo-sacral, la instrumentația anterioară pentru coloana toraco-lombară, la aplicațiile coliviilor intervertebrale și la instrumentația pentru abordarea posterioară și anterioară a coloanei cervicale [6].

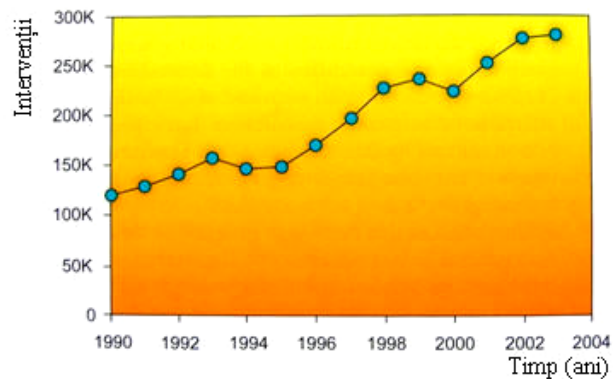


Figura 1.3 Intervenții pentru fuziunea coloanei cervicale și lombare în SUA

Instrumentația posterioară toraco-lombară și lombo-sacrală

Fixarea internă posterioară a coloanei a fost raportată pentru prima dată în 1891 de către Handra când a documentat folosirea unor fire în jurul proceselor spinose pentru tratarea afecțiunii Pott. Afecțiunea Pott se manifestă printr-o

distrugere parțială a corpului vertebral, cauzată de regulă de o infecția cu tuberculoză, și are ca principal efect curbarea coloanei vertebrale. În acea vreme, simpla folosire a firelor în jurul proceselor spinoase era o practică comună considerată potrivită în operațiile lombare. Imediat după aceea, în 1991, Hibbs a descris o operație pentru tratarea deformațiilor progresive ale coloanei a trei pacienți în care, a propus utilizarea unui *arc osos* pentru prevenirea cifozei care oferea un suport de tip consolă pentru coloana deformată. Arcele osoase propuse au fost introduse caudal pentru a atinge procesul corpului vertebral inferior, și suturate în această poziție. S-a dorit astfel ca acest component împreună cu vertebrele adiacente să fuzioneze. În timp, această operație a primit denumire de tehnica Hibbs, după numele celui care a inventat-o.

În 1948, King a raportat folosirea unor șuruburi în fațetele articulare ale coloanei lombo-sacrale. Șuruburile erau plasate prin articulațiile laterale (fațete) cu scopul de a elimina imobilizarea prelungită a pacientului în ghips.

În 1949, Thompson și Ralston au raportat o rată a pseudoartritei de 55.1% ca urmare a fuziunii de coloană pentru un grup de pacienți, în care a fost utilizat un tip de fixare internă (un mecanism de șurub din oțel inoxidabil) de-a lungul fațetelor articulare. În 1953 Holdsworth și Hardy au raportat folosirea unor plăci posterioare atașate unuia sau mai multor procese ale coloanei pentru tratarea fracturii cu dislocăție la nivelul toraco-lombar. Ei au arătat că, în cazurile în care procesele coloanei au fost distruse, fixarea plăcii se poate realiza și pe lamină. S-a observat de asemenea că fixarea a fost eficientă pentru intervalul 8-12 săptămâni, timp suficient pentru fuziunea corpurilor vertebrale.

Abordarea instrumentației posterioare a evoluat cu repeziciune până în punctul în care, în 1970 Dr. Roy-Camille din Paris a raportat folosirea instrumentației (plăci, șuruburi) pe partea posterioară a lombară și lombo-sacrală a coloanei, prin introducerea unor șuruburi prin pediculi și fațetele articulare. Exploatarea pediculului ca și zonă posibilă de stabilizare a fost creditată de această aplicație. În acest timp, au fost confecționate plăcuțe de diverse curbură și lungimi făcute din aliaj de CoCr sau oțel inoxidabil, oferite pentru folosirea posterioară. Plăcile disponibile aveau de la 5 la 15 găuri poziționate la fiecare 1.3cm. Rezultatele pe termen lung ale utilizării plăcuțelor au demonstrat o incidență scăzută a complicațiilor postoperatorii [7], [8], [9], [10].

În 1984 a fost raportată de către Bostman stabilizarea posterioară a coloanei cervicale și lombare folosind plăcuța Daab. Placa Daab a fost dezvoltată în anii 1960 de către Juhasz Daab pentru stabilizarea fracturilor acute instabile. Acest implant, dintr-o singură bucată arăta asemeni literei *H* alungit a fost fabricat din oțel inoxidabil cu conținut redus în carbon, și a fost disponibil în trei lungimi: 60, 80, sau 120mm. La implantare acesta se poziționa longitudinal în planul coronal și era fixat prin îndoirea capetelor în jurul proceselor coloanei.

La începutul anilor 1980, Dr. Steffee a făcut populară folosirea șuruburilor pediculare în Statele Unite împreună cu plăcuțele alcătuite din bucăți, pentru stabilizare. Acest design a evoluat dintr-o plăcuță standard AO cu găuri fixe devenind o plăcuță cu orificii mari numite și „cuiburi” care permitea fixarea solidă a unei piulițe conice. Șuruburile pediculare prezentate de el au atras după sine reducerea în popularitate a șuruburilor special dedicate osului spongios. Într-un experiment clinic pe un grup de 120 de pacienți care au fost implantați cu acest sistem s-a arătat că 89% (adică 4 din 5) au prezentat rezultate bune, cu limitări reduse de activitate și un discomfort de-așemenea redus.

1.1.3 Instrumentația cervicală

Instrumentația folosită în intervențiile asupra coloanei cervicale a evoluat deopotrivă pentru ambele tipuri de abordări, anterioară și posterioară, din metoda de bază a consolidării proceselor interspinoase cu firele.

a) Abordări posterioare: grefe și fire

Cloward (1958) a relatat că a utilizat aceeași tehnică chirurgicală cu greșă osoasă ca și Robinson și Smith pentru tratarea degenerării discurilor intervertebrale ale coloanei cervicale. Procedeu aplicat s-a dovedit a fi un succes (definit ca și ameliorarea durerii) în cazul a 42 de pacienți din 47, fiind de asemenea remarcate îmbunătățiri ale condițiilor de viață și pentru ceilalți 5 pacienți. Grefele osoase folosite au fost prelevate atât de la pacienți cât și de la o bancă de oase [1], [7], [8], [9].

Utilizarea firelor în coloana cervicală posterioară a fost pentru prima dată descrisă de către Rogers în 1942, în tratarea fracturilor și dislocațiilor coloanei cervicale. Această operațiune a implicat conectarea mai multor procese spinoase cu fire și incorporarea de grefe osoase pentru intensificarea fuziunii. În 1959 Forsyth a vorbit despre tehnica fixării interne posterioare în coloana cervicală folosind 20 de fire din oțel inoxidabil pentru a matisa procesele spinoase.



Figura 1.4 Metoda Callahan

Procedura a fost aplicată pentru tratarea fracturii-dislocării de sub a doua vertebră cervicală. A fost sugerată aici includerea grefelor osoase pentru susținerea bazei proceselor spinoase, cu grefe adiționale adăugate de-a lungul aminei și articulațiilor posterioare.

În anii 1970 Callahan a raportat stabilizarea coloanei cervicale ca urmare a laminectomiei, prin folosirea firelor trecute prin procesele articulare, folosind grefe corticalo-spongioase din zona crestei iliace. În această serie de 63 de pacienți, 52 au fost urmăriți până la 17 ani după implantare, din care 50 au avut o fuziune de fațetă articulară înregistrată la o perioadă medie de 6.5 luni. Chiar și în anii 1980, Cahill a mai raportat abordări bilaterale de imobilizare cu ajutorul firelor a proceselor spinoase cervicale cu fațetele articulare în scopul stabilizării dislocațiilor, fracturilor de fațetă articulară sau a rănilor subaxiale generate de flexie-compresiune.

b) Abordări posterioare: instrumentație

În 1984, Holness a raportat folosirea unei cleme din oțel inoxidabil interlaminară pentru tratarea rănilor cervicale prin aplicarea ei pe lamina vertebrei învecinate. Indicațiile de utilizare a acestui instrument au fost tratarea dislocațiilor cervicale și subluxațiilor cu instabilitate posterioară, cu implicarea minimală sau

deloc a corpului vertebral. Un studiu clinic pe 51 de pacienți tratați din 1972 până în 1982 a indicat faptul că, pe termen lung, rezultatele au fost, în mare, satisfăcătoare.

În anii 1980 Dr. Roy-Camille a fost pionierul stabilizării posterioare cervicale prin folosirea șuruburilor pe masele laterale ale vertebrelor. Tehnica lui de stabilizare a indus fuziune spontană pe fațetele punții și prin urmare nu a necesitat o grefare complementară. Rapoartele clinice asupra folosirii plăcuțelor Roy-Camille (figura 1.5) au arătat că succesul fuziunii a fost atins la trei luni, și numai șase pacienți au prezentat pierderea unor șuruburi scurte unicorticale. Această complicație de pierdere a unor șuruburi scurte unicorticale, a dus la folosirea șuruburilor bicorticale.

În 1989 Dr. Haid a dezvoltat o placă cervicală posterioară (AME Haid Universal Bone Plate System) făcută din aliaj de titan, pentru reducerea artefactelor în scanarea CT. Aceasta avea o secțiune transversală ușor concavă pentru acomodarea formelor anatomice a proceselor articulare (figura 1.6). Unul dintre avantajele fixării plăcii în masa laterală este independența față de integritatea elementelor posterioare dar și faptul că prin această poziționare se păstrează lordoza cervicală normală. Rata de succes a fuziunii a fost de 98% [8].

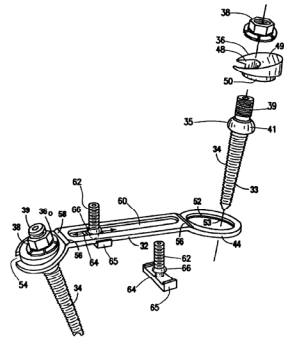


Figura 1.5 Plăcuța Roy-Camille

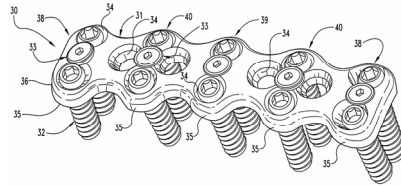


Figura 1.6 Plăcuța Haid

Clemele Halifax (clemele laminare) au fost dezvoltate pentru fixarea pe lamina coloanei cervicale posterioare a unui cârlig în formă de C, care produce compresiune odată cu strângerea clemelor. Chiar dacă acest instrument furniza suficientă rigiditate în cazul mișcării de flexie, nu a produs destulă stabilitate la extensie și rotație, deoarece aceste două mișcări au loc în sensul slăbirii legăturii (figura 1.7).

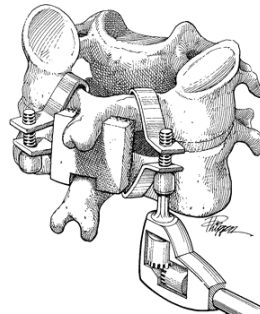


Figura 1.7 Clemele Halifax

Barele și șuruburile pentru masa laterală au fost introduse pentru a soluționa problemele generate de spondiloză sau traumă a coloanei cervicale. S-a folosit de asemenea instrumentația posterioară lombară (cum ar fi barele CD) în aplicațiile de coloană cervicală ce necesitau fuziuni pe un segment lung. Câteva exemplele dintre sistemele bară-șuruburi care au fost dezvoltate pentru a asigura acest tip de stabilizare sunt:

- Sistemul *CerviFix* (Synthes, Paoli) făcut în totalitate din titan sau aliaj din titan;
- *Vertex* (Medtronic Sofamor Danek, Memphis);
- Sistemul *Summit* (DePuy Spine, Rayham).

Dintre acestea, sistemele *CerviFix* și *Summit* (figurile 1.8 și 1.9) pot fi utilizate și pentru fixarea la nivelul occiputului.

În 1994, Abumi a introdus folosirea șuruburilor pediculare în coloana cervicală pentru rezolva problema instabilității traumatiche subaxiale. S-au făcut o serie de studii biomecanice care au comparat forța de smulgere a șuruburilor din pediculi cu cea de smulgere din masele laterale, și au arătat că în cazul înfiletării în pediculi rezistența la smulgere este semnificativ mai mare [11], [12].



Figura 1.8 Sistemul CerviFix



Figura 1.9 Sistemul Vertex

c) Plăcuțe anterioare

Procedul inițial de fuziune anterioară a coloanei cervicale, cunoscută ca fuziunea Smith-Robinson, a implicat îndepărtarea discului intervertebral și plasarea unei grefe osoase în locul acestuia [96]. Cloward a raportat în 1958 îndepărtarea discurilor cervicale degenerate și fuziunea cu grefele din zona iliacă la o serie de 47 de pacienți ca fiind un succes în privința ameliorării durerii.

Folosirea plăcuțelor anterioare a oferit mărirea capacității de stabilizare prin fuziunea selectivă a segmentelor cervicale, eliminând nevoia imobilizării externe. Un număr mare de plăcuțe cervicale anterioare au fost dezvoltate și utilizate clinic de-a lungul anilor. În 2002 Haid a propus o nomenclatură pentru descrierea și etichetarea plăcuțelor cervicale anterioare (ACPs) bazate pe proprietățile biomecanice și pe capacitatea de încărcare cu grefe a acestor sisteme. Această clasificare este prezentată în figura 1.10 [12].

În 1971 Orozco și Ilovet au raportat folosirea unei plăci construite de ASIF, care a avut o configurație în formă de H, fiind denumită mai târziu plăcuța Orozco. Ca și caracteristică constructivă, aceasta a fost creată cu o ușoară concavitate care să se conjuge cu forma corpului vertebral anterior și să permită o poziționare

flexibilă a șuruburilor. În această aplicație s-a utilizat fixarea transcorticală cu șuruburi bicorticale.

Sistemul Caspar de stabilizare prin fuziune cervicală anterioară a fost introdus în 1980, fiind fabricat de către Aesculap Inc. Sistemul a fost disponibil pentru unul sau mai multe nivele de fixare în segmentul cervical inferior, cu ajutorul șuruburilor de tip bicortical și a grefelor osoase. Plăcuța era executată din oțel inoxidabil sau din titan, fiind mai lată la un capăt, în forma unui trapezoid, și cu o formă ușor concavă pentru a se putea acomoda cu curbura corpului vertebral anterior. Conținea două rânduri de orificii ovale de-a lungul axei sale longitudinale. Unul dintre avantajele acestui sistem a fost că a permis o stabilizare imediată postoperatorie fără a fi necesară o imobilizare externă [11].

Atât plăcuța Orozco cât și plăcuța Caspar au fost considerate nerigide și fără blocare a șuruburilor, astfel că poziționarea unghiulară a șurubului a fost stabilită în timpul intervenției chirurgicale, nefiind restrânsă de geometria plăcuței. Aceste plăcuțe au fost concepute pentru utilizare în asamblare cu șuruburi bicorticale, lucru care a mărit stabilitatea sistemului implantat. Complicațiile raportate pentru ambele tipuri de plăci au inclus pierderea sau migrarea șuruburilor, deșurubarea și forfecarea acestora [3], [4], [13].

Placa Morscher cu sistem de blocare a șuruburilor (CSLP, Synthes, Paoli, PA) a apărut ca rezolvare parțială a problemelor pe care le aveau plăcuțele de până atunci, incluzând un șurub elastic care avea capacitatea de a se expanda în placă după inserția unui alt șurub de blocare. Plăcuța și șuruburile au fost făcute din titan, iar șuruburile prezentau un orificiu filetat în cap pentru a putea fi asamblate cu un șurub mic denumit fixator. Folosind acest mecanism, nu mai devine necesară utilizarea șuruburilor bicorticale. O altă caracteristică a acestor șuruburi este că posedă găuri transversale pe filet pentru o mai bună ancorare prin osteointegrare.

Sistemul de placă anterioară cervicală Orion (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN) a fost dezvoltat din aliaj de titan cu o formă curbată predeterminată (lordoză), utilizată împreună cu șuruburi unicorticale sau șuruburi bicorticale de diferite lungimi (figura 1.11). Interfața plăcuță-șurub este securizată de un singur șurub cu șaibă de blocare care acoperă ambele capete ale celor două șuruburi aflate la capetele plăcuței, pentru a preveni deșurubarea. Șuruburile de rigidizare în os sunt orientate cranial respectiv caudal pentru a preveni mișcarea crano-caudală a oricărui șurub ori a plăcii, astfel asigurând protecția împotriva tensionării grefei.

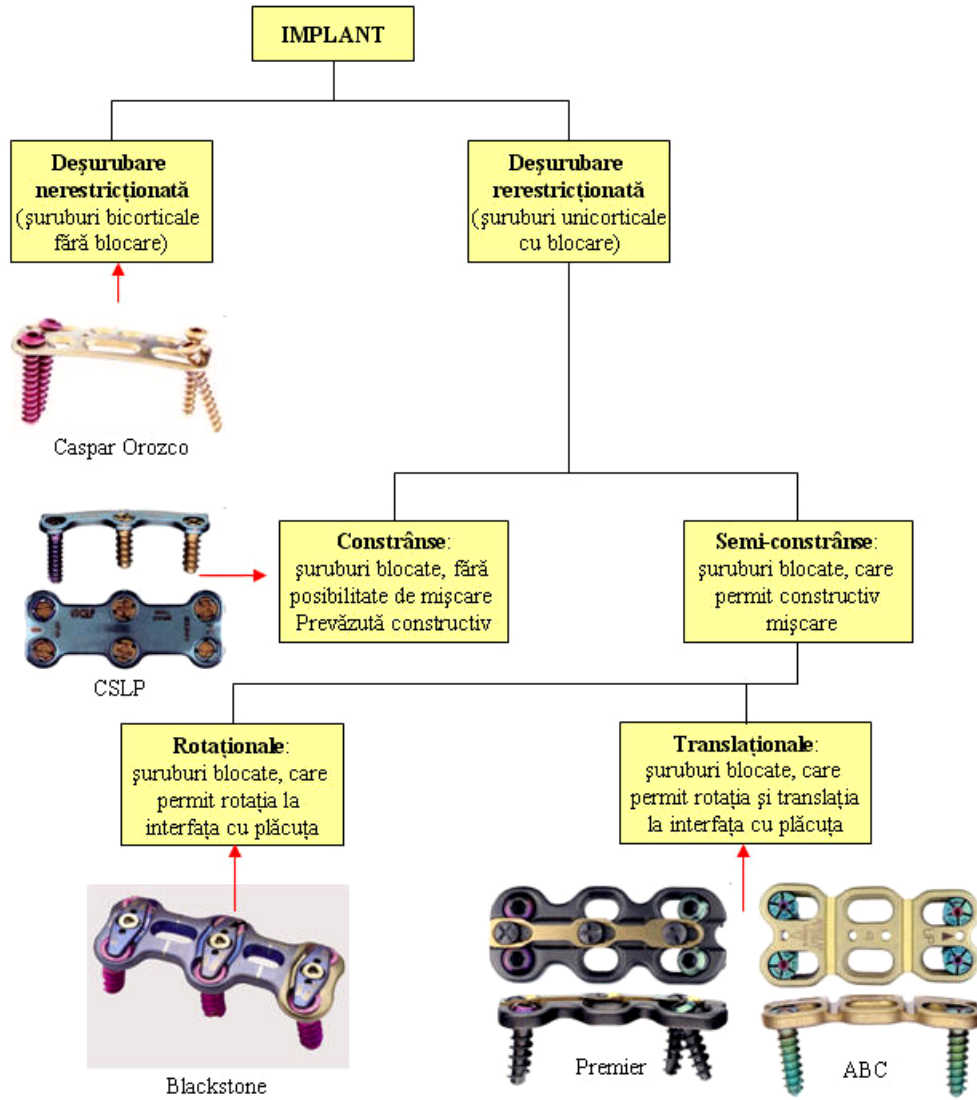


Figura 1.10 Clasificarea Haid a plăcuțelor cervicale anterioare



Figura 1.11 Plăcuța Orion

În sensul reducerii *ecranării tensiunilor normale* (*stress shielding*) față de grefă, dar și de prevenire a deșurubării, au fost create plăcuțe semiconstrânse. Obiectivul a fost dezvoltarea unor plăcuțe care să preia doar o un procent din încărcare și să distribuie uniform pe grefă diferența de încărcare.

În opoziție cu plăcuțele semiconstrânse, sistemul Atlantis (Medtronic Sofamor Danek, Memphis, TN) este o placă care nu permite mișcarea relativă a plăcuței dar oferă posibilitatea de poziționare unghiulară a șuruburilor de-a lungul unui arc de la 0 la 17 grade în orice direcție (figura 1.12). Chiar și cu aceste posibilități de fixare permise prin design, placa Atlantis poate fi folosită ca un mecanism constrâns limitat, dacă toate șuruburile sunt plasate fixe și rigidizate. Astfel, acest sistem prezintă trei posibilități de utilizare: fixat, hibrid (o parte fixată, o parte variabilă) sau complet variabil.



Figura 1.12 Plăcuța cervicală Atlantis

O altă plăcuță semiconstrânsă este plăcuța Codman (Johnson și Johnson, Raynham, MA), care a fost concepută pentru a asigura variabilitatea direcțională a tuturor șuruburilor precum și prevenirea deșurubării printr-un sistem de închidere pe camă construit în interior. Această plăcuță permite rotația tuturor șuruburilor, iar prin aceasta acomodarea grefei în timpul fuziunii (figura 1.13).



Figura 1.13 Plăcuța Codman

Într-un efort continuu de reducere a *ecranării tensiunilor normale* (*stress shielding*) datorate implantării au fost dezvoltate o serie de plăcuțe denumite dinamice. Acestea oferă posibilitatea de preluare a tensiunilor normale și de către grefa osoasă datorită unor sloturi care permit migrația șuruburilor de-a lungul direcției axiale.

Un sistem care a fost construit în acest scop a fost DOC Rod (DePuy Spine, Rayham, MA). Acesta permite translații verticale controlate prin intermediul alunecării șuruburilor de-a lungul barelor, fenomen ce conduce la tasarea grefei (figura 1.14). Această alunecare controlată prin barele rigide menține alinierea anatomică a structurii implantate.

Un alt exemplu de sistem dinamic este placa ABC dezvoltată de Aesculap, și care prezintă sloturi și șuruburi cu poziționare unghiulară variabilă pentru reducerea fenomenului de *stress shielding*. Acest sistem permite mișcarea de translație a șuruburilor și rotația la nivelul interfeței șurub-plăcuță. Utilizând acest sistem, Epstein a raportat o migrație de 6mm a șuruburilor în direcția cranială respectiv de 5 mm în direcția caudală.



Figura 1.14 Plăcuța DOC Rod

Performanțele clinice ale plăcilor cervicale anterioare. Studiile retrospective au evaluat riscul provocării de afecțiuni prin avarierea implanturilor pe un grup de 133 de pacienți implantați cu plăci constrânse și neconstrânse în scopul reconstrucției coloanei cervicale anterioare. Plăcuțele evaluate au fost Orozco (neconstrânsă), CSLP, și Orion (constrânse). La 38 de pacienți (31%), s-a observat o formă de avariere a implantului, cu 31 de defecțiuni la plăcile neconstrânse și 7 defecțiuni la plăcile constrânse. Deși există o diferență semnificativă în rata eșecurilor între plăcile neconstrânse și cele constrânse, nici una nu posedă un risc semnificativ pentru pacienți. De menționat este faptul că implantul este un bun indicator al neintegrării în structura osoasă, dar fără implicații care să conducă la necesitatea extragerii imediate a acestuia [3], [13], [14].

Din punct de vedere biomecanic, plăcile cervicale anterioare funcționează asemeni unui tirant când gâtul execută extensie respectiv ca o placă de sprijin când gâtul este flexat. În nici un caz clinic nu a fost raportată fractura vreunei plăci dar s-au înregistrat în schimb forfecări și smulgeri ale șuruburilor din țesutul osos.

1.1.4 Instrumentația lombară, implanturile de disc

Cele mai utilizate implanturi de disc sunt varietățile de colivii, și au ca prim scop restabilirea distanței dintre două vertebre succesive și deci de decomprimune. Acestea se găsesc într-o serie largă de mărimi și forme și sunt realizate din diferite materiale cum ar fi metale, grefe osoase corticalo-spongioase, fibre de carbon, UHMWP [13], [15]. Coliviile umplute cu fragmente osoase sau cu înlocuitori ai grefei osoase ajută la realizarea fuziunii. Rolul implanturilor intervertebrale este multiplu:

- Menținerea înălțimii corespunzătoare a discului și prevenirea comprimării pachetelor nervoase;
- Restabilirea și conservarea alinierii naturale a coloanei vertebrale;
- Accelerarea fuziunii vertebrale;
- Independența stabilității structurale;

- Purtător de material de fuziune (grefă osoasă).

Forma implanturilor tip colivie este în general cilindrică cu pereți subțiri și găuri, de dimensiuni reduse dar se mai găsesc și sub alte forme cum ar fi cele paralelipipedice sau cuburi. Aceste tipuri de implanturi se pot folosi cu succes la nivelul oricărui segment vertebral, în vederea recuperării înălțimii discului degenerat. Câteva tipuri de implanturi colivie sunt prezentate în figura 1.15.



Figura 1.15 Implanturi de disc pentru segmentele: a) – cervical, b) – lombar

Utilizarea acestor implanturi se practică în cazurile discurilor degenerate, herniilor de disc sau spondilozei. Toate aceste afecțiuni pot produce lunecarea cu contact a vertebrelor în timpul activității zilnice, generând presiuni pe ramurile nervoase. O fuziune cu ajutorul unei colivii poate elimina mișcarea dintre vertebre, crește interstițiul intervertebral, stabilizează coloana și reface alinierea și curbura acesteia. Printre implanturile colivie de generație nouă se numără: BAK, Ray TFC, The Contact Fusion Cage, și INTER FIX [3], [4].

Unul dintre implanturile colivii cele mai noi și mai avansate din punct de vedere tehnologic este implantul LT Cage (figura 1.16) care se evidențiază prin următoarele aspecte constructive:



Figura 1.16 Implantul colivie LT Cage

- Are formă tronconică, iar după implantare se comportă asemenea unei pene mecanice, ajutând la rehabilitarea curburii sau a alinierii segmentului de coloană în cauză;
- În cazul unei degenerări masive implantologii folosesc două asemenea implanturi unul lângă celălalt. Pentru a putea fi poziționate cât mai aproape unul de celălalt, cele două implanturi, prezintă câte două fețe plane de-a lungul generatoarei trunchiului de con;
- Degajările și orificiile sunt destinate osteointegrării grefei cu suprafețele vertebrale.

Implantul total de disc.

Discul artificial este un dispozitiv construit pentru a înlocui integral discul intervertebral uman distrus prin degenerare. De-a lungul evoluției lor, aceste implanturi și-au schimbat designul odată cu avansarea tehnologiilor de prelucrare. Astfel, primele tipuri de implanturi totale de disc erau de tipul unor sfere metalice, cu rol de a prelua atât încărcarea cât și capacitatea de mobilitate a segmentului. O mare problemă a acestora o reprezenta modalitatea de reținere în interstițiul intervertebral.

Implanturile totale de disc din zilele noastre sunt confecționate din mai multe elemente și nu mai prezintă fixări exterioare pe corpurile vertebrale. Elementele componente sunt două plăci exterioare din aliaje metalice biocompatibile și un nucleu glisant cu formă de calotă sferică, polimeric. Acest concept oferă posibilitatea modificării spațiului din interiorul discului artificial în timpul mișcărilor de flexie extensie ale coloanei. Pe baza statisticii medicale s-a ajuns la concluzia că un astfel de implant permite o bună mobilitate a segmentului implantat, dar în același timp reduce posibilitatea de mișcare a întregii coloane câteva grade [10], [15].



Figura 1.17 Implant total de disc, Charite

Un exemplu tipic de disc artificial este Charite Artificial Disc al cărui scop principal este de a restabili distanța intervertebrală (figura 1.17). În urma implantării se obține restaurarea flexibilității segmentului, prevenirea degenerării discurilor vertebrelor adiacente, eliminarea durerii prin decompresia rădăcinilor nervoase și îmbunătățirea activităților funcționale ale pacientului. Acest tip de implant este unul definitiv, cu o durată de viață estimată la 40 de ani, sau 85 de milioane de cicluri .

Din punct de vedere constructiv, implantul Charite este alcătuit din trei componente. Două dintre acestea, cele extreme, sunt discuri metalice confecționate de regulă din titan sau aliaje de titan care prezintă pe suprafețe niște spini, cu rolul de fixare în corpul vertebrelor între care se inserează. Suprafețele acestor plăci acoperă aproape în totalitate fețele corpurilor vertebrale, obținându-se astfel o bună distribuție a eforturilor în timpul încărcării. Între cele două discuri se găsește miezul polimeric cu formă sferică care asigură interfața funcțională de preluare și transmitere a mișcării. O altă funcție importantă a miezului este cea de atenuare a șocurilor ce se nasc în timpul mișcărilor accelerate.

În concluzie se poate spune că instrumentația de coloană vertebrală pentru abordări anterioare, posterioare, laterale sau intervertebrale este în plină dezvoltare tehnică, dezvoltare ce vizează în principal două scopuri: îmbunătățirea condițiilor de viață ale pacientului prin eliminarea durerii și evitarea avarierii structurii metalice implantate.

Deoarece pe parcursul tezei s-a dezvoltat și studiat un prototip de implant cervical de tip plăcuță devine important în a sublinia principalele avantaje și dezavantaje ale categoriilor Haid de implanturi cervicale tip plăcuță. Acestea au fost

structurate de o manieră sintetică în tabelul 1.1 și au avut un rol decisiv în orientarea cercetărilor în domeniul temei de doctorat.

Se poate spune că, în urma înțelegerii ierarhizării Haid precum și datorită tendințelor de cercetare la nivel mondial în ceea ce privește instrumentația de coloană cervicală, s-a decis continuarea eforturilor de cercetare în direcția sistemelor dinamice de stabilizare a coloanei. Acestea reprezintă noi tendințe în vederea realizării unei fuziuni vertebrale.

Tabelul 1.1 Evaluarea obiectivă a clasificării Haid

Tip implant	Avantaje/Dezavantaje	
Deșurubare nerestricționată	Avantaje	1. Rigidizare foarte bună; 2. Simplitate constructivă; 3. Fixare rapidă → timp de intervenție redus.
	Dezavantaje	1. Posibilitate de deșurubare a elementelor de rigidizare; 2. Generează efect de <i>stress shielding</i> asupra grefei; 3. Nu permite ajustarea în lungime odată cu creșterea osoasă.
Constrânse	Avantaje	1. Deșurubare restricționată a elementelor de rigidizare; 2. Rigidizare foarte bună.
	Dezavantaje	1. Generează efect de <i>stress shielding</i> asupra grefei; 2. Nu permit re poziționarea odată cu creșterea osoasă.
Semiconstrânse rotaționale	Avantaje	1. Permit re poziționarea prin rotația șuruburilor; 2. Rigidizare bună.
	Dezavantaje	1. Nu permit translația de re poziționare la creșterea osoasă; 2. Generează efect de <i>stress shielding</i> asupra grefei; 3. Complexitate constructivă.
Semiconstrânse translaționale	Avantaje	1. Permit o fixare dinamică; 2. Elimină efectul de <i>stress shielding</i> asupra grefei; 3. Poziționare cu grad de flexibilitate ridicat.
	Dezavantaje	1. Complexitate constructivă; 2. Imobilizare dificilă în timpul intervenției chirurgicale.

1.2 Noțiuni de anatomie și patologie ale coloanei vertebrale

1.2.1 Structura osoasă a coloanei vertebrale

Coloana vertebrală umană este o coloană mediană și posterioară, numită și rachis, formată din suprapunerea a 33-34 de piese osoase numite vertebre. Posibilitățile de mișcare și funcționalitatea coloanei vertebrale se datorează complexității sale constructive. Astfel, pe lângă cele 33-34 de vertebre, coloana vertebrală se mai caracterizează și prin cele 344 de suprafețe articulare, 24 de

discuri intervertebrale și 365 de ligamente cu 730 de puncte de inserție. Asupra coloanei vertebrale acționează nu mai puțin de 730 de mușchi cu acțiune directă, la toate acestea adăugându-se formațiunile nervoase (somatice și vegetative) și vasculare [16], [17], [18], [19].

Dintre cele 33-34 de vertebre 24 sunt corpuri vertebrale separate și poartă numele de vertebre adevărate. Urmărite descendent, ele se constituie în trei segmente: cervical, toracal și lombar. Corpurile vertebrale sudate poartă denumirea de vertebre false și alcătuiesc două segmente după cum urmează: 5 dintre ele alcătuiesc sacrul și alte 4-5 coccigele (figura 1.18).

- *Vertebrele cervicale* corespund gâtului, sunt în număr de 7, se notează de la C1 la C7 și împreună formează segmentul cervical;
- *Vertebrele toracale* corespund toracelui, sunt în număr de 12, se notează de la T1 la T12 și formează împreună segmentul toracal;
- *Vertebrele lombare* corespund regiunii lombare (peretele posterior al abdomenului), sunt în număr de 5, se notează de la L1 la L5 și împreună formează segmentul lombar;
- *Vertebrele sacrale* sunt în număr de 5, se notează de la S1 la S5 iar prin sudare dau naștere osului numit sacrul;
- *Vertebrele coccigiene* sunt în număr de 4-5 iar prin sudare dau naștere osului numit coccige.

Segmentele cervical, toracal și lombar sunt caracterizate prin vertebre independente și mobile unele față de altele, motiv pentru care se mai numesc și vertebre adevărate. La aceste vertebre se studiază caracterele generale, caracterele regionale precum și caracterele speciale ale unora dintre ele. Caracterele regionale sunt direct dependente de funcționalitatea segmentului respectiv și de raportul anatomic în care se află cu celelalte segmente. Caracterele speciale sunt date de particularități anatomice ale unor vertebre față de vertebrele din aceeași regiune [20].

Dimensiunile antropometrice. Lungimea și lățimea coloanei vertebrale variază de la individ la individ în funcție de înălțimea corpului, vârstă și sex. Lungimea medie a coloanei vertebrale este de 75 cm la bărbați și 63 cm la femei, reprezentând aproximativ 40% din înălțimea totală a corpului. Lățimea maximă a coloanei vertebrale este la baza sacrului unde măsoară 11 cm. De la acest nivel dimensiunea descrește în ambele sensuri. Diametrul sagital maxim este la nivelul ultimelor vertebre lombare unde măsoară 7 cm și de unde descrește în ambele sensuri.

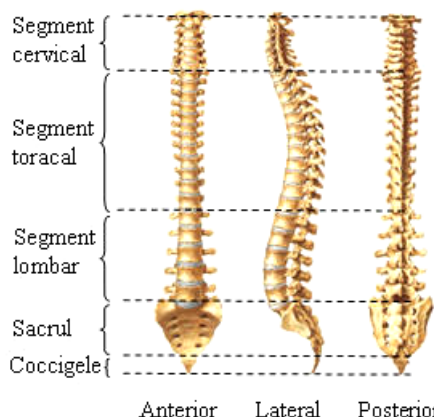


Figura 1.18 Structura coloanei vertebrale

Curburile coloanei vertebrale. Coloana vertebrală nu are o geometrie rectilinie ci prezintă o serie de curburi concave și convexe în plan frontal și lateral. Majoritatea curburilor sunt dobândite postnatal și se dezvoltă pe întreaga durată de viață.

Curburile în plan frontal sunt foarte puțin pronunțate în comparație cu cele din planul lateral și se clasifică după cum urmează: curbura cervicală cu convexitatea la stânga; curbura toracală cu convexitatea la dreapta; curbura lombară cu convexitatea la stânga. Dintre cele trei curburi din planul frontal cea toracală este primară, fiind determinată acțiunile mușchilor mai dezvoltați de la membrul superior drept. Celelalte două curburi sunt compensatorii, având scopul de a restabili echilibrul corporal.

Curburile în planul lateral sunt proeminente și privite anterior pot fi convexe când se numesc lordoze și concave când se numesc cifoze. La coloana vertebrală aceste curburi sunt în număr de patru și se clasifică după cum urmează: curbura cervicală convexă; curbura toracală concavă; curbura lombară convexă; curbura sacro-coccigiană concavă.

Coloana vertebrală poate prezenta și curburi patologice, ca urmare a exagerării curburilor normale. Aceste patologii pot fi ereditare sau dobândite.

Rolul funcțional. Coloana vertebrală îndeplinește trei roluri majore: *protecția măduvei, rolul static și rolul biomecanic* [16].

Protecția măduvei. Cel mai important rol funcțional ale coloanei vertebrale este acela de protecție a măduvei spinării. Aceasta se întinde de-a lungul coloanei și se găsește în canalul vertebral creat din suprapunerea interstițiilor fiecărei vertebre. Măduva este învelită în meninge și mărginită anterior de către corpurile vertebrale iar posterior de către arcurile vertebrale suprapuse.

Rolul static. Poziția statică verticală a trunchiului se numește ortostatism iar la realizarea lui contribuția coloanei vertebrale este hotărâtoare. Din punct de vedere static coloana vertebrală reprezintă un ax solid ce susține capul, trunchiul și membrele superioare. Aceasta preia masele proprii ale segmentelor pe care le susține și le transmite pelvisului și membrilor inferioare. Așa se explică creșterea în dimensiune a corpurilor vertebrale urmărite descendent. De asemenea, curburile din planul lateral îi sporesc capacitatea de a prelua încărcări, capacitate caracterizată printr-un indice exprimat cu relația C^2+1 unde C reprezintă numărul curburilor. La om acest indice este $17=(4^2+1)$

Rolul biomecanic. Datorită numărului mare de articulații la nivel vertebral, ansamblul coloanei vertebrale prezintă posibilități de mișcare foarte vaste. Mobilitatea acesteia permite trunchiului, membrilor superioare și capului poziționări complexe în spațiul 3D. În mod firesc, există și limitări ale mobilității coloanei necesare în a satisface celălalt rol funcțional, acela de protecție a măduvei. Limitările sunt realizate posterior de către procesele spinoase, apofizele vertebrelor și musculatura dorsală, iar anterior de către coaste și peretele abdominal. Un alt rol biomecanic îl reprezintă capacitatea de a prelua și amortiza sarcini dinamice provenite din inerții ale trunchiului sau încărcări ale membrilor superioare. Această capacitate este conferită de discurile intervertebrale și de musculatură.

Conformația exterioară. Coloana vertebrală considerată în totalitatea ei prezintă o față anterioară una posterioară și două fețe laterale.

Fața anterioară este formată de către corpurile vertebrale suprapuse și se prezintă ca un cilindru cu generatoarea egală cu lungimea coloanei.

Fața posterioară este alcătuită din creasta spinală și șanțurile vertebrale. Creasta spinală este generată de linia mediană a proceselor spinoase, la stânga și la

dreapta acesteia găsindu-se două șanțuri profunde care adăpostesc mușchii coloanei vertebrale.

Fețele laterale prezintă vârful proceselor transversare, pediculii vertebrali, găurile intervertebrale și porțiunile laterale ale corpurilor vertebrali.

1.2.2 Segmentul cervical al coloanei vertebrale

Segmentul cervical al coloanei vertebrale este cel mai mobil segment, destinat mișcărilor ample și precise ale capului și gâtului în condiții de stabilitate. Scopul mobilității îl reprezintă nevoia de poziționare în orice situație a liniei vizuale a ochilor. Acuratețea mișcării capului este dată de gradul mare de inervare a mușchilor cervicali superiori [16], [21], [22], [23]. Din punct de vedere morfologic și fiziologic segmentul cervical se împarte în două regiuni: regiunea superioară formată din osul occipital, atlasul și axisul, și regiunea inferioară care cuprinde vertebrele cervicale de la C3 la C7 (figura 1.19). Segmentul cervical privit în ansamblu prezintă o curbura anterioară convexă.

Regiunea cervicală superioară. Structura primei și celei de-a doua vertebre cervicale diferă de vertebrele din regiunea inferioară dar și una față de cealaltă, putându-se vorbi în acest caz despre caracterele speciale ale fiecăreia.

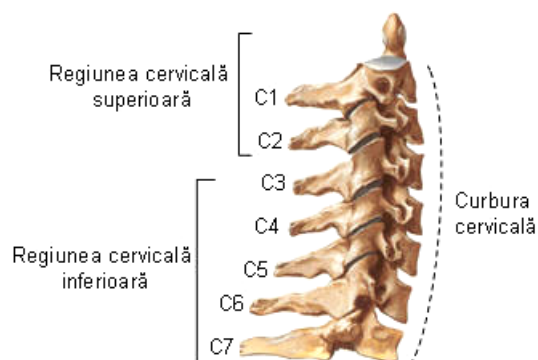


Figura 1.19 Segmentul cervical al coloanei vertebrale

Prima vertebră se numește atlas (figura 1.20) și se articulează superior cu osul occipital și inferior cu a doua vertebră cervicală, axisul. Diferența dintre atlas și toate celelalte vertebre este că acesta nu prezintă corp vertebral ci este format din două mase laterale unite de două arce: anterior și posterior. Masele laterale prezintă următoarele particularități anatomice: cavitatea articulară superioară pentru articulația cu condilul occipitalului, fața articulară inferioară pentru articulația cu procesul articular superior al axisului, fața medială pe care se inseră ligamentul transversal și fața laterală de unde pleacă procesul transversar.

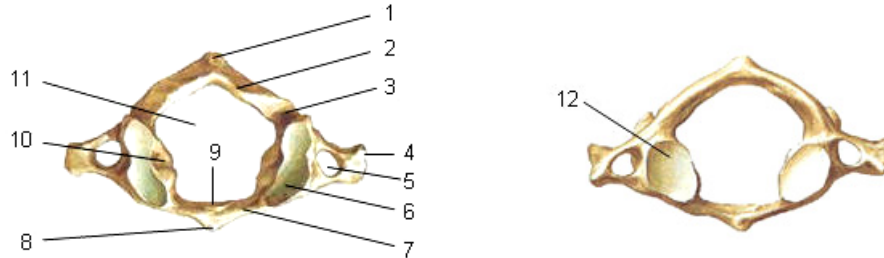


Figura 1.20 Atlasul – vedere superioară și inferioară: 1 tuberculul posterior; 2 arcul posterior; 3 șanțul arterei vertebrale; 4 proces transversar; 5 orificiu transversar; 6 cavitatea articulară superioară; 7 arcul anterior; 8 tuberculul anterior; față articulară pentru dintele axisului; 9 față articulară a dintelui; 10 față medială a masei laterale; 11 orificiul rahidian; 12 față articulară inferioară.

Arcul anterior este curbat convex spre înainte și prezintă pe fața anterioară un tubercul iar pe fața posterioară o fețișoară articulară destinată articulației cu dintele axisului. Arcul posterior este mai larg decât cel anterior și prezintă pe fața posterioară un tubercul și șanțul arterei vertebrale prin care trece artera omonimă.

A doua vertebră a regiunii superioare se numește axis (figura 1.21) și are rolul unui pivot în jurul căruia se rotește atlasul și capul. Modificarea acestei vertebre privește numai corpul vertebral pe a cărui față superioară se găsește o proeminență verticală numită dinte.

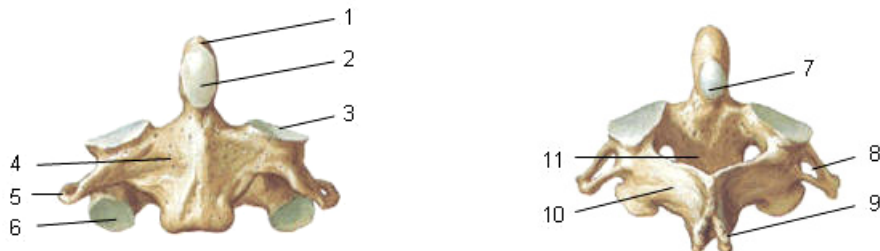


Figura 1.21 Axisul – vedere anterioară și posterioară: 1 dintele; 2 față articulară anterioară a dintelui; 3 procesul articular superior; 4 corpul vertebral; 5 procesul transversar; 6 procesul articular inferior; 7 față articulară posterioară a dintelui; 8 orificiul transversar; 9 procesul spinos; 10 arcul vertebral; 11 orificiul vertebral.

Ca și conformație, dintele este mai îngust la bază unde este înconjurat de ligamentul transvers al atlasului, și cu o circumferință mai mare spre vârf. Pe suprafața anterioară a vârfului se găsește o suprafață articulară de formă ovală care se articulează cu suprafața conjugată de pe atlas. Ca și structură osoasă, dintele este mai compact decât restul corpului vertebral. Procesele articulare superioare și inferioare sunt înclinate în jos și spre înainte respectiv în jos și spre înapoi, situație tipică pentru vertebrele cervicale.

Regiunea cervicală inferioară. Această regiune se întinde de la vertebra a 3-a la vertebra a 7-a care este și ultima a segmentului cervical. Structura celor 5 vertebre este similară, fără existența caracterelor specifice la acest nivel. Regiunea se caracterizează prin apariția discurilor intervertebrale între vertebre adiacente. Discurile reprezintă $\frac{1}{4}$ din lungimea totală a coloanei și au rolul de a sporii

mobilitatea și de a atenua solicitările. Structura unei vertebre cervicale tipice este prezentată în figura 1.22 [16], [24], [23].

Caracteristicile generale ale vertebrelor regiunii cervicale inferioare:

- Corpul vertebrei este mic și alungit transversal;
- Procesul spinos este scurt și are vârful bifid;
- Procesele transversare au câteva caractere diferențiale: baza lor e străbătută de gaura transversală prin care trec artera și vena vertebrală; vârful este împărțit într-un tubercul anterior care este un rudiment de coastă și într-un tubercul posterior ce reprezintă procesul transversar propriu-zis; pe fața superioară a procesului transversar se găsește șanțul nervului spinal;
- Procesele articulare sunt orientate pe un plan aproape orizontal.

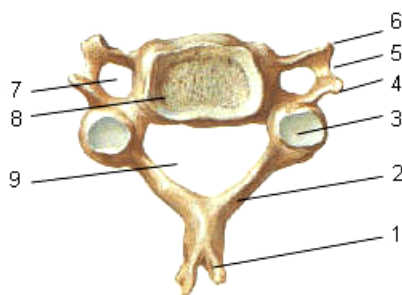


Figura 1.22 Vertebra cervicală tipică: 1 procesul spinos; 2 arcul vertebral; 3 procesul articular superior; 4 tuberculul posterior al procesului transversar; 5 șanțul nervului spinal; 6 tuberculul anterior al procesului transversar; 7 orificiul transversar; 8 corpul vertebral; 9 orificiul vertebral.

1.2.3 Segmentul toracal al coloanei vertebrale

Segmentul toracal este cel mai puțin mobil segment coloanei vertebrale umane. Deși componentele individuale ale segmentului sunt flexibile, stabilitatea și rigiditatea globală este realizată de următoarele elemente: articulațiile costale cu vertebrele și sternul; cutia toracică și sternul; discurile intervertebrale la acest nivel; puternica fascie intercostală; ligamentul radial care leagă capul costal de vertebra adiacentă. Rolul funcțional cel mai de seamă al segmentului și cutiei toracice este de a proteja inima, plămânii și a vasele de sânge majore de eventualele compresii externe, în detrimentul mobilității. Curbură segmentului toracal în plan lateral este concavă anterior, motiv pentru care, în poziție ortostatică, linia centrului de greutate cade anterior corpurilor vertebrale. Aceasta înseamnă că la încărcări axiale segmentul tinde să-și mărească curbură în plan lateral pentru a prelua sarcina. În planul frontal segmentul toracal prezintă o curbură mai redusă, de regulă spre dreapta, datorată dezvoltării mai puternice a musculaturii membrului superior drept [23], [19], [18].

Segmentul toracal este compus din 12 vertebre similare între ele, ale căror elemente sunt prezentate în figura 1.23.

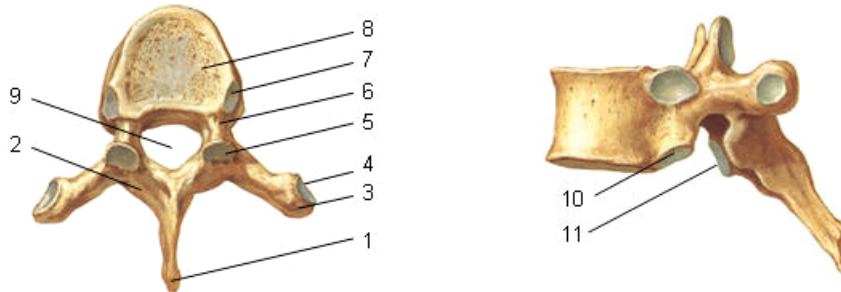


Figura 1.23 Vertebra toracală tipică – vedere superioară și laterală: 1 procesul spinos; 2 arcul vertebral; 3 procesul transversar; 4 fețișoara transversocostală; 5 procesul articular superior; 6 pedicul; 7 foseta costală superioară; 8 corpul vertebral; 9 orificiul vertebral; 10 foseta costală inferioară; 11 procesul articular inferior.

Caracteristicile generale ale vertebrelor toracale:

- Corpul vertebrei este ușor alungit anteroposterior și prezintă două scobituri superioare și două scobituri inferioare, câte una de fiecare parte a corpului vertebral. Scobitura superioară a unei vertebre cu cea inferioară a vertebrei supraiacente delimitează un unghi diedru în care pătrunde capul coastei;
- Procesul spinos este prismatic triunghiular și cu o orientare oblică spre înapoi și în jos;
- Procesele transversare prezintă pe fața lor anterioară o fețișoară transversocostală care se articulează cu tuberculul coastei corespunzătoare;
- Procesele articulare sunt verticale și dispuse în plan frontal.

1.2.4 Segmentul lombar al coloanei vertebrale

Segmentul lombar al coloanei vertebrale este alcătuit din 5 vertebre interconectate prin intermediul discurilor intervertebrale. Privit din lateral, segmentul lombar prezintă o curbură anterioară convexă numită lordoză (figura 1.24), asemeni celei cervicale. Această curbură vine să compenseze înclinația spre înainte de 50-53° cu orizontala a sacrului. Fără această compensare trunchiul nu ar putea realiza poziția de ortostatism. Factorii care contribuie la forma normală a lordozei lombare sunt:

- Vertebra L5 care are o formă de pană, cu peretele anterior al corpului vertebral mai mare cu 3 mm decât peretele posterior. Această modificare aduce vertebra L5 mai aproape de planul orizontal decât suprafața superioară a sacrului;
- Discul L5/S1 are de asemenea o formă de pană, cu o înălțime anterioară mai mare cu 6-7 mm decât cea posterioară. Astfel, suprafața inferioară a vertebrei L5 nu rămâne paralelă cu suprafața sacrului ci formează un unghi ce variază între 6 și 29° [16], [22], [25], [18];
- Fiecare vertebra situată deasupra lui L5 se înclină ușor spre spate, în relație cu precedenta;
- O contribuție importantă la menținerea lordozei normale este adusă de activitatea mușchilor spinali erectori. Deși la aproape 75% dintre adulți linia

centrului de greutate cade anterior față de coloana vertebrală, trunchiul nu se înclină spre înainte datorită acțiunii acestor mușchi.

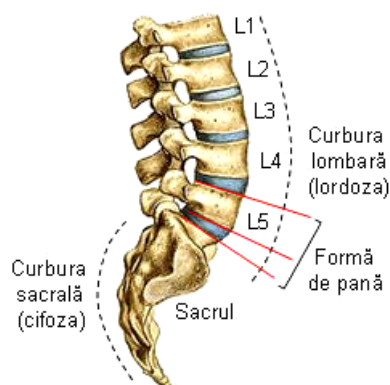


Figura 1.24 Segmentul lombar al coloanei vertebrale

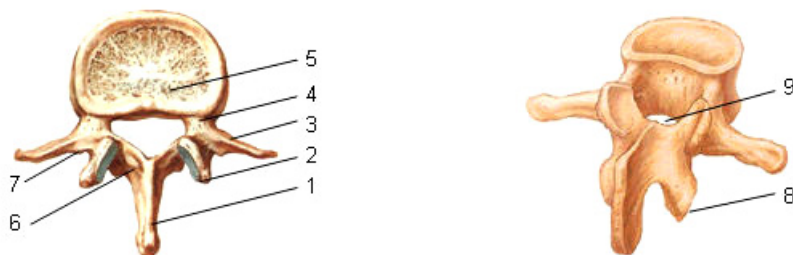


Figura 1.25 Vertebra lombară tipică în vedere superioară și isometrică: 1 procesul spinos; 2 procesul articular superior; 3 procesul costiform; 4 pediculul; 5 corpul vertebral; 6 arcul vertebral; 7 procesul accesoriu; 8 procesul articular inferior; 9 orificiul vertebral.

Corpurile vertebrale ale segmentului lombar sunt asemănătoare ca formă, putându-se vorbi despre o structură tipică pentru la acest nivel. Ultima vertebră lombară, L5 prezintă însă câteva particularități. Vertebrele lombare sunt cele mai mari vertebre mobile, cu corpurile vertebrale masive și arce foarte bine dezvoltate, capabile să susțină mase mari și tensiuni mari pe măsură. Structura tipică pentru o vertebră lombară este prezentată în figura 1.25.

Caracteristicile generale ale vertebrelor lombare:

- Corpul vertebrei are dimensiuni mari, diametrul transvers depășind pe cel anteroposterior;
- Procesul spinos are o secțiune dreptunghiulară, este bine dezvoltat și are o direcție orizontală cu orientarea spre înapoi;
- Canalul vertebral este în această regiune este de obicei triunghiular, mai larg decât în regiunea toracală și mai strâmt decât în cea cervicală;
- Procesele costiforme la acest nivel reprezintă resturi de coastă, și se caracterizează prin dimensiuni mari, deformate spre înapoi. Datorită acestor caracteristici, uneori ele pot fi confundate cu procesele transversare. Adevăratele procese transversare sunt de fapt mici proeminențe situate pe fața posterioară a proceselor costiforme, lângă rădăcina acestora din urmă și poartă denumirea de procese accesorii;

- Procesele articulare au o direcție verticală și sunt dispuse în planul lateral. Fețele articulare ale proceselor superioare privesc medial și se prezintă ca segmente de cilindru gol, în timp ce fețele articulare ale proceselor inferioare privesc lateral și se prezintă ca segmente de cilindru plin.

1.2.5 Structura și rolul discurilor intervertebrale

Discurile intervertebrale sunt elemente constitutive ale coloanei vertebrale și fac parte din categoria articulațiilor intrinseci, cu rol de mijlocire a contactului dintre două vertebre consecutive. Ca structură, discurile sunt fibrocartilaje cu forma unor lentile biconvexe ce depășesc cu puțin prin circumferința lor spațiul dintre suprafețele osoase [22], [20]. Discurile sunt mărginite superior și inferior de către plăcile corpurilor vertebrale iar anterior și posterior de către ligamentele longitudinale de care și aderă (figura 1.26). Înălțimea discurilor vertebrale diferă în funcție de regiunea unde se găsesc, fiind mai redusă în regiunea cervicală și mai mare în cea lombară.

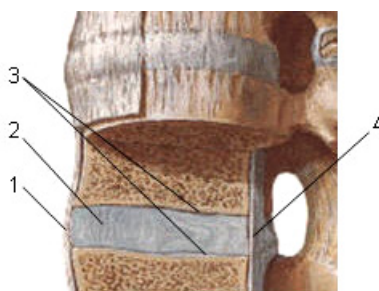


Figura 1.26 Secțiune mediană prin două vertebre lombare consecutive: 1 ligamentul longitudinal anterior; 2 discul intervertebral; 3 Epifizele corpurilor vertebrale; 4 ligamentul longitudinal posterior.

Din punct de vedere funcțional, discurile se comportă ca niște mici amortizoare, preluând sarcina de la o vertebra și transmitând-o vertebrei imediat următoare. De asemenea, prin geometria lor, discurile intervertebrale contribuie la formarea curburilor specifice fiecărui segment vertebral.

Din punct de vedere structural discurile vertebrale sunt alcătuite din două porțiuni: una periferică și alta centrală (figura 1.27). Porțiunea periferică se numește inelul fibros (anulus fibrosus) și este de natură cartilaginoasă. Porțiunea centrală se numește nucleul pulpos (nucleus pulposus) și este un gel semifluid [17], [18].

Inelul fibros. Este o structură compozită formată din 10-20 de benzi concentrice de fibre de colagen numite lamele, care se strâng în jurul nucleului. Fibrele de colagen ale fiecărei benzi sunt paralele și oblice față de fibrele benzii următoare, întreg ansamblul formând o structură încrucișată cu rol de a se opune prin întindere îndepărtării corpurilor vertebrale (figura 2.27). În același timp, inelul fibros asigură stabilitatea coloanei vertebrale și protejează măduva față de mișcările exagerate.

Nucleul pulpos. Este o structură elastică sub formă de gel semifluid, de culoare albă la tineri și gălbuie și mai vâscoasă la persoanele vârstnice. Nucleul pulpos ocupă un volum de 40-60% din volumul total al discului și își poate schimba forma fără ași modifica volumul. Pe această pernă de gel se reazemă vertebra

supraiacentă într-un echilibru labil. În stare de repaus nucleul pulpos ocupă centrul discului intervertebral pentru ca la apariția mișcării relative dintre două vertebre să migreze în sensul opus mișcării.

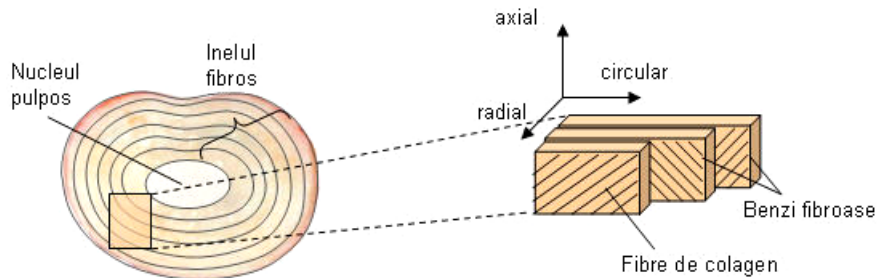


Figura 1.27 Structura discului intervertebral

Forma secțiunii transversale a discului corespunde formei corpurilor vertebrale adiacente, fiind în fiecare caz eliptică cu axa mică pe direcți antero-posterioară. Această formă particulară prezintă o mai bună protecție împotriva cedării inelului fibros în timpul flexiei, deoarece numărul fibrelor posterioare este mai ridicat decât în cazul unei secțiuni circulare. Forma suprafeței posterioare a discurilor cuprinde trei tipuri posibile ilustrate în figura 1.28. Caracteristica suprafețelor posterioare drepte și convexe este că acestea conțin un număr mai mare de fibre decât cele rotunde și deci au o capacitate mai mare de a prelua solicitarea de întindere care apare în timpul flexiei.

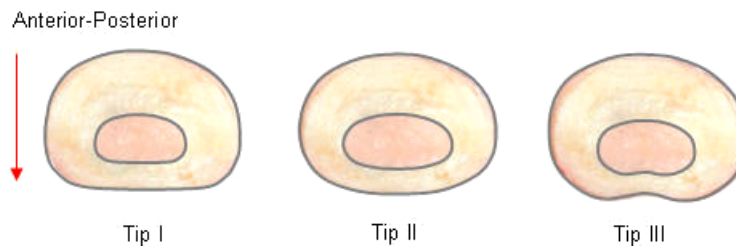


Figura 1.28 Variația formei suprafeței posterioare: *Tip I* – suprafață posterioară dreaptă; *Tip II* – suprafață posterioară convexă; *Tip III* suprafață posterioară rotundă.

O altă caracteristică geometrică importantă a discurilor este înălțimea, factor important în controlul mișcării articulare. Astfel, cu cât discul este mai înalt, cu atât permite mișcări mai ample de flexie extensie și flexie laterală. Înălțimea depinde de factori cum sunt: vârsta, anomaliile congenitale, patologia și variația diurnă, segmentul din care face parte.

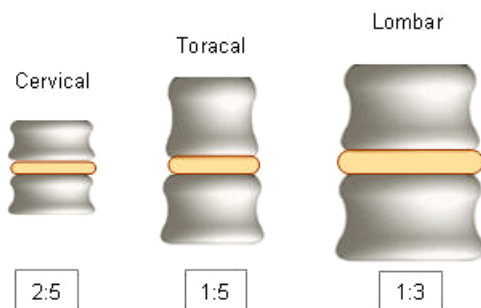


Figura 1.29 Raportul înălțime disc / înălțime corp vertebral

Integrate în segmentele vertebrale corespunzătoare, înălțimile discurilor intervertebrale se pot găsi în trei raporturi cu înălțimile corpurilor vertebrale astfel (figura 1.29):

- Regiunea cervicală este cea mai mobilă cu un raport înălțime disc/înălțime corp vertebral de 2:5;
- Regiunea lombară este ușor mai puțin flexibilă cu un raport de 1:3;
- Regiunea toracală este cea mai puțin mobilă cu un raport de 1:5.

Înțelegerea anatomiei funcționale a coloanei vertebrale reprezintă un element decisiv în dezvoltarea implanturilor de coloană, deoarece structura osoasă reprezintă gazda în care acestea se inseră. Geometria și funcționalitatea coloanei vertebrale impune limitele constructive și de montaj ale implantului, influențând în mod direct forma și funcționalitatea acestuia.

1.2.6 Probleme de patologie a coloanei vertebrale

Hernierea. În cazul discurilor vertebrale hernierea reprezintă fenomenul de extrudare a nucleului pulpos prin inelul fibros. Direcția de herniere depinde modul de solicitare al coloanei vertebrale, nucleul pulpos migrând întotdeauna în direcție opusă mișcării (figura 1.30). Cea mai mare incidență a hernierilor o au cele către canalul vertebral, corespunzătoare mișcării de flexie a coloanei. Hernierea discurilor poate avea loc la toate cele trei niveluri: cervical, toracal și lombar. În cazul discurilor cervicale, cel mai adesea herniază discurile de la nivelul inferior al gâtului, dintre vertebrele C5-C6 sau C6-C7, datorită faptului că acestea susțin întreaga masă a capului și gâtului. În procesul de herniere la nivel cervical discul apasă de regulă pe nervul spinal având ca rezultat disfuncții și dureri ale gâtului, brațelor sau trunchiului superior [26], [27], [28], [29], [30].

Una dintre cauzele hernierii discurilor cervicale sunt accidentele, în special cele cu o dinamică foarte mare (schimbări foarte rapide a stării de viteză). Astfel, inerția capului exercită forțe enorme asupra musculaturii și structurii gâtului. Această forță poate slăbi inelul fibros al discului intervertebral având ca rezultat o bombare a discului spre în afară. Traumele minore repetate și problemele de postură devenite cronice conduc la slăbirea musculaturii și a structurii, la degenerarea sau chiar hernierea discului. Tuturor acestor procese posibile li se adaugă unul constant, acela de îmbătrânire, prin care discurile pierd conținutul de apă și încep să degeneze. Odată degenerat, inelul fibros se poate deteriora prin uzare prin rupere sau prin cedare datorită presiunii la care îl supune nucleul lichid solicitat.

Comparând incidența de herniere la toate cele trei niveluri se poate spune că cea mai mare probabilitate de herniere o au discurile din regiunea lombară, datorită înălțimii lor considerabile și a solicitărilor foarte mari la care sunt supuse. Cauzele sunt în general aceleași, indiferent de segmentul vertebral.

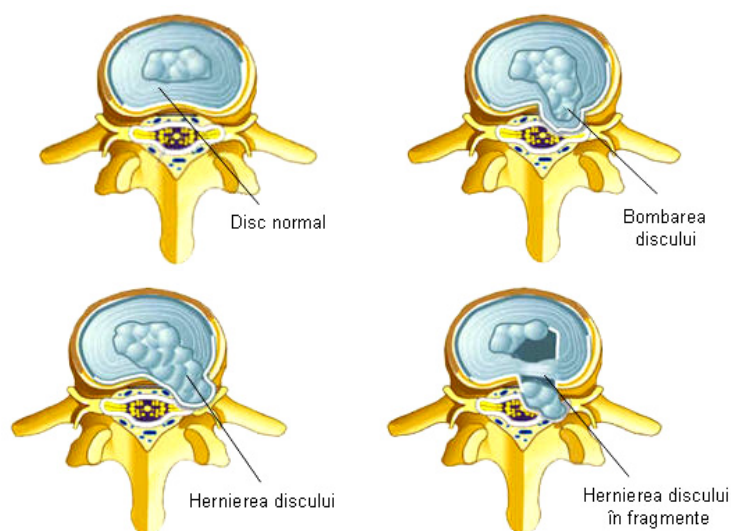


Figura 1.30 Tipuri de degenerări ale discului intervertebral

Fracturile. Fracturile sunt rezultatul solicitărilor mecanice pe care le suportă coloana vertebrală la un moment dat. Fracturile spinale sunt de mai multe feluri, de la dureroasele fracturi de compresiune (în cazul traumatismelor minore ale pacienților cu osteoporoză) la traumatisme mai severe ca și fracturile cu herniere sau cu dislocare generate de accidentele auto sau căderile de la înălțime (figura 1.31). Traumele severe conduc de regulă la instabilitatea coloanei cu un risc crescut de lezare a măduvei și bineînțeles dureri. Un factor agravant în cazul traumelor îl reprezintă osteoporoza, fenomen de pierdere a densității osoase, și care se manifestă printr-o rezistență mecanică mult slăbită a osului [31].

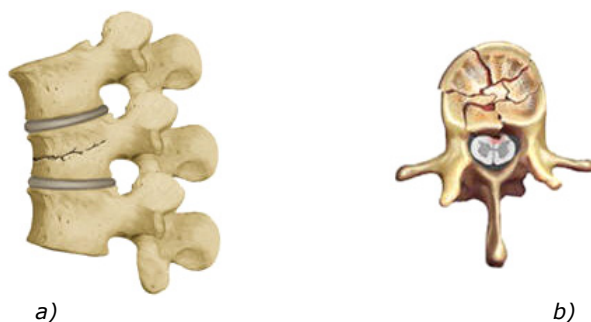


Figura 1.31 Fracturile corpului vertebral: a) – fractura corpului vertebral, b) – fractura plăcii extreme

Cifoza. Este o deformare a coloanei vertebrale care se manifestă prin curbarea în plan lateral peste limita normală a segmentului toracal al coloanei.

Datorită poziționării relative greșite a vertebrelor funcțiile nervoase și musculare sunt direct afectate, acestea concretizându-se în reducerea mobilității și apariția durerilor (figura 1.32). Cazurile extreme duc la apariția cocoșei. Cauzele care determină cifoza sunt deformații proprii ale vertebrelor, fracturi, traume, tumori, infecții, osteoporoză [32], [23].



Figura 1.32 Cifoza coloanei vertebrale: a) – normal, b) – cifotic



Figura 1.33 Lordoza coloanei vertebrale: a) – normal, b) – lordotic

Lordoza. Lordoza patologică este o accentuare a convexității anterioare normale în planul lateral, la nivelul cervical sau lombar. Lordoza patologică pot fi ereditară sau dobândită. Factorii care pot influența evoluția lordozei sunt deformații ale vertebrelor, fracturi, traume, osteoporoză și nu în ultimul rând obezitatea (figura 1.33).

Scolioza. Este o curbare anormală cu mai mult de 10° a coloanei vertebrale în planul frontal și poate afecta atât în zona lombară cât și cea toracală (figura 1.34). Aceasta se poate depista prin examinarea cu raze X sau prin metodele clasice vizuale și palpatorii. Gradul scoliozei se evaluează prin măsurarea unghiului lui Cobb, esențial în stabilirea tiparului particular al curbei și deci a deciziilor de tratament [1]. În cazurile grave curbura se asociază și cu o torsionare a toracelui.

Din punct de vedere al cauzelor care o produc scolioza este de două feluri: primară și secundară. Scolioza primară apare cu precădere în rândul copiilor aflați la vârsta de creștere și al femeilor tinere dintr-o cauză necunoscută. Scolioza secundară se dobândește ca un efect de compensare al spasmelor musculare spinale, condiții inflamatorii, postură incorectă, traume, diferențe de lungime ale membrilor inferioare. În ambele cazuri mobilitatea este serios afectată și apariția durerilor este iminentă.



Figura 1.34 Scolioza coloanei vertebrale: a) – normal, b) – scoliotic

Spondiloza. Cunoscută și sub numele de artroză vertebrală, spondiloza este o formă de reumatism foarte des întâlnită. În funcție de nivelul unde se localizează se poate vorbi despre spondiloza cervicală, toracală sau lombară (figura 1.35). Cauza care o determină cel mai des este poziția în timp îndelungat pe scaun, putând fi considerată deci o boală profesională. Se manifestă prin dureri în regiunea cervicală sau occipitală, înțepenirea cefei, astenia, amețeală. Spondiloza toracală reprezintă tot o inflamație a articulațiilor din regiunea toracală, care se poate manifesta și prin nevralgie intercostală. Spondiloza lombară apare ca urmare a unor eforturi fizice deosebit de intense, a expunerii la frig, umezelii sau curenților de aer. Acest tip de reumatism rămâne cantonat strict la nivelul articulațiilor afectate, fără a atinge organele interne din vecinătate. Ca urmare mobilitatea segmentului scade, amplitudinea mișcărilor la nivelul articulațiilor fiind în continuă reducere.



Figura 1.35 Spondiloza coloanei vertebrale: a) – normal, b) – spondilotic

Spondilolisteza. Este o dereglare de tip mecanic a coloanei vertebrale dezvoltată ca urmare a spondilozei. Aceasta apare când o vertebră alunecă înaintea pe vertebra adiacentă (translație orizontală) și are ca rezultat o deformare graduală a segmentului inferior și o gâtuire a canalului vertebral (figura 1.36) [26], [27]. Spondilolisteza este de 5 tipuri:

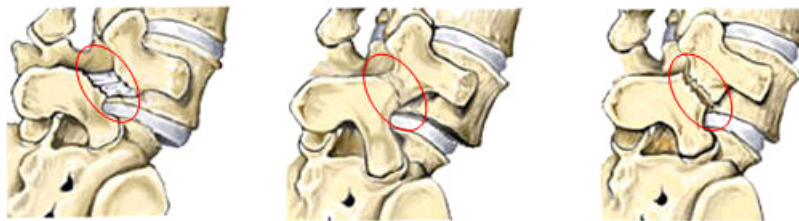
Tip I – spondilolisteza displazică este cel mai adesea un efect secundar al unui defect congenital în care fațeta sacrală superioară sau fațeta inferioară a vertebrei L5, sau amândouă alunecă gradual în raport cu vertebra L5.



a)

b)

Figura 1.36 Spondilolisteza de tip I și IV: a) – alunecare vertebrală, b) – fractură de pediculi



a)

b)

c)

Figura 1.37 Spondilolisteza de tip III a, b și c: a) – fractură cu întindere a țesutului fibros, b) – microfractură osificată, c) – fractură acută

Tip II – Sunt leziuni ale perechilor articulare generate de alte cauze decât alunecarea vertebrală. Se împart în trei subcategorii:

- Tip IIA cauzată de microfracturi recurente cauzate de tensiunile dezvoltate în hiperextensie;
- Tip IIB apar de asemenea ca și microfracturi care nu se depărtează ca în cazul A ci rămân intacte, sudându-se cu material osos nou;
- Tip IIC este foarte rar și este cauzat de o fractură acută a perechilor articulare.

Tip III – Apare ca și degenerări ale fațetelor articulare lombare având ca efect deplasări vertebrale anterioare și posterioare nedorite. În acest caz nu apar defecte ale perechilor articulare și nici alunecări vertebrale.

Tip IV – Este unul traumatic asociat cu fracturile acute ale elementelor posterioare (pediculi, arcul vertebral, fațete) altele decât cele ale perechilor articulare.

Tip V – Spondilolisteza patologică apare ca urmare a slăbirii structurale a osului, asociată cu tumori sau afecțiuni osoase.

Afecțiunile de natură patologică sau accidentală ale coloanei vertebrale reprezintă cauzele care conduc la implantarea structurii osoase, în vederea eliminării durerii și restabilizării locale. Dezvoltarea de implanturi se face așadar în strânsă legătură cu tipul de afecțiune al coloanei, respectiv cu gradul acesteia de degenerare.

1.3 Biomateriale utilizate în confecționarea implanturilor de coloană vertebrală

Un biomaterial este un material sintetic inert folosit la confecționarea unui implant sau a unei proteze, și care este în mod continuu sau alternant în contact cu fluidele biologice ale corpului. Această definiție este oarecum restrictivă, pentru că exclude materialele folosite pentru echipamente de tip instrumental chirurgical sau stomatologic. Definiția exclude materialele care sunt utilizate la confecționarea protezelor externe, cum sunt de exemplu membrele artificiale sau dispozitivele auditive [33], [1], [34].

De-a lungul anilor s-a încercat utilizarea unui număr foarte mare de materiale pentru confecționarea implanturilor. Dintre acestea au supraviețuit doar câteva, datorită proprietăților care le recomandă utilizării pe termen lung: stabilitatea chimică și rezistența mecanică. O condiție obligatorie impusă tuturor biomaterialelor este asigurarea lipsei de nocivitate locală și generală. Trebuie evitate materialele care au componente toxice, cancerigene, alergice și/sau radioactive. În general, biomaterialele trebuie să fie compatibile din punct de vedere biologic, mecanic, funcțional și să se adapteze ușor unor tehnologii clinice și de laborator. Acestea trebuie să aibă proprietăți mecanice și fizice adecvate pentru a putea servi scopului propus.

1.3.1 Biocompatibilitatea și principalele biomateriale utilizate în dezvoltarea implanturilor medicale

Prin biocompatibilitate se înțelege posibilitatea ca un organism viu să tolereze în anumite limite, un material străin de el, inserat în intimitatea lui, fără a determina apariția unor reacții de apărare. În sensul mai restrâns al termenului pot fi luate în considerare doar acele materiale la care reacțiile mediului vital în care sunt introduse sunt atât de neînsemnate, încât acestea nu se influențează negativ reciproc. Un rol determinant îl au procesele chimice, fizico-mecanice și cele specifice de suprafață.

Ca etalon în ceea ce privește biocompatibilitatea materialelor folosite în implantologie, este considerată în primul rând reacția lor cu țesutul gazdă, în cazul de față osul. Interacțiunea dintre implant și țesuturile implantate nu trebuie să inducă coroziune, biodegradare sau alte modificări secundare în organism, sau o instabilitate biologică a implantului.

Biomaterialele trebuie să prezinte o rezistență mecanică suficientă pentru a nu suferi modificări mecanice în timpul încărcărilor de natură fiziologică sau externă. Principalele caracteristici mecanice ale unui material pentru implant sunt modulul de elasticitate și rezistența mecanică a acestuia la tracțiune și compresiune. Aceasta înseamnă că materialele metalice și polimerice îndeplinesc cu succes condițiile cerute, în timp ce materialele ceramice fiind foarte rigide și fragile nu pot îndeplini în aceeași măsură aceste condiții. La ora actuală nu este încă pe deplin certificat ce fel de modul de elasticitate este de preferat unui material pentru implant: mare, mic sau o anumită izoelasticitate cu osul [35], [31].

Un aspect important al biocompatibilității îl constituie funcționalitatea și adaptabilitatea clinică, care se referă la calitatea implantului de a fi utilizabil clinic, oferind posibilități de protezare funcțională, dar și să poată fi inserat și eventual îndepărtat fără manevre chirurgicale laborioase.

O clasificare sintetică a materialelor biocompatibile este prezentată în tabelul 1.2.

Tabelul 1.2 Materiale utilizate la confecționarea implanturilor chirurgicale

Materiale metalice	Bioceramice	Polimeri	Compozite
Oțel inox 316L	Alumina Al_2O_3	Polietilenă (UHMWP)	PMMA-sticlă
Titan pur	Zirconia ZrO_2	Polipropilenă	HAp-sticlă bioactivă
Ti6Al4V Ti-Al-Nb Ti-13Nb-13Zr	Hidroxiapatita	Poli(metilmetacrilat) PMMA	PEHD ranforsată cu particule de HA
CoCr Co-Cr-Mo Cr-Ni-Cr-Mo	Fosfat de calciu	Poliamidă	-
Nitinol Ni-Ti	-	Hidrogeluri	-
Aliaje de aur	-	Silicon	-

1.3.2 Titanul comercial pur și aliajele sale

În categoria materialelor metalice utilizate la confecționarea implanturilor un rol aparte îl ocupă titanul împreună cu aliajele sale, material care în ultimul timp a devenit de neînlocuit în multe domenii tehnice de vârf.

Titanul a atras atenția lumii medicale prin proprietățile sale deosebite: biocompatibilitate, densitate scăzută, rezistență mare la coroziune, conductibilitate termică redusă, prețul de cost mult mai scăzut decât al aurului sau platinei.

La fel ca toate elementele de tranziție, noțiunea de *puritate* a titanului este foarte relativă. Titanul *pur* conține diferiți componenți dizolvați în rețeaua sa cristalină. Procentajul acestor componenți (în special azot, oxigen și hidrogen) este neînsemnat, dar totuși cu mare influență în proprietățile mecanice ale materialului. Din acest motiv se consideră a fi mai corectă utilizarea termenului de *titan nealiat* în loc de titan *pur*.

Titanul și aliajele sale: Ti, Ti-Al-V, Ti-Al-Nb, Ti-13Nb-13Zr, se regăsesc într-o gamă foarte largă de implanturi și proteze datorită proprietăților mecanice bune și bineînțeleles datorită stabilității lor chimice.

În realizarea componentelor implantului cervical dezvoltat în teză s-a utilizat aliajul de titan Ti6Al4V, material cu destinație specială în industria medicală. Proprietățile fizico-mecanice ale acestuia sunt prezentate în tabelul 1.3.

Tabelul 1.3 Proprietățile aliajului Ti6Al4V

Densitatea [kg/m³]	Coef.lui Poisson	Modulul de elasticitate [GPa]	Rezistența la întindere [MPa]	Limita de elasticitate [MPa]	Alungirea [%]
4430	0.361	96	993	924	14

1.3.3 Aliajele Co-Cr pentru aplicații medicale

Aliajele cobaltului sunt un grup particular de metale foarte potrivite aplicațiilor biomedicale datorită rezistenței la coroziune și proprietăților antifricțiune, la care se adaugă proprietățile de rezistență mecanică foarte bune. Majoritatea aliajelor de cobalt comerciale produse astăzi sunt împărțite în două categorii: cobalt crom molibden (CoCrMo) și cobalt crom wolfram (CoCrW).

Acești compuși au fost puși în evidență pentru prima dată la începutul secolului 20 de către Elwood Hayes, care a descoperit rezistența înaltă și natura inoxidabilă a cobalt-cromului. În experimente ce au urmat s-a fost descoperit că prin alierea CoCr cu wolfram sau molibden rezistența noului material crește la temperaturi ridicate.

Datorită acestui cumul de proprietăți potrivite domeniului medical, CoCr se utilizează în aproape toate aplicațiile medicale. În plus față de utilizarea în aplicații ortopedice, aliajul este utilizat și în aplicații dentare și maxilofaciale. De asemenea o utilizare frecventă a aliajului CoCrNi se înregistrează în aplicațiile ortodontice, în special în rândul adolescenților. Este utilizat sub formă de fire lungi și rezistente cu valori diferite ale durtății pentru a alinia dantura de o manieră corespunzătoare. Un alt aliaj de CoCr sub formă de fir este utilizat în construcția cadrului danturii parțiale (proteză mobilă) datorită ductilității sale.

O aplicație relativ nouă pentru CoCr este utilizarea în confecționarea suprafețelor extreme ale implanturilor totale de disc (pro-discuri), fiind recomandat în acest caz de buna sa capacitate de preluare a sarcinii. Proprietățile aliajelor CoCr în funcție de modul de obținere, după o clasificare ASTM, sunt prezentate în tabelul 1.4.

Tabelul 1.4 Proprietățile mecanice ale aliajelor biocompatibile de CoCr

Proprietate	Materiale			
	F75	F799	F90	F562
Denumirea ASTM	F75	F799	F90	F562
Condiții de obținere	P/M HIP	Forjat la cald	Recopt	Forjat la cald
Modulul de elasticitate [GPa]	253	210	210	232
Limita de elasticitate [MPa]	841	896-1200	448-648	965-1000
Rezistența la rupere [MPa]	1277	1399-1586	951-1220	1206
Alungirea [%]	8	-	-	-
Limita la oboseală [MPa]	725-950	600-896	-	500

1.3.4 Oțelurile inoxidabile

La mijlocul secolului, din rațiuni economice, oțelurile inoxidabile au fost principalele materiale utilizate în confecționarea implanturilor, datorită următoarelor caracteristici:

- preț de cost redus și prelucrabilitate acceptabilă;
- greutate specifică relativ mică în comparație cu aliajele nobile (aur, platină);
- duritate și rezistență mecanică foarte ridicate;

- conductivitate termică mai redusă decât aliajele neferoase (de zeci de ori mai mică decât aliajele nobile).

Principalele tipuri de oțeluri inoxidabile sunt: austenitic, feritic și martensitic și se identifică prin microstructura lor sau faza cristalină predominantă.

- a) Oțeluri inoxidabile austenitice: conțin Ni pentru stabilizarea structurii austenitice. Au excelentă ductilitate, deformabilitate și rezistență la coroziune și de asemenea rezistență mare obținută prin durificarea soluției solide, o bună prelucrabilitate la cald (mai bună decât a oțelurilor feritice). Dezavantajul acestora îl reprezintă în principal prețul de cost ridicat datorită conținutului de Ni și Cr;
- b) Oțeluri inoxidabile feritice: conțin peste 30% Cr și mai puțin de 0,12% C. Au bună rezistență la coroziune și ductilitate medie;
- c) Oțeluri inoxidabile martensitice cu 13 – 17% Cr, 0,1 – 1,0% C și structură martensitică. Au duritate bună, rezistență mecanică și la coroziune de asemenea bune. Se folosesc pentru confecționarea de bisturie, articulații sferice și valve.

Cele mai utilizate oțeluri inoxidabile sunt cele austenitice datorită faptului că proprietățile lor mecanice pot fi modificate prin ecruisare și durificare structurală. Din acest punct de vedere prezintă un deosebit interes faptul că modulul de elasticitate al acestor aliaje poate fi influențat de tratamentul termic aplicat, în așa fel încât să se apropie de cel al țesutului osos.

Cel mai cunoscut oțelul inoxidabil este 316L, care a fost dezvoltat în anii 1950 prin reducerea conținutului de C la 0,03%, dobândind astfel o mai bună rezistență la coroziune.

Limitele între care variază proprietățile oțelurilor inoxidabile în funcție de natura lor feritică, martensitică sau austenitică sunt prezentate în tabelul 1.5.

Tabelul 1.5 Proprietățile oțelurilor inoxidabile

Densitatea [kg/m ³]	Coef. lui Poisson	Modulul de elasticitate [GPa]	Punct de topire [°C]	Rezistența la întindere [MPa]	Limita de elasticitate [Mpa]
7750-8100	0.27-0.3	190-210	1317-1454	515-827	207-552

Deși materialele prezentate în acest subcapitol reprezintă doar o mică parte a materialelor biocompatibile, din categoria materialelor metalice biocompatibile aceste sunt cele mai reprezentative. Cunoașterea proprietăților fizico-mecanice ale acestora este fundamentală în înțelegerea modului de comportare *in vivo* a structurilor de tip implant sau proteză, precum și în dezvoltarea de compozite utilizabile în industria medicală.

2. STUDII TEORETICE DE BIOMECANICĂ A COLOANEI VERTEBRALE ȘI A UNITĂȚILOR FUNCȚIONALE ALE ACESTEIA

2.1 Caracteristicile materialelor structurilor biomecanice

Structurile biomecanice sunt elemente sau ansambluri de elemente care alcătuiesc organismele vii. Structurile anatomice umane prezintă un comportament biomecanic complex datorită în primul rând materialelor dar și formelor și funcționalității acestor structuri.

Pentru un anumit material, comportamentul mecanic este descris de relația dintre tensiuni și deformații, iar pentru o structură biomecanică, comportamentul mecanic este descris de relația dintre solicitare și deformație. Determinarea diagramei tensiune-deformație pentru un anumit material se realizează experimental, utilizând o epruvetă de o formă și dimensiune standardizată. Forma epruvetei este aleasă în funcție de tipul de încercare la care este supus materialul: compresiune, întindere, încovoiere, torsiune [36], [37], [38], [39], [1], [40], [41], [42].

Diagrama tensiune-deformație a unui material fragil cuprinde trei regiuni (figura 2.1 a), fiecare având câte o semnificație fizică. Segmentul liniar OB reprezintă comportamentul elastic (OA zona liniară – tensiunea este proporțională cu deformația, AB parte neliniară – tensiunea nu este proporțională cu deformația), în interiorul căruia materialul revine la dimensiunile inițiale. Segmentul BC corespunde comportamentului plastic al materialului, când deformațiile sunt semnificative chiar la o creștere mică a sarcinii. După încetarea acțiunii solicitării, materialul nu mai revine la forma și dimensiunile inițiale, rezultând deformația plastică, permanentă.

Materialele ductile prezintă o altă alură a curbei caracteristice, caracterizată printr-un domeniu plastic mai bine evidențiat care cuprinde intervalele de ecrusare respectiv gătuire a materialului. Ruperea acestor materiale survine în urma unei relaxări a stării de tensiune la o deformație continuă.

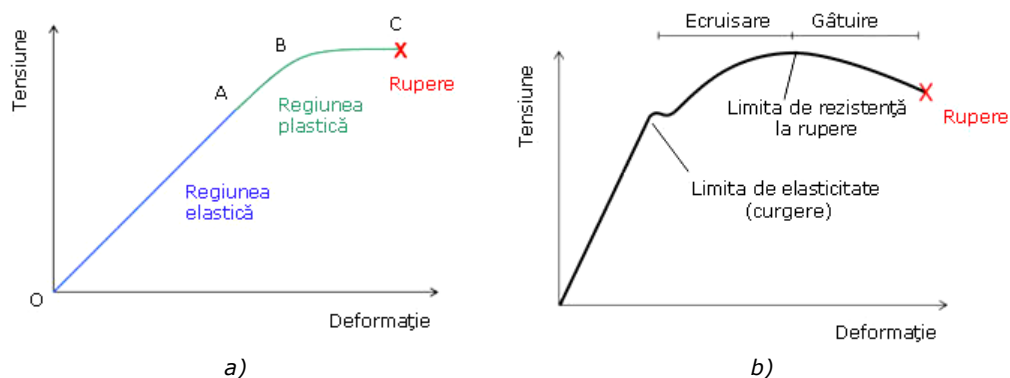


Figura 2.1 Curba caracteristică a unui material oarecare: a) – Materiale fragile, b) – Materiale ductile

În studiile de biomecanică, o manieră specifică pentru caracterizarea comportamentului nelinier al structurilor anatomice presupune divizarea curbei sarcină-deformație în regiuni relevante din punct de vedere biomecanic și clinic figura 2.2 Exemplul prezentat în figura 2.2 se referă la un ligament dar, în aceeași manieră, se poate proceda și pentru oase, articulații și mușchi. Diagrama este divizată în două intervale: fiziologic și traumatic. La rândul său, zona fiziologică poate fi divizată într-o zonă în care deformația necesită o solicitare foarte mică (zona neutră - ZN) și o zonă în care, pentru deformare este necesară o solicitare mare (zona elastică - ZE). Pentru zona traumatică, există de asemenea două subzone: microtrauma, în care solicitarea conduce spre rupere (zona plastică - ZP) și zona de rupere, unde țesutul este compromis.

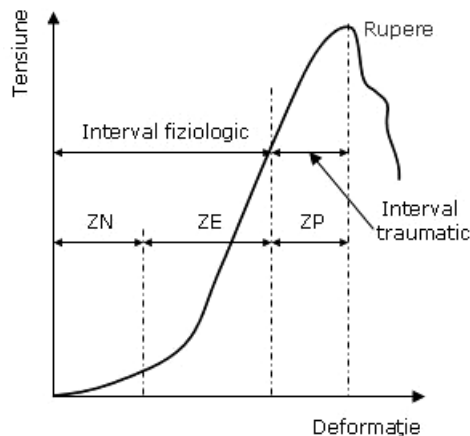


Figura 2.2 Curba sarcină-deformație pentru o structură anatomică

2.1.1 Modele fundamentale și compuse pentru caracterizarea comportamentului biomecanic

Reologia este știința care studiază deformațiile și curgerile materialelor aflate sub influența acțiunii unor încărcări exterioare. Altfel spus, reologia studiază relațiile dintre tensiuni și deformații ca funcții de timp. Modelele fundamentale cu care operează reologia descriu aspectele importante ale comportării materialelor:

- modelul Hooke pentru comportarea ideal-elastică;
- modelul Newton pentru comportarea ideal-vâscoasă;
- modelul Prandtl pentru comportarea ideal-plastică.

Prin combinarea modelelor fundamentale se pot obține diferite modele care permit o aproximare satisfăcătoare pentru comportarea reală a materialelor.

Dintre materialele care prezintă sub sarcină deformații vâscoase pot fi amintite materialele plastice utilizate la temperatură normală și metalele supuse unor temperaturi ridicate. Pentru materialele plastice, intensitatea deformațiilor vâscoase este proporțională cu tensiunile aplicate (caracteristică liniară). Pentru metalele supuse unor temperaturi ridicate, deformațiile vâscoase cresc mult mai repede decât tensiunea aplicată (caracteristică neliniară).

Modelul Hooke este reprezentat printr-un element elastic (figura 2.3 a) cu ecuația caracteristică:

$$\sigma(t) = E \cdot \varepsilon(t) \quad (2.1)$$

În cazul solicitării de întindere-compresiune uniaxială, legea lui Hooke are două proprietăți importante: liniaritate și deformare sincronă cu solicitarea. În practica inginerescă s-a constatat însă că legea (2.1) nu este respectată de deformațiile materialelor reale.



Figura 2.3 Modelele fundamentale: a) – Hooke, b) – Newton

Modelul Newton este reprezentat printr-un amortizor vâscos (figura 2.3 b) cu ecuația caracteristică:

$$\sigma(t) = \eta \cdot d\varepsilon / dt, \quad (2.2)$$

unde: η reprezintă caracteristica vâscoasă a amortizorului, iar $d\varepsilon / dt$ reprezintă viteza de deformare. Din relațiile (2.1) și (2.2) se observă că modelul Hooke este un model de material solid, pe când modelul Newton este un model de material fluid (vâscos).

Modelul fundamental neliniar Prandtl (figura 2.4) este caracterizat, în cazul întinderii simple, de relațiile:

$$\begin{aligned} 0 \leq \sigma < \sigma_0^{(+)} &\Rightarrow d\varepsilon = 0 \\ \sigma = \sigma_0^{(+)} &\Rightarrow d\varepsilon \geq 0 \end{aligned} \quad (2.3)$$

Relațiile (2.3) sunt scrise pentru cazul procesului de încărcare în sens pozitiv. Pentru cazul procesului de încărcare în sens negativ sunt posibile două situații:

- modelul simetric, când valoarea $\sigma_0^{(+)}$ poate fi înlocuită cu valoarea $\sigma_0^{(-)} = -\sigma_0^{(+)}$;
- modelul asimetric, când valoarea $\sigma_0^{(+)}$ poate fi înlocuită cu altă valoare.

În cazul procesului de descărcare, cât timp tensiunea $\sigma(t)$ rămâne în intervalul $(\sigma_0^{(-)}, \sigma_0^{(+)})$, deformațiile ε rămân constante. Dacă este atinsă una din limitele $\sigma_0^{(-)}$ sau $\sigma_0^{(+)}$, apar creșteri nedeterminate în sensul corespunzător semnelui limitei atinse. O reprezentare mai completă a comportării materialelor corespunzătoare acestui model este dată de relațiile:

$$\begin{aligned} \sigma_0^{(-)} < \sigma < \sigma_0^{(+)} &\Rightarrow d\varepsilon = 0 \\ \sigma = \sigma_0^{(+)} &\Rightarrow d\varepsilon \geq 0 \\ \sigma = \sigma_0^{(-)} &\Rightarrow d\varepsilon \leq 0 \end{aligned} \quad (2.4)$$

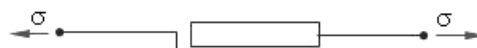


Figura 2.4 Modelul Prandtl pentru comportarea ideal-plastică

În teoria plasticității, conform unora din ipotezele adoptate, se pot admite relații între valoarea tensiunii și viteza de curgere plastică. Aceste relații pot fi reprezentate cu ajutorul unor modele reologice compuse. Aceste modele se obțin prin combinarea în serie și/sau în paralel a modelelor fundamentale, rezultând modele reologice compuse. Regulile de calcul pentru aceste tipuri de combinații sunt:

- combinarea în paralel (figura 2.5) se caracterizează prin deformații egale $\varepsilon = \varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \dots = \varepsilon_n$ și însumarea tensiunilor $\sigma = \sigma_1 + \sigma_2 + \dots + \sigma_n$;
- combinarea în serie (figura 2.6) se caracterizează prin însumarea deformațiilor $\varepsilon = \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \dots + \varepsilon_n$ și egalitatea tensiunilor $\sigma = \sigma_1 = \sigma_2 = \dots = \sigma_n$.

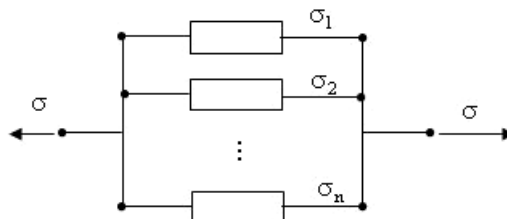


Figura 2.5 Legarea în paralel a modelelor fundamentale

În figurile 2.5 și 2.6 componentele legate în paralel sau în serie pot fi oricare din cele trei modele fundamentale Hooke, Newton sau Prandtl, sau modele compuse arbitrare. Posibilitățile de legare succesivă în serie și/sau în paralel sunt nelimitate.

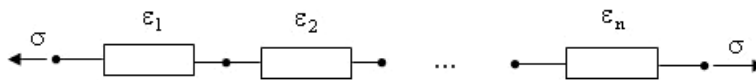


Figura 2.6 Legarea în serie a modelelor fundamentale

2.1.2 Vâscoelasticitatea țesuturilor

Vâscoelasticitatea combină proprietățile de elasticitate și vâscozitate ale materialelor. Materialele vâscoelastice sunt caracterizate de două comportamente: fluaj și relaxare. În timpul fluajului, structura vâscoelastică supusă unei solicitări constante se deformează continuu în timp, iar în timpul relaxării, structura vâscoelastică care a fost deformată se relaxează când forța scade în timp, la o deformație menținută constantă. S-a demonstrat experimental că majoritatea materialelor organice precum oasele, ligamentele, tendoanele, mușchii pasivi, polimerii au un comportament vâscoelastic [42]. O solicitare de tracțiune aplicată unui femur fracturat va reduce eventual fractura datorită fenomenului de fluaj.

Fluajul este o caracteristică mecanică importantă a structurilor biologice, un fenomen în care un material sau o structură se deformează în timp sub acțiunea unei sarcini constante și la o temperatură constantă. Rezultatele unui astfel de experiment sunt reprezentate sub forma curbelor de deformație de fluaj sub sarcină constantă [43], [36].

În figura 2.7 este prezentat un test de fluaj pentru o unitate funcțională a coloanei vertebrale. Pentru început unitatea este suspendată, fără aplicarea vreunei

solicitare. Se aplică apoi o solicitare de 100N, deformația care rezultă imediat fiind D_1-D_0 (deformația elastică). Se menține structura sub solicitarea de 100N timp de o oră, timp în care apare o deformație D_2-D_1 . Această deformație descrie comportamentul vâscoelastic al țesutului de legătură al celor două vertebre.

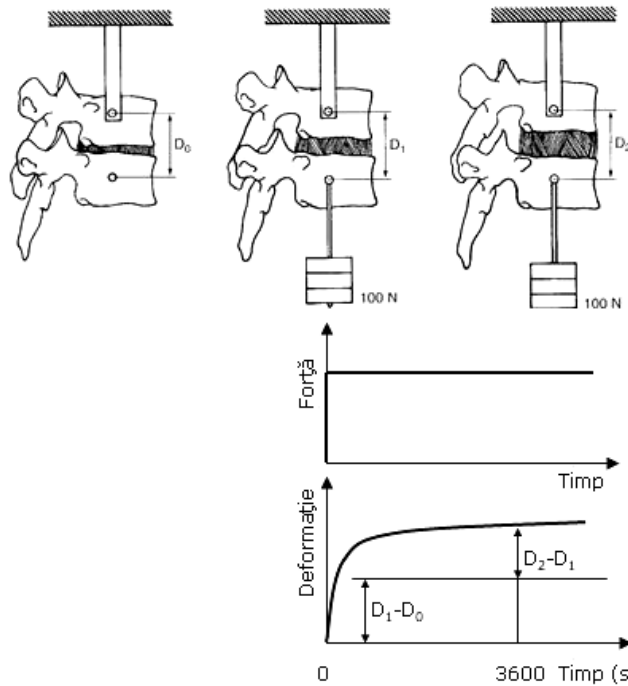


Figura 2.7 Testul la fluaj pe o unitate funcțională a coloanei vertebrale

Relaxarea este fenomenul de variație a tensiunilor în timp, în condițiile unei deformații constante (tensiunea sau forța dintr-o structură deformată scade în timp, pe când deformația este menținută constantă). Pentru a pune în evidență relaxarea, se poate executa un experiment în care se aplică asupra unei unități funcționale o forță constantă într-un interval de timp (figura 2.8).

Rezultatele unui astfel de experiment sunt reprezentate sub forma curbelor de relaxare. La momentul inițial al încărcării, deformația este în întregime elastică: $\sigma_0 = E \cdot \varepsilon_0$

La un moment dat, deformația este compusă din componenta elastică și cea plastică: $\varepsilon_0 = \varepsilon_e + \varepsilon_p$, iar tensiunea scade la valoarea $\sigma = E \cdot \varepsilon_e$.

Înlocuind pe ε_0 și ε_e rezultă:

$$\frac{\sigma_0}{E} = \frac{\sigma}{E} + \varepsilon_p \tag{2.5}$$

$$\sigma = \sigma_0 - E \cdot \varepsilon_p \tag{2.6}$$

Deformația plastică crește continuu cu timpul, ceea ce are ca efect scăderea continuă a tensiunii, în anumite situații până la anularea acesteia.

Histeresisul reprezintă fenomenul asociat energiei pierdute datorită vâscoelasticității materialelor când acestea sunt supuse unor cicluri de

încărcare/descărcare. În cazul materialelor elastice, cele două curbe corespunzătoare încărcării /descărcării sunt identice, energia de deformare fiind recâștigată în timpul descărcării. În cazul materialelor vâscoelastice, cum sunt țesuturile biologice, curba de descărcare este situată sub curba de încărcare. Aria suprafeței dintre cele două curbe reprezintă energia pierdută în timpul ciclului încărcare/descărcare (figura 2.9).

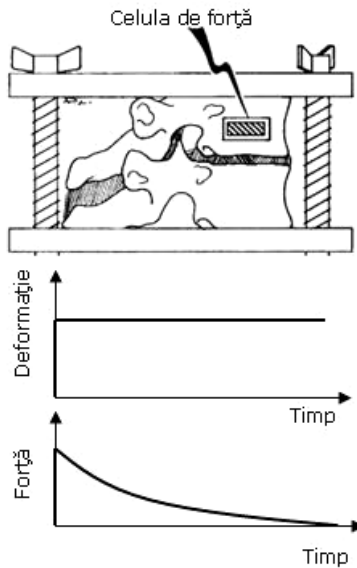


Figura 2.8 Testul la relaxare pe o unitate funcțională a coloanei vertebrale

Un material biologic este în general vâscoelastic, adică prezintă o combinație a proprietăților de elasticitate și de plasticitate. Aceasta înseamnă că după îndepărtarea solicitării revine doar parțial la forma sa inițială, o parte din deformații fiind remanente. Persistența acestor deformații se datorează deformării plastice sau "alunecării" moleculare.

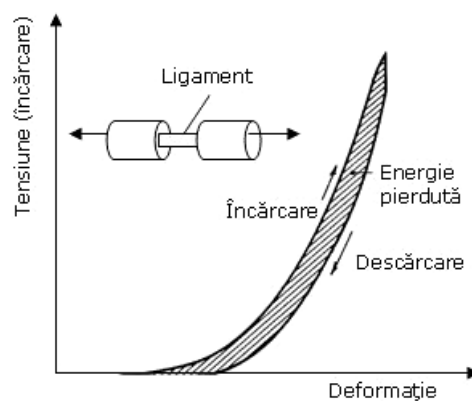


Figura 2.9 Histerezisul la testul de încărcare-descărcare

Modelele reologice ale țesuturilor, acceptate de cei mai mulți biologi, sunt combinații de modele fundamentale elastice (Hooke) și vâscoase (Newton). *Modelul Maxwell* este utilizat de obicei pentru modelarea fluidelor și se obține prin montarea în serie a unui element elastic cu unul vâscos (figura 2.10). Tensiunea σ este aceeași pentru cele două modele parțiale. Aplicând o tensiune σ_0 inițială, care rămâne constantă până la un moment dat t_1 , deformația este formată dintr-o valoare instantanee σ_0 / E și una care crește liniar, valoarea finală fiind:

$$\varepsilon_1 = \frac{\sigma_0}{E} + \frac{\sigma_0 t_1}{\eta} \tag{2.7}$$

La descărcare se anulează deformația elastică σ_0 / E , cea vâscoasă rămânând constantă.

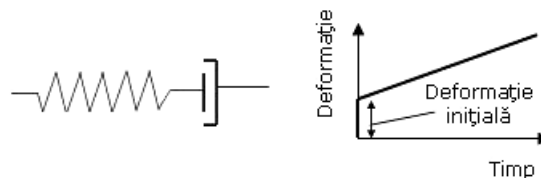


Figura 2.10 Modelul Maxwell pentru țesuturi biologice

Modelul Kelvin-Voigt se obține prin combinarea în paralel a unui element elastic cu unul vâscos (figura 2.11). În stabilirea echilibrului elastic componenta vâscoasă a modelului este cea responsabilă de opunerea rezistenței. Dacă se aplică brusc o sarcină de fluaj, componenta vâscoasă opune o rezistență foarte mare, astfel încât nu apare o deformare imediată. Deformația crește însă continuu în timp. Tensiunea totală este suma celor două tensiuni din componentele modelului:

$$\sigma = E\varepsilon + \eta\dot{\varepsilon}, \text{ sau} \tag{2.8}$$

$$\dot{\varepsilon} + \frac{E}{\eta}\varepsilon = \frac{\sigma}{\eta}, \tag{2.9}$$

reprezentând ecuația curbei de creștere a deformației după aplicarea instantanee a tensiunii. Modelul Kelvin-Voigt caracterizează comportamentul unui material solid.

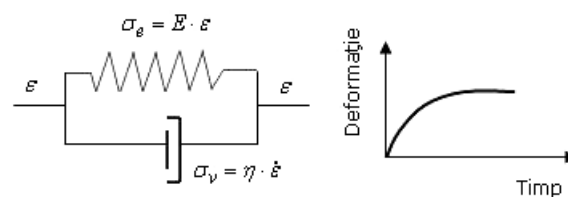


Figura 2.11 Modelul Kelvin-Voigt pentru țesuturi biologice

Modelul Zener este dintre cele mai utilizate modele pentru descrierea comportamentului vâscoelastic al materialelor sistemului locomotor (oase, ligamente, discuri, unități funcționale ale coloanei vertebrale, etc). Acest model este format din trei elemente: două elastice și unul vâscos (figura 2.12). Un astfel de model supus testului de fluaj prezintă o deformare imediată (datorată elementului elastic) urmată de o deformare exponențială (creștere continuă datorată elementului Kelvin). Prin combinarea diferitelor modele reologice se pot obține

modele generalizate precum *Maxwell* generalizat, *Kelvin* generalizat, *Zener* generalizat și altele.

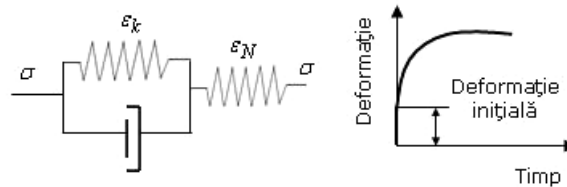


Figura 2.12 Modelul Zener pentru țesuturi biologice

Subcapitolul de față reprezintă o sinteză a modelelor fundamentale și compuse propuse de-a lungul timpului pentru a caracteriza un material biologic. Astfel s-au prezentat următoarele modelele mecanice care aproximează materialele biologice:

- Modelul Maxwell – pentru caracterizarea fluidelor reologice;
- Modelul Kelvin-Voigt – caracterizează comportamentul unui solid;
- Modelul Zener – caracterizează comportamentul vâscoelastic al oaselor și ligamentelor.

Modelul Zener este cel mai utilizat model mecanic pentru descrierea comportamentului complex al structurii osoase vii.

2.2 Biostatica coloanei vertebrale

Problema echilibrului coloanei vertebrale poate fi privită sub două aspecte: echilibrul întregii coloane vertebrale și echilibrul individual al segmentelor constituente. În ambele cazuri, echilibrul se poate aborda fie tridimensional, fie plan, aceasta din urmă fiind în mod evident o problemă simplificată. Totuși, studiind echilibrul pe rând, în toate cele trei plane anatomice soluția problemei este identică.

Un rol decisiv în stabilirea unei situații corecte de echilibru îl au încărcările proprii și exterioare care acționează asupra segmentului studiat. În majoritatea situațiilor clinice, în problemele de biomecanică a sistemului musculoscheletal, forțele și momentele care acționează asupra unui segment anatomic au direcții diferite în spațiu.

Tabelul 2.1 Distribuția maselor în corp

Segmentul corpului	Greutatea proprie	
	[%]	[Kg]
Cap și gât	8	6,4
Membre superioare	17	13,6
Trunchi	35	28,0
Membre inferioare	40	32,0
Total	100	80

În poziție ortostatică, greutatea proprie a segmentelor corpului uman se distribuie uniform prin intermediul coloanei vertebrale de la cap spre sacru (figura 2.13). Spre exemplu, masele proprii ale segmentelor unei persoane de 80 kg se află în general în următoarele raporturi (tabelul 2.1) [18].

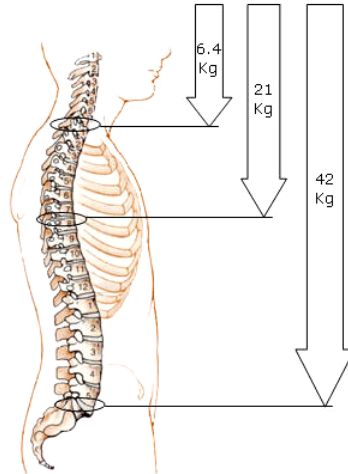


Figura 2.13 Distribuția maselor segmentelor anatomice în poziție ortostatică

Echilibrul coloanei vertebrale în poziție ortostatică este realizat în cea mai mare proporție de către musculatura dorsală și ligamentele locale ale fiecărei vertebre. De asemenea, peretele abdominal joacă un rol important la menținerea echilibrului când corpul are tendință de extensie.

În acest capitol, atenția s-a concentrat asupra studiului echilibrului static pe segmente de coloană. Astfel, s-au studiat problemele de echilibru la nivel cervical și lombar pentru a determina valorile forțelor implicate în menținerea acestei stări. Evaluarea stării de încărcare la aceste niveluri este deosebit de importantă în procesul iterativ de modelare a implanturilor de stabilizare specifice.

2.2.1 Echilibrul static al segmentului cervical

Acțiunea musculaturii gâtului implicată în echilibrul segmentului cervical și al capului se poate diviza la nivelul fiecărei vertebre constituente a structurii osoase. Forțele musculare responsabile cu echilibrul structurii se pot determina prin scrierea ecuațiilor de echilibru în plan lateral. Este evident că, pe segmentul cervical de la C1 la C7 forțele necesare pentru echilibru sunt tot mai mari datorită acumulării maselor proprii și creșterii brațelor momentelor încovoietoare.

Echilibrul orizontal

Pentru studiul echilibrului static al vertebrei C7 se consideră cazul în care corpul este îndoit înainte, cu capul și coloana cervicală în planul orizontal. Forțele responsabile cu asigurarea echilibrului în postura considerată sunt F_1 , F_2 și F_3 ale căror mărimi sunt necunoscute. Forța F_1 reprezintă forța musculaturii posterioare, forța F_2 este reacțiunea din articulația fațetei vertebrale iar forța F_3 acționează asupra discului intervertebral C7-T1 [36], [40], [44], [42].

În postura considerată, direcțiile celor trei forțe interne F_1 , F_2 și F_3 , sunt cunoscute din studiile de anatomie funcțională ale *subcapitolului 1.2*. Singurele forțe externe implicate în această problemă de echilibru sunt greutatea coloanei cervicale G_s și a capului G_c .

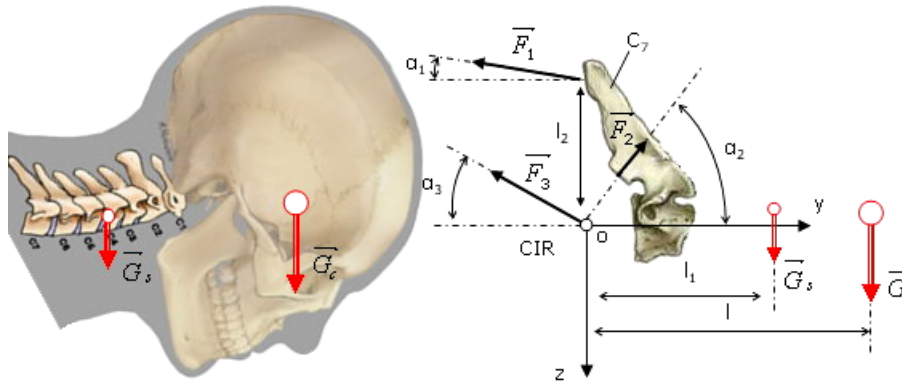


Figura 2.14 Echilibrul segmentului cervical în poziție orizontală

Acțiunea solicitărilor interioare și exterioare asupra vertebrei C_7 este prezentată în figura 2.14. Pe vertebra C_7 izolată s-a ales un sistem de referință ortogonal cu centrul Om (în) centrul instantaneu de rotație (CIR) al acesteia. Mărimile antropometrice ale elementelor anatomice au fost preluate din studiile realizate în *subcapitolul 1.2*. Astfel, tabelul 2.2 prezintă valorile numerice ale maselor, dimensiunilor liniare și unghiulare ale elementelor segmentului cervical și capului. Corespondența acestora cu elementele anatomice se poate observa în figura 2.14, iar m_c și m_s reprezintă masele capului respectiv segmentului cervical.

Tabelul 2.2 Masele, dimensiunile liniare și unghiulare implicate în echilibrul cervical orizontal

m_c [kg]	m_s [kg]	a_1 [°]	a_2 [°]	a_3 [°]	l [mm]	l_1 [mm]	l_2 [mm]
5	1.4	15	45	30	250	80	40

Ecuțiile de echilibru sunt:

$$\begin{cases} \sum F_y = 0 \\ \sum F_z = 0 \\ \sum M_o = 0 \end{cases} \Rightarrow \quad (2.10)$$

Proiectând pe axe ecuațiile vectoriale de echilibru rezultă:

$$-F_1 \cdot \cos a_1 + F_2 \cdot \cos a_2 - F_3 \cdot \cos a_3 = 0 \quad (2.11)$$

$$G_c + G_s - F_1 \cdot \sin a_1 - F_2 \cdot \sin a_2 - F_3 \cdot \sin a_3 = 0 \quad (2.12)$$

$$-F_1 \cdot \cos a_1 \cdot l_2 + l_1 \cdot G_s + l \cdot G_c = 0 \quad (2.13)$$

$$\Rightarrow F_1 = \frac{G_s \cdot l_1 + G_c \cdot l}{l_2 \cdot \cos a_1} = 346N \quad (2.14)$$

$$\begin{cases} F_2 \cdot \cos a_2 - F_3 \cdot \cos a_3 = F_1 \cdot \cos a_1 \cdot \sin a_3 \\ F_2 \cdot \sin a_2 + F_3 \cdot \sin a_3 = G_s + G_c - F_1 \cdot \sin a_1 \cdot \cos a_3 \end{cases} \quad (2.15)$$

$$F_2(\cos a_2 \cdot \sin a_3 + \sin a_2 \cdot \cos a_3) = (G_s + G_c) \cdot \cos a_3 + F_1(\sin a_3 \cdot \cos a_1 - \sin a_1 \cdot \cos a_3) \quad (2.16)$$

$$F_2 = \frac{(G_s + G_c) \cdot \cos a_3 + F_1 \cdot \sin(a_3 - a_1)}{\sin(a_2 + a_3)} = 149N \quad (2.17)$$

$$F_3 = \frac{F_2 \cdot \cos a_2 - F_1 \cdot \cos a_1}{\cos a_3} = -264N \quad (2.18)$$

Valorile rezultate pentru forțele implicate în echilibru sunt deci: $F_1=346$ N, $F_2=149$ N, $F_3= -264$ N. Se observă că valoarea forței musculare necesară menținerii echilibrului, în acest caz, este foarte mare, de aproximativ 5.4 ori greutatea capului și gâtului.

Adoptând ipoteza simplificatoare că 1 cm^2 de secțiune fiziologică musculară poate dezvolta o forță medie de 10 N, [38], [45] înseamnă că pentru a dezvolta această forță cu un singur mușchi, secțiunea acestuia ar trebui să fie de $34,8 \text{ cm}^2$, deci de 6,5 cm în diametru în cazul unei secțiuni musculare circulare. Cum o asemenea dimensiune a secțiunii nu este posibil a fi întâlnită la nivelul cervical, înseamnă că forța în cauză este dezvoltată de o serie de mușchi și nu de către unul singur.

Un alt aspect important de menționat aici este că musculatura responsabilă de echilibru nu se inserează numai la nivelul ultimei vertebre cervicale ci se distribuie pe fiecare dintre acestea. Distribuția forței musculare pe cele 7 vertebre cervicale se face proporțional cu dimensiunea corpului vertebral și cu necesitatea activării articulațiilor intervertebrale în vederea realizării mobilității. Așadar, forța musculară inserată pe o vertebră pentru a menține poziția de echilibru la nivel orizontal este mult mai mică decât cea calculată.

De asemenea, celelalte două forțe (cea din discul intervertebral și cea de pe fațeta articulară) trebuie distribuite la nivelul fiecărei vertebre, ținându-se cont de dimensiunile vertebrelor și de distribuția maselor de-a lungul structurii cervicale.

Echilibrul vertical (ortostatic)

Raportat la situația echilibrului orizontal, în poziție ortostatică (verticală) acțiunile musculare sunt mult diminuate datorită capacității corpurilor vertebrale de a prelua sarcinile maselor capului și gâtului. În figura 2.15 este reprezentată acțiunea forțelor implicate în echilibrul ortostatic al segmentului cervical.

Ecuatiile de echilibru pentru această situație sunt:

$$\begin{cases} \sum F_y = 0 \\ \sum F_z = 0 \\ \sum M_o = 0 \end{cases} \Rightarrow \quad (2.19)$$

Proiectând pe axe ecuațiile vectoriale de echilibru rezultă:

$$-F_1 \cdot \sin a_1 - F_2 \cdot \sin a_2 - F_3 \cdot \sin a_3 = 0 \quad (2.20)$$

$$-G_c - G_s - F_1 \cdot \cos a_1 + F_2 \cdot \cos a_2 - F_3 \cdot \cos a_3 = 0 \quad (2.21)$$

$$-F_1 \cdot \cos a_1 \cdot l_2 + G_s \cdot l_1 + G_c \cdot l = 0 \quad (2.22)$$

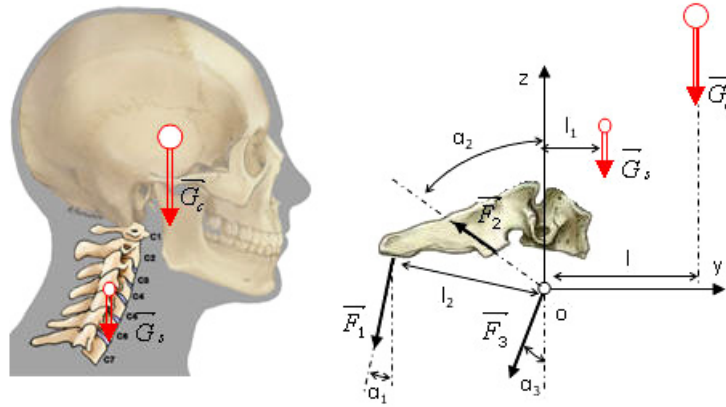


Figura 2.15 Echilibrul segmentului cervical în poziție ortostatică

$$\Rightarrow F_1 = \frac{G_s \cdot l_1 + G_c \cdot l}{l_2 \cdot \cos a_1} = 98N \quad (2.23)$$

$$\begin{cases} F_2 \cdot \sin a_2 + F_3 \cdot \sin a_3 = -F_1 \cdot \sin a_1 \cdot \cos a_3 \\ F_2 \cdot \cos a_2 - F_3 \cdot \cos a_3 = G_s + G_c + F_1 \cos a_1 \cdot \sin a_3 \end{cases} \quad (2.24)$$

$$F_2(\sin a_3 \cdot \cos a_2 + \sin a_2 \cdot \cos a_3) = (G_c + G_s) \cdot \sin a_3 + F_1(\sin a_3 \cdot \cos a_1 - \cos a_3 \cdot \sin a_1) \quad (2.25)$$

$$F_2 = \frac{(G_c + G_s) \cdot \sin a_3 + F_1 \cdot \sin(a_3 - a_1)}{\sin(a_3 + a_2)} = 59N \quad (2.26)$$

$$F_3 = \frac{-F_1 \cdot \sin a_1 - F_2 \cdot \sin a_2}{\sin a_3} = -134N \quad (2.27)$$

Pentru calculele numerice s-au folosit aceleași dimensiuni antropometrice și mase ca și în cazul precedent, doar distanțele de la normalele greutateților la centrul instantaneu de rotație fiind diferite (tabelul 2.3).

Tabelul 2.3 Masele, dimensiunile liniare și unghiulare implicate în echilibrul cervical ortostatic

m_c [kg]	m_s [kg]	a_1 [°]	a_2 [°]	a_3 [°]	l [mm]	l_1 [mm]	l_2 [mm]
5	1.4	15	45	30	70	25	40

Valorile celor trei forțe implicate în echilibrul ortostatic al vertebrei C7 sunt: $F_1 = 98$ N, $F_2 = 59$ N, $F_3 = -134$ N. Se poate observa că valorile tuturor forțelor sunt mult diminuate, cea musculară fiind de 3,5 ori mai mică decât în cazul precedent. Aceasta dovedește, așa cum era de așteptat că efortul muscular este mai redus în ortostatism decât în orice altă poziție, cea mai defavorabilă fiind cea orizontală.

Echilibrul intermediar la $\beta=45^\circ$

Pentru a putea generaliza comportamentul forțelor musculare și de reacțiune pe discuri și fațete articulare în cazul echilibrului cervical indiferent de poziție, s-a considerat o poziție intermediară între cea verticală și cea orizontală, aceea de înclinare a capului și gâtului cu $\beta = 45^\circ$.

Necunoscutele din acest caz sunt aceleași cu cele din cazurile precedente, iar reprezentarea acțiunii lor asupra vertebrei C7 se poate observa în figura 2.16. Diferențele majore care apar în acest caz sunt legate de apariția componentelor forțelor de greutate după ambele axe ale sistemului.

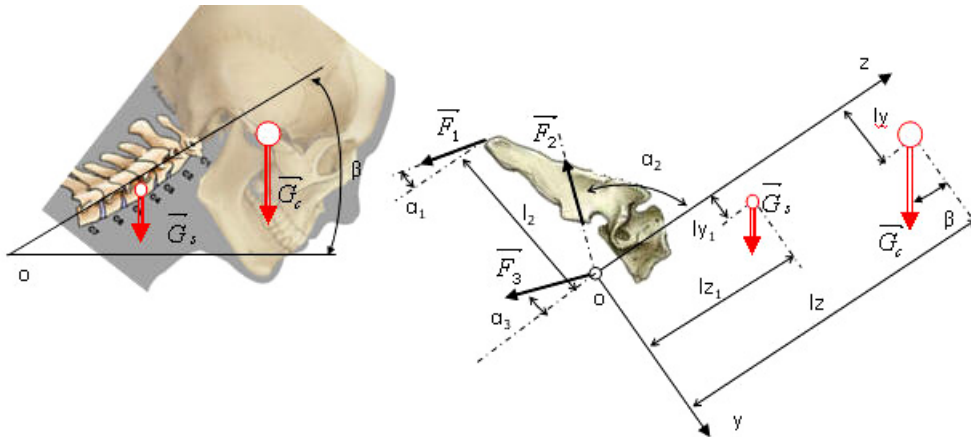


Figura 2.16 Echilibrul segmentului cervical în poziție intermediară, $\beta = 45^\circ$

Dimensiunile liniare și unghiulare precum și masele utilizate sunt prezentate numeric în tabelul 2.4 și reprezentate în figura 2.16.

Tabelul 2.4 Masele, dimensiunile liniare și unghiulare implicate în echilibrul cervical intermediar

m_c [kg]	m_s [kg]	α_1 [°]	α_2 [°]	α_3 [°]	β [°]	l_{y1} [mm]	l_y [mm]	l_{z1} [mm]	l_z [mm]	l_2 [mm]
5	1.4	15	45	30	45	25	70	80	250	40

Ecuțiile de echilibru pentru această situație sunt:

$$\begin{cases} \sum F_y = 0 \\ \sum F_z = 0 \\ \sum M_o = 0 \end{cases} \Rightarrow \quad (2.28)$$

Proiectând pe axe ecuațiile vectoriale de echilibru rezultă:

$$G_s \cdot \cos \beta + G_c \cdot \cos \beta - F_1 \cdot \sin \alpha_1 - F_2 \cdot \sin \alpha_2 - F_3 \cdot \sin \alpha_3 = 0 \quad (2.29)$$

$$-G_s \cdot \sin \beta - G_c \cdot \sin \beta - F_1 \cdot \cos \alpha_1 + F_2 \cdot \cos \alpha_2 - F_3 \cdot \cos \alpha_3 = 0 \quad (2.30)$$

$$F_1 \cdot \cos \alpha_1 \cdot l_2 - G_s(\sin \beta \cdot l_{y1} + \cos \beta \cdot l_{z1}) - G_c(\sin \beta \cdot l_y + \cos \beta \cdot l_z) = 0 \quad (2.31)$$

$$F_1 = \frac{G_s(\sin \beta \cdot l_{y1} + \cos \beta \cdot l_{z1}) + G_c(\sin \beta \cdot l_y + \cos \beta \cdot l_z)}{l_2 \cdot \cos \alpha_1} = 314N \quad (2.32)$$

$$\begin{cases} F_2 \cdot \sin \alpha_2 + F_3 \cdot \sin \alpha_3 = (G_s + G_c) \cdot \cos \beta - F_1 \cdot \sin \alpha_1 \\ F_2 \cdot \cos \alpha_2 - F_3 \cdot \cos \alpha_3 = (G_s + G_c) \cdot \sin \beta + F_1 \cdot \cos \alpha_1 \end{cases} \cdot \cos \alpha_3 \quad (2.33)$$

$$F_2 = \frac{(G_s + G_c) \cdot (\cos \beta \cdot \cos \alpha_3 + \sin \beta \cdot \sin \alpha_3) + F_1(\sin \alpha_3 \cdot \cos \alpha_1 - \sin \alpha_1 \cdot \cos \alpha_3)}{\sin \alpha_2 \cdot \cos \alpha_3 + \sin \alpha_3 \cdot \cos \alpha_2} \quad (2.34)$$

$$F_2 = \frac{(G_S + G_C) \cdot \cos(\beta - a_3) + F_1 \cdot \sin(a_3 - a_1)}{\sin(a_2 + a_3)} = 147N \quad (2.35)$$

$$F_3 = \frac{(G_S + G_C) \cdot \cos \beta - F_1 \cdot \sin a_1 - F_2 \cdot \sin a_2}{\sin a_3} = -282N \quad (2.36)$$

Valorile determinate ale celor trei forțe sunt: forța musculaturii posterioare $F_1 = 314$ N, forța de reacțiune din partea fațetelor articulare transverse $F_2 = 147$ N și reacțiunea din partea discului intervertebral $F_3 = -282$ N. Comparând valorile acestor trei forțe cu valorile calculate anterior se poate observa că acestea se încadrează între valorile celor două cazuri extreme. Pentru a se observa tendința de variație a acestor forțe cu unghiul de flexie sub care se află segmentul cervical s-a ridicat graficul din figura 2.17.

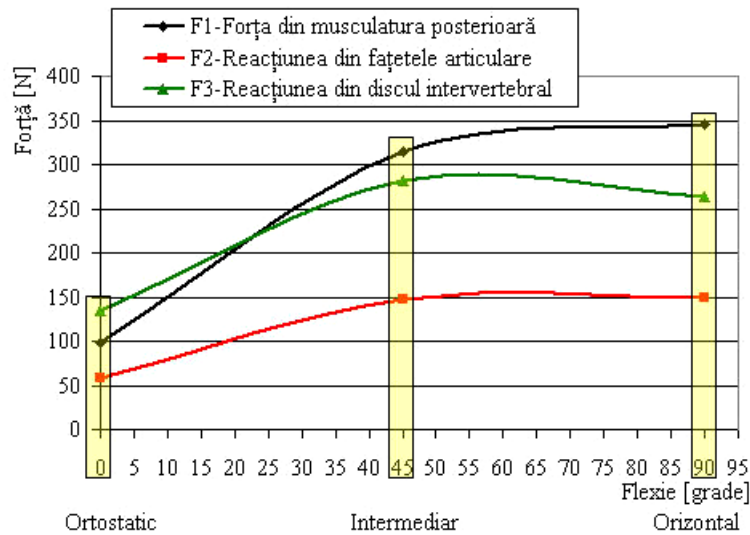


Figura 2.17 Variația teoretică a forțelor F_1 , F_2 și F_3 în funcție de unghiul de flexie

Variațiile celor trei forțe prezintă un caracter crescător din poziția ortostatică spre cea intermediară și un caracter ușor crescător dinspre poziția intermediară spre cea orizontală în cazul forței musculaturii posterioare și a reacțiunii din fațetele articulare. În cazul reacțiunii din discul intervertebral variația este una parabolică, cu vârful în poziția intermediară. Aceste variații sunt valabile exclusiv pentru cazul echilibrului în plan lateral, și nu pot fi valabile în cazul în care peste poziția în planul lateral se mai suprapune o rotație sau o înclinare laterală a capului. În condițiile poziționărilor compuse apar noi componente ale forțelor musculare, producându-se încărcări nesimetrice pe cele două fațete articulare.

2.2.2 Ipoteze simplificatoare în calculul încărcărilor externe din zona lombară

În stare de echilibru, atunci când un individ ține o greutate cu ambele mâini, încărcările din zona lombară a coloanei vertebrale pot fi estimate cu ușurință adoptând câteva ipoteze simplificatoare. Se consideră masa de ridicat situată în

planul sagital conform figurii 2.18. Pentru acest caz, forțele mușchilor extensori ai zonei lombare se însumează după o forță rezultantă F a unui singur mușchi. Brațul forței mușchiului extensor, adică distanța de la centrul discului intervertebral la centrul secțiunii transversale a mușchiului, este de aproximativ 5 cm. În plus, se presupune că direcția forței musculare pentru segmentul de coloană considerat are o direcție verticală, fiind paralelă cu forța gravitațională. Pentru o sarcină de 20 kg, exercitând o forță gravitațională de 200 N și un braț al forței de 25 cm, din condițiile de echilibru se obțin valoarea forței musculare și reacțiunea din articulație [36], [46], [47], [37].

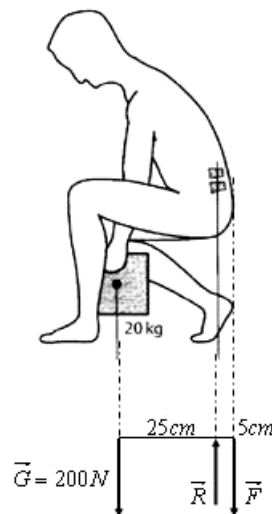


Figura 2.18 Calculul încărcării la ridicarea unei mase ținute în mâini

$$\vec{G} + \vec{R} + \vec{F} = 0 \quad (2.37)$$

$$\sum \vec{M}_O = 0 \quad (2.38)$$

Proiectând pe axe cele două ecuații vectoriale de echilibru rezultă:

$$R - G - F = 0 \quad (2.39)$$

$$25 \cdot G - 5 \cdot F = 0 \quad (2.40)$$

Rezolvând ecuațiile scalare de echilibru se determină atât forța musculară, cât și reacțiunea din articulație: $R=1200\text{ N}$, $F=1000\text{ N}$.

Așa cum se poate observa în figura 2.18, articulația intervertebrală este solicitată la compresiune. Dacă trebuie estimată sarcina totală din zona lombară în poziția prezentată în figura 2.18, trebuie luat în considerare și momentul determinat de greutatea proprie a corpului, cranial față de segmentul funcțional considerat, alături de momentul determinat de greutatea ținută în mâini. Pentru a simplifica modelul de calcul, precum și pentru a permite adaptarea la mai multe poziții, corpul a fost împărțit în trei segmente: cap, membre și trunchi (figura 2.19).

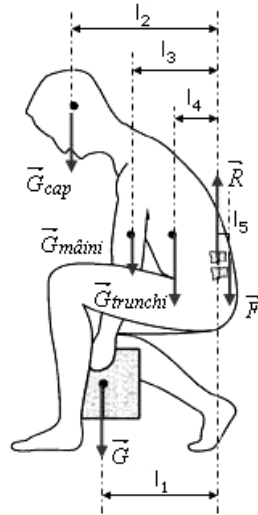


Figura 2.19 Sarcina totală pe segmentul L_4 / L_5 atunci când este ținut un obiect în mâini

Masele și pozițiile centrelor de greutate ale segmentelor se găsesc în literatura de specialitate, iar [48] brațele forțelor de greutate ale segmentelor considerate l_2 , l_3 , și l_4 sunt mărimi antropometrice și pot fi măsurate pe filme sau imagini video. Considerând m_1 masa obiectului ținut în mâini, m_2 , m_3 și m_4 masele segmentelor (cap, mâini și trunchi), g accelerația gravitațională, F forța musculară și l_5 brațul forței mușchiului extensor lombar, se pot scrie ecuațiile de echilibru:

$$\vec{G} + \vec{G}_{cap} + \vec{G}_{maini} + \vec{G}_{trunchi} + \vec{R} + \vec{F} = 0 \quad (2.41)$$

$$\sum \vec{M}_O = 0 \quad (2.42)$$

Proiectând pe axe cele două ecuații vectoriale de echilibru rezultă:

$$R - G - G_{cap} - G_{maini} - G_{trunchi} - F = 0 \quad (2.43)$$

$$l_5 F - l_2 G_{cap} - l_1 G - l_3 G_{maini} - l_4 G_{trunchi} = 0 \quad (2.44)$$

Rezolvând ecuațiile scalare de echilibru se determină atât forța musculară, cât și reacțiunea din articulație, corespunzătoare datelor anatomice ale subiectului investigat.

Din studiul realizat reiese că, fie și fără o greutate exterioară, zona lombară preia încărcările datorate greutății corpului și, în plus, de către forța musculară necesară să echilibreze momentele create de greutatea capului, mâinilor și trunchiului, în poziția „aplecat-înainte”. Solicitarea zonei lombare crește odată cu înclinarea corpului, respectiv cu creșterea distanțelor L_i .

Dacă un obiect nu este doar ținut sau ridicat foarte ușor, ci accelerat evident în timpul ridicării, atunci trebuie luate în considerare și forțele inerțiale. În momentul ridicării unei greutăți, atât accelerația obiectului ridicat, cât și accelerațiile segmentelor corpului, sunt îndreptate în sus. Forța inerțială $\vec{F}_i = -m \cdot \vec{a}$ este îndreptată în jos, având același punct de aplicație ca și forța de greutate. Rezultă că, în momentul accelerării obiectului și segmentelor corpului (cazul dinamic), mușchii extensori ai spatelui trebuie să dezvolte o forță mai mare decât cea în cazul

susținerii obiectului (cazul static). Din acest motiv este de așteptat ca sarcina din zona lombară să fie mai mare în cazul dinamic.

Aplicând date reale pentru accelerațiile obiectelor ridicate, obținute din observații de la locurile de muncă industriale, Leskinen a calculat încărcarea pe segmentul de coloană L_5 / S_1 , pentru o masă de 15 kg ridicată în mai multe moduri, ca fiind între 5800 N și 6600 N; pentru studiul static s-au obținut valori în intervalul (3900-4600) N. Această comparație demonstrează că forțele inerțiale datorate unor mișcări anticipate (nu și în cazul mișcărilor accidentale) pot contribui substanțial la încărcarea coloanei vertebrale.

2.2.3 Echilibrul liber al segmentului lombar în plan lateral

Asemenea studiului de echilibru static al segmentului cervical, echilibrul segmentului lombar se poate trata în mod diferit în cele trei plane anatomice. Echilibrul în plan transversal (rotația) este unul stabil, deoarece forțele gravitaționale generate de masa proprie a corpului nu dau momente de torsiune și deci nu contribuie la schimbarea acestei stări. Se vor trata deci numai celelalte două probleme: echilibrul în plan lateral și frontal. De asemenea, studiul echilibrului se poate face pentru o serie de poziții specifice repausului și activităților umane: ortostatică, aplecat înainte, aplecat lateral, etc.

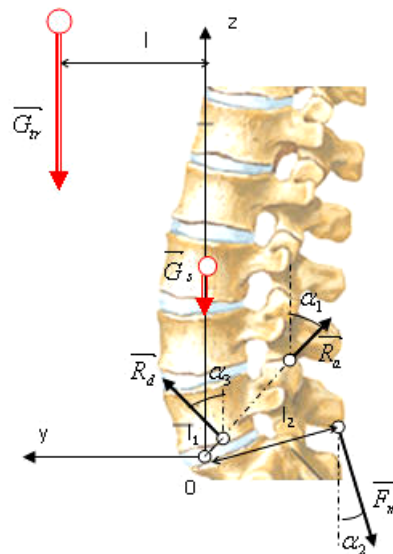


Figura 2.20 Echilibrul segmentului lombar în poziție ortostatică

Calculule se vor executa similar cu cazul cervical, pe o singură vertebră (L5), valorile rezultate fiind distribuite uniform pe toate cele 5 vertebre lombare. Se consideră în acest caz (figura 2.20) că asupra vertebrei lombare L5 acționează două forțe de greutate: greutatea trunchiului G_{tr} și greutatea proprie a segmentului lombar G_s .

Efectul forțelor de greutate este compensat pe deoparte de către reacțiunile din discul intervertebral R_d și din procesele articulare transversale R_a și de către

forța generată de musculatura lombară aplicată pe procesul spinos F_m . Dimensiunile și masele considerate sunt prezentate numeric în tabelul 2.5 și grafic în figura 2.20. S-a considerat că, distanța l_2 dintre originea O și punctuș de aplicație al forței F_m este orizontală.

Ecuțiile de echilibru sunt:

$$\vec{R}_a + \vec{R}_d + \vec{F}_m + \vec{G}_{tr} + \vec{G}_s = 0 \quad (2.45)$$

$$\sum \vec{M}_O = 0 \quad (2.46)$$

Proiectând pe axe ecuațiile vectoriale de echilibru rezultă:

$$R_d \cdot \sin a_3 - R_a \cdot \sin a_1 - F_m \cdot \sin a_2 = 0 \quad (2.47)$$

$$-G_{tr} - G_l + R_d \cdot \cos a_3 + R_a \cdot \cos a_1 - F_m \cdot \cos a_2 = 0 \quad (2.48)$$

$$-F_m \cdot \cos a_2 \cdot l_2 + G_s \cdot l_1 + G_{tr} \cdot l = 0 \quad (2.49)$$

$$F_m = \frac{G_{sl} \cdot l_1 + G_{tr} \cdot l}{l_2 \cdot \cos a_2} = 409N \quad (2.50)$$

$$\begin{cases} R_d \cdot \sin a_3 - R_a \cdot \sin a_1 = F_m \cdot \sin a_2 \cdot \cos a_1 \\ R_d \cdot \cos a_3 + R_a \cdot \cos a_1 = F_m \cdot \cos a_2 + G_l + G_{tr} \cdot \sin a_1 \end{cases} \quad (2.51)$$

$$R_d = \frac{(G_s + G_{tr}) \cdot \sin a_1 + F_m(\sin a_2 \cdot \cos a_1 + \sin a_1 \cdot \cos a_2)}{\sin a_3 \cdot \cos a_1 + \sin a_1 \cdot \cos a_3} = 585N \quad (2.52)$$

$$R_a = \frac{R_d \cdot \sin a_3 - F_m \cdot \sin a_2}{\sin a_1} = 163N \quad (2.53)$$

Tabelul 2.5 Masele, dimensiunile liniare și unghiulare implicate în echilibrul lombar

m_{tr} [kg]	m_s [kg]	a_1 [°]	a_2 [°]	a_3 [°]	l [mm]	l_1 [mm]	l_2 [mm]
25	2	45	12	20	80	20	50

Valorile rezultate în urma rezolvării sistemului de ecuații sunt deci: $F_m = 409$ N, $R_a = 163$ N și $R_d = 585$ N. Valoarea reală a forței musculare în acest caz, pe fiecare grupă musculară, este dificil de determinat, aceasta fiind distribuită proporțional cu dimensiunea vertebrei, distribuția masică pe segmentul. Această valoare indică totuși faptul că, poziția considerată nu este cea de relaxare maximă, corpul fiind puțin înclinat înainte. În poziția ortostatică de relaxare, greutatea trunchiului trece foarte aproape de centrul discului intervertebral L5-S1 și deci forța musculară implicată în echilibru are valoare și mai mică, datorită preluării întregii sarcini de către disc.

Cea mai mare parte a greutății este distribuită pe corpurile vertebrale respectiv pe discurile intervertebrale. Astfel, la nivelul ultimei vertebre lombare reacțiunea în discul intervertebral L5-S1 $R_d = 585$ N se distribuie pe suprafața inelului fibros al discului, ca o presiune P_i respectiv pe nucleul pulpos ca o presiune P_n .

$$P_d = P_i + P_n \quad (2.54)$$

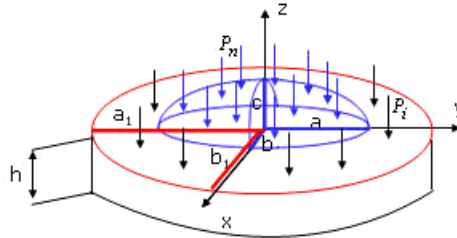


Figura 2.21 Presiunea care acționează asupra discului intervertebral

Pentru a determina valoarea acestei presiuni s-a aproximat aria inelului fibros la aria unui inel de elipsă iar a nucleului pulpos la aria unei jumătăți de elipsoid (figura 2.21). Aria secțiunii inelului fibros (A_i) s-a determinat ca diferența dintre suprafața unei elipse care circumscrie inelul și una care circumscrie nucleul pulpos (relația 2.55) [49].

Dimensiunile antropometrice ale elementelor discului sunt prezentate în tabelul 2.6, unde h reprezintă înălțimea discului, a , b și c semiaxele elipsoidului iar a_1 și b_1 sunt semiaxele elipsei, conform figurii 2.21. Aceste dimensiuni au fost extrase pe baza studiilor din *subcapitolul 1.2*.

Tabelul 2.6 Dimensiunile antropometrice ale discului L5-S1

a [mm]	a_1 [mm]	b [mm]	b_1 [mm]	c [mm]	h [mm]
20	50	9	27	9	18

$$A_i = \pi \cdot a_1 \cdot b_1 - \pi \cdot a \cdot b = 3673,8 \text{ mm}^2 \quad (2.55)$$

Aria nucleului pulpos se scrie:

$$2A_n = \int_0^{\pi} \sin \phi \int_0^{2\pi} \sqrt{a^2 \cdot b^2 \cos^2 \phi + c^2 (b^2 \cos^2 \theta + a^2 \sin^2 \theta)} \sin^2 \phi \cdot d\theta d\phi \quad (2.56)$$

unde a , b , c , sunt semiaxele elipsoidului de ecuație 2.57, în coordonate sferice, cu $a > b = c$, $0 \leq \theta \leq 180^\circ$ se numește *zenit* (unghi care caracterizează bombarea discului de-a lungul axei z), iar $0 \leq \phi \leq 360^\circ$ se numește *azimut* (unghi care caracterizează gradul de aplatizare a discului).

$$\frac{r^2 \cos^2 \theta \sin^2 \phi}{a^2} + \frac{r^2 \sin^2 \theta \sin^2 \phi}{b^2} + \frac{r^2 \cos^2 \phi}{c^2} = 1 \quad (2.57)$$

$$A_n \cong \frac{4\pi}{2} \left(\frac{a^p \cdot b^p + a^p \cdot c^p + b^p \cdot c^p}{3} \right)^{1/p} = 952,44 \text{ mm}^2 \quad (2.58)$$

Relația 2.58 aproximează suprafața reală a unui elipsoid cu o eroare relativă de +/- 1.061 % și în care $p=1.607$ este constanta lui *Tomsen*. Având în vedere eroarea mică de calcul care poate apărea prin utilizarea relației lui *Thomsen*, precum și faptul că din punct de vedere geometric nucleul pulpos nu reprezintă un elipsoid perfect, s-a decis efectuarea calculului de arie în acest mod.

Aria totală pe care se distribuie forța R_d este (2.59) și deci presiunea pe discul intervertebral L5-S1 este (2.60).

$$A_t = A_i + A_n = 4626,24 \text{ mm}^2 \quad (2.59)$$

$$P_d = R_d / A_t = 0,126 \text{ MPa} \quad (2.60)$$

Valoarea presiunii pe suprafața discului intervertebral este utilizată în calculele de solicitare ale implanturilor de tip *colivie*, de susținere a discurilor lombare. Calculul ariilor suprafețelor se poate realiza analitic folosind relațiile 2.55, 2.58 și aproximările propuse de *Tomsen* pentru calculul suprafeței unui elipsoid, sau pot fi utilizate tehnici CAD.

Astfel, utilizând software-ul SolidWorks a fost modelat discul intervertebral aproximând cele două componente ale sale: nucleul pulpos și inelul fibros de aceeași manieră ca și în cazul calculului analitic și s-au măsurat suprafețele pe care se distribuie reacțiunea pe disc. Această operație are ca scop verificarea calculelor analitice de arie ale celor două componente și este prezentată în figura 2.22.

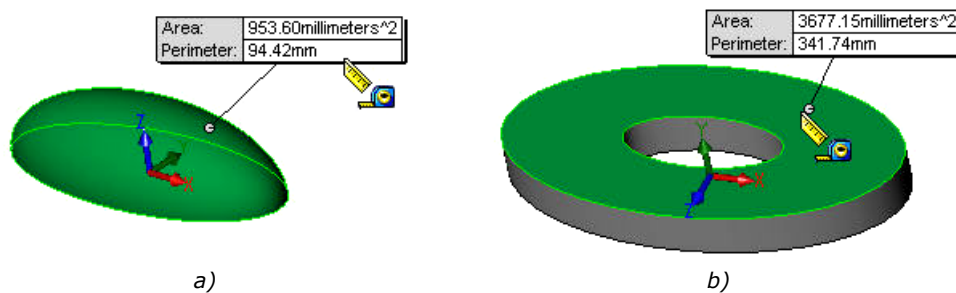


Figura 2.22 Calculul CAD al ariei componentelor discului: a) – aria nucleului pulpos, b) – aria inelului fibros

Pentru a pune în evidență variația teoretică a presiunii pe disc în funcție de solicitare, s-au ales o serie de valori discrete ale reacțiunii din discul L5-S1, $R_d = \{300, 400, 500, 585, 700, 750, 800\}$ N, valori ce ar corespunde diferitelor poziții ale coloanei, de la statul întins pe spate la poziții aplecate. Astfel, s-au calculat presiunile cu relația 2.60 și s-a trasat graficul de variație al presiunii cu solicitarea din figura 2.23. Variația acestei presiuni a fost demonstrată în mod practic de către *Nachemson* și a fost confirmată de calculele efectuate.

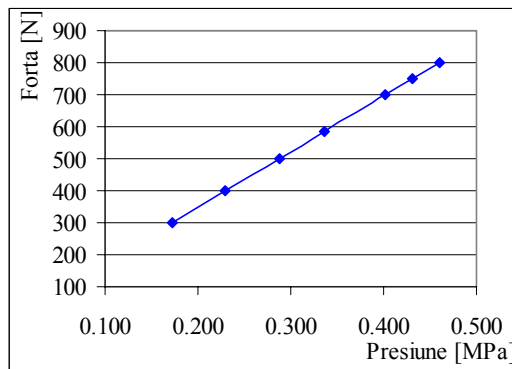


Figura 2.23 Variația presiunii cu solicitarea

2.2.4 Determinarea sarcinii care acționează asupra coloanei vertebrale prin măsurarea presiunii dintre discuri

Utilizând mai multe tipuri de segmente funcționale ale zonei lombare, Nachemson (1960) a studiat relația dintre o forță axială de compresiune exercitată pe un segment și presiunea din centrul discului. Pentru aceasta, segmentele funcționale au fost încărcate prin intermediul unui stand de încercări. Forța de compresiune a fost direcționată perpendicular pe planul median al discului intervertebral. Presiunea s-a măsurat cu ajutorul unei canule subțiri, cu un traductor de presiune la capăt (figura 2.24). S-a observat că, chiar și în lipsa unei forțe exterioare de compresiune, în interiorul discului există o presiune de valoare mică. Această presiune este cauzată de tensiunile elastice ale ligamentelor, care traversează articulația vertebrală. Pe măsură ce crește forța de compresiune, crește și presiunea, între cele două mărimi existând o relație liniară [36], [42].

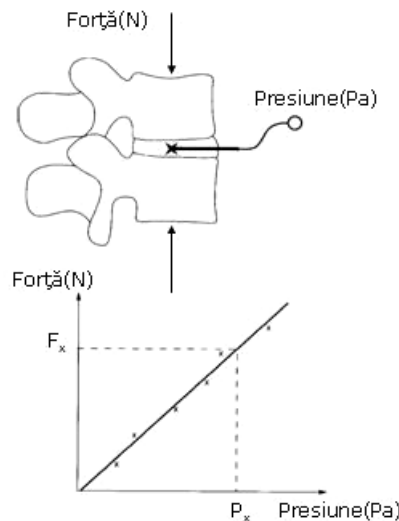


Figura 2.24 Rezultatul experimental al variației presiunii în disc cu forța exterioară de compresiune aplicată

Realizând o medie a tuturor măsurătorilor efectuate, Nachemson a obținut următoarea relație pentru estimarea presiunii din interiorul discului intervertebral:

$$p = (1.5 \pm 0.1) \cdot F / A \quad (2.61)$$

În această relație F reprezintă forța de compresiune care acționează perpendicular pe planul discului, iar A aria secțiunii transversale a discului. Nachemson a arătat în plus că factorul de proporționalitate dintre sarcină și presiune deviază de la 1.5 atunci când poziția unghiulară (lordoza) a vertebrei deviază de la poziția ortostatică. În investigațiile ulterioare *in vivo*, această modificare a fost oarecum neluată în seamă la transformarea presiunii măsurate, în sarcină a coloanei vertebrale.

Calibrarea relației *forță de compresiune - presiune* obținută *in vitro*, a fost implementată ulterior de Nachemson la determinarea sarcinii din zona inferioară a coloanei *in vivo*, prin măsurarea *in vivo* a presiunii dintre discuri. Prin intermediul liniei de calibrare (figura 2.24), o anumită valoare a forței de compresiune este atribuită fiecărei presiuni p_x . Pentru măsurarea *in vivo*, un traductor foarte mic de

presiune, atașat la capătul unei canule cu diametrul de 2 mm, a fost poziționat între vertebrele L_3/L_4 ale unor subiecți voluntari. Secțiunile transversale ale discurilor au fost determinate din radiografii. S-au înregistrat valorile presiunilor în diferite posturi și în timpul diferitelor activități, urmând a fi convertite în mărimi ale forței de compresiune prin folosirea formulei de mai sus. Tabelul 2.7, extras din rezultatele lui Nachemson, cuprinde sarcinile de pe vertebrele L_3/L_4 , ca și medii ale lotului investigat.

Tabelul 2.7 Valorile medii ale solicitării segmentului L_3/L_4

Activitate	Sarcină
În picioare, ortostatic	700 N
În picioare, drept, fără a odihni spatele	1000 N
Pe spate întins	300 N
Întins, în extensie	100 N
Ridicare 20 kg, trunchi aplecat înainte	3400 N
Acționare izometrică a mușchilor abdominali	1100 N

În conformitate cu aceste măsurători, sarcina preluată de zona lombară în poziția de stat drept, depășește masa corpului considerată cranial în raport cu segmentul L_3/L_4 . Dacă se consideră că aproximativ 50 % din masa corpului este localizată cranial în raport cu segmentul L_3/L_4 , atunci pentru o masă a corpului de 60 kg, corespunde o forță de 300 N. Diferența dintre această valoare și cea înregistrată în tabel apare datorită forțelor musculare necesare să stabilizeze poziția ortostatică, precum și datorită tensiunilor elastice din mușchi și ligamente. Nachemson a descoperit că la persoanele ce stau drept pe un scaun, fără a-și sprijini spatele, coloana vertebrală a fost încărcată mai mult decât în poziția ortostatică. După cum era de așteptat, statul întins pe spate elimină sarcina de pe coloană, rămânând în discuri numai tensiunile interne. La ridicarea unui obiect de o anumită masă, are loc o creștere a sarcinii de pe coloana vertebrală, mărimea sarcinii măsurate fiind corespunzătoare cu rezultatele obținute. Determinarea încărcării de pe coloană prin măsurarea presiunii din interiorul unuia dintre discurile intervertebrale are avantajul că, în contrast cu modelul de calcul analitic, aceasta nu necesită simplificări sau ipoteze ajutătoare. Dezavantajul major constă în metoda invazivă de introducere și menținere a traductorului de presiune în corpul uman, pe perioada înregistrării.

2.2.5 Echilibrul liber al segmentului lombar în plan frontal

O altă problemă în studiul echilibrului segmentului lombar este cea a echilibrului în planul frontal. În poziție ortostatică, greutatea proprii ale capului și trunchiului se aliniază pe verticala care trece prin linia proceselor spinose ale coloanei vertebrale. Greutățile membrelor se echilibrează reciproc din condiții de simetrie. Deci, în acest caz, sarcina este preluată de către discurile intervertebrale și articulațiile transverse, acțiunea musculaturii laterale fiind redusă. Dacă însă trunchiul execută mișcarea de flexie laterală, atunci lucrurile se schimbă. În figura 2.25 s-a propus un model de calcul al reacțiunilor și forțelor musculare implicate în echilibru. În acest caz centrul de greutate al trunchiului depășește linia mediană a coloanei dezvoltând un moment încovoietor semnificativ. În contrapondere, mușchii laterali (psaosul mare) dezvoltă o forță F_m menită să mențină echilibrul. În tabelul

2.8 sunt prezentate valorile maselor implicate în echilibru precum și parametrii geometrici liniari și unghiulari. Reprezentarea acestora se poate observa în figura 2.25. Tot aici sunt prezentate și forțele externe de greutate G_{tr} și G_{sl} , precum și reacțiunile necunoscute R_a (reacțiunea din fațeta articulară), R_d (reacțiunea pe disc) și F_m (forța musculară implicată în echilibru).

Tabelul 2.8 Parametrii implicați în echilibrul lombar în plan frontal

m_{tr} [kg]	m_s [kg]	α_1 [°]	α_2 [°]	l [mm]	l_1 [mm]	l_2 [mm]	l_3 [mm]
25	2	45	15	70	10	20	50

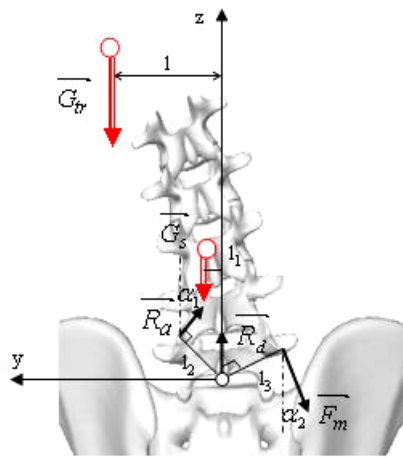


Figura 2.25 Echilibrul static al segmentului lombar în flexie laterală

Ecuatiile de echilibru sunt:

$$\vec{G}_{tr} + \vec{G}_s + \vec{R}_a + \vec{R}_d + \vec{F}_m = 0 \quad (2.62)$$

$$\sum \vec{M}_O = 0 \quad (2.63)$$

Proiectând pe axe ecuațiile vectoriale de echilibru rezultă:

$$-R_a \cdot \sin \alpha_1 - F_m \cdot \sin \alpha_2 = 0 \quad (2.64)$$

$$-G_{tr} - G_{sl} + R_a \cdot \cos \alpha_1 + R_d - F_m \cdot \cos \alpha_2 = 0 \quad (2.65)$$

$$G_{tr} \cdot l + G_{sl} \cdot l_1 - R_a \cdot l_2 - F_m \cdot l_3 = 0 \quad (2.66)$$

$$R_a = -\frac{F_m \cdot \sin \alpha_2}{\sin \alpha_1} = -149 \text{ N} \quad (2.67)$$

$$F_m = \frac{G_{tr} \cdot l + G_{sl} \cdot l_1}{l_3 - \frac{\sin \alpha_2}{\sin \alpha_1} \cdot l_2} = 407 \text{ N} \quad (2.68)$$

$$R_d = F_m \cdot \cos \alpha_2 - R_a \cdot \cos \alpha_1 + G_{tr} + G_{sl} = 764 \text{ N} \quad (2.69)$$

După rezolvarea sistemului au rezultat următoarele valori ale forțelor: forța musculară $F_m = 407 \text{ N}$, reacțiunea de pe disc $R_d = 764 \text{ N}$ și reacțiunea de pe apofiza articulară $R_a = -149 \text{ N}$.

Se observă în acest caz de echilibru că valoarea forței musculare globale, este aproximativ aceeași ca și în cazul echilibrului ortostatic. Se poate spune deci că menținerea echilibrului în flexia laterală sub un unghi de 15° implică o activitate musculară asemănătoare poziției ortostatice.

Valoarea redusă a forței musculare este compensată în acest caz de reacțiunile din discul intervertebral și din articulațiile proceselor transversale, care preiau o cea mai mare parte a greutăților. Reacțiunea pe articulația procesului transvers nu se mai poate considera însă simetrică la fel cu cazurile precedente, deoarece vertebrele au tendința de basculare în sensul înclinării, legătura transversală opusă fiind practic desfăcută. În ceea ce privește reacțiunea din discul vertebral, problema este foarte asemănătoare cazului de echilibru în plan lateral.

2.2.6 Rolul presiunii intra-abdominale în echilibrul trunchiului

Presurizarea cavității abdominale este datorată preponderent acțiunii mușchilor abdominali oblici interni, externi și transversali. Cercetând direcția de acționare a mușchilor oblici (figura 2.26) se constată faptul că mecanismul de încărcare prezentat în figură nu poate fi corect. Forța mușchilor poate fi descompusă într-o componentă dispusă circular, în jurul trunchiului, iar alta pe direcția coloanei. La echilibru, mușchii extensori ai spatelui trebuie să producă o forță suplimentară pentru a echilibra componenta mușchilor oblici, prevenind o aplecare înainte a trunchiului. Astfel, acțiunea antagonică a mușchilor ventral și dorsal în raport cu coloana vertebrală mărește sarcina la care aceasta este supusă. Această creștere poate cel mult să fie parțial compensată de momentul de extensie, generat de presiunea intra-abdominală.

Măsurarea sarcinii de pe coloană, utilizând presiunea din discuri, arată că într-adevăr sarcina de pe coloană crește în momentul generării presiunii. Astfel se pot explica anumite simptome dureroase ale pacienților cu simptome agravate în urma exercitării presiunii intra-abdominale (de exemplu în cazul tusei).

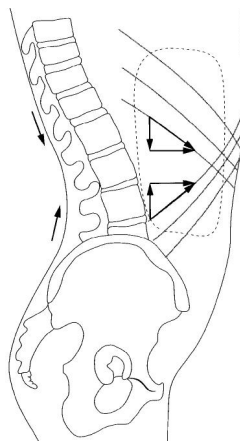


Figura 2.26 Presiunea intra-abdominală generată de acțiunea mușchilor oblici

Acțiunea peretelui muscular abdominal are rolul de a stabili partea superioară în raport cu partea inferioară a trunchiului. În 1985, *Maras* a arătat că în timpul exercițiilor rapide de ridicare a obiectelor, se ating valori extreme ale

presiunii înainte de a se observa valori extreme ale momentului exterior. Acest aspect este în concordanță cu faptul că la persoanele sănătoase mușchii abdominali transversali acționează înaintea unei acțiuni anticipate a mușchilor deltoizi și a unei mișcări ulterioare a brațelor. În plus, ipoteza de mai sus este susținută de observația că o presiune intra-abdominală mare este generată de regulă în timpul exercițiilor de ridicare de jos. În această situație, momentul generat în flexie este direcționat, datorită presiunii, în sens opus mișcării intenționate a trunchiului.

Pe de altă parte, este posibil ca presiunea intra-abdominală să aibă rolul de a stabiliza forma coloanei lombare. Presiunea generată în cavitatea abdominală nu este în mod obișnuit foarte mare, dar poate atinge valori extreme de 13,3 kPa în cazul ridicării unor obiecte foarte grele [40], [37], [13]. Forța direcționată dorsal pe zona lombară poate avea rolul de a preveni o mărire a curburii lordotice, în cazul în care coloana preia o sarcină axială mare. În orice situație, presiunea intra-abdominală permite mușchilor trunchiului să se contracte, prevenind distrugerea cavității abdominale.

2.2.7 Presiunea internă și funcția mecanică a discului intervertebral

În primele studii de cercetare biomecanică, Nachemson a arătat că dependența dintre sarcina F la compresiune și presiunea p în centrul discului este descrisă de relația 2.44. În această formulă, F reprezintă forța de compresiune orientată perpendicular pe planul discului iar A este aria secțiunii transversale a discului. Factorul de proporționalitate dintre p și F/A s-a observat a fi independent de vârstă, gradul de degenerare și poziția anatomică (de la $L1/2$ la $L4/5$) la subiecții testați. Valoarea numerică a factorului de proporționalitate determinat experimental nu poate fi privită doar ca un strat elastic intermediar deformabil între suprafețele terminale.

Originea și funcțiile presiunii interne a discului s-au pus în evidență utilizând modelul prezentat în figura 2.27. Țesutul discului conține o serie de componente biologice ce au capacitatea de a reține apă, printr-un proces electrochimic. Această proprietate intrinsecă a acestora este însă invers proporțională cu variația de presiune. În timpul nopții, solicitările asupra coloanei fiind foarte mici, are loc o absorbție clară a apei de către disc, prin procesul de difuzie. Datorită creșterii în înălțime, fibrele inelului fibros se strâng pe direcția longitudinală a coloanei vertebrale, deformarea radială a discului fiind mică (figura 2.27 a). În momentul în care discul saturat de apă este solicitat de o sarcină, presiunea dintre discuri crește, acționând uniform în toate direcțiile, pe ambele suprafețe terminale, precum și în direcția radială a anulusului fibros (figura 2.27 b). Anulusul fibros se deformează spre exterior și astfel înălțimea discului scade, datorită deplasării părții de țesut spre exterior. Straturile de fibre exterioare ale inelului sunt întinse, rezultând așadar forțe ce acționează pe suprafețele terminale opuse. În consecință, presiunea din interiorul discului trebuie să crească, în scopul de a echilibra forța de tracțiune ce acționează la periferia suprafețelor terminale, în plus față de forța F . Prin acest mecanism, presiunea internă a discului chiar depășește valoarea medie F/A .

Pentru a distribui presiunea uniform pe suprafețele terminale și a menține mobilă articulația vertebrală, țesutul discului trebuie să aibă capacitatea de a se deplasa în spațiul discului. În această situație, țesutul moale, mobil, supraîncărcat nu trebuie să migreze din spațiul discului. Pierderea este prevenită de forța de tracțiune ce acționează în straturile exterioare ale inelului fibros care este cauzată

de presiunea interioară a discului. Presiunea acționează în direcție radială și determină deformarea spre exterior a discului, acționând în același timp și asupra suprafețelor terminale ale vertebrelor învecinate. Pe măsură ce aria pe circumferință a inelului fibros este mai mică decât aria suprafețelor terminale, presiunea menține înălțimea constantă a discului și limitează creșterea deformației radiale.

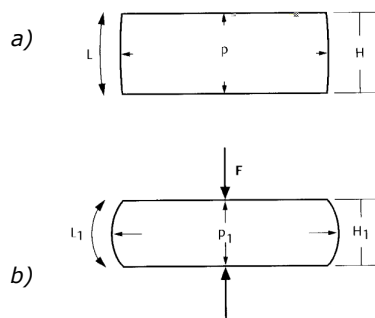


Figura 2.27 Modelul discului intervertebral utilizat pentru determinarea relației dintre presiunea internă a discului și deformația radială

Sistemul mecanic al discului intervertebral este foarte asemănător cu cel al unei roți de bicicletă sau automobil. În interiorul roții există presiune; partea exterioară a roții este sollicitată de o forță de întindere. Odată cu creșterea presiunii, înălțimea roții crește, iar deformația radială se micșorează. Dacă se eliberează aerul din roată, va scădea înălțimea și se va mări deformația radială. Modelul roții demonstrează că orice pierdere de țesut a discului are ca rezultat scăderea înălțimii discului, a presiunii interioare și o creștere a deformației radiale. Aceste predicții sunt în conformitate cu observațiile pe subiecți *in vitro*, urmate de studii *in vivo*.

Având în vedere rolul presiunii interne, funcțiile discurilor intervertebrale pot fi sintetizate astfel:

- contribuie prin rezistența lor la menținerea curburilor coloanei vertebrale;
- favorizează prin elasticitatea lor revenirea la starea de echilibru după terminarea mișcării;
- transmit greutatea corpului în toate direcțiile diferitelor segmente ale coloanei;
- amortizează șocurile sau presiunile la care este supus fiecare segment, în mod special în timpul efortului.

Deformarea discurilor sub sarcină

Componenta sarcinii de pe coloana vertebrală dispusă pe direcția longitudinală este transmisă virtual din vertebră în vertebră doar prin intermediul discului. Cum suprafețele fațetelor articulare din zona lombară sunt orientate aproximativ perpendicular pe planul transversal, în mod normal acestea nu pot transmite nicio parte din sarcina axială. Transmiterea sarcinii prin fațetele articulare are loc în extensie maximă sau în segmente ce prezintă o înălțime foarte mică a

discului, atunci când se realizează un contact osos între fațeta caudală și lamela vertebrei inferioare.

Componenta sarcinii de pe coloana vertebrală dispusă pe direcție paralelă cu terminațiile nervoase este transmisă virtual exclusiv de fațetele articulare. Datorită rigidității mici față de cea osoasă, discurile și ligamentele articulației vertebrale transmit doar o mică fracțiune a acestei încărcări. În cazul unei fracturi a arcului vertebral (spondiloză), forței tăietoare i se opun doar discul și ligamentele.

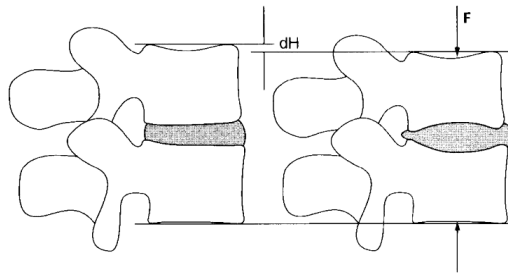


Figura 2.28 Deformarea corpului vertebral și a discului sub sarcină

Corpul vertebral și discul intervertebral se deformează sub sarcină (figura 2.28), iar în consecință, înălțimea segmentului respectiv scade. În comparație cu starea neîncărcată a vertebrei, dilatarea terminațiilor nervoase la limita fracturii prin compresiune, ajunge la 0,5 mm, iar deformarea radială a discului este de aproximativ 1 mm. Dacă dilatarea terminațiilor nervoase depășește limita de 0,5 mm, osul spongios din vertebră, precum și terminațiile nervoase se pot fractura, iar țesutul discului poate pătrunde în corpul vertebrei.

Gradul de deformare dorsală și ventrală a discului depinde de unghiul de lordoză. În extensie, deformația este minim ventrală și maxim dorsală, iar în flexie se întâmplă exact invers. Deformația mică, ce se produce dorsal în flexie și ventral în extensie, se datorează straturilor exterioare ale anulusului fibros aflate sub tensiune, ceea ce împiedică dezvoltarea umflăturii. Descreșterea deformației radiale, ventral în extensie și dorsal în flexie, este în continuare favorizată de faptul că vertebra cranială este deplasată dorsal în extensie și ventral în flexie, față de vertebra caudală.

2.3 Cinematica coloanei vertebrale

Orice mișcare a coloanei vertebrale implică o serie de mișcări relative ale mai multor vertebre consecutive. Compunerea acestor mișcări generează mișcarea globală a unui segment de coloană sau a coloanei vertebrale ca ansamblu. Omul nu are capacitatea de a genera mișcări ale unor vertebre izolate, dar poate genera mișcare în mod selectiv, pe unul din cele trei segmente ale coloanei. Cel mai bun exemplu în acest sens este cel al mișcării gâtului din poziție șezând. Mișcarea are loc la nivel local, cu implicații foarte mici în segmentul toracic. Dar, pentru o amplitudine maximă în flexie de exemplu, organismul face apel și la mobilitatea segmentului toracic, implicându-l în generarea mișcării [18], [50], [51], [48], [42].

Fiecare vertebră are 6 grade de libertate (figura 2.29). Gruparea a două vertebre adiacente cu discul intervertebral dintre ele formează o unitate vertebrală (cervicală, toracică sau lombară) funcțională (figura 2.30). În coloana vertebrală

sunt două feluri de articulații: articulațiile intervertebrale dintre vertebre și discurile adiacente și articulațiile dintre apofizele vertebrelor vecine. Articulațiile intervertebrale sunt sinartroze, iar celelalte sunt articulații sinoviale late. Mișcarea acestor articulații este solidară dacă aparțin aceluiași segment mobil.

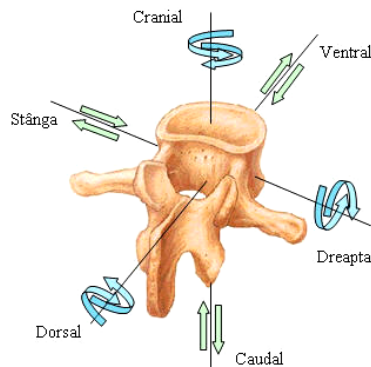


Figura 2.29 Gradele de libertate ale unei vertebre

În timpul diferitelor mișcări și chiar în repaus discurile intervertebrale sunt supuse unor forțe și presiuni mari. Aceste forțe se datorează presiunii directe exercitate de către greutatea corpului și de către forțele musculare care acționează asupra coloanei, precum și de forțele exterioare rezultate din tipul de activitate pe care o desfășoară subiectul investigat. Cea mai mare parte a forțelor de presiune este repartizată la nivelul corpurilor vertebrale și al discurilor intervertebrale.

Coloana vertebrală conține mai mult de 100 de articulații, atât sinartroze cât și diartroze, astfel încât mișcarea acesteia este rezultatul suprapunerii mișcărilor individuale. Cinematica coloanei vertebrale poate fi studiată la nivelul unui segment mobil, al unui grup de segmente mobile sau pentru întreaga regiune a coloanei.

Fiecare unitate funcțională are 6 grade de libertate. Mișcările de rotație rezultă datorită eforturilor musculare interne sau solicitărilor externe induse, în timp ce mișcările de translație se datorează capacității de deformare a discului intervertebral. Global, coloana vertebrală poate efectua trei feluri de mișcări: flexie-extensie, flexie laterală, rotație axială. Gradul de mobilitate al unității funcționale depinde de dimensiunea discului intervertebral, iar direcția de mișcare depinde de orientarea articulațiilor dintre apofize.

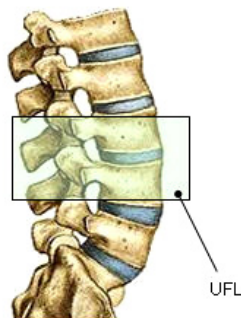


Figura 2.30 Unitatea funcțională a segmentului lombar (UFL)

Toate articulațiile intervertebrale, cu excepția celor occipital-atlanto-axiale sunt sinartroze. În articulațiile sinoviale, mișcarea segmentelor adiacente se face prin rularea și alunecarea suprafețelor cartilajinoase. Mișcarea interdependentă a segmentelor mobile este asigurată de conexiunile elastice realizate cu discurile intervertebrale. Flexia și extensia provoacă compresie într-o parte a discului și tracțiune în cealaltă parte. Mișcarea este similară cu mișcarea relativă a două bucăți de material solid lipite cu o bucată de cauciuc între ele. Când se analizează mișcarea a două vertebre consecutive, vertebra de jos este considerată fixă, iar cea de sus este în mișcare. Datorită faptului că discurile se pot deforma, dacă se aplică aceeași forță rezultantă diferitelor vertebre se obțin mișcări diferite în funcție de rigiditatea și dimensiunea, adică înălțimea și diametrul discului. Deci, mișcarea vertebrală nu poate fi înțeleasă fără cunoașterea geometriei, rigidității discului și a forțelor care acționează asupra sa.

Mobilitatea în rotație a vertebrei variază invers proporțional cu rigiditatea și diametrul discului la puterea a patra și direct proporțional cu înălțimea discului. Deoarece discurile intervertebrale se deformează sub presiune, mișcarea vertebrală depinde nu numai de momentul forței ci și de forța rezultantă aplicată discului. Dacă rezultanta forțelor aplicate este zero, atunci rotația are loc în jurul axei de simetrie. Când se aplică simultan compresione și torsiune, axa de rotație nu este neapărat cea de simetrie. Îndoirea se realizează diferit dacă se face sub solicitare sau nu. Astfel, poziția axei instantanee nu poate fi fixată cu exactitate, ea depinzând foarte mult de felul încărcării. Totuși, dacă de exemplu presiunea este constantă în timp ce se îndoie încet gâtul, poziția axei instantanee poate fi estimată.

Axa de îndoire a unei unități funcționale este localizată în vertebra imediat inferioară, vertebra deplasându-se în timpul îndoirii de-a lungul unui arc de cerc (figura 2.31), raza curbării caracterizând pasul arcului.

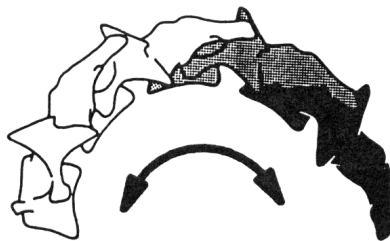


Figura 2.31 Arcele descrise de vertebra C7 în timpul flexiei-extensiei

Mișcarea relativă a unei vertebre față de vertebra alăturată poate fi privită ca o combinație de rotație și translație. Această mișcare nu are însă soluție unică, existând o infinitate de combinații de rotații și translații care pot descrie o mișcare asemănătoare. Deci, o aproximare cinematică nu este productivă.

Totuși, se poate presupune că vertebra se rotește în jurul unui punct care este localizat pe platoul inferior al vertebrei în mișcare care se deplasează paralel cu marginea inferioară a vertebrei de referință, axa x a sistemului de coordonate (figura 2.32).

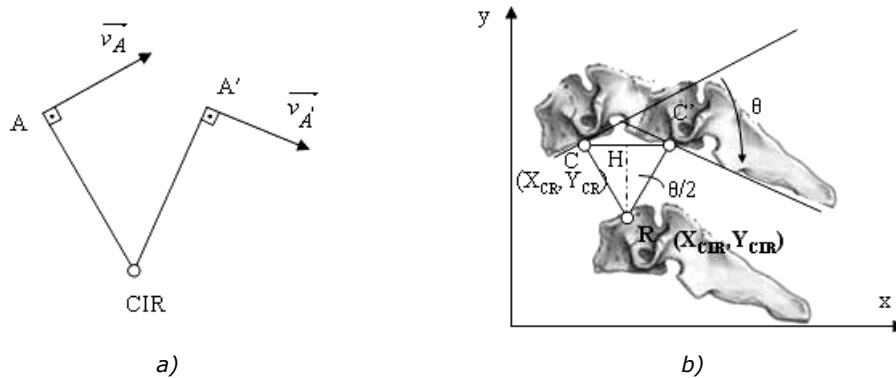


Figura 2.32 Determinarea centrului instantaneu de rotație: a) – metoda clasică, b) – metoda Reuleaux

Există două metode de determinare a centrului instantaneu de rotație: metoda tangentelor și metoda Reuleaux. Metoda tangentelor utilizată în mecanica clasică pentru determinarea CIR (figura 2.32 a), este dificil de aplicat în acest caz deoarece este dificilă determinarea vitezelor. Din acest motiv, estimarea poziției CIR în cinematica coloanei vertebrale se face pe baza metodei Reuleaux (figura 2.32 b), detaliată în cele ce urmează [36].

În timpul rotației în jurul CIR, centrul de rotație s-a deplasat din C în C' cu un unghi de rotație θ . Acest tip de mișcare a vertebrei este privită ca o mișcare de translație de-a lungul axei X și o rotație în jurul CR. Deoarece rotația în jurul CIR este egală cu rotația în jurul unei axe perpendiculare, unghiul subîntins de arcul mișcării punctului C, în CIR este egal cu unghiul de rotație θ . Triunghiul CC'R fiind isoscel, $HR = CC'/2 \tan(\theta/2)$, unde HR și CC' sunt înălțimea, respectiv baza triunghiului. Dacă poziția centrului se determină experimental, poziția lui C poate fi găsită astfel:

$$\begin{aligned} X_{CR} &= X_{CIR} - CC'/2 \\ Y_{CR} &= Y_{CIR} - \frac{CC'}{2 \tan(\theta/2)} \end{aligned} \quad (2.70)$$

Etapele metodei Reuleaux pentru determinarea CIR:

- unghiul θ este măsurat ca fiind unghiul format de oricare din părțile vertebrei în două poziții consecutive;
- se construiește din CIR o linie paralelă cu axa Y;
- se construiesc din CIR două raze formând un unghi de $\theta/2$ cu linia construită anterior;
- punctele de intersecție a acestor raze cu marginea inferioară a vertebrelor formează centrele de rotație (polurile).

Din analiza precedentă rezultă că poziția CIR este determinată de:

- poziția centrului de rotație C;
- translația vertebrei paralel cu axa X;
- rotația vertebrei.

Tabelul 2.9 Factorii biomecanici care influențează cinematica vertebrală

Schimbarea	Rigiditatea discului		Forța musculară		Rigid. mecanică	Tens. din ligament		Apofize
	Ante.	Post.	Ante	Post.	Anulus fibrosus	Ante	Post	
CR ↑	↑	↓	↑	↓				Neper eche
CR ↓	↓	↑	↓	↑				
θ ↑	↓	↓	↓			↓	↓	
θ ↓	↑	↑	↑			↑	↑	
CC' ↑					↓			Neper eche
CC' ↓					↑			

La persoanele bolnave, CIR este deplasat față de normal datorită celor trei factori mai sus amintiți. De exemplu, ridicarea CIR poate apărea numai când scade translația, crește rotația, sau ambele. Cele trei mecanisme amintite pot fi explicate de o combinație de schimbări biomecanice. Din păcate, o astfel de examinare poate fi realizată doar pe o cale calitativă. Rezultatele unei astfel de examinări sunt prezentate în tabelul 2.9.

2.3.1 Mobilitatea coloanei vertebrale

Mișcările coloanei, indiferent de amplitudinea lor, sunt mișcări complexe realizate prin cumulara deplasărilor corpurilor vertebrale, care au loc la nivelul discurilor intervertebrale precum și la nivelul celorlalte articulații. Limitările mișcărilor sunt date de rezistența ligamentelor, forma articulațiilor intervertebrale și de gradul de compresibilitate al țesutului fibrocartilaginos al discului.

Micile deplasări intervertebrale sunt posibile datorită prezenței nucleului pulpos, care trebuie să aibă consistență, formă și așezare normale. Mișcările vertebrelor au loc în jurul nucleului pulpos (ax de rotație), acesta comportându-se ca o articulație sferică (figura 2.33). Limitările sunt impuse de conformațiile și pozițiile apofizelor articulare, de ligamentele coloanei vertebrale și de corsetul muscular al acesteia [18], [52].

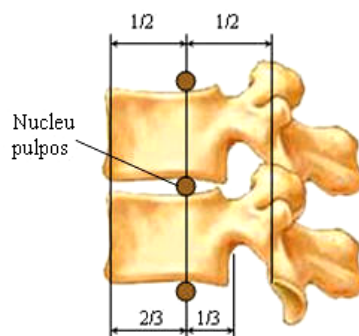


Figura 2.33 Poziția nucleului pulpos față de corpurile vertebrelor

Tabelul 2.10 Amplitudinile *medii* normale

Segment	Flexia	Extensia	Înclinare laterală	Rotația
Cervical	70°	60°	30°	75°
Dorsal	50°	56°	100°	40°
Lombar	40°	30°	36°	5°
Total	160°	145°	165°	120°

Mișcările pe care le poate executa coloana vertebrală sunt: *flexie-extensie*, *flexie laterală*, *rotația*, și ca o compunere a acestora *circumducția*. Amplitudinile medii normale, pe segmente și global sunt prezentate în tabelul 2.10.

Mișcarea de flexie ventrală a trunchiului pe membrele inferioare se realizează prin participarea nu numai a coloanei vertebrale, ci și a șoldurilor. Amplitudinea cea mai mare în flexie se realizează în regiunea cervicală și în cea lombară, mai exact la nivelul ultimelor două vertebre dorsale și al vertebrelor lombare. Arcul cu concavitatea anterioară pe care o formează coloana flexată în întregul ei nu este un arc de cerc ci o linie curbă compusă din trei arce:

- arc cu raza mică – regiunea cervicală;
- arc cu raza medie – regiunea dorsală;
- arc cu raza mare – regiunea lombară.

În mișcarea de flexie maximă linia transversală care prelungeste planul axisului întretaie linia orizontală într-un unghi de 140-160 ° (figura 2.34). Mobilitatea prezentată aici este valabilă numai în cazul persoanelor tinere .

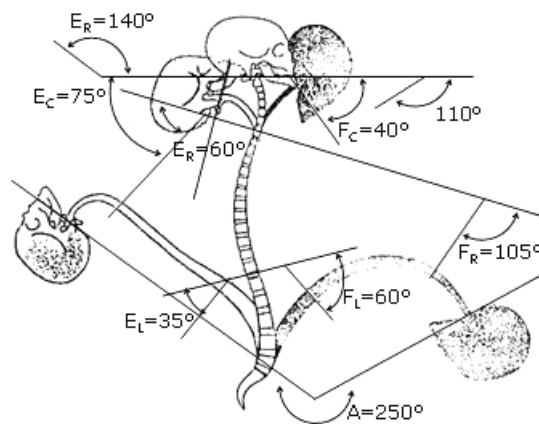


Figura 2.34 Potențialul normal de flexie-extensie a coloanei vertebrale: *A*-amplitudinea totală a mobilității coloanei; *F*-flexie; *E*-extensie; *C*-cervical; *T*-toracic; *L*-lombar; *R*-rezultant

Mișcarea de extensie. În poziția ortostatică, în extensie, lucrurile se petrec exact invers decât în cazul flexiei. Mușchii extensori sunt cei care inițiază mișcarea, apoi mișcarea este controlată de grupul anterior. În regiunea lombară, extensia ajunge până la 30 °, în cea dorsală până la 55 ° și în cea cervicală până la 60 ° (figura 2.34).

În mișcarea de extensie porțiunile posterioare ale discurilor intervertebrale sunt comprimate, în timp ce ligamentul vertebral comun anterior este tensionat.

Extensia este blocată în ultima fază de intrare în contact a apofizelor articulare și în ultimă instanță și a proceselor spinoase.

Mișcarea de înclinare laterală este de aproximativ $16,6^\circ$, cu maximum de amplitudine în segmentul dorsal. Un oarecare grad de răsucire al coloanei contribuie la înclinația mai puternică a trunchiului. Mușchii care fac înclinarea laterală sunt: pătratul lombar, psoasul, intertransversalii și dreptul lateral al capului. Acești mușchi produc împreună o mișcare de înclinare laterală pură. Contrakția unilaterală a grupului flexor poate provoca și ea mișcare. De asemenea pot interveni și mușchii șanțurilor vertebrale și în special sistemul transverso-spinos.

Mișcarea de rotație este maximă în regiunea cervicală, unde atinge 75° (figura 2.34). Coloana dorsală se rotește puțin și numai dacă se înclină lateral. În coloana lombară mișcarea de răsucire se execută când coloana este în extensie, mai ales în segmentul dorso-lombar. Când coloana este flexată, mișcarea de răsucire din segmentul lombar nu este posibilă, deoarece condiliile vertebrelor sunt așezați vertical în articulații și opresc mișcarea. Din aceeași cauză, în flexie nu se poate face nici înclinarea laterală a segmentului lombar.

2.3.2 Cinematica regiunii cervicale

Înțelegerea mișcărilor capului și gâtului este foarte importantă atât pentru controlul motor cât și pentru cunoașterea răspunsului structurii la lovituri sau mișcări bruște și prin aceasta, la posibilitatea de prevenire a unor accidente sau estimarea regimului cinematic la care va fi supus un implant cervical. Domeniul larg de mișcare a segmentului cervical se poate studia ca o mișcare a articulațiilor individuale sau ca o entitate raportată la întregul trunchi.

Coloana cervicală superioară cuprinde complexul occipital-atlanto-axial responsabil de poziționarea capului. Flexia și extensia au loc atât în articulația occipital-atlantală, cât și în cea atlanto-axială. Limita mișcării este în medie de 13° în articulația occipital-atlantală și 10° în articulația atlanto-axială. Îndoirea laterală se petrece în întregime la nivelul occipital-atlantal (cu limita de 8°), iar rotația axială apare exclusiv la nivelul atlanto-axial (cu limita de 47°). Mișcarea de rotație axială este o mișcare de tip înșurubare prin care rotația lui C1 este legată de translația sa verticală (Lucrări reprezentative - Werne, 1957) [14], [46], [53].

În concluzie, articulațiile care compun complexul occipitalo-atlanto-axială au două grade de libertate, iar complexul privit ca un ansamblu are trei grade de libertate. Atlasul se poate mișca independent, însă toate celelalte vertebre de sub aceasta, începând cu C2, sunt atașate și se pot mișca doar împreună. Mișcarea complexului occipitalo-atlanto-axial se poate realiza izolat dar cu o incidență scăzută.

Coloana cervicală inferioară permite flexia-extensia, flexia laterală și rotația axială între vertebre. Valorile reprezentative ale acestor mișcări sunt prezentate în figura 2.35. Cu toate că înălțimea discurilor intervertebrale cervicale este mică, mobilitatea acestei regiuni este mai mare decât a altor regiuni din coloană. (Lucrări reprezentative: Lysell, 1969).

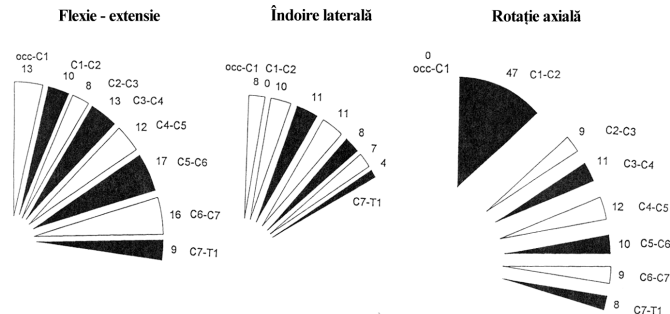


Figura 2.35 Domeniul de mobilitate al segmentului cervical

Într-o coloană cervicală sănătoasă, axele de rotație se află în corpul vertebral sub vertebra care se mișcă (figura 2.36), poziția permițând alunecarea dintre suprafețele apofizelor. În cazul unor deformații patologice, centrul rotației poate fi deplasat, acest lucru ducând la compresiunea sau distragerea apofizelor.

Punctele albe din figura 2.36 reprezintă locațiile AIR iar ariile negre reprezintă variabilitatea acestei poziții în funcție de subiect, cu o deviație standard pozitivă sau negativă de la medie. Contururile discontinue indică limitele impuse pentru erorile tehnice.

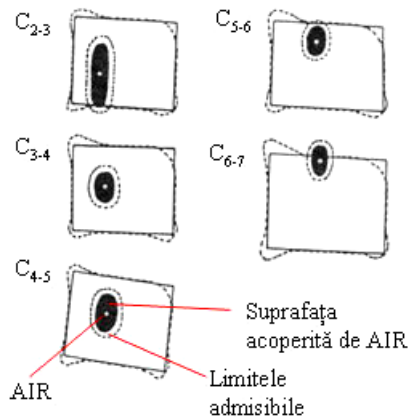


Figura 2.36 Axele instantanee de rotație (AIR) ale segmentului cervical în flexie

Mișcarea plană a ansamblului cap-gât raportată la trunchi prezintă 3 grade de libertate. Corespunzător numărului de articulații proprii, sistemul are însă 8 grade de libertate. Se poate spune deci, că manevrabilitatea segmentului cervical este de $5=8-3$. Concluzia ar putea fi că aceeași poziție a capului poate fi realizată printr-o infinitate de posibilități. Totuși, nu se întâmplă acest lucru deoarece numai complexul occipital-atlanto-axial se poate mișca independent, celelalte articulații cervicale efectuând numai mișcări cuplate. Prin urmare, vertebrele C3 până la C7 se comportă ca o unitate. Un exemplu de mișcare plană a sistemului cap-gât este prezentat în figura 2.37, în care ansamblul execută o mișcare de flexie extensie într-un interval de timp de 360 ms. Acest tip de mișcare cu dinamică foarte mare este des întâlnită în cazul accidentelor auto și cauzează dislocații severe sau chiar rupturi vertebrale (whiplash).

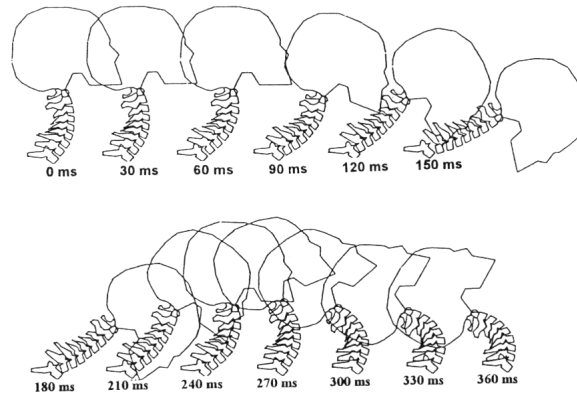


Figura 2.37 Mișcarea plană a sistemului cap-gât

Modelele cinematice

Cel mai simplu și totodată cel mai practic model cinematic folosit prezintă două axe fixe de rotație. Prima axă este la nivelul articulației C7-T1, iar cea de-a doua axă este aleasă tot în articulația occipital-atlantală (occ-C1), sau combinând mișcarea din occ-C1 cu cea din articulația atlanto-axială, la nivelul lui C1. În acest model gâtul este considerat rigid, iar sistemul cap-gât-trunchi este privit ca un mecanism cinematic planar cu trei legături.

Conform teoremei lui Kennedy, CIR al capului se află pe linia ce unește două articulații, poziția exactă a CIR depinzând de raportul celor două viteze unghiulare. CIR se află între articulații când gâtul și capul se rotesc în aceeași direcție. Când raportul $\dot{\theta}_1 / \dot{\theta}_2$ este negativ (gâtul și capul se rotesc în direcții diferite), CIR se află în exteriorul gâtului, dar tot pe linia centrelor articulare. Această situație apare când coloana cervicală inferioară este fie în flexie fie în extensie, iar coloana cervicală superioară este invers, în extensie sau în flexie. $\dot{\theta}_1$ reprezintă viteza unghiulară care caracterizează mișcarea gâtului, iar $\dot{\theta}_2$ reprezintă viteza unghiulară a capului, în raport cu CIR.

Modelul cu dublă balama poate fi generalizat la un model de lanț multiplu sau la un model continuu (figura 2.38). Acest model se poate compune fie din mai multe vertebre suprapuse, fie dintr-o infinitate de segmente cu respectarea înălțimii gâtului. Când modelul permite contribuția egală la mișcare a tuturor vertebrelor, CIR se află aproape de punctul de mijloc al arcului format la îndoire. Oricum, modelul nu face diferență între participarea egală a tuturor articulațiilor și implicarea dominantă a unor articulații. De asemenea modelul nu poate descrie mișcări opuse ale capului și gâtului, ca de exemplu extensia gâtului concomitent cu flexia capului.

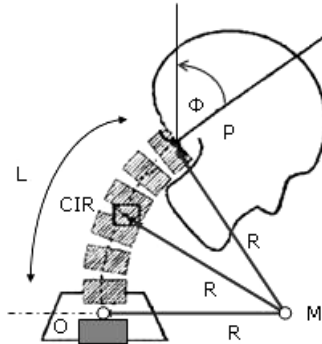


Figura 2.38 Gâtul modelat ca un arc: CIR - centrul instantaneu de rotație, L - lungimea lanțului, M - centrul arcului instantaneu, P - sfârșitul lanțului, R - raza instantanee, Φ - unghi de flexie

Pentru o reprezentare mai detaliată a acestui model se folosesc arcele de bază. În diferite mișcări ale gâtului, vertebrele adiacente formează arce de diferite curburi. Orice poziție a coloanei cervicale poate fi descrisă cu ajutorul a două sau maxim trei arce de bază (figura 2.39).

Mișcarea în ansamblu a segmentului cervical este împiedicată și de unii factori externi, cum sunt contactul bărbiei cu pieptul care limitează amplitudinea flexiei. În medie flexibilitatea este estimată la 145 ° flexie + extensie, 90 ° îndoire laterală și aproape 180 ° rotație axială. Există însă variații însemnate, în funcție de persoană.

Având în vedere studiile prezentate anterior, se vor prezenta în continuare două modele de calcul al parametrilor cinematici ai segmentului cervical.

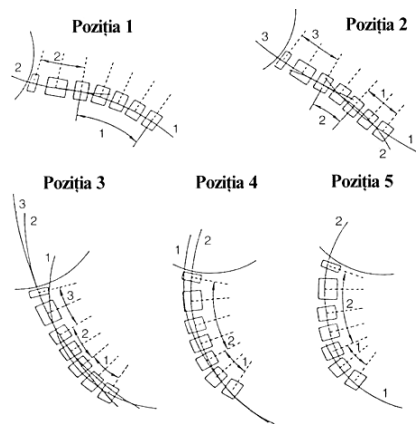


Figura 2.39 Descrierea poziției segmentului cervical normal prin arce de bază

Modelul cinematic de calculul pentru vertebra C6

Pentru a simplifica problema cinematicii 3D a coloanei vertebrale, ca și în cazul echilibrului, mișcările se pot studia în cele trei plane anatomice: lateral, frontal și transversal. Astfel, problema de cinematică se poate reduce la o problemă de rotație cu axă fixă a unei vertebre în raport cu cea considerată fixă sau la o

problemă de mișcare relativă în raport cu un sistem de referință mobil (când vertebra adiacentă inferioară se consideră mobilă) [38], [45].

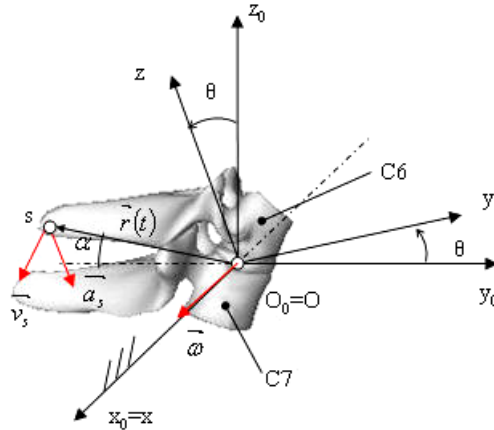


Figura 2.40 Modelul de calcul cinematic pentru vertebra C6

În primul model (figura 2.40), s-a considerat vertebra cervicală C7 ca fiind fixă iar vertebra C6 execută o mișcare de rotație cu axă fixă față de aceasta. Considerând mișcarea în planul lateral s-au definit: sistemul de referință $R_0=Ox_0y_0z_0$ considerat fix și sistemul atașat $R=Oxyz$, axa comună de rotație fiind Ox . Legea vectorială de mișcare pentru acest caz se poate scrie:

$$\vec{r}_0(t) = \vec{r}(t) \quad (2.71)$$

Expresiile versorilor sistemului atașat în funcție de cel fix sunt:

$$\vec{i} = \vec{i}_0 \quad (2.72)$$

$$\vec{j} = \vec{j}_0 \cdot \cos \theta + \vec{k}_0 \cdot \sin \theta \quad (2.73)$$

$$\vec{k} = -\vec{j}_0 \cdot \sin \theta + \vec{k}_0 \cdot \cos \theta \quad (2.74)$$

Ecuțiile scalare ale mișcării în acest caz sunt:

$$\begin{cases} x_0(t) = x \\ y_0(t) = y \cdot \cos \theta + z \cdot \sin \theta \\ z_0(t) = -y \cdot \sin \theta + z \cdot \cos \theta \end{cases} \quad (2.75)$$

În mișcarea de rotație cu axă fixă traiectoriile tuturor punctelor care aparțin vertebrei în rotație sunt cercuri cu centrele pe axa de rotație, situate în plane perpendiculare pe aceasta. Expresia vectorului de poziție al extremității procesului spinos s este:

$$\vec{r} = 0 \cdot \vec{i} - r \cdot \cos \alpha \cdot \vec{j} + r \cdot \sin \alpha \cdot \vec{k} \quad (2.76)$$

$$\vec{\omega} = \dot{\theta} \cdot \vec{i} + 0 \cdot \vec{j} + 0 \cdot \vec{k} \quad (2.77)$$

Cunoscându-se faptul că în rotația cu axă fixă vitezele de pe axă sunt nule, și considerând acest caz particular de mișcare cu accelerație unghiulară constantă, rezultă viteza și accelerația liniară ale punctului s :

$$\vec{v}_s = \vec{\omega} \times \vec{r} = \begin{vmatrix} \dot{\theta} & \vec{j} & \vec{k} \\ \dot{\theta} & 0 & 0 \\ 0 & -r \cos a & r \sin a \end{vmatrix} = -\dot{\theta} \cdot r \cdot \sin a \cdot \vec{j} - \dot{\theta} \cdot r \cdot \cos a \cdot \vec{k} = -\dot{\theta} \cdot r (\sin a \cdot \vec{j} + \cos a \cdot \vec{k}) \quad (2.78)$$

$$\vec{a}_s = \vec{\varepsilon} \times \vec{r} + \vec{\omega} \times (\vec{\omega} \times \vec{r}) = \begin{vmatrix} \dot{\theta} & \vec{j} & \vec{k} \\ \dot{\theta} & 0 & 0 \\ 0 & -\dot{\theta} \cdot r \cdot \sin a & -\dot{\theta} \cdot r \cdot \cos a \end{vmatrix} = \dot{\theta}^2 \cdot r \cdot \cos a \cdot \vec{j} - \dot{\theta}^2 \cdot r \cdot \sin a \cdot \vec{k} \quad (2.79)$$

Modelul cinematic de calcul pentru vertebra C5

În mod natural, mișcările vertebrelor nu se raportează la vertebre fixe, ci la vertebrele imediat inferioare care sunt și ele în mișcare.

Astfel, s-a propus un al doilea model de calcul cinematic în care mișcarea relativă a fiecărui corp vertebral se raportează la un sistem de referință atașat vertebrei imediat inferioare care este mobil. Pentru a se efectua acest studiu s-au considerat vertebrale C7 considerată fixă (sistemul de referință R_0); C6 considerată mobilă (cu sistemul de referință atașat R_1) în raport cu C7; C5 considerată mobilă (sistemul de referință atașat R_2) în raport cu C6; un punct s situat la extremitatea procesului spinos al vertebrei C5 (figura 2.41).

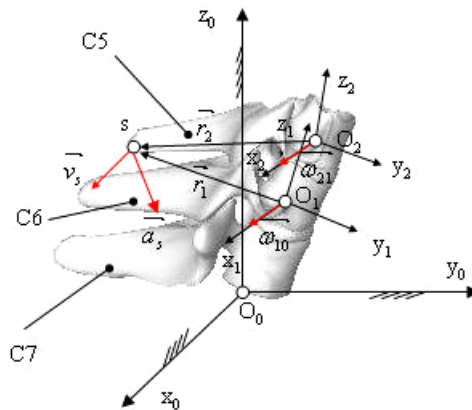


Figura 2.41 Mișcare relativă a vertebrei C5 în raport cu sistemul de referință mobil C6

Vitezele relativă a punctului s față de sistemul de referință mobil R_1 și cea de transport a punctului s față de sistemul de referință fix R_0 sunt:

$$\vec{v}_r = \vec{v}_{21} + \vec{\omega}_{21} \times \vec{r}_2 \quad (2.80)$$

$$\vec{v}_t = \vec{v}_{10} + \vec{\omega}_{10} \times \vec{r}_1 \quad (2.81)$$

Având în vedere că în articulațiile vertebrelor (și în general în corpul uman) mișcările induse de musculatură sunt numai de rotație, atunci vitezele liniare \vec{v}_{21} și \vec{v}_{10} sunt considerate nule, iar viteză absolută a punctului s cu sistemul de referință atașat R_2 față de sistemul de referință fix R_0 este:

$$\vec{v}_a = \vec{\omega}_{10} \times \vec{r}_1 + \vec{\omega}_{21} \times \vec{r}_2 \quad (2.82)$$

Considerând mișcarea cu viteză unghiulară constantă, accelerațiile relativă, de transport, Coriolis, și absolută au expresiile:

$$\vec{a}_r = \vec{\omega}_{21} \times (\vec{\omega}_{21} \times \vec{r}_2) \quad (2.83)$$

$$\vec{a}_t = \vec{\omega}_{10} \times (\vec{\omega}_{10} \times \vec{r}_1) \quad (2.84)$$

$$\vec{a}_c = 2\vec{\omega}_{10} \times (\vec{\omega}_{21} \times \vec{r}_2) \quad (2.85)$$

$$\vec{a}_a = \vec{a}_r + \vec{a}_t + \vec{a}_c = \vec{\omega}_{10} \times (\vec{\omega}_{10} \times \vec{r}_1) + \vec{\omega}_{21} \times (\vec{\omega}_{21} \times \vec{r}_2) + 2\vec{\omega}_{10} \times (\vec{\omega}_{21} \times \vec{r}_2) \quad (2.86)$$

Aceste considerații se pot aplica coloanei vertebrale în ansamblu, caz în care vitezele și accelerațiile absolute (liniare și unghiulare) au expresiile restrânse:

$$\vec{v}_a^s = \sum_{i=1}^{24} \vec{\omega}_{i,j-1} \times \vec{r}_i \quad (2.87)$$

$$\vec{\omega}_a^s = \sum_{i=1}^{24} \vec{\omega}_{i,i-1} \quad (2.88)$$

$$\vec{a}_a^s = \sum_{i=1}^{24} \vec{\omega}_{i,i-1} \times (\vec{\omega}_{i,i-1} \times \vec{r}_i) + 2 \sum_{j=1}^{23} \sum_{i=1}^{24} \vec{\omega}_{j,j-1} \times (\vec{\omega}_{i,i-1} \times \vec{r}_i) \quad (2.89)$$

Cu ajutorul acestora se poate evalua cinematica unei vertebre în raport cu prima vertebră sacrală (considerată fixă), luând în considerare mobilitatea vertebrelor dintre acestea.

Pentru a se efectua acest studiu s-au considerat vertebrele C7 considerată fixă (sistemul de referință $R_0=O_0x_0y_0z_0$); C6 considerată mobilă (cu sistemul de referință atașat $R_1=O_1x_1y_1z_1$) în raport cu C7; C5 considerată mobilă (sistemul de referință atașat $R_2=O_2x_2y_2z_2$) în raport cu C6; un punct s situat la extremitatea procesului spinos al vertebrei C5 (figura 2.41).

2.3.3 Cinematica regiunii lombare

În principiu, cinematica vertebrelor lombare și toracice este analogă, cu mici particularități. Prin intermediul discurilor intervertebrale, configurației apofizelor articulare și a proceselor spinoase, regiunea toracală are o mobilitate redusă mai ales în flexie-extensie și îndoire laterală decât regiunea lombară. Aceasta se datorează discurilor intervertebrale lombare care sunt late și înalte, permițând astfel o flexibilitate mai mare. În regiunea lombară rotația axială este totuși limitată de către apofizele articulare. Prin deplasarea de la T1-T2 la L5-S1, limita mișcării crește pentru flexie-extensie, scade pentru rotația axială și rămâne aproape constantă flexia laterală, așa cum se poate observa în figura 2.42.

Mișcarea laterală a segmentelor mobile, individuale este legată de rotația axială. Aceste segmente nu sunt orientate perfect vertical în poziție neutră, ci sunt puțin înclinate din cauza curburii coloanei vertebrale. Când se efectuează flexia laterală, mișcarea are loc în planul frontal al coloanei vertebrale, plan care nu coincide cu planul frontal al vertebrei individuale. Prin urmare, segmentul mobil se rotește în jurul axelor frontale și longitudinale în timpul flexiei laterale.

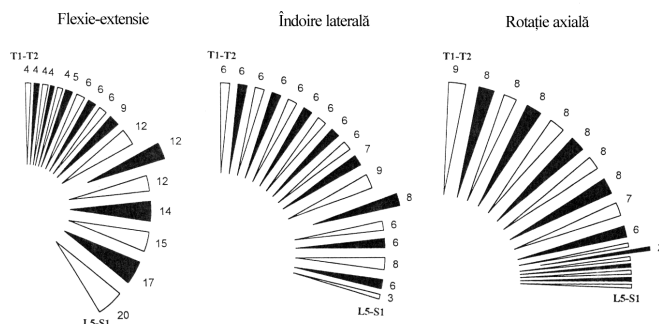


Figura 2.42 Limitele de mobilitate ale segmentelor toracal și lombar

Axele instantanee de rotație (AIR) în cazul regiunii lombare a unei persoane sănătoase se află în interiorul discurilor adiacente vertebrelor, dar nu trec neapărat prin centrul acestora (figura 2.43). De exemplu, în discul L3-L4, AIR este anterioară apofizelor articulare aflându-se în regiunea posterioară nucleului. Centrul de rotație al discului L5-S1 se află la 34% din diametrul anteroposterior, față de partea posterioară (McNeill, 1980). Estimarea este corectă numai pentru subiecți tineri și care nu suferă de obezitate, pentru cazurile anormale AIR aflându-se chiar în afara discurilor intervertebrale [42], [13], [36].

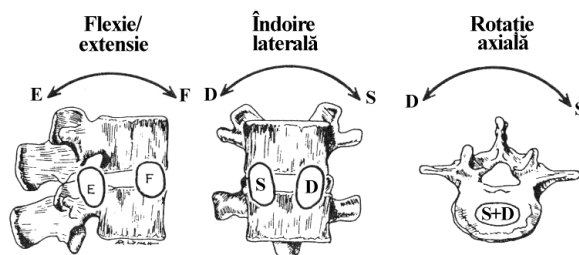


Figura 2.43 Axele instantanee de rotație în regiunea lombară.

În acest subcapitol s-au tratat problemele de statică și cinematică ale coloanei vertebrale împărțite, pe segmentele anatomice ale acesteia. Astfel, pentru rezolvarea problemelor de echilibru static al segmentului cervical s-au dezvoltat trei modele de calcul corespunzătoare pentru trei poziții ale coloanei cervicale: orizontală, intermediară și ortostatică, cu ajutorul cărora s-a determinat valorile teoretice ale forțelor musculare, reacțiunilor din discurile intervertebrale și ale reacțiunilor din articulațiile transversale, necesare menținerii echilibrului. Pe baza acestor valori s-au trasat curbele de variație utile în estimarea forțelor care acționează pentru menținerea echilibrului în orice poziție din planul lateral.

S-au studiat ipotezele simplificatoare pentru calculul echilibrului lombar și s-a elaborat modelul de calcul teoretic al acestuia. În plus față de determinarea forțelor implicate în echilibru, s-au calculat și ariile inelului fibros modelat ca elipsă și a nucleului pulpos modelat ca elipsoid. Rezultatele obținute au fost comparate cu măsurători ale modelelor CAD, pentru verificare. În urma calculului teoretic al presiunilor pe disc, au fost confirmate rezultatele experimentale obținute de

Nachemson. În aceeași manieră a fost realizat și modelul de calcul în cazul echilibrului segmentului lombar liber, în plan frontal, obținându-se valorile forței musculare și a reacțiilor din disc și procesele articulare, utile în dezvoltarea și verificare implanturilor de coloană.

S-au studiat de asemenea problemele legate de cinematica și mobilitatea coloanei vertebrale. S-a utilizat metoda Reuleaux pentru determinarea centrului instantaneu de rotație al unei vertebre cervicale prezentându-se dezavantajele utilizării metodei tangentelor. De asemenea s-au propus două modele de calcul cinematic pentru regiunea cervicală, modele posibil a fi extinse și la alte regiuni ale coloanei. Primul model se referă la calculul cinematic al vertebrei C6 în raport cu vertebra C7 considerată fixă iar al doilea se referă la mișcarea relativă a vertebrei C5 în raport cu vertebra mobilă C6. S-au determinat aici expresiile de calcul ale vitezelor și accelerațiilor.

2.4 Comportarea biomecanică a interfețelor os-implant

Datorită problemelor de stabilizare dintre cele mai diverse care pot apărea la nivelul coloanei vertebrale, nevoia de elemente mecanice de susținere este de asemenea foarte mare și deci problemele de interfațare ale acestor elemente cu cele anatomice sunt numeroase. În chirurgia coloanei vertebrale există cinci tipuri fundamentale de interfețe implant-os:

- Îmbinare cap la cap: consolidări ale discurilor intervertebrale prin grefe osoase sau acrilice;
- Penetrare: specifică îmbinărilor cu șuruburi, ace, capse;
- Strângere: realizată cu fire sau cârlige;
- Mulaj: specifică materialelor acrilice;
- Osteointegrare: specifică implanturilor din titan sau ceramice [54], [29], [55], [13], [53].

În cele ce urmează vor fi prezentate detaliat cele două tipuri de interfețe: cap la cap și penetrare pentru care s-au dezvoltat implanturi specifice, prezentate în capitolul 4.

2.4.1 Interfețele de tip îmbinare cap la cap

Locația predominantă pentru aceste tipuri de implanturi este regiunea intervertebrală dintre corpurile vertebrelor. Fiind elemente de susținere, este lesne de înțeles plasarea lor în aceste regiuni, deoarece aici se exercită cea mai mare parte a încărcării axiale. Prin natura lor, implanturile de susținere sunt menite a distribui încărcarea pe o suprafață cât mai mare, deci, sunt de dorit a fi de circumferință cât mai mare și plasate cât mai aproape de suprafețele rigide ale corpurilor vertebrale.

O altă caracteristică importantă a acestor implanturi este capacitatea lor de a se fixa în locul implantat. Există diferite tipuri care realizează aceste deziderate în moduri diferite. De exemplu, un implant intervertebral acrilic poate fi aplicat împreună cu un fir stabilizator care penetrează suprafețele vertebrale ale vertebrelor între care se implantează (figura 2.44 a). Rolul firului este de a minimiza șansele de migrarea implantului. Un alt exemplu este acela al implantului de stabilizare *Rezaian*, care utilizează țepi la interfața de contact os-implant, pentru a preveni migrarea (figura 2.44 b).



Figura 2.44 Implanturi intervertebrale cu interfațare cap la cap: a) – cu element de fixare tip fir, b) – cu șepți de fixare

Din punct de vedere al formei, există două tipuri de interfețe colivie-corp vertebral: cu față plană sau cu față rotundă (figura 2.45). Avantajul primei forme (cea cu fața plană) este că, datorită suprafeței de contact relativ mari, interfața nu se distruge prin acțiunea implantului în placa corpului vertebral. Prin comparație cu aceste implanturi, implanturile de tip colivie prezintă fețe rotunde care intră în contact cu placa vertebrală. Dezavantajul major al acestora este suprafața mică de contact la interfață, aceasta concretizându-se în penetrări ale implantului în placa osoasă. Una dintre soluțiile acestui tip de implantare este poziționarea elementului mecanic cât mai aproape de extremitățile corpului vertebral, care prezintă mai bune proprietăți de susținere.



Figura 2.45 Tipuri constructive de implanturi cu interfațare cap la cap: a) – cu suprafețe plane, b) – cu suprafețe rotunde

2.4.2 Interfețe de tip penetrare

Interfețele implant-os de penetrare sunt din punct de vedere constructiv de două tipuri fundamentale:

- Fără capacitate de rezistență la smulgere: ace, șepți, capse;
- Cu capacitate de rezistență la smulgere: șuruburi cu vârf de expandare.

Interfețele de penetrare cu rezistență la smulgere se pot realiza fie prin implanturi care își schimbă forma după implantare, fie prin șuruburi cu un design special.

Implanturile care își schimbă configurația după implantare nu sunt foarte utilizate în practica clinică. Cele mai bune rezultate ale implanturilor de acest tip se înregistrează în cazul subiecților cu osteoporoză, unde șuruburile clasice nu pot

îndeplini condiția de rezistență la smulgere datorită diminuării densității osului spongios. Un astfel de implant este prezentat în figura 2.46.

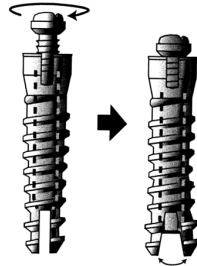


Figura 2.46 Implant care își schimbă configurația la nivelul interfeței

Cele mai multe informații despre interfața implant-os sunt furnizate în legătură cu șuruburile de fixare, datorită utilizării lor la scară largă în mediul clinic. Acestea se utilizează fie singure, fie integrate în sisteme mecanice mai complexe, cu scopul realizării unei stabilizări sau rigidizări. Pentru aceasta, cunoașterea configurației, a interacțiunii cu țesuturile gazdă, precum și a biomecanicii șuruburilor este foarte importantă atât în proiectarea acestora, cât și în utilizarea lor.

Din punct de vedere al configurației, un șurub de rigidizare are patru componente de bază: capul șurubului, miezul (diametrul interior), filetul și vârful. Oricare dintre aceste elemente se poate modifica pentru a obține un efect clinic dorit.

Capul șurubului: trebuie să reziste forțelor create în momentul strângerii în os. În cazul în care capul șurubului se conjugă cu o suprafață spongioasă trebuie să fie cât mai larg, pentru a preveni fenomenul de îngropare la strângere. În cazul conjugării cu suprafețe corticale, diametrul capului poate fi mai redus, iar pentru suprafețe metalice și mai redus. În momentul în care capul șurubului intră în contact cu suprafața de conjugare, prin continuarea strângerii se poate ajunge la unul dintre cele două cazuri de cedare: interfața filet-os va ceda, iar șurubul se va smulge, sau se va deforma suprafața de contact dintre capul șurubului și os.

Diametrul interior al șurubului conferă acestuia rezistență la forfecare, îndoire și torsiune. În aplicațiile clinice, rezistența la torsiune a șuruburilor este relativ nesemnificativă, aceasta deoarece încărcările care apar sunt orientate perpendicular pe axa longitudinală a șurubului. Una dintre aceste solicitări este aceea de îndoire, iar rezistența la această solicitare este proporțională cu modulul de rezistență W , definit prin relația 2.70. Odată cu creșterea diametrului D al șurubului, rezistența sa crește exponențial.

$$W = \frac{\pi \cdot D^3}{32} \quad (2.90)$$

Filetul și vârful șurubului joacă un rol esențial în rezistența acestuia la smulgere. În chirurgia spinală se disting trei tipuri de șuruburi: șuruburi corticale, șuruburi corticale autofiletante și șuruburi spongioase. Șuruburile corticale se folosesc în oasele dure, aproape incompresibile, filetul lor superficial minimizând comprimarea osoasă din timpul înfiletării. Pentru ca un șurub cortical să dezvolte o rezistență la smulgere cât mai mare este necesară prefiletarea osului, lucru ușor de realizat cu ajutorul unui tarod. În osul cortical, rezistența la smulgere nu este influențată nici în cazul șuruburilor autofiletante, nici în cazul celor normale de către numărul înfiletărilor respectiv defiletărilor la care respectivul orificiu a fost supus.

Șuruburile spongioase, așa cum le recomandă și numele, se utilizează în cazul țesuturilor moi, cum este osul spongios. Spre deosebire de cazul osului cortical unde prin exercitarea unei forțe de compresiune mari în timpul înfiletării pot să apară microfisuri în os, comprimarea osului spongios în timpul introducerii șurubului are efect benefic asupra rezistenței la smulgere. Aceasta deoarece prin comprimare osul se tasează și deci îi crește densitatea. Se poate spune deci, că în cazul osului spongios prefiletarea slăbește interfața os-șurub.

Rezistența la smulgere se poate corela cu momentul de torsiune necesar înfiletării prin intermediul ecuației:

$$M_t = \frac{R_s}{1142} + 0.02, [13] \quad (2.91)$$

unde M_t este momentul de torsiune în [Nm] iar R_s este rezistența la smulgere în [N], factorul determinant al acestei rezistențe fiind diametrul mare al șurubului și adâncimea de filetare. Alți doi factori importanți sunt adâncimea de pătrundere a șurubului și geometria filetului (pasul și forma profilului). O regulă fundamentală în biomecanica șurubului de stabilizare este că rezistența la smulgere este proporțională cu volumul de os dintre spire și cu efectul de triangulație (fixarea a două șuruburi în os cu vârfurile convergente, și legate între ele printr-un al treilea element mecanic).

Această serie complexă de factori care intervin în estimarea rezistenței la smulgere a fost cuantificată de către Chapman în următoarea expresie [56], [13], [57]:

$$F_s = S \cdot A_s = \{S \cdot L \cdot n \cdot D_{major}\} \cdot TSF \quad (2.92)$$

unde F_s este forța de forfecare anticipată (N), S este tensiunea maximă la forfecare (MPa), A_s este suprafața de forfecare (mm^2), L lungimea de filet din material, D_{major} diametrul de vârf al filetului, $TSF = 0,5 + 0,57735 \cdot d / p$ reprezintă factorul adimensional de formă al filetului în care d este adâncimea de filetare în [mm] și p este pasul.

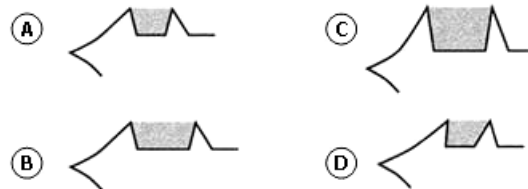


Figura 2.47 Variația volumului osos cu tipul filetului: (A) – referință, (B) – creșterea volumului cu pasul, (C) – creșterea volumului cu adâncimea de filet, (D) – creșterea volumului osos prin scăderea celui metalic

Rezistența la smulgere este în principal o funcție de volumul de os dintre spirele filetului (figura 2.47). Un volum de referință este prezentat în figura 2.47 – (A), comparativ cu care s-a descris influența parametrilor constructivi ai șurubului. Astfel, pentru un filet cu pas mai mare decât în cazul (A) volumul de os aflat între spire crește (B). De asemenea, odată cu creșterea adâncimii filetului, volumul osos crește (C). O altă metodă de creștere a volumului filetului o constituie reducerea volumului metalic al șurubului (D).

Triangulația reprezintă modul de poziționare (traietorie și configurație) al șuruburilor în vertebră, fiind un factor important în îmbunătățirea rezistenței la smulgere. Triangulația se poate obține în două moduri: prin convergența axelor șuruburilor sau prin divergența acestora (figura 2.48). Efectul de triangulație este

optim în cazul plasării șuruburilor cu axele longitudinale la 90° una față de cealaltă, indiferent de plan, trecând prin același implant.

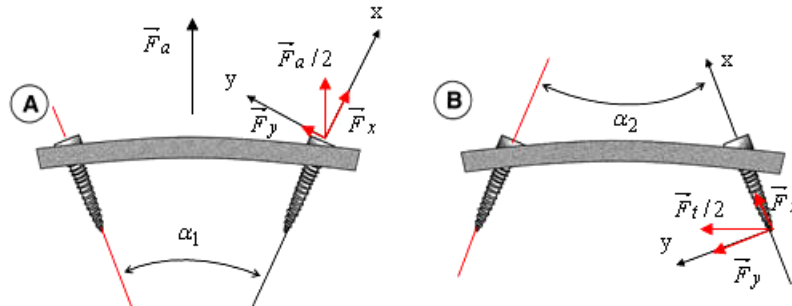


Figura 2.48 Triangulație convergentă (A) și divergentă (B): F_a - forța axială de smulgere, α_1 - unghiul de convergență, α_2 - unghiul de divergență

Efectul de triangulație este proporțional cu aria osoasă triunghiulară care se creează între cele două șuruburi implantate convergent (figura 2.49). La rândul ei, această arie depinde de doi factori principali: lungimea șuruburilor din os și traiectoria acestora. Cu cât lungimea șuruburilor este mai mare ($L > L_1$) cu atât aria cuprinsă între acestea este mai mare; de asemenea, cu cât unghiul de convergență este mai apropiat de 90° de grade, cu atât aria este mai mare. Pentru unghiuri de convergență mici (șuruburi aproape paralele) sau pentru unghiuri obtuze, efectul triangular se reduce.

Condițiile de rezistență la smulgere obținute din convergența șuruburilor nu se respectă decât în cazul solicitărilor axiale ale șuruburilor (solicitări perpendiculare pe axa coloanei vertebrale). Pentru încărcările din axa coloanei vertebrale (transversale pe șuruburi) se recomandă o poziționare divergentă a șuruburilor, conform figurii 2.49 (B).

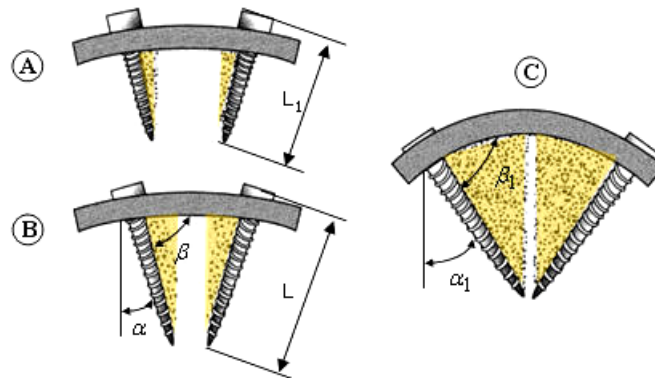


Figura 2.49 Proporționalitatea dintre convergență și efectul de triangulație: (A) - referință, (B) - variația triangulației cu lungimea șuruburilor, (C) - variația triangulației cu convergența

În cazul în care șuruburile de fixare trec printr-o plăcuță (cervicală de exemplu) efectul la interfața os-șurub se schimbă prin intermediul a doi factori: raza de curbură a plăcuței și lungimea sa (figura 2.50). Spre exemplu, o plăcuță scurtă și curbată nu afectează semnificativ traiectoria pe care o ia șurubul cu axa

longitudinală a coloanei vertebrale (figura 2.50 - A). Dacă plăcuța este lungă (B), unghiul α dintre axa șurubului și verticală diferă de unghiul din cazul (A), în ciuda faptului că unghiul β dintre plăcuță și șurub a rămas același. Poziționarea aproape verticală a șuruburilor în cazul (B) se datorează condițiilor de montaj ale acestora cu plăcuța, în acest caz ne fiind posibilă o poziționare divergentă. Acest lucru influențează negativ rezistența la smulgere în cazul plăcuțelor lungi.

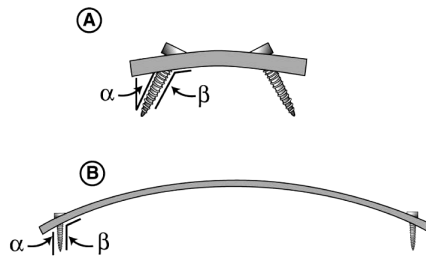


Figura 2.50 Influența lungimii plăcuței asupra rezistenței la smulgere: (A) – plăcuță scurtă, (B) – plăcuță lungă

Studiind problema rezistenței la smulgere în cazul unei structuri tip plăcuță cu șuruburi implantată se poate trage concluzia că, în funcție de direcția de încărcare a implantului, poziționarea optimă a șuruburilor este diferită. Astfel, pentru forțe care acționează cu precădere perpendicular pe axele șuruburilor, orientarea optimă relativă este de 180 de grade (figura 2.51 A). Pentru forțe cu acțiune în axa longitudinală a șuruburilor, această considerație nu mai este valabilă (B). Soluția de compromis o reprezintă așadar poziționarea la un unghi apropiat de 90 de grade, caz în care sistemul poate prelua cu succes solicitările din toate planele.

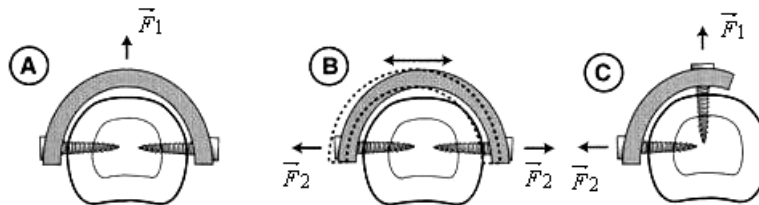


Figura 2.51 Orientările șuruburilor în funcție de solicitare: (A) – orientare optimă pentru solicitare transversală pe șuruburi, (B) – orientare nepotrivită pentru solicitarea axială, (C) – soluție optimă

Celelalte trei tipuri de interfețe os-implant: de strângere, mulajul și osteointegrarea prezintă în linii mari aceleași tipuri de problematice ca și interfețele de îmbinare cap la cap, cu mici particularități ale fiecăruia. De exemplu, osteointegrarea elementelor mecanice influențează în mod pozitiv starea locală de încărcare, în sensul diminuării tensiunilor din structura implantată prin creșterea suprafeței de contact os-șurub-implant. Mulajul prezintă două mari dezavantaje generate de natura materialului din care se confecționează (polimetilmetacrilat): interfața cu osul nu este precisă deoarece între polimer și os se găsește o peliculă de sânge iar, în mod gravitațional, materialul polimeric poate să migreze din unele puncte ale interfeței, și faptul că osul nu integrează materialul, conducând la dezavantajele lipsei de osteointegrare.

În ultimul subcapitol al capitolului 2 au fost prezentate probleme de comportare biomecanică a interfeței os-implant, cu sublinierea importanței poziționării relative a ansamblului os-șurub-plăcuță prin generarea efectului de triangulație. Se poate spune că, în cazul implanturilor de tip plăcuță fixate cu șuruburi unicorticale în corpurile vertebrale, soluția optimă de orientare a șuruburilor este de convergență sub un unghi de 90° .

3. MODELAREA GEOMETRICĂ A ELEMENTELOR ANATOMICE ȘI MECANICE

3.1 Teoria modelării geometrice

3.1.1 Istoricul modelării geometrice

Modelarea geometrică reprezintă cuantificarea tuturor datelor geometrice ale unui obiect precum și a informațiilor adiționale cu privire la proprietățile materialului într-un singur model [58], [59], [60], [61], [62], [63].

Prima interfață grafică cu utilizatorul a fost dezvoltată la M.I.T. de către I.E. Sutherland sub numele de *sketchpad*, și care era capabilă să interpreteze informațiile schițate pe monitorul unui computer. Software-ul a fost dezvoltat în perioada 1960-1962 pe un computer TX-2 și a fost dotat cu un creion optic pentru introducerea datelor (puncte, linii drepte, cercuri, etc.).

Datele topologice asociate cu un obiect model erau stocate în calculator sub forma unei structuri de tip buclă, neobișnuită pentru *sketchpad*. Această structură permitea ca la modificarea unui singur element, întregul model să se ajusteze automat.

Sistemul *sketchpad* a fost urmat de DAC-1 (design augmented by computers), dezvoltat de către General Motors în 1964, și de către CADAM (Computer-aided design and manufacturing), dezvoltat de către Lockheed Aircraft în 1965.

Între anii 1970 și 1980 a început o avalanșă a dezvoltării de sisteme CAD, împreună cu dezvoltarea sistemelor CAM, bazate pe modelarea *wireframe*.

La începutul anilor '90 apare un nou concept de modelare bazat pe modele matematice NURBS (non-uniform rational B-splines) și care este implementat pe stații de lucru Silicon Graphics. În același timp, în Europa, CAS Berlin dezvoltă un software destinat PC-urilor bazat pe aceeași tehnică interactivă NURBS numit NÖRBS.

În paralel cu utilizarea modelelor NURBS, T-FLEX introduce sistemele CAD bazate pe modelarea parametrică, metodă de modelare care se regăsește astăzi la majoritatea software-urilor CAD.

În prezent, majoritatea sistemelor CAD (Pro/Engineer, I-DEAS, CATIA, SolidWorks, etc.) înglobează mai multe tehnici de modelare sub formă de module distincte. Astfel, un sistem CAD din zilele noastre permite executarea desenelor 2D, a modelelor 3D bazate de designul prin suprafețe libere, precum și modelarea parametrică a solidului.

3.1.2 Elementele de bază ale modelării geometrice

Punctele și curbele

Cea mai simplă entitate geometrică reprezentată în spațiul Cartezian prin trei coordonate (x,y,z) este punctul. Prin noțiunea de punct se înțelege fie reprezentarea unui element izolat, fie a unui vârf care mărginește o linie, o muchie sau o suprafață.

Curbele tridimensionale se pot reprezenta sub formă parametrică ca o funcție de o singură variabilă $u \in [0, 1]$:

$$x = x(u) \quad y = y(u) \quad z = z(u) \quad (3.1)$$

Orice punct al unei astfel de curbe parametrice este definit de componentele vectorului $p(u)$. Astfel, condițiile de mărginire ale unei curbe parametrice sunt definite de vectorii $[p(0), p(1), p'(0), p'(1)]$, unde:

$$p'(u) = \frac{dp(u)}{du} \quad (3.2)$$

Chiar dacă orice curbă poate fi reprezentată printr-un set de ecuații parametrice, în practică, pentru a obține o anumită geometrie, poate fi nevoie de interconectarea a două sau mai multe curbe. De exemplu, două curbe s_1 și s_2 pot fi poziționate în spațiul Cartezian și interconectate cap la cap, satisfăcând constrângerea de continuitate:

$$p_1(1) = p_2(0), \quad p_1'(1) = p_2'(0), \quad p_1''(1) = p_2''(0) \quad (3.3)$$

unde p' și p'' sunt derivatele parametrice de ordin întâi și doi (figura 3.1).

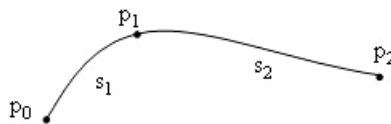


Figura 3.1 Curba spline cubică

Primele două constrângeri asigură continuitatea legăturii cap la cap și panta identică în acest punct. A treia constrângere asigură că cele două curbe au aceeași curbura în punctul de intersecție.

Suprafețele

Modelarea suprafețelor este o extensie naturală a reprezentării curbelor și un pas important spre modelarea solidului. În spațiul tridimensional, o suprafață are următoarea descriere parametrică:

$$x = x(u, w), \quad y = y(u, w), \quad z = z(u, w) \quad (3.4)$$

unde un punct al acestei suprafețe este definit de $p(u, w)$, cu $u, w \in [0, 1]$.

Dacă considerăm un element de suprafață din suprafața primară, cele patru vârfuri ale noii suprafețe ($p_{00}, p_{01}, p_{10}, p_{11}$) sunt definite de valorile coordonatelor lor și de către două derivate de ordinul I pentru fiecare vârf:

$$\begin{aligned} p_{00}^u &= \frac{\partial P}{\partial u} \Big|_{u=0, w=0}, & p_{00}^w &= \frac{\partial P}{\partial w} \Big|_{u=0, w=0}, \\ \cdot & & \cdot & \\ \cdot & & \cdot & \\ \cdot & & \cdot & \\ p_{11}^u &= \frac{\partial P}{\partial u} \Big|_{u=1, w=1}, & p_{11}^w &= \frac{\partial P}{\partial w} \Big|_{u=1, w=1}, \end{aligned} \quad (3.5)$$

Un element important al oricărei suprafețe îl reprezintă versorul normal la suprafață. În orice punct al suprafeței acesta poate fi definit ca:

$$n(u, w) = \frac{\begin{pmatrix} \frac{\partial p}{\partial u} \\ \frac{\partial p}{\partial w} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \frac{\partial q}{\partial u} \\ \frac{\partial q}{\partial w} \end{pmatrix}}{\left| \begin{pmatrix} \frac{\partial p}{\partial u} \\ \frac{\partial p}{\partial w} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} \frac{\partial q}{\partial u} \\ \frac{\partial q}{\partial w} \end{pmatrix} \right|} \quad (3.6)$$

Versorul normal reprezintă de asemenea, o unealtă importantă utilizată în modelarea geometrică a solidului, unde de obicei este orientat spre exteriorul acestuia.

Ca și în cazul curbelor, mai multe suprafețe pot fi interconectate prin muchiile acestora. În figura 3.2 sunt prezentate două suprafețe $p(u, w)$ și $q(u, w)$ care se conectează prin intermediul unei curbe de intersecție comune: $p(1, w)$ și $q(0, w)$.

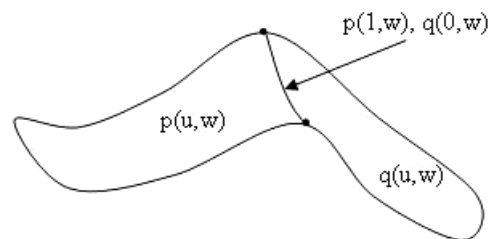


Figura 3.2 Interconectarea suprafețelor

Solidele

Un solid poate fi descris ca o hipersuprafață de către reprezentările parametrice de forma:

$$x = x(u, v, w), \quad y = y(u, v, w), \quad z = z(u, v, w) \quad (3.7)$$

unde u, v, w aparțin intervalului $[0, 1]$. Atribuind valori constante oricăruia dintre cei trei parametri ai ecuațiilor (3.7) va rezulta o ecuație parametrică a unei suprafețe, care din punct de vedere al orientării spațiale poate fi pe exteriorul sau interiorul solidului (figura 3.3).

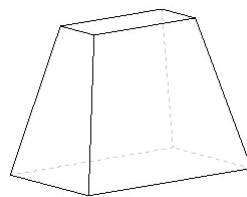


Figura 3.3 Solidul

Modelele solide ale obiectelor trebuie să satisfacă următoarele criterii de conformitate:

- *Rigiditatea*: forma obiectului trebuie să rămână fixă în timpul manipulării în spațiul Cartezian (translații, rotații);
- *Omogenitatea*: toate extremitățile obiectului trebuie să fie în contact cu cele vecine, închizând volumul solidului;
- *Finitatea dimensiunilor*: niciuna dintre dimensiunile modelului nu pot fi de valori infinite;

- *Divizibilitatea*: solidul trebuie să poată fi împărțit în subvolumuri valide prin operații de tip Boolean [62], [64], [38], [65].

3.1.3 Unelte utilizate în manipularea curbelor, suprafețelor și solidelor

Pentru a putea opera cu entitățile geometrice, în sistemele CAD s-a dezvoltat o infrastructură matematică și algoritmică care pe deoparte creează aceste entități iar pe de altă parte le manipulează. Elementele de manipulare se numesc *unelte* și sunt reprezentate în principal de următoarele operații [62]:

- **Segmentarea**: reprezintă o divizare a unei entități (curbe sau suprafețe) în câteva segmente cu păstrarea caracteristicilor entității originale în fiecare dintre segmente. Acest obiectiv este realizat prin reparametrizarea entității originale.
- **Intersecția**: intersecția a două curbe în spațiul 3D este o problemă a determinării coordonatelor punctului de intersecție. Aceasta este o problemă neliniară, a cărei complexitate crește în cazul intersecțiilor suprafețe-curbe și suprafețe-suprafețe. Cea mai cunoscută metodă numerică de rezolvare a acestei probleme este cea dezvoltată de către H.G.Timmer. Aceasta constă în selectarea unei suprafețe și crearea unei structuri de tip caroiaj; examinarea caroiajului pentru evidențierea posibilelor puncte de intersecție; schițarea segmentelor individuale de intersecție în interiorul fiecărui element de caroiaj; ordonarea și conectarea segmentelor individuale și parametrizarea curbelor de intersecție.
- **Transformarea**: transformarea geometrică a unui obiect se referă la translația, rotația sau chiar scalarea formei sale. Transformarea omogenă este cea mai eficientă cale de realizare a translației și rotației simultane. Aceasta definește transformarea unui sistem de coordonate atașat entității în raport cu un sistem de coordonate global fix și este definită printr-o matrice 4x4.

$$T = \begin{bmatrix} [R]_{3 \times 3} & \{d\}_{3 \times 1} \\ 000 & 1 \end{bmatrix}_{4 \times 4} \quad (3.8)$$

unde: $[R]_{3 \times 3}$ este matricea pătratică de rotație care definește trei rotații succesive în raport cu sistemul de coordonate global iar $\{d\}_{3 \times 1}$ este vectorul de translație care definește trei translații simultane de-a lungul a trei axe ortogonale ale sistemului de coordonate global.

- **Scalarea**: Dimensiunea unei entități geometrice (curbe sau suprafețe) poate fi schimbată prin scalarea punctiformă a coeficienților geometrici. Elementele matricii de scalare pot fi alese pentru a reduce dimensiunile entității (cu valorile elementului pozitiv mai mici de 1) sau scalate pentru a majora dimensiunile entității (cu valori elementare mai de 1).
- **Operațiile Booleane**: teoria *seturilor* este o unealtă importantă în combinarea geometriilor solidului (a formelor simple, primitivelor). Termenul *set* se referă la o colecție de obiecte-puncte bine definite care se pot combina între ele cu ajutorul operatorilor Booleani pentru a crea obiecte noi. Cei mai întâlniți operatori Booleani (figura 3.4) sunt reuniunea, intersecția și complementarea (negația) [66].

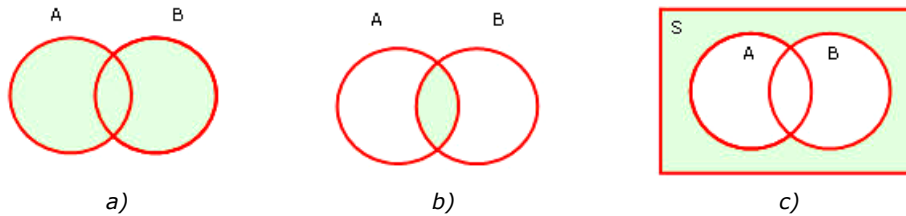


Figura 3.4 Operații Booleane: a) – Reuniunea $C = A \cup B$, b) – Intersecția $D = A \cap B$,
c) – Complementarea $E = (A \cup B)' = S - (A \cup B)$

3.1.4 Tehnici de modelare a solidului

Modelarea solidului a devenit obiectul principal de cercetare și dezvoltare în domeniul ingineresc cum sunt: designul ingineresc și de producție, fabricația asistată (CAM), prototiparea în electronică, informatica medicală, programarea roboților, planificarea mișcării. Fiecare dintre aceste aplicații necesită reprezentarea formei obiectelor fizice solide, lucru care se poate realiza cu succes prin *modelarea solidului* [63].

Ca și știință, modelarea solidului înglobează cunoștințele a trei mari științe: matematica, știința calculatoarelor și ingineria. În consecință, aceasta trebuie să satisfacă diversitatea nevoilor fiecărui domeniu constituent în parte, lucru realizat prin implementarea algoritmilor geometrici.

Ca și domeniu, modelarea solidului este rezultatul convergenței sistemelor automate de desenare, cu designul prin suprafețe libere și cu grafica și animația.

Sistemele de desenare computerizată CAD – au apărut pentru a înlocui proiectarea inginerescă clasică și au ca principal beneficiu posibilitatea largă de modificare și stocare a informației grafice. De asemenea, verificarea validității unui desen se face în mod automat, eliminând eventualele erori ale unei verificări umane. Prima reprezentare folosită de către sistemele CAD a fost cea *wireframe* și care, datorită ambiguităților în interpretare, a fost înlocuită de reprezentarea *shaded* sau *shaded* cu muchii vizibile.

Designul prin suprafețe libere – este un contributor al domeniului modelării solidului care folosește suprafețe parametrice simple sau una dintre tipurile de suprafețe spline. Acest tip de design a condus la un nou domeniu numit design geometric asistat (CAGD) care se concentrează pe generarea suprafețelor curbe și constrângerea acestora din punct de vedere estetic și funcțional. Tipurile de suprafețe cu care lucrează domeniul CAGD sunt cele mai întrebuintate în modelarea solidului. Cel mai important neajuns al metodei este că topologia suprafețelor primitive devine foarte complicată în urma efectuării de operații Booleane menite a da naștere modelului.

Grafica – are menirea de a reda imagini cât mai realiste ale obiectelor. Datorită faptului că realizează acest lucru din structuri de date care nu reprezintă întotdeauna solide complete, grafica nu contribuie în mod special la modelarea solidului. Totuși, necesitatea de a obține o apreciere vizuală a solidului modelat este indiscutabilă.

Niveluri de abstractizare ale sistemelor de modelare a solidului

Din punct de vedere conceptual, un sistem CAD de modelare a solidului se dezvoltă pe trei niveluri de abstractizare:

1. *User interface* – este cel mai înalt nivel de abstractizare și este reprezentat de către utilizatorul sistemului de modelare. Interacțiunea dintre utilizator și sistem se face prin intermediul unui limbaj de desenare care poate fi textual, vizual sau o combinație a celor două. La acest nivel utilizatorul are la dispoziție două tipuri de unelte: conceptuale (construcție, modificare și arhivare) și distructive (ștergere).
2. *Infrastructura matematică și algoritmică* – este un nivel situat sub cel al utilizatorului și care cuprinde infrastructura matematică și algoritmică. Această infrastructură implementează operațiile de concepție și uneltele necesare modelării pentru a le face disponibile la nivelul interfeței cu utilizatorul (user interface).
3. *Substratul* – este cel mai profund nivel de abstractizare și cuprinde calculele aritmetice și simbolice care sunt folosite ca și primitive de către infrastructura algoritmică. Din punct de vedere hardware, substratul are capacități de calcul aritmetic întreg și în virgulă mobilă, precum și de a efectua operații logice.

Scalarea și baleierea primitivelor

Scalarea primitivelor se referă la modificarea modelelor geometrice simple (primitive) prin manipularea unuia sau mai multor parametrii descriptivi ai acestora. De exemplu alungirea unui cilindru, schimbarea dimensiunilor unei prisme rectangulare, etc. Primitivele geometrice joacă deci un rol important în modelarea bazată pe forme (*feature-based*). În această tehnică, diverse forme simple aparținând unui set sunt combinate pentru a genera un obiect complex. Datorită simplității lor, cele mai multe primitive geometrice pot fi generate prin procese de baleiere (*extrudare*), în care o suprafață numită schiță este fie translatată de-a lungul unei curbe spațiale fie rotită după o axă (figura 3.5). În cele mai multe cazuri, modelele geometrice solide generate prin operații de baleiere pot fi convertite în modele *B-Rep* și *CSG*.

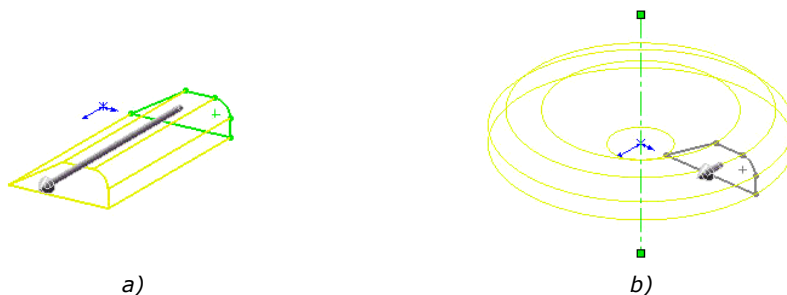


Figura 3.5 Extrudarea primitivelor: a) – *Extrudare translațională*, b) – *Extrudare circulară*

Geometria solidă constructivă (CSG)

Geometria solidă constructivă (CSG) este un procedeu de modelare care permite combinarea unui set de primitive prin operații Booleane (figura 3.6). La nivelul infrastructurii algoritmice sistemele CSG reprezintă și stochează primitivele sub formă de modele *semispațiu*. Acestea sunt modele geometrice simple constituite din seturi de puncte (aparținând semispațiului) mărginite de o suprafață. Un exemplu de model semispațial este acela care mărginește o suprafață cilindrică extinsă la infinit, ale cărei puncte pot fi pe suprafață și în interiorul volumului descris de cilindru respectiv în exteriorul acestuia. Datorită infinității acestor *semispații* ele

nu se găsesc ca și colecții de obiecte disponibile în sistemele CAD (interfața cu utilizatorul).

Modelele solide CSG sunt reprezentate ca structuri arborescente, având ca elemente de plecare primitivele, iar operațiile Booleane ca noduri de interconectare a ramurilor.

Utilizatorul unui sistem CSG trebuie să aibă în vedere următoarele aspecte pentru a obține un solid:

- primitivele scalate corespunzător trebuie transformate (poziționate și orientate), cu prioritate în direcția combinării lor firești;
- determinarea exactă a curbelor de intersecție dintre suprafețele celor două primitive care urmează a fi combinate;
- pentru a obține noul model solid se recurge la teoria *seturilor*.

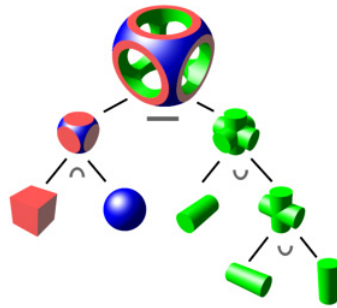


Figura 3.6 Modelarea prin CSG

Reprezentarea limitelor (B-Rep)

B-Rep este o metodă de reprezentare a formelor folosind limitele acestora, bazându-se pe noțiunea că toate modelele sunt mărginite de suprafețe. Bazate pe vizualizarea orientării suprafețelor, modelele B-Rep cuprind fațete, muchii și vârfuri, fiecare fațetă având o reprezentare matematică clară. Proprietățile volumetrice ale modelelor B-Rep se calculează cu prin integrare, cu condiția ca suprafețele care îl alcătuiesc să fie închise.

În modelarea B-Rep, suprafețele poliedrice sunt foarte intuitiv de reprezentat prin numărul lor finit de vârfuri și muchii liniare conectate (figura 3.7 a). Pentru un obiect cilindric, suprafața laterală curbată poate fi reprezentată printr-o muchie și două vârfuri (generatoarea), iar cele două suprafețe circulare plane opuse pot fi reprezentate printr-o muchie și un vârf (figura 3.7 b). Un obiect sferic poate fi reprezentat de o fațetă (suprafață) și un vârf, dar nici o muchie.

Din punct de vedere al formei, fațetele, muchiile, vârfurile și spirele se definesc după cum urmează:

- Vârful - punct unic în spațiul Cartezian definit de trei coordonate;
- Muchia - curbă cu lungime finită mărginită de două vârfuri care satisface condiția de ne-autointersecțare;
- Spira - o colecție ordonată de vârfuri și muchii;
- Fațeta - o suprafață cu dimensiune finită care nu se autointersectează și este mărginită de una sau mai multe bucle.

Relația dintre elementele unui solid B-Rep (fațete, muchii, vârfuri și spire) este dată expresia lui Euler-Poincare (3.9).

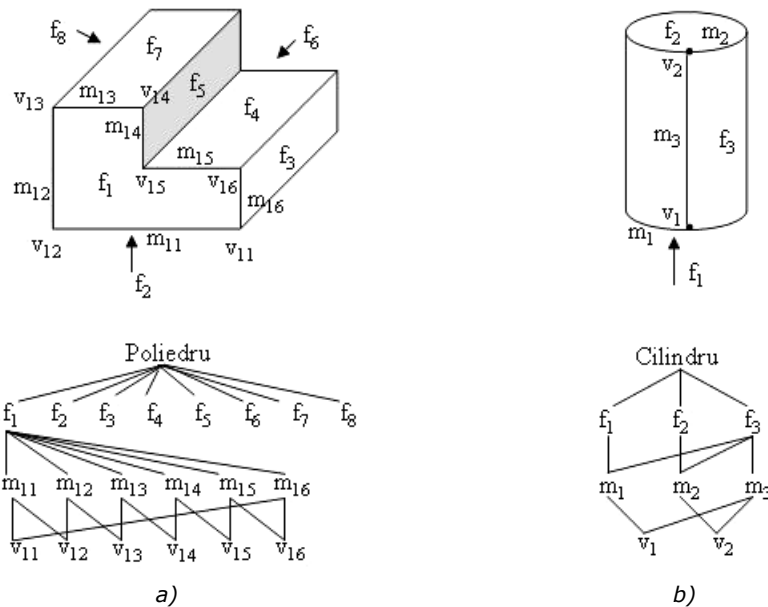


Figura 3.7 Reprezentări B-Rep: a) – Poliedru, b) – Cilindru

$$v - m + f - s = 2(c - o) \quad (3.9)$$

unde c reprezintă numărul de elemente cu pereți subțiri (*shell*), iar o , numărul de orificii ale solidului. Relația este valabilă numai în cazul obiectelor *manifold* – spațiu matematic abstract în care fiecare punct are o vecinătate care corespunde spațiului Euclidian, dar în care, structura globală poate fi mult mai complicată [67], [59], [62], [68], [69].

Modelarea bazată pe obiecte (*feature-based design*)

Din punct de vedere al fabricației, *obiectele* sunt văzute ca forme geometrice specifice care pot fi asociate cu unele procese de fabricație. Aceste obiecte au fost clasificate de către J.J. Shah după patru criterii: formă, material, precizie și caracteristică tehnologică.

Obiectele caracterizate prin formă se identifică pe un reper prin elemente geometrice ca: orificii, orificii străpuse, caneluri, degajări, nervuri, bosaje (figura 3.8).

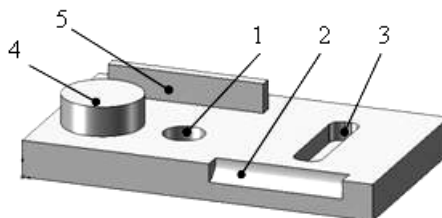


Figura 3.8 Forme tipice de obiecte: 1- orificiu străpuns, 2- degajare, 3- canelură, 4- bosaj, 5- nervură

Caracteristicile de material, înglobează compoziția materialului din care se va executa reperul, precum și informații despre tratamentul termic aplicat. Caracteristicile de precizie se referă la date privind toleranțele de execuție, iar caracteristicile tehnologice reprezintă informații legate de parametrii de performanță anticipați pentru produs.

Modelarea bazată pe obiecte are două obiective majore: să sporească eficiența proiectantului în faza de modelare geometrică și să furnizeze o punte de legătură cu fazele de analiză și planificare de proces.

Totalitatea metodelor de modelare prezentate fac parte din domeniul extins al modelării clasice în care proiectantul, folosindu-se de imaginație, cunoștințe și de uneltele puse la dispoziție de către sistemele CAD, realizează un obiect.

Reproducerea în mod virtual a elementelor anatomice umane cade deci sub incidența aceluiași reguli și limite ale modelării clasice. Realizarea de modele virtuale fidele celor naturale depinde foarte mult de complexitatea elementului anatomic în cauză.

Soluția realizării modelelor virtuale fidele celor naturale o reprezintă utilizarea unei alte tehnici de modelare geometrică, aceea a reconstrucției 3D.

Reconstrucția 3D este o metodă de transformare a datelor stocate sub formă de seturi de imagini 2D în obiecte tridimensionale destinate vizualizării sau utilizării în simulări numerice. Pentru a sintetiza etapele care trebuiesc parcurse în vederea realizării unui model prin tehnici clasice de modelare sau reconstrucție s-a întocmit o diagramă a itinerariilor posibil de urmat. De asemenea se prezintă aici și posibilitățile de interconectare a diferitelor etape (figura 3.9).

În concluzie, în acest subcapitol s-au prezentat elementele de bază ale teoriei modelării, tehnici și unelte de modelare cu ajutorul cărora s-au putut realiza elementele anatomice și mecanice prezentate în subcapitolul următor.

Tot aici s-a dezvoltat de o manieră sintetică, un itinerar al modelării clasice și prin reconstrucție 3D, prezentându-se totodată și elementele de interconectare ale acestora. Acest itinerar propus s-a aplicat deopotrivă în modelarea clasică și în reconstrucția dezvoltată în subcapitolele următoare.

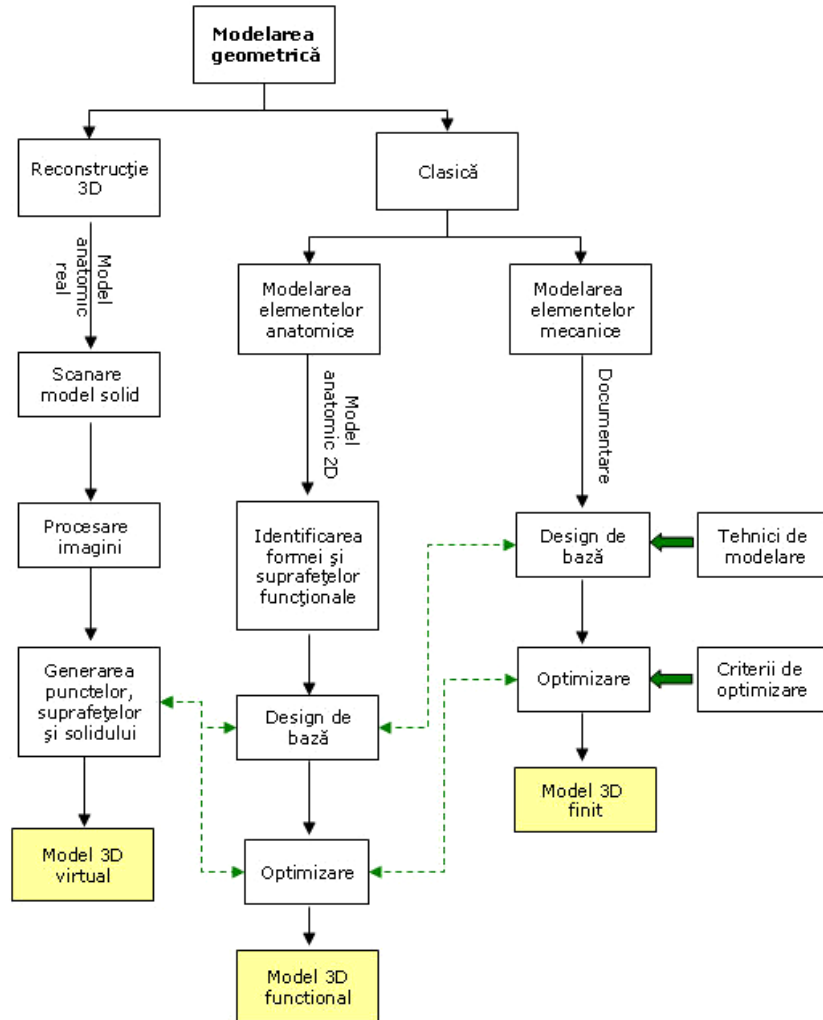


Figura 3.9 Itinerarii în modelarea geometrică

3.2 Modelarea elementelor anatomice

Modelele elementelor anatomice s-a realizat utilizând tehnicile clasice disponibile în mediul CAD SolidWorks 2007. Datorită complexității geometrice a vertebrelor coloanei vertebrale, prin modelarea clasică nu s-a urmărit o transpunere exactă a detaliilor de formă anatomică ale vertebrelor în modele ci o identitate a acestora din punct de vedere funcțional.

Tehnica de modelare folosită a fost cea orientată pe obiecte, dar fără a se ține însă cont de rigorile legate de o eventuală fabricație. Modelele construite în acest capitol servesc realizării de ansambluri funcționale virtuale libere sau implantate care să servească simulărilor numerice, nefiind propusă realizarea practică a acestora.

Premergător deciziei de utilizare a tehnicii de modelare bazate pe obiecte s-au încercat și alte tehnici, fără a se ajunge însă la rezultatele așteptate. De exemplu s-a utilizat și tehnica de baleiere după o curbă a conturilor succesive (contururi ce reprezentau secțiuni vertebrale în planul de sus). Astfel, s-au generat aproximativ 60 de contururi succesive precum și o curbă de baleiere a acestora. Datorită însă diferențelor prea mari între formele anumitor contururi succesive, operația de baleiere s-a concretizat în suprafețe ascuțite și intersectate, ceea ce nu corespundea din punct de vedere al necesităților pe care trebuie să le întrunească un solid. Astfel, s-a renunțat la această tehnică, adoptându-se cea de modelare orientată pe obiecte [70].

Modelele anatomice realizate sunt cele pentru vertebrele cervicale și lombare tipice. Descrierile în detaliu a elementelor anatomice și funcționale ale vertebrelor aparținând acestor două segmente, precum și celui toracic au fost prezentate pe larg în *capitolul 1*.

3.2.1 Modelarea vertebrei cervicale C3

Conform tehnicii de modelare clasice disponibile în mediul CAD SolidWorks 2007 utilizate, modelarea vertebrei cervicale tipice cuprinde următoarele etape de realizare:

- Generarea unui bloc solid de lucru;
- Schițarea aproximativă a conturilor în cele trei plane: transversal, frontal și lateral;
- Extrudarea cu scădere a celor trei contururi succesive;
- Construcția elementelor de detaliu: interstiții, degajări, orificii;
- Extrudarea cu adăugare a unor elemente de detaliu;
- Finisarea muchiilor prin rotunjiri și teșiri.

Prima etapă în realizarea modelului a fost generarea unui bloc solid de dimensiunile 60x30x55 mm, care să circumscrie viitoarea vertebră. Există două posibilități de realizare a unui solid cu ajutorul modelării orientate pe obiecte: extrudare cu adăugare a formelor sau cu scădere. În primele etape s-au folosit cu precădere operațiile de extrudare cu scădere, deoarece s-a pornit de la un bloc solid circumscriș vertebrei.

Primele schițe destinate extrudării, numite și *schite de bază* (figura 3.10), s-au trasat în planele transversal, frontal și lateral. La realizarea acestora s-au folosit elemente geometrice ca: arce de cerc, cercuri, linii, curbe spline. S-a evitat utilizarea curbilor spline pentru întregul contur al schițelor deoarece acest tip de curbe parametrice nu permite dimensionarea liniară sau unghiulară a segmentelor constitutive. Necesitatea utilizării dimensiunilor liniare și unghiulare relative între două elemente provine din faptul că schițele s-au executat după modele de oase reale.

Pentru a constrânge desenul *liber* al schițelor, între elementele geometrice constitutive s-au stabilit, după caz, relații de *verticalitate*, *orizontalitate*, *simetrie*, *tangență* și *coincidentă*. Pentru schițele în plan transversal și frontal, datorită simetriei naturale a vertebrei, s-au trasat două axe de simetrie verticale, iar prin utilizarea funcției *mirror entities* s-au transpus în oglindă contururile desenate.

Rezultatul celor trei extrudări succesive este prezentat în figura 3.11. Se poate observa că modelul începe să prindă formă în urma acestor operații, fiind totuși încă departe de modelul funcțional dorit.

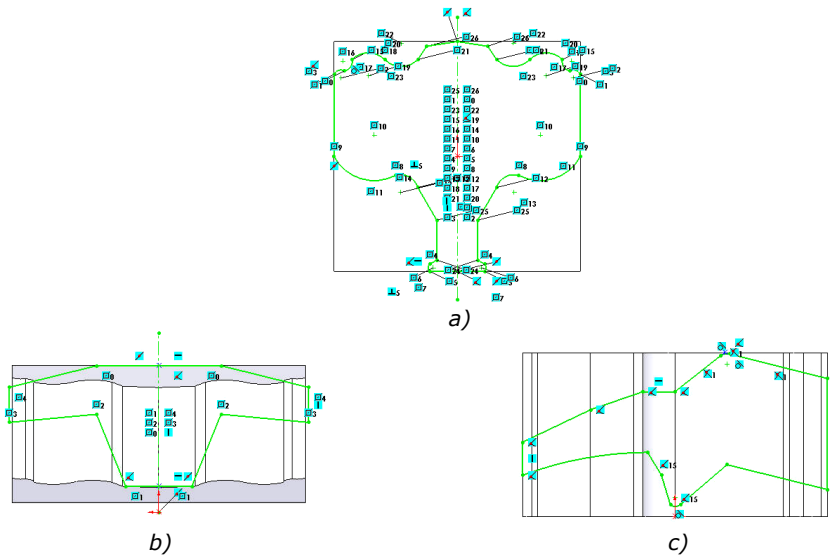


Figura 3.10 Schițele de bază: a) – Schița în plan transversal, b) – Schița în plan frontal, c) – Schița în plan lateral

Suprafețele articulare ale proceselor transverse, interstițiul rahidian și corpul vertebral au fost modelate în aceeași manieră, folosind ca baze de schițare atât plane noi cât și suprafețe create în fazele de bază. Planul după care s-au generat suprafețele articulare a fost înclinat cu 50° față de planul vertical, după o linie comună care aparține suprafeței anterioare a corpului vertebral, și are ca scop urmărirea geometriei anatomice a vertebrei cervicale. Rezultatul acestor operații de generare a suprafețelor funcționale este prezentat în figura 3.12.

În figura 3.13 este prezentat rezultatul final modelării vertebrei cervicale în patru vederi: trei vederi principale și una dimetrică. În vederile principale au fost indicate cotele gabaritice ale vertebrei în mm iar în vederea dimetrică au fost indicate suprafețele funcționale ale acesteia. Suprafața funcțională 1 corespunde corpului vertebral, suprafețele 2 și 3 corespund articulațiilor proceselor transversale iar suprafața 4 ligamentului interspinos. Pentru realizarea modelului funcțional s-au folosit nu mai puțin de 72 de operații diferite, de tipurile: *extruded boss*, *extruded cut*, *revolved cut*, *swept boss*, *fillet*, *chamfer*, *simple hole*.

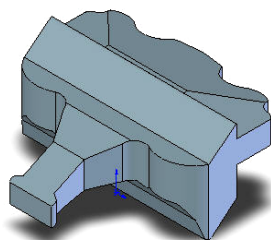


Figura 3.11 Rezultatul extrudărilor de bază

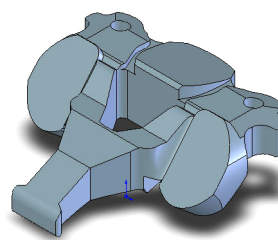


Figura 3.12 Rezultatul extrudării suprafețelor funcționale

Atribuind modelului creat proprietățile osului spongios s-au calculat proprietățile sale geometrice și masice și s-au prezentat în tabelul 3.1.

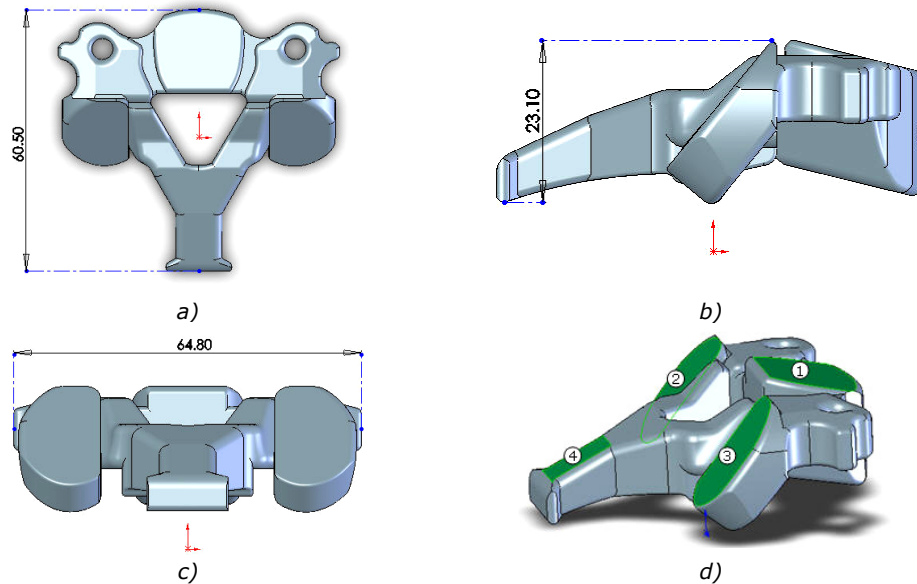


Figura 3.13 Modelul solid final al vertebrei cervicale: a) – Vedere de sus, b) – Vedere laterală, c) – Vedere frontală, d) – Vedere dimetrică cu indicarea suprafețelor funcționale: 1 – suprafața discului intervertebral, 2,3 – suprafețele articulare transverse, 4 – punctul de inserție al ligamentului interspinos.

Tabelul 3.1 Proprietățile masice și geometrice ale vertebrei cervicale modelate

Proprietate	Valoare
Volum [mm ³]	22443,63
Suprafață [mm ²]	8310,77
Masă [g]	196
Densitate [g/ mm ³]	$8,73 \times 10^{-3}$
Coordonatele centrului de masă [mm]	x = 0,07 y = 19,03 z = -7,9
Momentele principale de inerție [g*mm ²]	Jx = 39580,21 Jy = 51530,42 Jz = 82948,83

În modelarea funcțională a vertebrei s-a acordat o atenție deosebită realizării orificiilor filetate destinate șuruburilor de rigidizare ale implantului cervical de tip plăcuță. Astfel, s-au construit pe rând orificiile filetate corespunzătoare celor trei tipuri de șuruburi considerate în studiu, pe trei vertebre diferite. În cele ce urmează se va prezenta generarea filetelui de tip hibrid în corpul vertebral al vertebrei C3. Modelarea propriu-zisă s-a realizat prin operația de baleiere (*sweeping*) a unui profil hibrid (figura 3.14 a) transpus într-o schiță, de-a lungul unei elice. Caracteristicile elicei sunt: diametrul $d=2,9$ mm; pasul $p=0,7$ mm constant; lungimea de filetate $l=15,45$ mm; unghiul de start $\gamma=270$ °. Modelul de vertebrei C3 secționat se poate observa în figura 3.14.

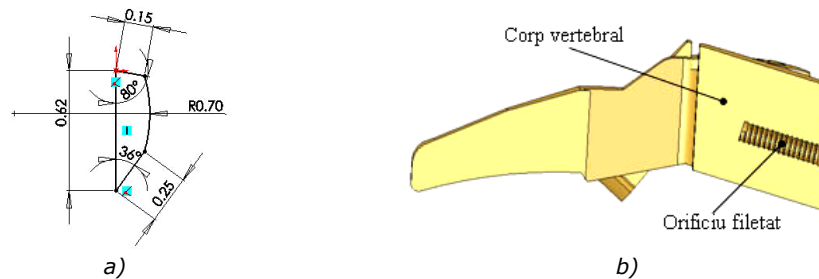


Figura 3.14 Orificiul filetat în vederea implantării: a) – schița profilului de filet, b) – secțiune prin modelul vertebrei C3

3.2.2 Modelarea vertebrei lombare L5

Vertebra lombară L5 s-a modelat folosind aceeași tehnică ca și în cazul vertebrei cervicale, pornindu-se de la imaginile 2D anatomice în cele trei plane: transversal, lateral și frontal după care s-au trasat schițele de bază.

În cazul vertebrei lombare, datorită bunei diferențieri anatomice dintre corpul vertebral și ramurile vertebrale, construcția nu a mai fost una de tip monobloc. Astfel, corpul vertebral s-a constituit într-un bloc solid (*part*) iar ramificațiile vertebrale într-un al doilea bloc solid. Cele două solide s-au reunit apoi printr-o operație Booleană. Două din aceste schițele de execuție a ramurilor vertebrale sunt prezentate în figura 3.15 a și b.

Corpul vertebral fiind masiv și bine definit, a fost construit ca un elipsoid, formă care satisface aproape integral cerințele de estetică. Apofizele transverse, procesele costiforme și procesul spinos au fost construite pe rând pentru partea dreaptă a vertebrei, iar datorită simetriei în plan median-lateral au fost transpuse și în partea stângă utilizând funcția *mirror features*.

În figura 3.15 c se poate observa modelul funcțional de vertebră lombară, rezultat al operațiilor de bază. Din condiții de estetică pe modelul primar s-au mai executat operații de rotunjire a muchiilor și curbare a suprafețelor folosind funcții ca: *extruded cut*, *revolved cut*, *swept cut*, *fillet*, *chamfer*.

Modelul final al vertebrei lombare cuprinde un număr de 35 de operații diferite. Rezultatul (figura 3.16) este un model funcțional care cuprinde toate elementele articulare (*d*) după cum urmează: suprafața articulară 1 corespunde corpului vertebral și a fost construită plană; suprafețele articulare 2 și 3 sunt verticale și cave, și provin dintr-un cilindru primitiv; suprafața 4 este complexă și materializează punctul de inserție al ligamentului interspinos; suprafețele 5 și 6 sunt conjugatele suprafețelor 2 și 3 și materializează articulațiile transversale inferioare.

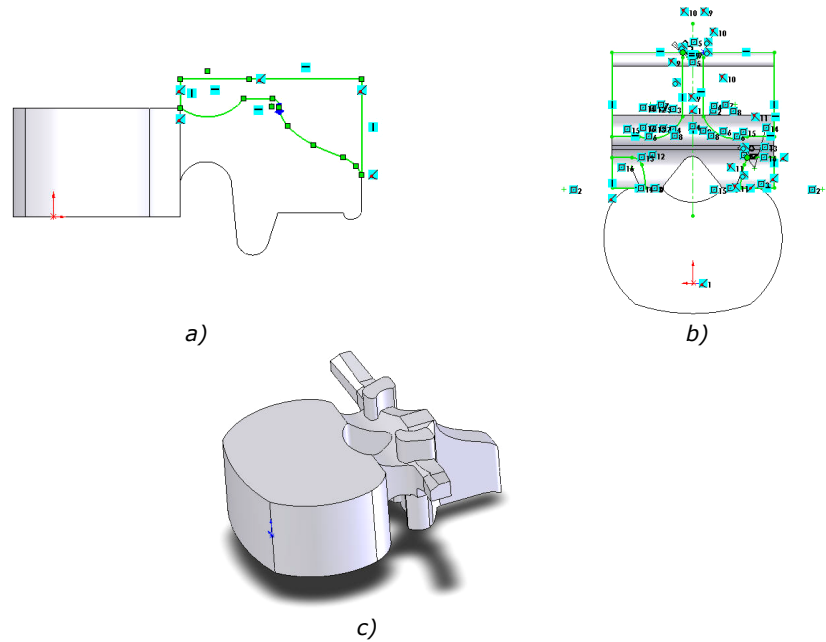


Figura 3.15 Modelarea vertebrei lombare: a) – schița pentru execuția ramurilor în plan lateral, b) – schița pentru execuția ramurilor în planul de sus, c) – modelul funcțional primar

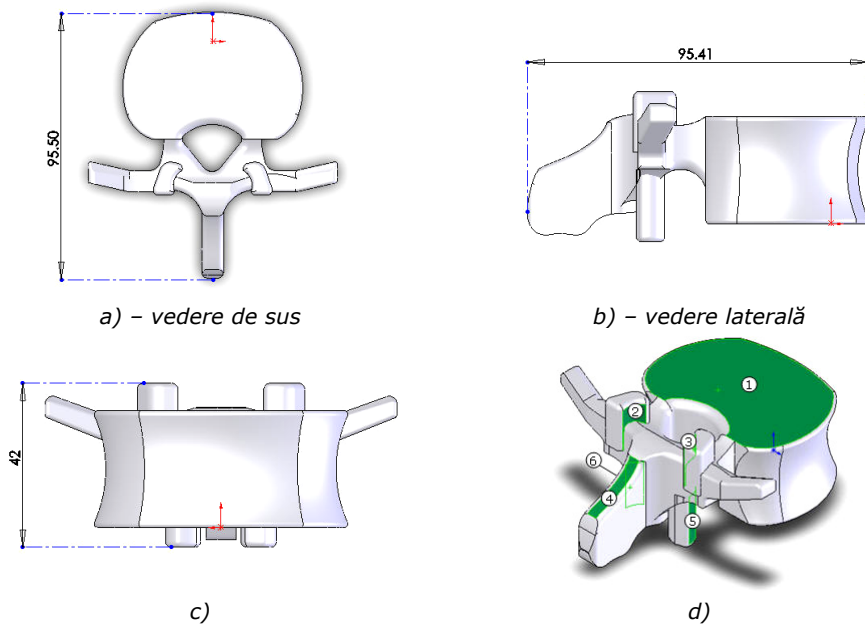


Figura 3.16 Model solid final al vertebrei lombare L5: a) – Vedere de sus, b) – Vedere laterală, c) – Vedere frontală, d) – Vedere dimetrică cu indicarea suprafețelor funcționale

Tabelul 3.2 Proprietățile masice și geometrice ale vertebrei lombare modelate

Proprietate	Valoare
Volum [mm ³]	88670,57
Suprafață [mm ²]	17784,24
Masă [g]	789
Densitate [g/ mm ³]	8,89x10 ⁻³
Coordonatele centrului de masă [mm]	x = 0,08; y = 15,74; z = 23,12
Momentele principale de inerție [g*mm ²]	Jx = 265090,10; Jy = 393276,66; Jz = 528696,14

Modelul finit cu cotele gabaritice corespunzătoare este prezentat în patru vederi în figura 3.16 a, b, c și d. Se poate identifica aici, ca și în cazul vertebrei cervicale raportul dimensional în care se află diferitele elemente anatomice ale vertebrei. Prin alocarea proprietăților de os spongios modelului vertebrei L5, s-au calculat proprietățile geometrice și masice ale acestuia (tabelul 3.2).

3.2.3 Modelarea țesuturilor vertebrale moi

Modelarea țesuturilor moi se referă la realizarea discurilor intervertebrale și a ligamentelor care intră în componența ansamblurilor unităților funcționale cervicale C2-C3 și lombare L4-L5. De asemenea s-a pus un accent deosebit în pregătirea acestor elemente pentru implantare, prin realizarea de suprafețe plane, orificii și degajări menite a se conjuga cu elementele mecanice corespunzătoare. O atenție deosebită s-a acordat realizării discurilor intervertebrale, prin modelarea acestora din două componente.

Discul intervertebral cervical

Discul intervertebral este o structură compozită alcătuită din două elemente anatomice cu proprietăți diferite: inelul fibros și nucleul pulpos. Așa cum s-a arătat pe larg în *capitolul 1*, rolul funcțional al discului intervertebral este acela de a materializa o articulație sferică, capabilă să transmită și să amortizeze mișcările dintre fiecare două vertebre consecutive. Acest lucru este realizat prin natura diferită a celor două elemente constitutive.

Modelarea geometrică a discului intervertebral a fost privită ca modelarea unui ansamblu. Astfel, s-au realizat cele două elemente componente solide: nucleul și inelul, ambele cu formă elipsoidală, conform topologiei anatomice. Conturul exterior al nucleului respectiv conturul interior al inelului au fost generate plecând de la aceeași schiță, aceasta deoarece ele urmau să fie constrânse într-un ansamblu. Cele două modele solide se caracterizează prin simplitate geometrică și constructivă și au dimensiunile gabaritice prezentate în figura 3.17 a și b. Un element special al modelului nucleului este realizarea pe suprafețele superioară și inferioară a două cupole, menite să materializeze articulația sferică dintre vertebre. Aceasta s-a realizat cu ajutorul funcției *dome*, pe o distanță maximă de 0.5mm față de planul de bază al fețelor.

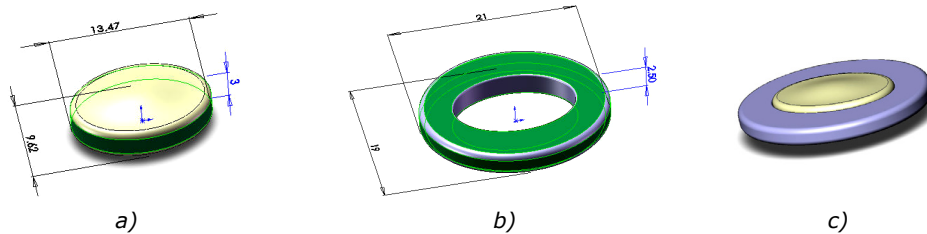


Figura 3.17 Discul intervertebral cervical: a) – nucleu pulpos, b) – inelul fibros, c) – ansamblul celor două

Asamblarea celor două elemente a condus la modelului compus din figura 3.17 c, în realizarea căruia s-au folosit constrângerile de *coincidență* între muchiile suprafețelor eliptice și *parallelism* între suprafețele plane extreme. Avantajul folosirii ansamblului față de modelul *part*, este că se pot atribui proprietățile mecanice specifice ale fiecărui element.

Discul intervertebral lombar

Discul intervertebral lombar s-a realizat în mod similar celui cervical, deosebirea constând în forma aparte ale celor două elemente care-l constituie. Suprafețele exterioară a nucleului și interioară a inelului fibros s-au modelat pornind de la aceeași schiță de bază pentru a putea fi constrânse ulterior prin coincidență. Nucleul este prevăzut cu două suprafețe complexe în cele două plane superior și inferior, realizate prin funcția *dome*. Caracteristica geometrică specifică a inelelor fibroase este degajarea posterioară sub formă de arc de cerc a acestuia, pentru a urmări cât mai fidel conturul corpurilor vertebrale între care se integrează.

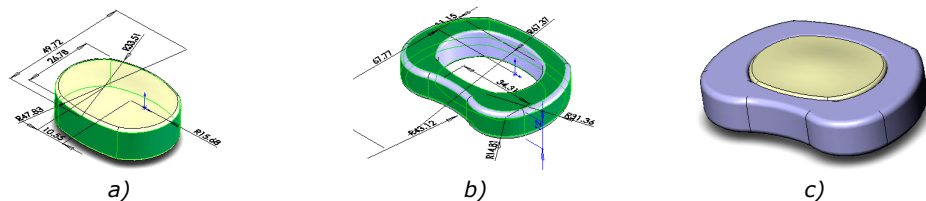


Figura 3.18 Discul intervertebral lombar: a) – nucleu pulpos, b) – inelul fibros, c) – ansamblul celor două

Dimensiunile constructive și gabaritice ale *part*-urilor sunt prezentate în figura 3.18 a și b iar ansamblul celor două *part*-uri în figura 3.18 c. Constrângerile aplicate în ansamblu sunt de *coincidență* între muchiile exterioare ale nucleului și interioare ale inelului și de *parallelism* între suprafețele plane.

Pentru a putea simula comportamentul mecanic al unității lombare implantate (structură alcătuită din două vertebre consecutive, discul intervertebral și ligamentele corespunzătoare), s-au realizat operații geometrice pe modele care să materializeze pregătirea pentru implantare a acestora. De exemplu, pentru integrarea intervertebrală a implanturilor de tip *colivie*, în cazul pacienților cu degenerare severă de disc, zona anterioară a inelului și nucleului trebuie degajată pentru a face loc structurii mecanice de stabilizare. În figura 3.19 se observă degajarea în vederea implantării virtuale, realizată prin extrudarea cu tăiere a unui contur dreptunghiular în ansamblu discului lombar.

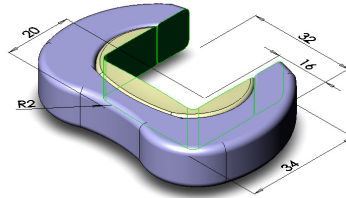


Figura 3.19 Pregătirea discului lombar pentru implantare

Modelarea ligamentelor

Posibilitățile de mișcare ale coloanei vertebrale se datorează complexității sale constructive, complexitate rezultată în urma combinării elementelor de tip rigid (vertebrele) cu numeroasele elemente flexibile (discuri, ligamente, mușchi). În realizarea ansamblurilor unităților funcționale s-a luat în considerare prezența a patru dintre ligamente considerate cele mai importante: ligamentul fațetelor articulare, ligamentul interspinos, ligamentele longitudinale anterior și posterior. Modelarea geometrică a acestora se poate observa în figura 3.20. Geometria fiecărui element a fost astfel creată încât să se conjuge cu suprafețele elementului osos corespunzătoare. De asemenea, dimensiunile sunt anatomice medii și corespunzătoare corpurilor vertebrale modelate.

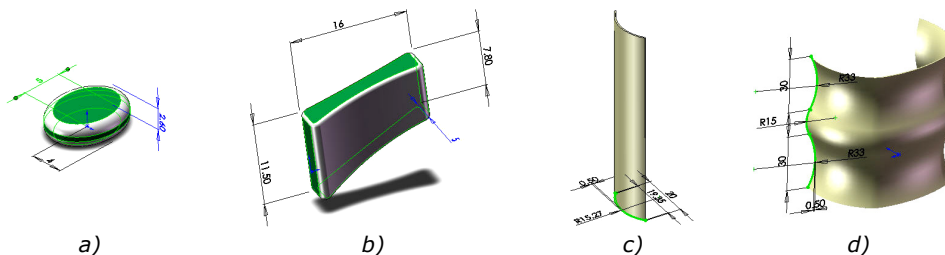


Figura 3.20 Modelele ligamentelor considerate: a) – Ligamentul fațetei articulare transversale cervicale, b) – Ligament interspinos cervical, c) – Ligamentul longitudinal posterior lombar, d) – Ligamentul longitudinal anterior lombar

O altă posibilitate de modelare geometrică a elementelor anatomice, care să furnizeze modele identice din punct de vedere funcțional și al formei, este reconstrucția 3D. Această metodă de modelare este prezentată în *subcapitolul 3.3*.

3.3 Modelarea prin reconstrucție 3D

Reconstrucția solidelor este o ramură a modelării geometrice care se referă la descrierea din punct de vedere geometric a unui obiect solid real [71], [72]. Solidul astfel obținut trebuie să satisfacă cele trei cerințe de bază: să fie complet, integru și precis.

Pentru a putea realiza o astfel de reconstrucție, modelul real trebuie digitizat. Această operație se poate face în mai multe moduri: prin scanarea optică sau mecanică (copiere) a suprafețelor acestuia; prin baleierea cu ultrasunete sau prin baleierea cu raze X. În urma unor astfel de operații, pot rezulta imagini digitale, colecții de imagini succesive digitale sau chiar volume.

Procesarea digitală de imagini este o formă de procesare de semnal pentru care datele de intrare sunt imagini sub formă de fotografii sau cadre video. Rezultatul procesării unui set de imagini poate fi o imagine nouă, un set de caracteristici și parametri ai imaginii, sau amândouă [73], [74], [75], [76], [77], [78].

În imagistica medicală procesarea de imagini are următoarele aplicații de bază: diagnosticarea prin localizarea și vizualizarea disfuncțiilor patologice și a tumorilor, măsurarea volumelor și densităților țesuturilor, telechirurgie, radiologie intervențională, studiul structurii anatomice.

Imaginile folosite în reconstrucția vertebrelor au fost achiziționate cu ajutorul tomografului Siemens SOMATOM Plus 4 Power aflat în dotarea Centrului de Cercetare CMPICSU.

3.3.1 Reconstrucția vertebrei cervicale C3

Evaluarea prin tomografie computerizată este o procedură imagistică neinvazivă și nedureroasă care permite vizualizarea structurilor anatomice. Tehnica de scanare se bazează pe principiul emisie, atenuării și recepției razelor X în scopul producerii de imagini multiple ale secțiunilor consecutive din corpuri.

Imaginile aparțin vertebrei cervicale C3 *in vitro*, sunt în număr de 67 plus o topogramă, și au fost scanate în mod secvențial cu o rezoluție de 1 mm. Acestea se prezintă sub formă de secțiuni multiple (*slice-uri*), și sunt în format alb-negru (*grayscale*). Trei secțiuni reprezentative ale vertebrei C3 în planele transversal, frontal și lateral sunt prezentate în figura 3.21.

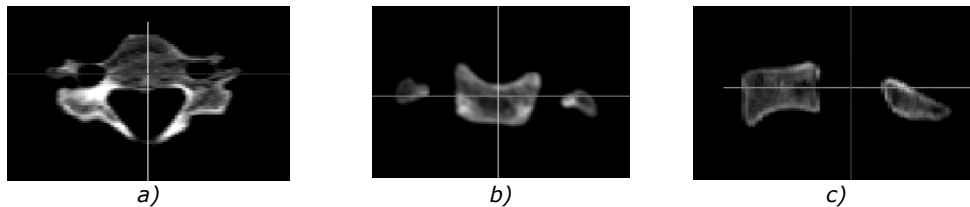


Figura 3.21 Secțiuni ale imaginilor *grayscale* în planele: a) – transversal, b) – frontal, c) – lateral

În procesare de imagini, o imagine digitală *grayscale* este o imagine în care valoarea fiecărui pixel este o mostră singulară care conține toate informațiile despre intensitate. Acest tip de imagini este compus exclusiv din nuanțe de gri care variază de la negru la alb în funcție de intensitate. Astfel, nuanțele închise (negrul) reprezintă intensități slabe de gri, iar albul intensități foarte mari. În cazul țesutului osos, nuanțele de gri închis reprezintă țesut de densitate joasă (corespunzătoare osului spongios) iar nuanțele deschise de gri densități mari (corespunzătoare osului cortical).

Calitatea imaginilor obținute poate fi evaluată în două zone: în zona de fundal (*background*) și în zona de conținut a imaginii. Astfel, un *background* este dorit a fi de culoare foarte închisă (negru), fără variații în luminozitate, zgomote și artefacte. În cazul de față, elementele perturbatoare sunt foarte reduse și deci calitatea *background*-ului este foarte bună. Conținutul imaginii (zona de interes), este important să aibă contururile bine definite în raport cu *background*-ul, și o dimensiune de pixeli cât mai mică. Secțiunile prin vertebră întrunesc aceste calități,

demonstrând calitatea scanării, dar și a vertebrei naturale folosite. Privind în interiorul conturului imaginii, se observă însă prezența unor discontinuități de luminozitate, acestea concretizându-se în nori de pixeli izolați. Aceste elemente nu trebuie confundate cu zgomotul, ele fiind indicații ale variației de densitate în vertebră.

Procesarea imaginilor s-a realizat cu ajutorul mediului *Mimics 10.01*, software în care a fost importat tot volumul de imagini. Scopul practic al utilizării programului de procesare a fost acela de a converti selectiv imaginile 2D în volume. Conversia se numește selectivă deoarece în urma procesării s-au obținut două volume: unul care caracterizează miezul vertebrei și altul care reprezintă volumul întreg.

Conform protocolului după care lucrează *Mimics*, fiecărei imagini 2D i s-a aplicat o mască de culoare. Principala caracteristică a unei astfel de măști este *thresholding*-ul, reprezentând cea mai simplă metodă de segmentare a unei imagini. Prin folosirea funcției, pixeli individuali dintr-o imagine grayscale sunt marcați ca *pixeli obiect*, dacă valoarea lor este mai mare decât valoarea atribuită pentru *thresholding*. În mod practic, un pixel din imagine primește valoarea 1 în timp ce pixelii din *background* primesc valoarea 0.

Având în vedere dezideratul propus, acela de a crea un model solid pentru exteriorul vertebrei și altul pentru interior, a fost necesară aplicarea a două seturi de măști.

Prima mască, de culoare verde, a fost aplicată peste imagini fără a ține seama de luminozitățile diferite dintre contur și centru (figura 3.22). Intervalul de *thresholding* a fost stabilit între limitele -824 și 2050 HF.

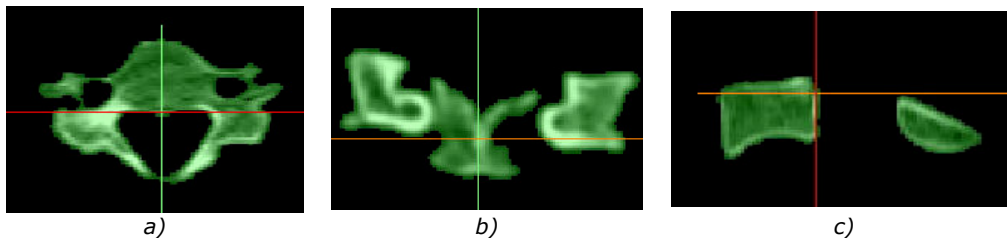


Figura 3.22 Mască de culoare aplicată integral: a) – transversal, b) – frontal, c) – lateral

Limita negativă a intervalului corespunde nuanțelor de gri închise, în timp ce valoarea pozitivă corespunde nuanțelor deschise de gri, spre alb. Limitele de *thresholding* au fost stabilite foarte aproape de limitele maxime ale intervalului (-1024 și 2050 HF) datorită variațiilor foarte mari ale intensităților de gri în imagini.

Valorile intervalului de *thresholding* sunt măsurate pe scara Hounsfield. Aceasta a fost inventată de inginerul englez Sir Godfrey Newbold Hounsfield, și evaluează o măsură cantitativă a radiodensității folosită în evaluarea scanării CT. Unitățile scării se simbolizează cu HF și au ca referințe scanarea prin aer cu -1000 HF, apă cu 0 HF și țesut osos mediu cu +1000 HF [79], [71], [80].

În estimarea valorilor limită pentru intervalul de segmentare (*thresholding*) s-au utilizat funcțiile *profile line* și *area density*. *Profile line* (linia de profil) este o funcție cu ajutorul căreia se pot trasa direcții orientate prin imagine (figura 3.23), care arată variații ale luminozității pe scara Hounsfield. Liniile s-au trasat după trei direcții: verticală, orizontală și diagonală și au ca scop acoperirea unui domeniu cât mai mare și mai variat de luminozități.

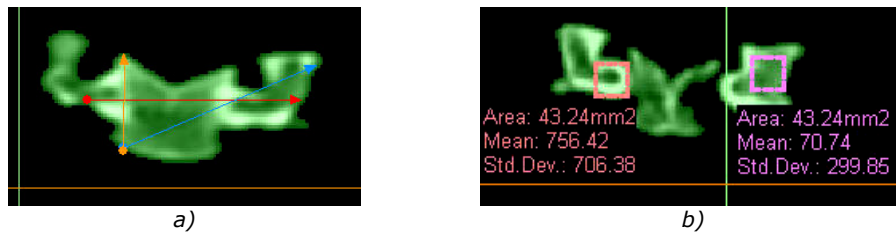


Figura 3.23 Unelte pentru estimarea valorilor limită pentru intervalul de segmentare: a) – trasarea liniilor de profil, b) – densități pe suprafețe

Rezultatul este un grafic (figura 3.24) de variație a luminozității în funcție de poziția în imagine. Cu toate că liniile de profil trasate nu ating intervalul superior (+2050) în acest caz, nejustificându-i valoarea așa de mare, acesta a fost stabilit totuși la valoarea de 2050 deoarece liniile de profil nu sunt definatorii decât pentru imaginea din figura 3.23 a. La trasarea liniilor de profil într-o altă imagine 2D din colecția de 67, graficul de variație se schimbă complet.

Așadar, pentru stabilirea unui interval cât mai apropiat de realitate, s-au trasat linii de profil în imagini diferite, acoperind zona de început, mijloc și sfârșit de scanare.

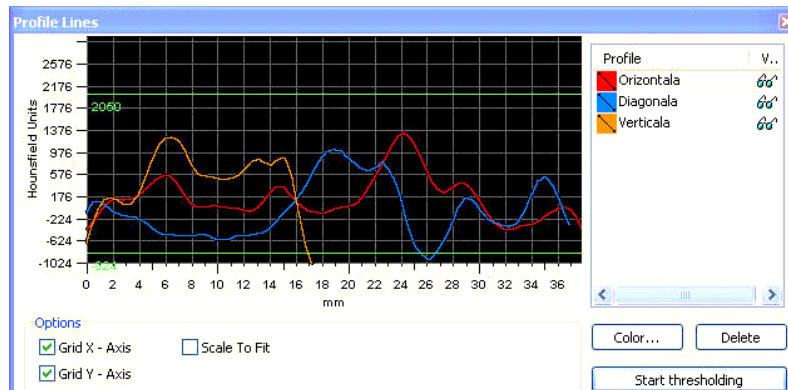


Figura 3.24 Variația valorilor de *thresholding* în imagine

Funcția *area density* s-a utilizat ca o metodă de investigare a densității de puncte Hounsfield în suprafețe de dimensiuni egale atât pentru zone cu intensitate mai mare cât și pentru cele mai întunecate (figura 3.23 b). Acesta a jucat un rol important în identificarea suprafețelor cu densitate mică, utilizate ulterior în acoperirea cu ce-a de-a doua mască.

Cea de-a doua mască, de culoare violet, s-a definit selectiv numai în zona centrală întunecată a imaginii care corespunde unei densități osoase mici. Intervalul de *thresholding* a fost stabilit între -824 și 125 HF. Limita pozitivă are valoarea așa de joasă deoarece corespunde nuanțelor deschise de gri (os cortical) care nu face parte din această reconstrucție.

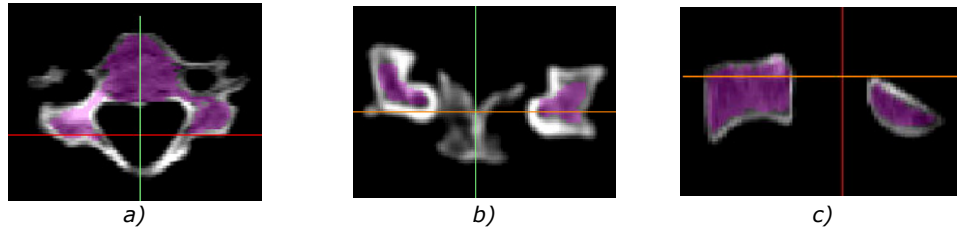


Figura 3.25 Mască de culoare aplicată selectiv pe osul spongios: a) – transversal, b) – frontal, c) – lateral

Folosirea în acest caz a funcției automate de generare a măștii nu a fost satisfăcătoare deoarece intervalul de segmentare include valorile de tranziție dintre conturul vertebrei și background. S-a utilizat deci o corecție manuală a măștii atât prin ștergere cât și prin adăugare de culoare. Rezultatul definirii măștii este prezentat în figura 3.25.

După definire, cele două măști au fost transformate în volume. Transformarea 2D a unui set de măști într-un singur volum s-a realizat prin metoda interpolării conturului. Interpolarea conturului este o interpolare 2D în planul imaginii care se dezvoltă uniform în a treia dimensiune. Acest algoritm folosește interpolarea valorilor de gri în interiorul imaginilor și interpolarea liniară între contururi, în direcția Z.

Volumele au fost generate folosind parametri optimi de calitate, și exportate ca și nori de puncte. Formatul *nor de puncte* este unul text care conține coordonatele x, y, z ale tuturor punctelor care formează volumul și care se poate reprezenta în spațiul Cartezian ca în figura 3.26.

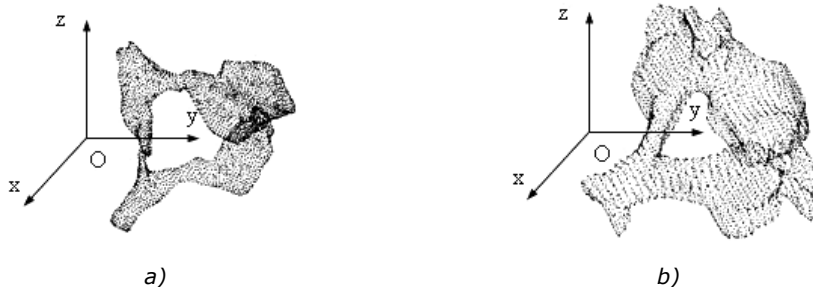


Figura 3.26 Rezultatele transformării măștilor în volume: a) – volum interior, b) – volum exterior

Generarea suprafețelor

Faza de suprafețe a modelelor este una intermediară între imaginea 3D și solidul 3D. În această fază volumele în format *nori de puncte* au fost transformate în structuri scoică (*shell*) folosind software-ul Geomagic Studio 9. Volumul exterior conține un număr de 6,694 de puncte iar volumul interior 4,642. Prin compararea imaginilor 3D din Mimics cu cele vizualizate aici s-a decis eliminarea unor puncte care ar fi putut să se transforme ulterior în suprafețe ambigue și să facă imposibilă generarea volumului.

Ambii nori de puncte au fost convertiți apoi în structuri *shell* poligonale compuse din 13,374 triunghiuri pentru volumul exterior respectiv 9,284 triunghiuri în cazul volumului interior. Datorită aspectului rugos al discretizării de suprafață s-a recurs la reducerea de 8X a dimensiunilor elementelor triunghiulare (figura 3.27).

Rezultatele acestor operații au fost două structuri netede care s-au transformat în faza de formă. Aici, multitudinea de suprafețe care compuneau structura de discretizare au fost convertite în suprafețe mai mari baleiind aceeași formă. Etapele generării suprafețelor sunt:

- calcularea liniilor de contur;
- prelungirea liniilor tangente;
- umplerea golurilor din *mesh*;
- calcularea caroiajului;
- repararea (la nevoie) a intersecțiilor suprafețelor caroiajului;
- construirea suprafețelor de tip NURBS.



Figura 3.27 Structura poligonală fină: a) – volum interior, b) – volum exterior

Suprafețele NURBS (curbe B-spline raționale neuniforme) sunt reprezentări matematice ale geometriilor 3D care pot descrie cu acuratețe orice formă pornind de la o linie, un cerc, un arc, sau o curbă 2D și până la cele mai complexe suprafețe sau solide 3D [81].

Reprezentarea suprafețelor prin petice de acest tip conduce la o reducere considerabilă a volumului de date și la o mai simplă manipulare a suprafeței rezultate. Formatul în care s-au exportat suprafețele este IGES, format CAD standardizat menit să lucreze cu majoritatea sistemelor de modelare.

Generarea solidului

Transformarea din faza de suprafață în cea de solid s-a realizat tot cu ajutorul software-ului CAD SolidWorks. Acest mediu permite importul de formate CAD standardizate, printre care și IGES. Cu toate acestea, la importarea modelelor solidul nu a putut fi creat automat, datorită incidenței câtorva erori ale suprafețelor. Aceste erori, de regulă constau în vârfuri foarte ascuțite ale suprafețelor, suprafețe intersectate sau contururi deschise. În cazul volumului interior al vertebrei incidența erorilor a fost mai mare decât în cazul volumului exterior. Aceasta se datorează concursului a trei factori:

- numărul redus de puncte din care s-au format suprafețele;
- dimensiunile geometrice reduse;
- nivel de complexitate geometrică identic.

Modificarea sau ștergerea după caz a suprafețelor considerate problematice s-a făcut cu ajutorul modulului *surfaces*. Funcțiile folosite au fost: *replace face*, *knit surface*, *filled surface*, *trim surface*, *delete face*.

Procedura manuală de editare a unei suprafețe problematice se poate sintetiza după cum urmează:

- ștergerea suprafeței neconforme;
- trasarea unei schițe 3D pentru a asigura limitele noii suprafețe;
- umplerea golului creat.

Această procedură se poate executa și în mod automat utilizând comanda *Import Diagnostics*, dar cu șanse mici de succes. Figura 3.28 prezintă două exemple de reconstrucție a suprafețelor, una pentru miez și cealaltă pentru volumul exterior.



Figura 3.28 Exemple de reconstrucție a suprafețelor: a) – proces transvers, b) – proces spinos

După ermetizarea celor două volume conversia în solid s-a făcut automat. Cele două solide rezultate au fost combinate apoi într-un singur *part* având originea coincidentă. Prin folosirea funcției Boolean-e *subtraction*, miezul a fost eliminat din volumul exterior plin, rezultând un solid cav (*shell*).

Solidele rezultate în urma procesului de reconstrucție se pot observa în figura 3.29 a și b. Aici sunt prezentate sub formă de secțiuni miezul osos respectiv *shell*-ul corespunzător osului cortical, putându-se observa foarte bine acuratețea reconstrucției materializată prin precizia dimensională și de formă a solidelor. Prin combinarea celor două solide se obține un ansamblu foarte apropiat din punct de vedere constitutiv de cel natural.

Asamblarea solidului miez cu cel cav (*shell*-ul) s-a făcut în condiții de coincidență a originii celor două modele, și nu ca o sumă de constrângeri între suprafețele, muchiile sau vârfurile acestora. Acest lucru a fost posibil deoarece cele două modele provin din același set de imagini 2D, măștile de culoare fiind raportate deci la aceeași origine. Lipsa unei astfel de identități ar face aproape imposibilă asamblarea celor două structuri, datorită lipsei de elemente geometrice regulate între care să se poată defini constrângeri de tip clasic. Rezultatul operației de asamblare este prezentat în figura 3.30, unde se poate observa sub efectul transparenței atât structura exterioară cât și miezul.



Figura 3.29 Secțiunile solidelor rezultate: a) – solidul miez, b) – solidul cav (*shell*)

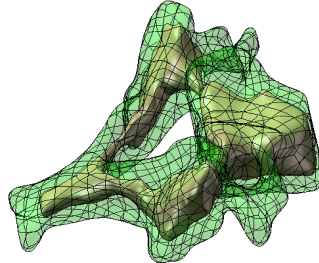


Figura 3.30 Vertebra C3 reconstruită din două solide

Transformările succesive din faza solidă naturală și până în faza solidă virtuală se pot reprezenta sub o formă sintetică într-un protocol. Acesta cuprinde totalitatea etapelor în vederea realizării reconstrucției, fără a fi însă singura cale de realizare. În general, transformările din imagini 2D în structuri volumetrice se realizează în același mod, în timp ce generarea solidului poate să fie făcută în mai multe moduri. În ciuda faptului că, protocolul prezentat aici conține un număr mare de etape succesive în realizarea solidului, incidența apariției erorilor în suprafețe este minimă.

Tabelul 3.3 Proprietățile geometrice și masice ale celor trei solide

Proprietate	Miez	Shell	Ansamblul
Suprafață [mm ²]	2314,49	7707,99	10022,48
Volum [mm ³]	3721,79	8253,39	11975,19
Masă [g]	33,12	73,46	106,58
Coordonatele centrului de masă [mm]	X = 129,65 Y = 198,46 Z = -718,55	X = 102,08 Y = 203,27 Z = -710,72	X = -156,09 Y = -210,79 Z = -292,16
Momentele principale de inerție [g*mm ²]	Jx = 3106,79 Jy = 4193,62 Jz = 6504,04	Jx = 10339,66 Jy = 15857,83 Jz = 22554,25	Jx = 13705,13 Jy = 20117,38 Jz = 29217,95

Proprietățile masice și geometrice ale celor trei solide reconstruite: miez, *shell* și ansamblul celor două sunt prezentate în tabelul 3.3.

Protocolul se poate aplica cu succes oricărui tip de reconstrucție din imagini scanate cu CT-ul (figura 3.31). Tranziția din faza de procesare a imaginii la fazele caracteristice corpurilor solide (indicată cu culoare roșie în diagramă) se poate realiza în mod practic și la alte nivele ale reconstrucției, fiind posibile evitări ale unor etape sau apariția altora.

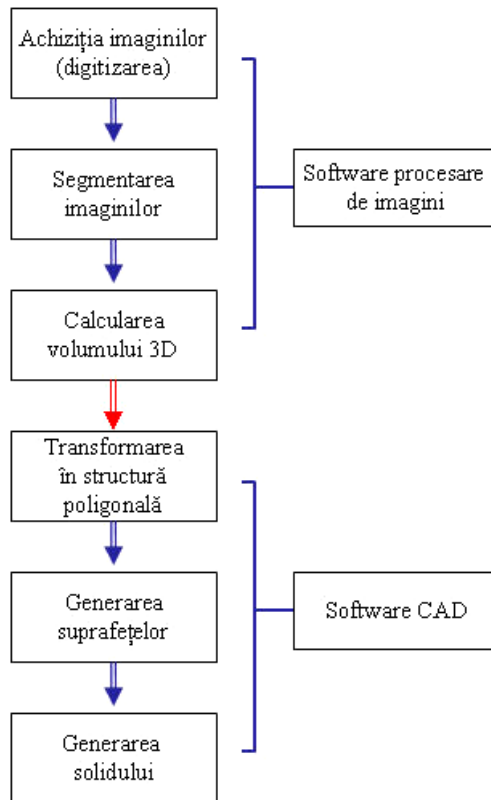


Figura 3.31 Protocolul de reconstrucție 3D din imagini CT

3.3.2 Reconstrucția vertebrei lombare L5

Reconstrucția vertebrei lombare L5 s-a realizat după aceeași metodologie ca și în cazul celei cervicale, conform protocolului din figura 3.31.

Scanarea s-a făcut cu ajutorul tomografului Siemens SOMATOM Plus 4 Power, în condiții identice scanării vertebrei cervicale, rezultând un număr de 120 de imagini 2D și o topogramă. Numărul de imagini diferit se datorează dimensiunilor mai mari ale vertebrei, la aceeași rezoluție de scanare.

Colecția de imagini din figura 3.32 reprezintă 6 secțiuni (*slices*) reprezentative ale vertebrei lombare scanate, în cele trei plane: frontal, lateral și transversal, la nivelele indicate de valorile numerice care corespund fiecăreia. Astfel, prima secțiune are numărul 1 iar ultima numărul 120.

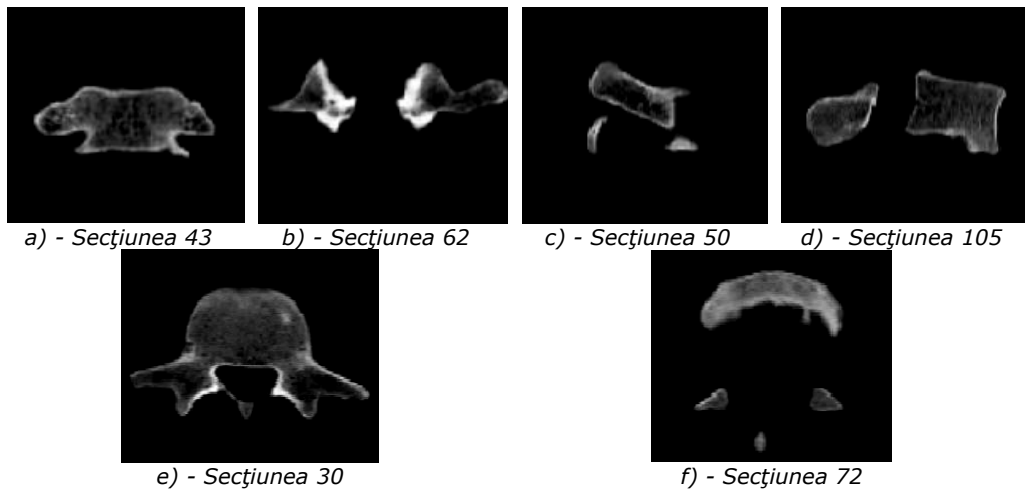


Figura 3.32 Secțiuni în plane: *frontal* – a și b; *lateral* – c și d; *transversal* – e și f

Pentru a putea reconstrui atât volumul exterior cât și miezul vertebrei s-au aplicat două seturi de măști asupra imaginilor *grayscale*. Prima mască a cuprins întreaga secțiune a fiecărei imagini și s-a transformat în volumul exterior, iar cea de-a doua a fost aplicată selectiv, numai în partea centrală a secțiunilor, pe nuanțe închise de gri. Aceasta din urmă a fost transformată în volumul numit *miez*. Intervalele de *thresholding* în aceste cazuri au fost -558 și 2041 pentru volumul exterior respectiv -478 și 0 pentru miez. Prin aplicarea segmentării conform intervalelor mai sus amintite nu s-au obținut măști continue în toate zonele de interes. S-a trecut așadar la editarea manuală prin adăugare sau eliminare de culoare. Spre deosebire de cazul vertebrei cervicale, vertebra lombară scanată a condus la un număr considerabil de artefacte și zgomote. Artefactele repetitive din exteriorul imaginilor au fost eliminate simultan cu ajutorul funcției *crop*, iar zgomotul exterior conturului util a fost îndepărtat prin valoarea de *thresholding*.

Transformarea măștilor 2D în volume s-a realizat prin metoda interpolării conturului pentru reconstrucția plană (planul xy), și prin interpolare liniară în z . În figura 3.33 se observă reprezentările în spațiul Cartezian ale volumelor 3D de nori de puncte.

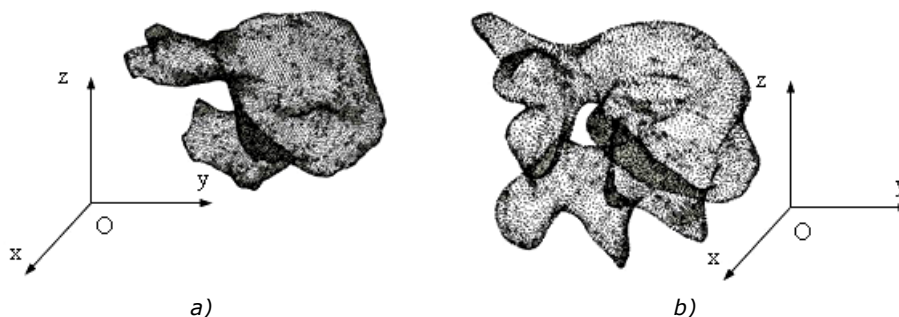


Figura 3.33 Rezultatele transformării măștilor în volume: a) – volum interior, b) – volum exterior

Generarea suprafețelor

Volumele de lucru au constat în nori de puncte cumulând 14,980 de puncte în cazul miezului și 14,052 de puncte pentru volumul exterior. Diferența mai mare în favoarea miezului se datorează gradului de netezire (*smoothness*) aplicat acestuia pentru a compensa neregularitățile rezultate la interpolarea în axa z.

Ambii nori de puncte au fost convertiți apoi în structuri poligonale cu 29,956 de triunghiuri în cazul miezului și 115,392 de triunghiuri în cazul volumului exterior (figura 3.34). Diferența foarte mare de triunghiuri este dată atât de dimensiune cât și de complexitatea volumului exterior în raport cu miezul. Pentru trecerea în faza de formă suprafețele poligonale ale celor două volume au fost baleiate cu suprafețe NURBS, rezultând un număr de 120 de petice pentru miez și 400 pentru volumul exterior.



Figura 3.34 Structura poligonală a celor două volume: a) – miezul, b) – shell-ul

Generarea solidului

Trecerea din fază de formă în cea de solid a condus la același tip de problemă, ca și în cazul reconstrucției vertebrei cervicale. Aceasta constă în subducția unor petice în interiorul volumului și în suprapunerea altora. Etapele reconstrucției suprafețelor neconforme sunt prezentate în figura 3.35. Etapele constau în identificarea, ștergerea și retrasarea unor suprafețe, utilizând modulul *surfaces*, respectiv funcțiile acestuia: *replace face*, *knit surface*, *filled surface*, *trim surface*, *delete face*.

Posibilitatea evitării unui astfel de fenomen constă în creșterea numărului de puncte ale norului. Acest fapt este demonstrat de către miez care, cu un număr de 4 ori mai mare de puncte decât volumul exterior, nu a generat nici o eroare în timpul transformării în solid.

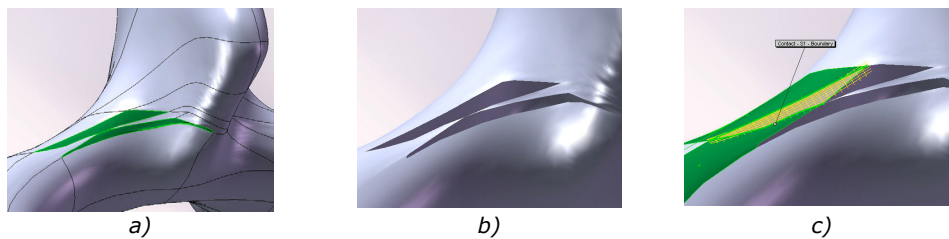


Figura 3.35 Etapele reconstrucției suprafețelor: a) – suprafață neconformă, b) – suprafață ștersă, c) – suprafață recreată

După rezolvarea tuturor neconformităților volumele au fost convertite automat în solide și salvate ca și *part*-uri. Pentru obținerea solidului scoică (*shell*) s-au suprapus cele două solide obținute prin reconstrucție, cu originea comună. Prin operația Booleană *subtraction* miezul a fost eliminat din volumul exterior. Rezultatul este solidul *shell* din figura 3.36.



Figura 3.36 Secțiuni prin cele două solide: a) – miez, b) – shell

Asamblarea celor două solide, a miezului și a *shell*-ului solid s-a făcut în condiții de coincidența a originii celor două modele, și nu prin constrângeri aplicate suprafețelor acestora. Modelul final este prezentat în figura 3.37 unde, datorită transparenței aplicate *shell*-ului se poate observa miezul solid.

Proprietățile masice și geometrice ale celor trei solide reconstruite: miez, shell și ansamblul celor două sunt prezentate în tabelul 3.4.

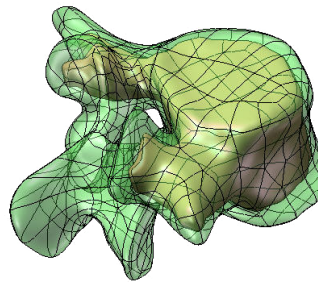


Figura 3.37 Vertebră L5 reconstruită din două solide

Tabelul 3.4 Proprietățile geometrice și masice ale miezului, *shell*-ului și ansamblului

Proprietate	Miez	Shell	Ansamblul
Suprafață [mm ²]	7483,63	21829,15	29312,79
Volum [mm ³]	32412,52	31312,80	63725,26
Masă [g]	288,47	278,68	567,15
Coordonatele centrului de masă [mm]	X = 130,79 Y = -188,66 Z = -588,02	X = 133,15 Y = -190,37 Z = -600,43	X = -2,96 Y = -1,64 Z = 1,35
Momentele principale de inerție [g*mm ²]	Jx = 43649,43 Jy = 94540,51 Jz = 120305,48	Jx = 111926,84 Jy = 137267,09 Jz = 202174,06	Jx = 177979,98 Jy = 234997,76 Jz = 342717,36

3.3.3 Avantajele și dezavantajele reconstrucției 3D față de modelarea clasică

Modelarea geometrică clasică și reconstrucția sunt două tehnici de modelare care urmăresc principial același lucru: obținerea unui model cât mai apropiat de forma și caracteristicile sale reale.

În mod particular, pentru modelele prezentate în acest capitol, modelarea clasică s-a concentrat pe obținerea de modele funcționale, uneori în detrimentul aspectului exterior. Reconstrucția 3D dezvoltată pentru aceleași tipuri de modele urmărește obținerea de solide virtuale, identice din punct de vedere funcțional și estetic cu cele reale. O analiză sintetică a diferențelor dintre cele două tipuri de modelări geometrice este prezentată în tabelul 3.5. Aici se pot observa avantajele reconstrucției în ceea ce privește preciziile și funcționalitatea, avantaje care generează de fapt alte două dezavantaje, cel al ajustabilității și al manipulării.

Tabelul 3.5 Diferențele dintre cele două tipuri de modelări geometrice

Apreciere/ Tip modelare	Prec. de formă	Prec. dimensio- nală	Funcționali- tate	Ajustabili- tate	Manipu- lare
Modelare clasică	+	+++	++	+++	+++
Reconstrucție 3D	+++	+++	+++	+	+

+ acceptabil ++ bun +++ excelent

În concluzie, atât modelarea prin reconstrucție cât și cea clasică prezintă atât avantaje cât și dezavantaje, specifice fiecăreia. Este foarte important de subliniat însă, că alegerea uneia în defavoarea celeilalte trebuie să se facă în deplin acord cu necesitățile impuse de obiectul supus modelării. Pentru a putea trage această concluzie însă, a fost necesară realizarea modelelor anatomice prin ambele tehnici.

Prin modelarea clasică s-au dezvoltat modele solide ale vertebrelor, discurilor și ligamentelor al căror principal avantaj în constituie funcționalitatea, volumul mic de date care duce la o manipulare facilă a modelului, dar și forma și dimensiunile acestora.

Modelarea prin reconstrucție 3D a vertebrelor a condus la sistematizarea unui protocol de transformare al imaginilor scanate cu CT în solide, cu ajutorul a două software: unul de procesare de imagini și altul CAD. Un obiectiv important realizat prin reconstrucția 3D, este realizarea modelelor de vertebre multisolid, cărora li se pot atribui proprietăți fizico-mecanice diferite pentru miez și structura exterioară cavă.

3.4 Modelarea elementelor mecanice

3.4.1 Dezvoltarea și studiul șuruburilor de rigidizare

Fixarea plăcuței cervicale de vertebrele adiacente se face prin intermediul a patru elemente de fixare demontabile, de tip șurub. Șuruburile sunt elementele esențiale în rigidizarea ansamblului os-plăcuță-os motiv pentru care, s-a acordat o atenție deosebită dezvoltării și studiului acestora. În general, șuruburile se pot clasifica în funcție de două elemente caracteristice: forma și funcționalitatea capului șurubului și tipul filetelui.

Filetul unui șurub este o nervură elicoidală pe o suprafață de revoluție cilindrică sau conică exterioară. Filetul este determinat de combinarea a două elemente: elicea directoare caracterizată prin pas și unghi de înclinare a spirei, și

profilul generator care baleiază spira și poate avea diverse forme (standardizate sau nestandardizate).

Pentru a supune studiului unitățile funcționale implantate s-au dezvoltat trei tipuri de șuruburi de rigidizare (Sr1, Sr2, Sr3). Acestea se diferențiază prin forma și funcționalitatea capului, forma profilului și pasul elicei. Cele trei forme de profil dezvoltate aici s-au codificat Pr1, Pr2 și Pr3 (figura 3.38) și materializează filete menite să satisfacă asamblări cu elemente oase corticale (Pr1), spongioase (Pr2) și o combinație cortical-spongios (Pr3) denumită hibrid. Nici unul dintre profilele propuse aici nu este standardizat, ele fiind concepute în vederea executării de simulări numerice și practice în elemente funcționale de coloană vertebrală. Trebuie menționat de asemenea că profilele trebuie privite ca *profile generatoare*, ca și cum filetarea s-ar executa din punct de vedere practic printr-o singură trecere cu un cuțit profilat.

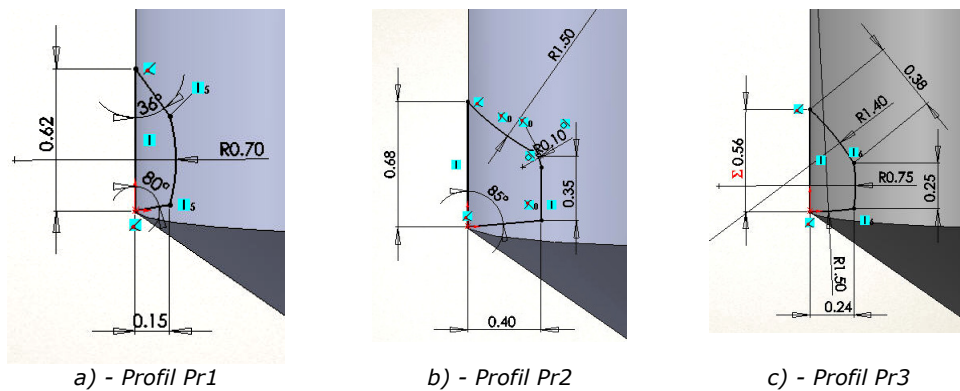


Figura 3.38 Profile de filete: a) – profil pentru os cortical, b) – profil pentru os spongios, c) – profil hibrid

Profilul *Pr1* este destinat cu precădere îmbinărilor cu structuri corticale și se caracterizează printr-o formă de tip fierăstrău cu adâncime mică și un profil de fund racordat.

Profilul *Pr2* este destinat asamblării cu structuri spongioase, motiv pentru care adâncimea de filetare este mult mai mare decât în cazul precedent. Din punct de vedere al formei aceasta este tot de fierăstrău, cu un profil de fund drept.

Profilul *Pr3* este un hibrid rezultat prin combinarea celorlalte două și are ca destinație asamblarea cu structuri stratificate, în care miezul spongios este acoperit de o structură corticală.

Deoarece modelarea șuruburilor este un proces iterativ influențat direct de posibilitățile tehnologice de execuție și de evaluarea stării de tensiuni și deformații în timpul solicitărilor, contururile profilelor s-au parametrizat. De exemplu, dimensiunea de deschidere a profilului Pr3 este calculată pe baza dimensiunilor celorlalte trei curbe ale profilului după expresia:

$$"D3@Sketch12" = "D1@Sketch12"/2 + "D7@Sketch12"/2 + "D2@Sketch12" \quad (3.10)$$

Correspondențele dimensiunilor utilizate în parametrizarea profilului hibrid *Pr3* sunt prezentate sub formă de tablou în figura 3.39.

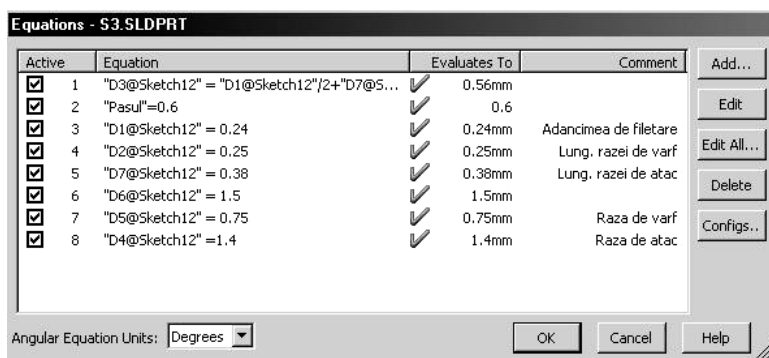


Figura 3.39 Parametrizarea profilului Pr3

În afara profilului său, un filet se mai este caracterizat și de geometria elicei și diametrul exterior. În tabelul 3.6 sunt prezentate principalele caracteristici ale celor trei șuruburi de fixare modelate. Diferențele de pas ale elicelor sunt în concordanță cu formele profilurilor, și cu tipul de asamblare pe care urmează să-l materializeze. Numărul de spire descrie de fapt lungimea de filetare ca produs cu pasul corespunzător. Unghiul de înclinare a filetului β s-a calculat cu relația:

$$tg\beta = \frac{p_s}{\pi \cdot d_m} = \frac{i_s \cdot p}{\pi \cdot d_m} \tag{3.11}$$

unde i_s reprezintă numărul de începuturi ale filetului, în cazurile noastre egal cu 1; p este pasul elicei iar d_m diametrul mediu al filetului obținut din diametrul de fund și cel exterior.

Tabelul 3.6 Principalele caracteristici ale celor trei șuruburi de fixare modelate

Șurub/ Caracteristică	Tip profil	Pasul elicei [mm]	Unghiul de înclinare al elicei β [grade]	Diametrul exterior [mm]	Tipul capului
Sr1	Pr1	0,68	13,53	2,9	cilindric
Sr2	Pr2	0,70	14,53	2,9	sferic
Sr3	Pr3	0,60	12,17	2,9	cilindric- floare

Cele trei tipuri de șuruburi se diferențiază de asemenea și prin forma și dimensiunile capetelor de antrenare: cu cap cilindric, sferic și cilindric cu floare, conform tabelului 3.6.

Pentru realizarea modelului finit al celor trei șuruburi, s-au folosit funcții ale modulului *features* cum sunt: *revolve*, *revolve cut*, *extrude*, *extrude cut*, *sweep cut*, *circular pattern*, *fillet* și funcția specială *helix/spiral* corespunzătoare modulului *curves*. Cu aceasta din urmă au fost realizate filetele. Cele trei șuruburi de rigidizare Sr1, Sr2 și Sr3 în formă finită sunt prezentate în figura 3.40.

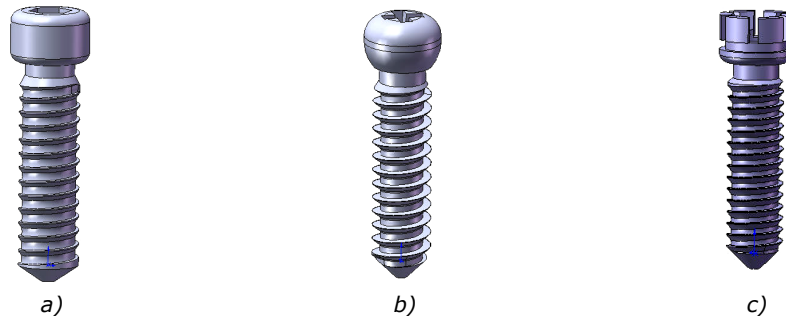


Figura 3.40 Șuruburile de rigidizare: a) – Sr1, b) – Sr2, c) – Sr3

Șurubul Sr1 (figura 3 a) prezintă un cap cilindric cu muchia inferioară rotunjită pentru a materializa o calotă sferică. Această calotă este un element esențial în capacitatea șurubului de a se poziționa și de a strânge la diferite valori unghiulare. El se antrenează cu ajutorul unei chei, prin orificiul hexagonal cu deschidere de 1,5 mm și un unghi la vârf de 6 grade.

Șurubul Sr2 (figura 3 b) are un cap "sferic" obținut prin combinarea a două calote sferice de raze diferite. Calota inferioară, cu o rază mai mare decât în cazul șurubului Sr1 permite o poziționare într-un interval unghiular mai mare, făcând șurubul mai flexibil din punct de vedere al posibilităților de implantare.

Șurubul Sr3 (figura 3 c) este total diferit din punct de vedere constructiv de celelalte două. Pe lângă tipul hibrid de profil adoptat, acesta a fost prevăzut și cu un cap special. Acesta constă într-un element de tip *floare* prevăzut cu un orificiu filetat interior menit a se asambla cu un alt șurub, metric. Rolul acestei asamblări este de a expanda prin strângere *floarea*, astfel încât să se obțină un contact între suprafețele exterioare ale elementului floare și degajările plăcuței cu care se conjugă. În asamblarea cu osul, șurubul Sr3 a fost dezvoltat astfel încât să realizeze fixarea printr-o singură străpungere corticală, înscriindu-se deci în grupa celor unicorticale.

Deoarece filetele șuruburilor nu sunt standardizate, s-a recurs la o verificare a acestora din punct de vedere al momentului de înșurubare necesar asamblării, condiției de autoblocare și al rezistenței filetelui la solicitările de presiune de contact, încovoiere și forfecare. În cele ce urmează se prezintă studiul acestor verificări pentru șurubul hibrid Sr3.

Verificarea teoretică a șurubului cu filet hibrid Sr3. Calculul momentului de înșurubare în structura osoasă

Momentul de înșurubare pentru un șurub în general, reprezintă suma a două momente: momentul de frecare dintre spirele piuliței și spirele osoase notat aici \vec{M}_{t1} , și momentul de frecare dintre șurub și suprafața de reazem a plăcuței implant notat \vec{M}_{t2} . Așadar, momentul total este dat de relația:

$$\vec{M}_t = \vec{M}_{t1} + \vec{M}_{t2}, \quad (3.12)$$

Pentru a putea realiza calculele s-a considerat că în timpul implantării, asupra șurubului acționează o forță axială notată $P = 30N$ în sensul înaintării acestuia prin os. S-a pus problema calculării forței periferice active \vec{H} care acționează pe direcția planului transversal prin șurub, și care produce momentul de frecare \vec{M}_{t1} dintre

spirele șurubului și os. Deoarece filetul are un unghi la vârf $\alpha = 0^\circ$, se poate spune că la înaintarea șurubului spirele acestuia se deplasează prin alunecare în os ca și un obiect pe un plan înclinat de unghi β . În figura 3.41 se prezintă acțiunea forțelor de înșurubare asupra spirelor șurubului respectiv osului.

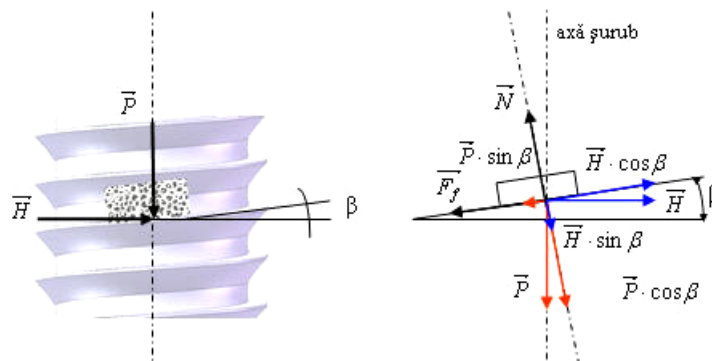


Figura 3.41 Solicitări la interfața filet os – filet șurub

Prin scrierea ecuațiilor de echilibru (3.13) dintre aceste forțe s-a calculat momentul de frecare la nivelul spirelor filetului.

$$\begin{cases} F_f + P \cdot \sin \beta = H \cdot \cos \beta \\ F_f = \mu \cdot N = N \cdot \operatorname{tg} \\ N = P \cdot \cos \beta \end{cases} \quad (3.13)$$

Coeficientul de frecare la interfața os-metal s-a considerat $\mu = 0.43$ conform cercetărilor Universității din Michigan, USA. Cu ajutorul valorii acestui coeficient s-a calculat unghiul de frecare φ (3.14). Cu valoarea unghiului de frecare și valoarea unghiului de înclinare al elicei (tabelul 3.6), s-a determinat forța periferică activă H cu ajutorul relației (3.16).

$$\mu = \operatorname{tg} \Rightarrow = 23.26^\circ \quad (3.14)$$

$$P \cdot \cos \beta \cdot \operatorname{tg} = H \cdot \cos \beta - P \sin \beta \quad (3.15)$$

$$H = P \frac{\cos \beta \cdot \operatorname{tg} + \sin \beta}{\cos \beta} = P(\operatorname{tg} + \operatorname{tg}\beta) \Rightarrow H = 19.37N \quad (3.16)$$

$$M_{t1} = H \cdot \frac{d_m}{2} = 25.76 \cdot 10^{-3} N \cdot m \quad (3.17)$$

Momentul dat de forța periferică este cel din relația (3.17), unde $d_m = 2.66mm$ se numește diametrul mediu al filetului și reprezintă diametrul cilindrului imaginat a cărui suprafață intersectează spirele filetului astfel încât lățimea plinurilor să fie egală cu lățimea golurilor.

În cazul extragerii prin deșurubare a șurubului din os forța de frecare își schimbă sensul iar forța periferică devine (3.18).

$$H = P(\operatorname{tg} - \operatorname{tg}\beta) \quad (3.18)$$

$$M_{t2} = 2n \cdot \mu_1 \cdot q \int_{\frac{D}{2}}^{\frac{D_1}{2}} \rho^2 d\rho = \frac{n}{12} q(D_1^3 - D^3) \quad (3.19)$$

Calculul momentului de frecare dintre capul șurubului și plăcuță se poate realiza cu relația (3.19), unde q este presiunea de contact dintre capul șurubului și suprafața de reazem a plăcuței; $\mu_1 = 0.36$ coeficientul de frecare dintre cele două suprafețe de titan; D_1, D diametrele exterior și interior ale capului șurubului. La o repartizare uniformă a presiunii de contact dintre cele două elemente mecanice aceasta ar avea expresia (3.20).

$$q = \frac{P}{\pi / 4 \cdot (D_1^2 - D^2)} \quad (3.20)$$

Datorită formei sferice a capului șurubului în zona de contact, în situația poziționării unghiulare a șurubului față de plăcuță, suprafața de contact dintre acestea se reduce. Cel mai defavorabil caz este acela al reducerii acesteia la jumătate. În aceste condiții presiunea de contact devine (3.21) iar momentul de frecare (3.22). Momentul total necesar fixării șuruburilor în corpurile vertebrale oase este deci exprimat prin relația (3.23)

$$q = \frac{P}{\pi / 8 \cdot (D_1^2 - D^2)} = 14.04N / mm^2 \quad (3.21)$$

$$M_{t2} = \frac{\pi}{12} q (D_1^3 - D^3) = 102.44N \cdot mm \quad (3.22)$$

$$M_t = M_{t1} + M_{t2} = 130.82N \cdot mm \quad (3.23)$$

Un element important de verificat în cazul filetului hibrid îl reprezintă condiția de autoblocare a acestuia în asamblare. Aceasta se verifică prin respectarea inegalității: $\operatorname{tg}(\beta - \alpha) \leq 0 \Rightarrow \beta \leq \alpha$. Cum $\beta = 12.17^\circ$ și $\alpha = 23.26^\circ$, condiția este verificată și deci nu există riscul deșurubării sale la aplicarea unei solicitări axiale de tracțiune.

3.4.2 Modelarea plăcuței de stabilizare cervicală CP

Plăcuța de stabilizare cervicală codificată *CP1* este destinată stabilizării a două vertebre cervicale consecutive. În modelarea acesteia s-a ținut cont de rolul funcțional pe care îl îndeplinește în structura implantată, precum și de posibilitățile tehnologice de execuție. Fixarea în structura osoasă se realizează cu ajutorul a patru șuruburi de rigidizare, de tipurile *Sr1*, *Sr2* sau *Sr3*.

Modelarea plăcuței cervicale a început cu conturarea unei forme care să satisfacă din punct de vedere funcțional necesitățile unui astfel de implant. Aceste necesități constau în posibilitatea plăcuței de a fi imobilizată cu șuruburi, de a corespunde dimensional cu corpurile vertebrale cu care se conjugă, și de a permite modelarea formei ei intraoperator. Astfel s-a modelat primul prototip de plăcuță cervicală codificată *CP0*, care face parte din categoria implanturilor constrânse, și care îndeplinește într-o bună măsură cerințele de funcționalitate impuse unei astfel de construcții. Această plăcuță se poate observa în figura 3.42, împreună cu cele 12 operații de modelare efectuate (figura 3.42 stânga).

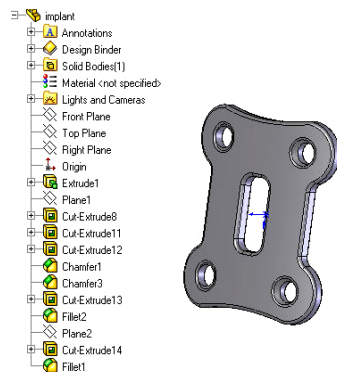


Figura 3.42 Modelul inițial de plăcuță constrânsă – CP0

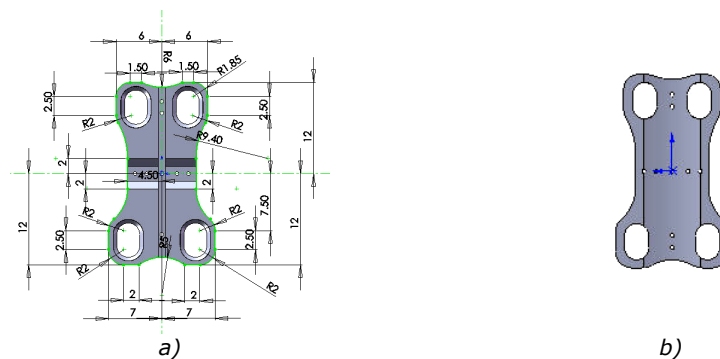
Deoarece tendințele de dezvoltare în domeniul implanturilor cervicale de tip plăcuță se îndreaptă din ce în ce mai mult spre asamblări de tip dinamic, s-a considerat necesară optimizarea acestei forme astfel încât să prezinte două funcționalități majore:

- capacitatea de poziționare și mobilitate unghiulară într-un interval cât mai larg, a șuruburilor de rigidizare;
- posibilitatea migrației longitudinale și transversale a șuruburilor de-a lungul plăcuței.

Aceste două caracteristici funcționale reprezintă fundamentul eliminării efectului de *stress shielding* pe care îl are plăcuța metalică asupra grefei osoase. Prin capacitatea de poziționare unghiulară în limite largi se realizează o flexibilitate la montajul intraoperator și, de asemenea, o mobilitate unghiulară conservată și după implantare permite reșezarea plăcuței în timpul procesului de osteointegrare. Prin capacitatea de migrație longitudinală și transversală se asigură de asemenea adaptarea poziției relative a plăcuței față de structura osoasă.

Trebuie precizat că mișcările la care se face referire trebuie să fie în anumite limite și de asemenea trebuiesc permise doar sub acțiunea unor încărcări superioare celor gravitaționale generate de masele proprii.

Luând în considerare cele amintite, s-a modelat un implant cervical *nou* codificat CP1, care să răspundă considerentelor de funcționalitate dinamică. Acesta a fost modelat prin aceeași tehnică clasică de modelare (figura 3.43).



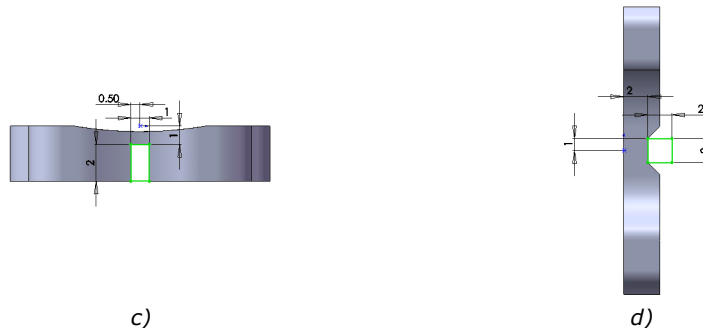


Figura 3.43 Modelul prototipului CP1: a) – vedere din față, b) – vedere din spate, c) – vedere de sus, d) – vedere laterală

Din punct de vedere constructiv prototipul CP1 este caracterizat de următoarele elemente (figura 3.44):

- Degajările transversală și longitudinală (1) fac posibilă îndoirea după cele două axe a plăcuței pentru a se potrivi cât mai bine cu vertebrele gazdă. Această operație se execută intraoperator de către implantolog;
- Orificiile de fixare (2) sunt de dimensiuni mari și de formă eliptică pentru a permite șuruburilor de fixare poziționări unghiulare, mișcări longitudinale și transversale corespunzătoare;
- Prezența a patru orificii (3) de diametre egale cu 1.5mm necesare imobilizării temporare a plăcuței pe locul de implantat, înainte de fixarea propriu-zisă;
- Raza de racordare (4) este de 3.5 mm, mult mai mică decât în cazul implantului CP0, și are rol de a facilita o eventuală îndoire longitudinală a plăcuței.

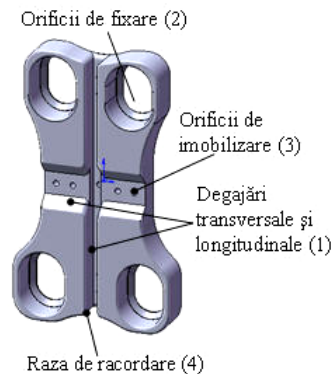


Figura 3.44 Modelul final al plăcuței CP1 în vedere dimetrică

Pentru a putea verifica funcționalitatea dorită a implantului CP1 s-a realizat ansamblul acestuia cu două șuruburi de rigidizare de același tip, Sr3. Ansamblul celor trei elemente poate fi observat în figura 3.45, unde pentru o mai bună înțelegere, șuruburile au fost declarate transparente. S-au pus în evidență aici cele trei tipuri de mobilități posibile ale șuruburilor în raport cu plăcuța.

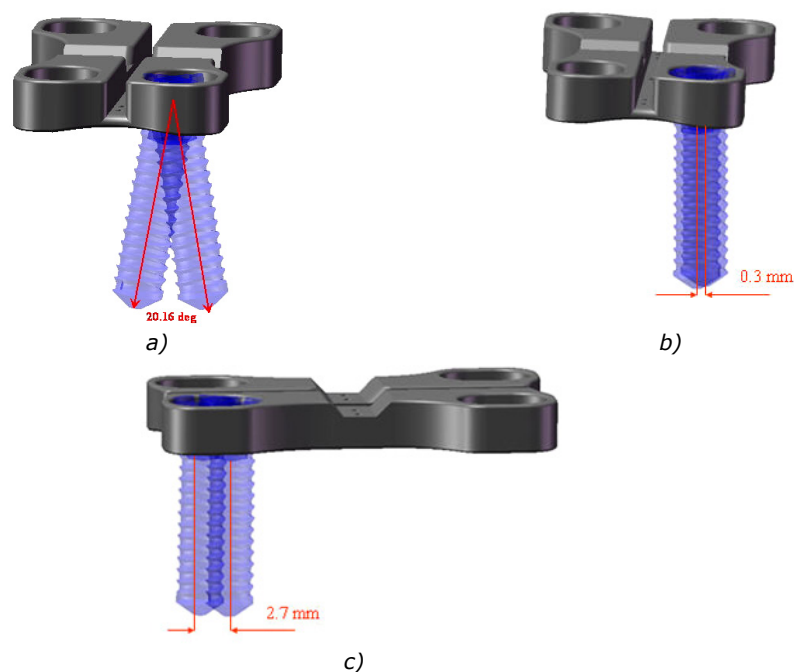


Figura 3.45 Posibilitățile de mobilitate unghiulară și liniară a șurubului Sr3 față de plăcuța CP1: a) – mobilitate unghiulară, b) – mobilitate transversală, c) – mobilitate longitudinală

Se poate observa că variabilitatea unghiulară la implantare este de aproximativ 20° pentru fiecare din cele patru șuruburi (figura 3.45 a). Aceasta înseamnă că unghiul de convergență a două șuruburi de pe aceeași ramură este de $10+10=20^\circ$, ceea ce definește un efect de triangulație corespunzător. Un interval unghiular și mai larg s-ar putea obține prin diminuarea capului de șurub sau a înălțimii plăcuței.

În figura 3.45 b se poate observa posibilitatea de translație relativă a șuruburilor de rigidizare pe axa transversală plăcuței. Această valoare deși foarte mică (0,3 mm) generează un efect important de mobilitate a plăcuței în raport cu vertebrele.

A treia posibilitate de mișcare permisă este cea longitudinală (figura 3.45 c) care este și cea mai amplă, la valori de 2,7 mm pe șurub. În condițiile dezvoltării grefei și osificării celor două corpuri vertebrale sistemul mecanic creat va permite o migrație a șuruburilor de maxim $2,7+2,7=5,4$ mm.

În concluzie, modelarea elementelor mecanice a cuprins șuruburile de rigidizare de tipurile Sr1, Sr2 și Sr3, șuruburile de fixare și plăcuța cervicală CP1. Rezultatele individuale ale modelărilor s-au înscris deci în cerințele impuse de stadiul actual al cercetărilor, iar realizarea și verificarea mobilității ansamblului au condus la rezultate foarte bune.

Așadar, cu posibilitățile de mobilitate ale ansamblului descrise anterior, se poate spune că implantul cervical dezvoltat și studiat se înscrie cu succes în rigorile construcțiilor dinamice pentru stabilizarea coloanei cervicale.

4. ANALIZA NUMERICĂ A STĂRII DE TENSIUNE ȘI DEFORMAȚIE A STRUCTURII CERVICALE IMPLANTATE

4.1 Principiile generale ale analizei cu element finit

Istoricul metodei elementelor finite

Mecanica clasică analitică a fost inventată de către Euler și Lagrange în secolul XVIII și dezvoltată ulterior de către Hamilton și Jacobi ca o formulare sistematică a mecanicii Newtoniene. Preocupările acestei științe sunt studiile pe modele ale sistemelor mecanice de dimensiuni dintre cele mai variate, de la puncte materiale la structuri și sisteme gigantice (Sistemul Solar).

Analiza cu elemente finite a fost dezvoltată prima dată în 1943 de către R. Courant, care a utilizat metoda Ritz a analizei numerice și minimizarea calculului variațional pentru a obține soluții aproximative pentru sistemele vibratoare. Imediat după această încercare, o lucrare publicată în 1956 de către M. J. Turner, R.W. Clough, H. C. Martin, și L. J. Topp, intitulată "stiffness and deflection of complex structures", stabilea o definiție într-un cadru larg a analizei numerice.

La începutul anilor 70 metoda analizei cu elemente finite a fost limitată în utilizare de către prețul computerelor mainframe, deținute la acea vreme de industrii cum sunt: aeronautica, automobile, apărarea și nucleară. Dezvoltarea fenomenală a puterii de calcul a computerelor, corelată cu scăderea prețului de achiziție al acestora a condus la o precizie fără precedent a analizei cu elemente finite. Computerele din zilele noastre sunt capabile să producă rezultate precise pentru orice tip de parametrii.

Odată cu dezvoltarea hardware a sistemelor de calcul s-au dezvoltat și numeroase software-uri capabile să simuleze fenomene fizice prin metoda elementelor finite, cum ar fi: ANSYS, FEMAP, COSMOS, ABAQUS, NASTRAN, ADAMS, etc .

Definiția metodei analizei cu elemente finite

Metoda analizei cu elemente finite este o tehnică de analiză numerică utilizată de către ingineri pentru a obține soluții la ecuațiile diferențiale care descriu sau aproximează o varietate largă de fenomene fizice.

Premisa pe care se bazează această metodă este aceea că un domeniu complicat poate fi subdivizat într-o serie de regiuni mai mici pentru care ecuațiile diferențiale se pot rezolva. Asamblând apoi seturile de ecuații pentru fiecare regiune se determină comportamentul pe întregul domeniu.

Fiecare regiune se materializează printr-un element iar procesul de subdivizare a unui domeniu complex într-un număr finit de elemente se numește discretizare.

Procesul de rezolvare prin metoda elementelor finite conduce, proporțional cu complexitatea problemei la un număr foarte mare de ecuații care pot fi rezolvate rapid cu ajutorul unui computer. Trebuie subliniat faptul că această metodă este aproape imposibil de utilizat fără ajutorul unui computer, motiv pentru care dezvoltarea acesteia este strâns legată de dezvoltarea computerelor.

Elementele finite se împart din punct de vedere al principiilor care stau la baza formulării continuității lor în elemente finite structurale din care fac parte

elementele finite de tip bară și elementele de tip înveliș, și în elemente finite continue din care fac parte elementele finite de plane sau masive [82], [83], [67], [84], [85], [86], [87], [88], [89], [90], [91].

Etape în aplicarea metodei elementelor finite

În vederea evaluării cât mai fidele a stării reale de tensiune și deformație a unui corp solid prin metoda elementelor finite, este necesară parcurgerea următoarelor etape:

- Studiul structurii în vederea alegerii unui model de calcul și a tipurilor de elemente finite adecvate, care să reproducă cât mai fidel starea reală de tensiune și deformație. Astfel, alegerea tipurilor de elemente finite trebuie să se facă în concordanță cu precizia și calitatea rezultatelor pe care dorim să le obținem.
- Discretizarea structurii trebuie să se facă de așa manieră încât în zonele de interes (zonele cu concentratori de tensiune – discontinuități – sau în alte zone în care dorim un calcul cât mai exact) dimensiunile elementelor finite să fie cât mai mici (figura 4.1).

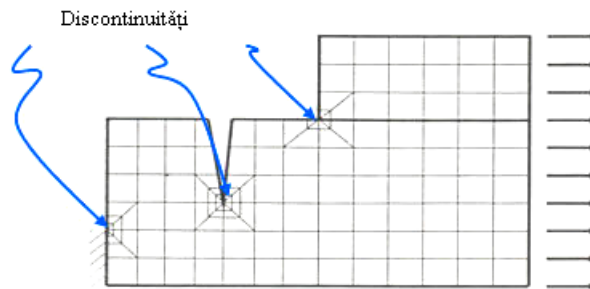


Figura 4.1 Rafinarea discretizării în zonele cu discontinuități

Trecerea de la zonele cu elementele finite de dimensiuni mici la elementele finite de dimensiuni mari trebuie să se facă prin intermediul elementelor finite de trecere progresive în scopul eliminării distorsiunilor care se produc la trecerile bruște (figura 4.2).

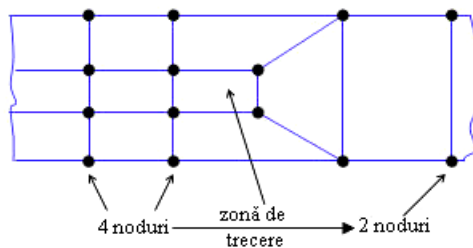


Figura 4.2 Elemente finite de trecere

La alegerea modului de discretizare se va avea în vedere ca elementele finite să nu fie distorsionate. Se recomandă ca raportul dintre lungimile laturilor să fie apropiat de 1, iar în plus, în cazul elementelor finite de tip patrulater sau hexaedrale se va avea în vedere ca unghiurile dintre laturi să fie apropiate de 90° . Distorsiunile care apar în geometria elementelor finite pot conduce la distorsiuni

severe ale rezultatelor obținute. În cazul software-urilor profesionale de analiză cu elemente finite există module de pre-procesare cu ajutorul cărora se pot face discretizări parametrice sau automate. Aici, verificarea configurației elementelor finite folosite reprezintă o etapă importantă în rezolvarea cu erori minime a analizei propuse.

- c) Studiul elementelor finite în vederea constituirii ecuațiilor elementelor finite. Ecuațiile care descriu comportarea mediului în cuprinsul unui element poartă denumirea de ecuații elementale. Necunoscute în aceste ecuații sunt gradele de libertate impuse pentru tipul de element utilizat. Constituirea acestor ecuații se poate face în mai multe moduri în funcție de categoria din care face parte problema studiată.

- Metoda directă a cărei aplicare este sugerată de metoda deplasărilor, este o metodă simplă, intuitivă și ușor de aplicat, dar aplicarea acesteia se poate face doar la calculul structurilor alcătuite din bare. În cazul structurilor de rezistență se ajunge la un sistem de ecuații de forma:

$$\{P_e\} = [K_e] \cdot \{U(e)\} \quad (4.1)$$

unde: $[K_e]$ reprezintă matricea caracteristicilor fizico-geometrice a elementului finit, cunoscută și sub denumirea de matricea de rigiditate elementului.

Această matrice se bucură de proprietăți speciale cum ar fi: faptul că este matrice pătratică simetrică în raport cu diagonala principală, iar diagonala principală conține numai elemente pozitive.

$\{U(e)\}$ este o matrice coloană și reprezintă vectorul deplasărilor nodale necunoscute pentru elementul finit.

$\{P_e\}$ este o matrice coloană și reprezintă vectorul forțelor nodale generalizate ale elementului finit.

- Metodele variaționale. Aceste metode sunt cele mai utilizate în analiza cu elemente finite a problemelor mecanice și termice. Dintre acestea amintim principiul lucrului mecanic virtual și teorema minimului energiei interne de deformație.
 - Metoda reziduurilor. Este o metodă generală care se folosește în cazul în care metodele variaționale nu pot fi aplicate. Aceasta permite o abordare unitară a problemelor liniare și neliniare, de propagare și de valori proprii. În cadrul acestei metode se înlocuiește criteriul de minimizare a energiei interne de deformație cu minimizarea reziduurilor.
- d) Transformarea matricelor de rigiditate a elementelor din sistemul de coordonate local în sistemul de coordonate global al structurii.
- e) Asamblarea ecuațiilor elementale în sistemul de ecuații atașat structurii sau asamblarea elementelor finite. În cadrul acestei etape se impune condiția ca funcțiile necunoscute ale problemei să aibă aceleași valori în nodurile comune.

Asamblarea ecuațiilor elementale constă de fapt în asamblarea matricelor de rigiditate $[K_e]$ ale elementelor finite în matricea de rigiditate $[K_g]$ a structurii și a vectorilor forțelor nodale generalizate $\{P_e\}$ în vectorul forțelor nodale generalizate $\{P_g\}$ pentru întreaga structură. În urma operației de asamblare se obține un sistem de ecuații de forma:

$$\{P_g\} = [K_g] \cdot \{U_g\} \quad (4.2)$$

unde $\{U_g\}$ reprezintă vectorul funcțiilor necunoscute pentru întreaga structură.

Rezolvarea problemei se face luându-se în considerare condițiile pe contur. Cum anumite deplasări sunt cunoscute în conformitate cu modul de rezemare al structurii și de asemenea anumite forțe din noduri sunt date, numărul total de necunoscute ale problemei se vor reduce corespunzător. Rezultă deci un sistem redus de ecuații de forma:

$$\{P_r\} = [K_r] \cdot \{U_r\} \quad (4.3)$$

Trebuie menționat că în acest sistem de ecuații matricea de rigiditate redusă $[K_r]$ se obține prin suprimarea în matricea de rigiditate $[K_g]$ a acelor linii și coloane corespunzătoare gradelor de libertate pentru care deplasările sunt nule, în conformitate cu modul de rezemare al întregii structuri. Matricea de rigiditate $[K_r]$ a structurii se bucură de aceleași proprietăți ca și matricea de rigiditate $[K_e]$ și în plus este o matrice a căror elemente sunt dispuse în jurul diagonalei principale, celelalte elemente fiind nule. Această ultimă proprietate facilitează operația de inversare a ei cu necesități minime de memorie.

- f) Rezolvarea sistemului de ecuații (4.3) se face prin unul din procedeele numerice cunoscute (metoda Gauss, metoda iterativă Jacobi, metoda Gauss-Siedel și metoda relaxării). În acest mod se determină necunoscutele principale ale problemei care sunt de fapt valorile gradelor de libertate din noduri.
- g) Calculul necunoscutelor secundare ale problemei care în cazul structurilor de rezistență sunt deformațiile specifice ε, γ și componentele σ, τ ale tensorului tensiune. Software-urile de analiză cu elemente finite sunt prevăzute cu module de post-procesare a datelor de ieșire, etapă în care se realizează o prelucrare superioară a mărimilor care caracterizează starea de tensiune și deformație a corpului.

Etapetele necesare a fi parcurse în vederea realizării unei analize cu elemente finite se pot prezenta sintetic sub forma unei diagrame, conform figurii 4.3.

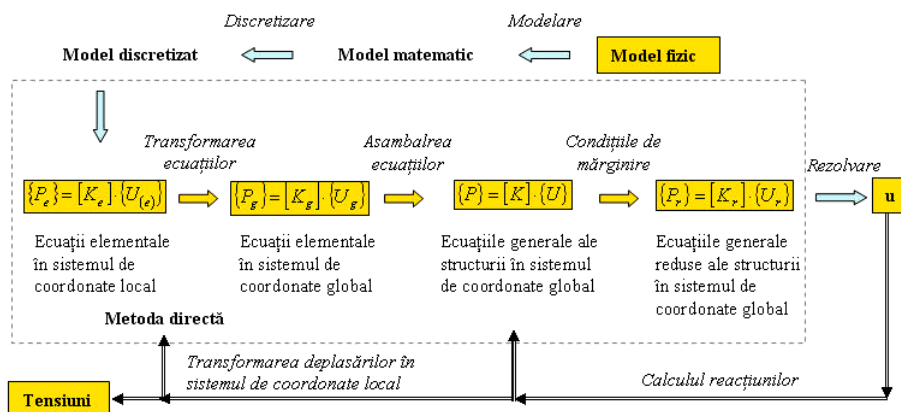


Figura 4.3 Etapele analizei cu elemente finite

Tipuri de elemente finite și funcții de interpolare

O problemă deosebit de importantă în aplicarea metodei elementelor finite este legată de alegerea celei mai potrivite discretizări și al celor mai potrivite tipuri de elemente finite care să conducă la elaborarea unui model de calcul care să asigure posibilitatea obținerii unor rezultate cât mai apropiate de fenomenul real. Tipurile de elemente finite utilizate în elaborarea modelelor de calcul se deosebesc între ele prin forma lor geometrică, numărul și tipul nodurilor sale, tipul variabilelor de nod precum și tipul funcțiilor de interpolare folosite. Funcțiile de interpolare nu pot fi alese arbitrar întrucât ele trebuie să îndeplinească *condițiile de continuitate* și *condițiile de convergență* a soluției aproximatăe.

Continuitatea poate fi asigurată în anumite condiții prin alegerea funcției de interpolare sub forma unui polinom algebric. Condițiile de compatibilitate între elemente impune ca funcția care descrie comportamentul necunoscutelor problemei pe domeniul elementului finit și o parte din derivatele ei să fie continue. Astfel în cazul barelor solicitate numai de sarcini axiale este suficientă satisfacerea continuității funcției de deplasare $u(x)$. În cazul barelor solicitate la încovoiere pe lângă funcția de deplasare $v(x)$ trebuie asigurată și continuitatea derivatei dv/dx . La elementele finite din această categorie continuitatea poate fi satisfăcută dacă se aleg ca și grade de libertate în noduri deplasările a căror continuitate este cerută.

La elementele finite cu două sau trei dimensiuni, ca de exemplu în cazul stărilor plane de tensiune și deformație, probleme de elasticitate tridimensionale, sau în cazul plăcilor, asigurarea continuității, au un caracter diferit. Pentru exemplificare considerăm elementul finit triunghiular m , din figura 4.4 a, utilizat frecvent în formularea problemei plane.

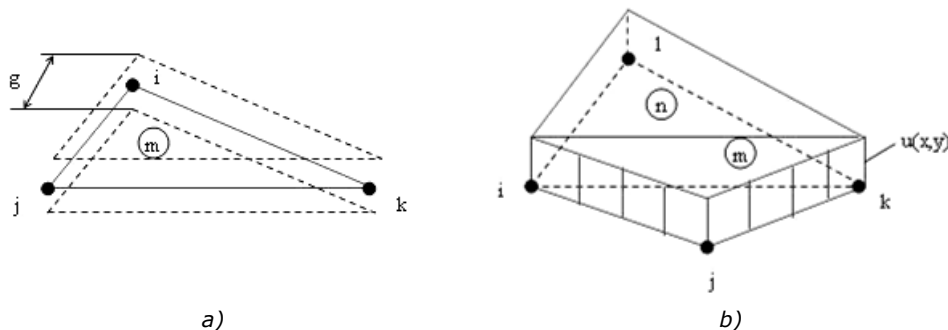


Figura 4.4 Elemente finite izolate și învecinate: a) – element triunghiular, b) – elemente învecinate

Cea de-a treia dimensiune, grosimea g , este reprezentată cu linii întrerupte, întrucât este constantă pe întreg domeniul elementului finit. Aceasta nu apare în reprezentările obișnuite ale acestui tip de element finit întrucât se asociază acestuia ca o constantă reală. De fapt, în discretizările care se fac pentru plăci, elementele finite sunt reprezentate prin suprafața lor mediană. În figura 4.4 b, s-a reprezentat pentru două elemente finite învecinate m și n variația funcției de deplasare $u(x,y)$, prin folosirea polinoamelor de interpolare de tip liniar. În acest caz continuitatea inter-elemente este satisfăcută în mod implicit prin impunerea continuității funcției în noduri. În cazul în care se utilizează polinoame de interpolare de ordin superior, condiția de continuitate poate să nu fie satisfăcută la nivelul zonelor inter-elemente (figura 4.5).

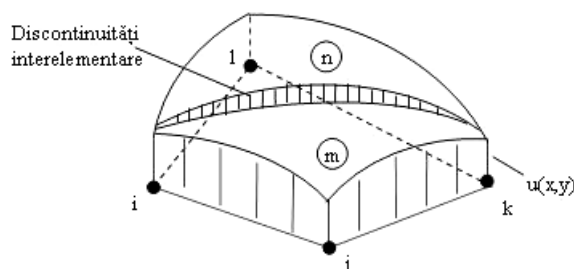


Figura 4.5 Discontinuități la nivel de interelemente

Elementele finite care conduc la o modelare în care ca o consecință a impunerii condițiilor de continuitate pe direcțiile gradelor de libertate din noduri este satisfăcută în mod automat continuitatea la nivelul zonelor interelemente se numesc *compatibile* sau *conforme*.

Elementele finite se împart din punctul de vedere al principiilor care stau la baza formării continuității lor în *elemente finite structurale* din care fac parte elementele finite tip bară și înveliș, respectiv *elemente finite continue* din care fac parte elementele finite de stare plană și elementele finite de tip masiv [88], [82], [92].

După configurația geometrică elementele finite se împart în patru categorii: elemente finite unidimensionale, elemente finite bidimensionale, elemente finite axial simetrice și elemente finite tridimensionale.

Elemente finite tridimensionale reprezintă o categorie elementelor finite utilizate pentru studiul structurilor de tip masiv sau a structurilor cu pereți groși care nu pot fi modelate cu elementele finite enumerate anterior. Elementele finite 3D pot fi tetraedrale sau hexaedrale (figura 4.6).

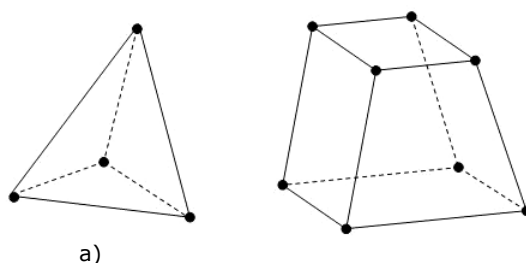


Figura 4.6 Elemente finite tridimensionale : a) – tetraedrale, b) – hexaedrale

Este bine de știut că în cazul utilizării unor elemente finite pătratice sau cubice pe muchiile tetraedrului sau hexaedrului mai apar câte unu-două noduri suplimentare plasate la mijlocul sau la o treime pe aceste muchii.

Elemente finite tetraedrice

Cele mai simple elemente folosite în problemele de elasticitate spațială sunt elementele finite de tip tetraedru cu patru noduri (figura 4.7).

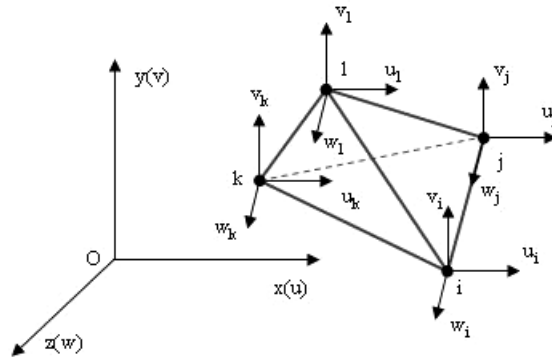


Figura 4.7 Element finit de tip tetraedru

În acest caz se impun drept grade de libertate în noduri componentele deplasărilor u, v, w , după cele trei axe ale sistemului x, y, z . Dacă se admit pentru aproximarea deplasărilor pe domeniul elementului finit polinoame de gradul I de forma:

$$\begin{aligned} u &= C_1 + C_2 \cdot x + C_3 \cdot y + C_4 \cdot z \\ v &= C_5 + C_6 \cdot x + C_7 \cdot y + C_8 \cdot z \\ w &= C_9 + C_{10} \cdot x + C_{11} \cdot y + C_{12} \cdot z \end{aligned} \quad (4.4)$$

atunci coeficienții C_1, C_2, \dots, C_{12} se determină punând următoarele condiții:

$$\begin{aligned} u(x_i, y_i, z_i) &= u_i \\ v(x_i, y_i, z_i) &= v_i \\ w(x_i, y_i, z_i) &= w_i \end{aligned} \quad (4.5)$$

unde (x_i, y_i, z_i) reprezintă coordonatele nodului i . Rezultă deci următorul sistem de ecuații:

$$\begin{cases} u_i = C_1 + C_2 \cdot x_i + C_3 \cdot y_i + C_4 \cdot z_i \\ u_j = C_1 + C_2 \cdot x_j + C_3 \cdot y_j + C_4 \cdot z_j \\ u_k = C_1 + C_2 \cdot x_k + C_3 \cdot y_k + C_4 \cdot z_k \\ u_l = C_1 + C_2 \cdot x_l + C_3 \cdot y_l + C_4 \cdot z_l \\ v_i = C_5 + C_6 \cdot x_i + C_7 \cdot y_i + C_8 \cdot z_i \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ w_l = C_9 + C_{10} \cdot x_l + C_{11} \cdot y_l + C_{12} \cdot z_l \end{cases} \quad (4.6)$$

Acest sistem se poate scrie în formă matriceală (4.7) efectuând o serie de notații: $\{U_e\}$ este matricea coloană a deplasărilor, $\{C\}$ este matricea coeficienților iar $[A]$ este matricea coordonatelor nodurilor.

$$\{U_e\} = [A] \cdot \{C\}, \text{ sau} \quad (4.7)$$

$$\{C\} = [A]^{-1} \cdot \{U_e\} \quad (4.8)$$

Rezolvarea ecuației matriceale de forma (4.8) se face prin calculul deplasărilor pe domeniul elementului finit cu ajutorul polinoamelor de interpolare, după care, prin rezolvarea sistemului de ecuații obținut se determină coeficienții C_i .

Ecuția matriceală devine foarte dificilă mai ales în cazul elementelor finite cu un număr foarte mare de elemente.

Descrierea principiului de lucru cu programul de analiză ANSYS Workbench

ANSYS este un software de simulare numerică cu element finit utilizat în analiza problemelor complexe ale structurilor mecanice, proceselor termice, mecanica fluidelor, magnetism, câmp electric, etc. ANSYS dispune de capacități grafice bogate care pot fi utilizate în evaluarea și prezentarea rezultatelor analizei [93], [94], [84].

Operațiile tipice care pot fi executate în mediul Workbench sunt:

- Importarea modelelor dintr-o varietate de sisteme CAD;
- Condiționarea modelelor pentru simulare folosind modulul DesignModeler;
- Efectuarea analizei cu ajutorul modulului Simulation;
- Optimizarea modelării folosind DesignXplorer;
- Implementarea designului dorit în modelul original.

Abordarea simulării. Simularea numerică se realizează prin folosirea modulului Workbench Simulation, unde modelului supus studiului i se aplică condițiile de încărcare și fixare, se procesează simularea și se vizualizează și analizează rezultatele.

Pașii de bază și cei opționali în realizarea unei simulări sunt:

- Importarea geometriei de studiat sau deschiderea unui fișier de tip .dsdb;
- Atribuirea materialelor fiecărui component al ansamblului;
- Setarea contactelor dintre componente;
- Generarea discretizării în mod automat sau controlate manual;
- Aplicarea încărcărilor și a suprafețelor fixe;
- Selectarea rezultatelor;
- Rezolvarea;
- Vizualizarea și interpretarea rezultatelor;
- (Opțional) Setarea parametrilor;
- (Opțional) Crearea raportului simulării;
- (Opțional) Iterarea parametrilor modificali în sistemul CAD sau DesignModeler.

Tipuri de analize posibile în ANSYS Workbench

În ANSYS sunt disponibile trei tipuri de analize: Structurală, Termică și electromagnetică. Etapele generale mai sus enumerate sunt general valabile în toate cele trei cazuri, cu mici diferențe legate de tipurile de încărcări și rezultatele solicitate.

Analiza structurală folosește încărcări externe și interne pentru a produce o varietate de rezultate structurale. În modul implicit, programul folosește simularea structurală 3D dar prezintă posibilitatea de a folosi simulări 2-dimensionale. De asemenea este posibilă efectuarea de analize structurale neliniare. Analizele structurale disponibile în ANSYS sunt:

- Statică: se utilizează în cazurile în care încărcările sunt constante pentru seturi individuale de rezultate. Aplicațiile tipice includ determinarea factorului de siguranță, a tensiunilor și deformațiilor pentru un component sau un ansamblu aflat sub încărcare structurală.
- Secvențială: se utilizează când încărcările variază, sau pentru vizualizarea stadiilor individuale ale rezultatelor.
- Armonică: este utilizată pentru încărcările ciclice care produc un răspuns ciclic sau armonic.

- Oboseală: este utilizată pentru a simula performanțele componente sau ansamblului sub acțiunea anticipată a încărcărilor ciclice, pe durata de viață anticipată a modelului. În mod specific, o simulare la oboseală determină factorul de viață și siguranță pentru un component sau ansamblu aflate sub solicitări la oboseală.
- În frecvență: se folosește pentru determinarea frecvențelor naturale pentru un component sau o structură.
- Mecanica ruperii: se utilizează pentru a simula o deformație spontană importantă a structurii, datorată amplificării unei forțe existente.
- Optimizarea formei: este un modul folosit pentru a determina moduri eficiente pentru a reduce greutatea componentelor sau ansamblurilor.

4.2 Evaluarea stării de tensiune și deformație la nivelul interfeței os-element de rigidizare, în cazul implantului cervical de tip plăcuță CP1

Analiza cu elemente finite este o metodă dezvoltată pentru a transpune un model real într-o formă matematică, în scopul înțelegerii problemelor complexe. Complexitatea geometrică unității funcționale implantate conduce la un comportament static structural complex, imposibil de evaluat prin calcule clasice de rezistență. Din acest motiv s-a utilizat în rezolvarea problemei metoda elementului finit, prin intermediul Software-ului ANSYS Workbench11. Evaluarea stării de tensiune și deformație a elementelor proiectate s-a făcut prin analiza statică structurală a ansamblurilor implantate, pentru diferite condiții de încărcare și fixare. S-au evaluat astfel efectele încărcărilor la nivelul interfețelor os-metal respectiv metal-metal [85], [95], [96], [97], [98].

Pentru a evalua deformațiile induse în interfața osoasă de către elementele de rigidizare s-au construit trei unități funcționale implantate: UI1, UI2 și UI3 cu vertebrele cervicale C2 și C3. Diferențele dintre aceste ansambluri constau în geometria diferită a șuruburilor de rigidizare. Astfel, unității UI1 îi corespunde șurubul de rigidizare codificat Sr1, lui UI2 îi corespunde Sr2, iar lui UI3-Sr3. Poziționarea celor 4 șuruburi de rigidizare în raport cu plăcuța s-a făcut de maniera următoare: șuruburile S1 și S2 aparțin părții superioare a plăcuței, fiind fixate în corpul vertebral C2; șuruburile S3 și S4 aparțin părții inferioare a plăcuței și sunt fixate în corpul vertebral C3.

Pentru a putea sublinia efectul structurii metalice la nivelul interfeței osoase se va prezenta un set de simulări în care, pentru a putea compara rezultatele, încărcările și condițiile de fixare au fost identice, singura variabilă fiind tipul de interfață șurub-os materializată prin cele trei unități funcționale. Aceste condiții se vor prezenta în cele ce urmează doar pentru o singură unitate funcțională (UI3) din motive de identitate, iar rezultatele simulărilor se vor prezenta în detaliu pentru toate cele trei elemente.

Analiza numerică a structurilor are ca primă etapă importarea modelelor CAD și declararea proprietăților tuturor materialelor implicate în analiză. Materialele utilizate în analiza statică structurală sunt: os spongios pentru vertebre; Ti-6Al-4V pentru șuruburile de fixare și plăcuță; oțel inoxidabil austenitic pentru șuruburile de blocare; proprietăți de ligament pentru fațetele articulare și ligamentul interspinos, și caracteristicile proprii pentru inelul fibros și nucleul pulpos ale discului intervertebral. Proprietățile explicite, esențiale și suficiente, ale acestor materiale

[52], [33], [99], [89], [100], [101] necesare în vederea realizării analizei statice structurale sunt prezentate în tabelul 4.1.

Tabelul 4.1 Proprietățile materialelor considerate

Proprietăți Materiale	Modulul lui Young [MPa]	Coefficientul lui Poisson [-]	Densitatea [kg/mm ³]
Ti-6Al-4V	96000	0,36	$4,62 \cdot 10^{-6}$
Oțel inoxidabil austenitic	$1,93 \cdot 10^5$	0,31	$7,75 \cdot 10^{-6}$
Os spongios	250	0,4	$2 \cdot 10^{-6}$
Ligament	180	0,35	$4 \cdot 10^{-6}$
Nucleu pulpos	2,1	0,499	$1 \cdot 10^{-6}$
Inel fibros	250	0,35	$5 \cdot 10^{-6}$

Atribuirea proprietăților materialelor este primul pas în realizarea analizei. Odată realizată, s-a trecut mai departe la declararea contactelor între elementele ansamblului. Această operațiune se poate face în mod automat, când programul identifică suprafețele aflate în contact fizic și le declară ca legături. Metoda este pe cât de rapidă pe atât de inexactă uneori, datorită modului de importare al elementului CAD. În cazul de față declararea contactelor s-a realizat în mod manual prin declararea suprafață cu suprafață a acestora. Astfel s-au stabilit 24 de contacte independente, de tip *bonded* (fixare rigidă). S-a acordat o atenție deosebită contactelor dintre suprafețele filetate ale vertebrei și cele ale șuruburilor, pentru a simula comportamentul unei legături fizice de tip îmbinare cu șurub (figura 4.8).

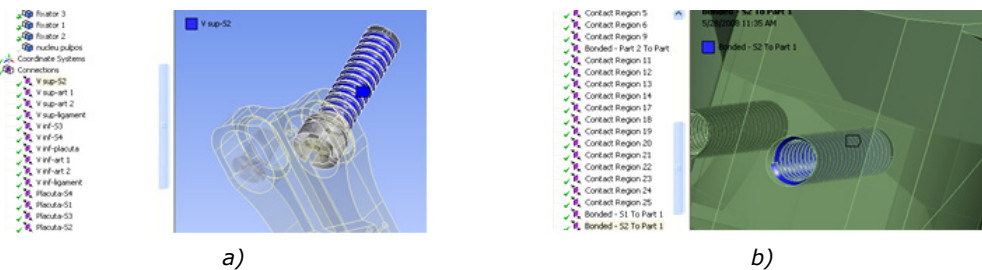


Figura 4.8 Declararea contactelor la interfața șurub-os: a) – suprafețele filetului șurubului, b) – suprafețele filetului din os.

În același mod s-au stabilit contactele dintre șuruburile de rigidizare și plăcuța CP1, precum și dintre vertebre prin intermediul elementelor elastice (disc și ligamente). Acuratețea în stabilirea și declararea suprafețelor de contact în special la interfețele os-șurub, plăcuță șurub reprezintă un element foarte important în evaluarea stării de tensiuni și deformații, acesta fiind motivul declarării manuale, pas cu pas a fiecărui contact.

Stabilirea contactelor este urmată de discretizarea elementelor ansamblului. Pentru discretizare s-au folosit elemente tetraedrice de două dimensiuni: 1.5mm pentru elementele mecanice (plăcuță, șuruburi de rigidizare, șuruburi de fixare) și 2mm pentru elementele anatomice (figura 4.9) [82].

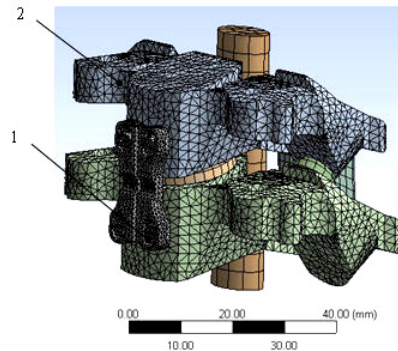


Figura 4.9 Discretizarea structurii implantate: 1 – elemente de 1.5 mm, 2 – elemente de (2 mm)

Motivul pentru care s-a ales o discretizare cu elemente mai mari pentru elementele anatomice se datorează faptului că, odată cu reducerea dimensiunii elementului cresc exponențial necesitățile puterii de calcul. Totuși, la nivelul filetelor din ambele elemente (mecanice și anatomice) s-a optat pentru o discretizare cu elemente de 1mm, datorită faptului că filetele din aceste zone sunt concentratori de tensiune. Structura discretizată numără 109159 de elemente și 189117 de noduri, inclusiv elementele de trecere, a căror geometrie este controlată de către program.

Încărcarea și fixarea structurii reprezintă un element esențial în evaluarea stării de tensiuni și deformații a ansamblului studiat, respectiv a interfeței os-șurub în acest caz. Pentru a pune în evidență stările de tensiune și deformație, s-a considerat că forțele care încarcă sistemul sunt cele de greutate proprie a capului și gâtului, și cele care în mod natural ar produce o mișcare de flexie în planul anatomic lateral (figura 4.10).

Forța de greutate a capului și segmentului superior al gâtului au în poziție ortostatică direcția pe aceeași verticală, motiv pentru care s-a considerat acțiunea rezultantei lor distribuită uniform pe suprafața corpului vertebral al vertebrei C2. Acestea i s-a atribuit o valoare de 50 N (aproximativ 6-7% din greutatea totală a corpului).

Forțele care provoacă flexarea segmentului superior al gâtului sunt generate de musculatura acestuia și se inseră pe procesele transverse ale vertebrelor. În cazul de față, deoarece s-a urmărit atât comportamentul în flexie al interfeței os-șurub cât și verificarea rezistenței la smulgere a șuruburilor, forțele de încovoiere a structurii implantate s-au aplicat axial pe șuruburile superioare S1 și S2. Valoarea individuală a acestor forțe s-a estimat a fi de 50 N, reprezentând suma forțelor musculare implicate în flexie [1].

Condițiile de fixare a ansamblului se referă la 4 suprafețe inferioare aparținând vertebrei C3: placa corpului vertebral, cele 2 procesele articulare transverse, și procesul spinos.

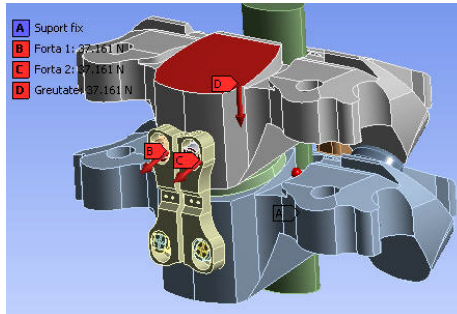


Figura 4.10 Încărcarea și fixarea structurii: A – suprafețe suport, B și C – forțe externe, D – greutatea proprie

Rezultatele analizei ilustrează atât comportamentul interfeței os-șurub cât și cel al interfeței șurub-plăcuță. Deoarece comportamentul la interfața șurub-plăcuță este direct dependent de geometria capului de șurub, acesta a fost tratat într-un subcapitol separat.

Interfața os-șurub materializează limita a două materiale foarte diferite din punct de vedere al proprietăților mecano-fizice: osul vertebral și aliajul de titan Ti-6Al-4V. Deoarece titanul are un modul longitudinal de elasticitate mult mai mare decât al osului vertebral (tabelul 4.1) este de așteptat ca acesta (titanul) să înregistreze tensiunile cele mai mari, în această asamblare. Pe de altă parte osul va înregistra deformațiile cele mai mari datorită modulului său de elasticitate redus. Acest comportament teoretic al celor două materiale este dovedit și se analiza numerică dezvoltată aici.

Tensiunile și deformațiile prezentate în cele ce urmează sunt de tip echivalent în sensul Von Mises și se calculează cu relațiile 4.9 și 4.10, unde ν reprezintă coeficientul lui Poisson.

$$\sigma_{\text{Von-Mises}} = \left(\frac{1}{2} \left[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \right] \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.9)$$

$$\epsilon_{\text{Von-Mises}} = \frac{1}{1 + \nu} \left(\frac{1}{2} \left[(\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (\epsilon_2 - \epsilon_3)^2 + (\epsilon_3 - \epsilon_1)^2 \right] \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.10)$$

4.2.1 Tensiunile și deformațiile la nivelul unității UI1

Datorită simetriei stânga-dreapta a elementelor mecanice față de axa longitudinală a plăcuței, și a simetriei încărcărilor, rezultatele sunt prezentate numai pentru partea stângă (S1 și S4) din motive de identitate cu partea dreaptă (S2 și S3).

Rezultatele analizei numerice cu element finit se prezintă sub forma unor spectre de culoare ale zonelor de interes și grafice, separat pentru tensiuni și deformații.

Tensiunile din S1 și S4 au fost înregistrate în elementele din imediata vecinătate a filetului deoarece în aceste zone concentrația tensiunilor este maximă, cu valori în intervalul 15-22 MPa. În figura 4.11 a și b, se poate observa că tensiunile nu se manifestă simetric față de axa longitudinală a șuruburilor. Acest

comportament nesimetric se datorează faptului că cele două șuruburi nu sunt supuse unor solicitări pure de tracțiune sau compresiune, ci unor solicitări compuse la care participă atât forțele de îndoire a gâtului cât și greutatea capului și segmentului superior al gâtului. Graficul din figura 4.11 c prezintă o comparație a celor două stări de tensiune din spirele șuruburilor, în ambele cazuri acestea descrescând spre vârfurile șuruburilor.

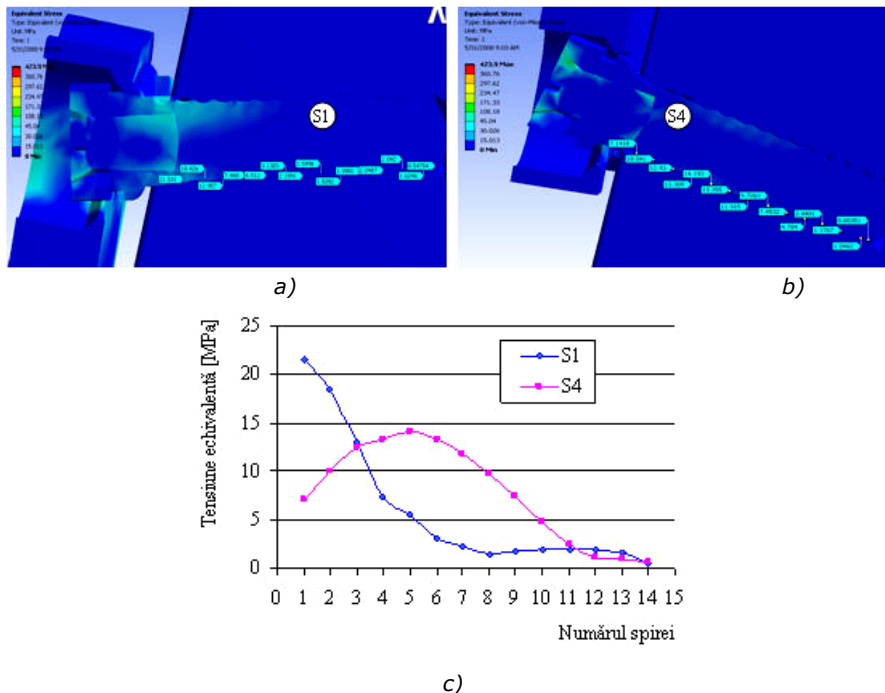


Figura 4.11 Tensiunile din șuruburi pentru unitatea UI1: a) – tensiunile din S1, b) – tensiunile din S4, c) – variația tensiunilor cu numărul spirei

Această descreștere spre vârful șuruburilor se datorează faptului că atât forțele direct aplicate cât și cele transmise prin plăcuță (șurubul S4) au punctele de aplicație în imediata vecinătate a capului șuruburilor, diminuându-și efectul odată cu distanța.

Efectele încărcărilor se observă și mai clar prin reprezentarea deformațiilor care apar în structura osoasă aflată sub efectul aceleiași încărcări (figura 4.12 a și b). Nuanțele de verde-galben indică valori mult crescute ale deformațiilor în spirele filetului osos decât în restul zonelor vertebrei sau a elementelor mecanice, lucru perfect explicabil prin valorile mari ale tensiunilor în șuruburi.

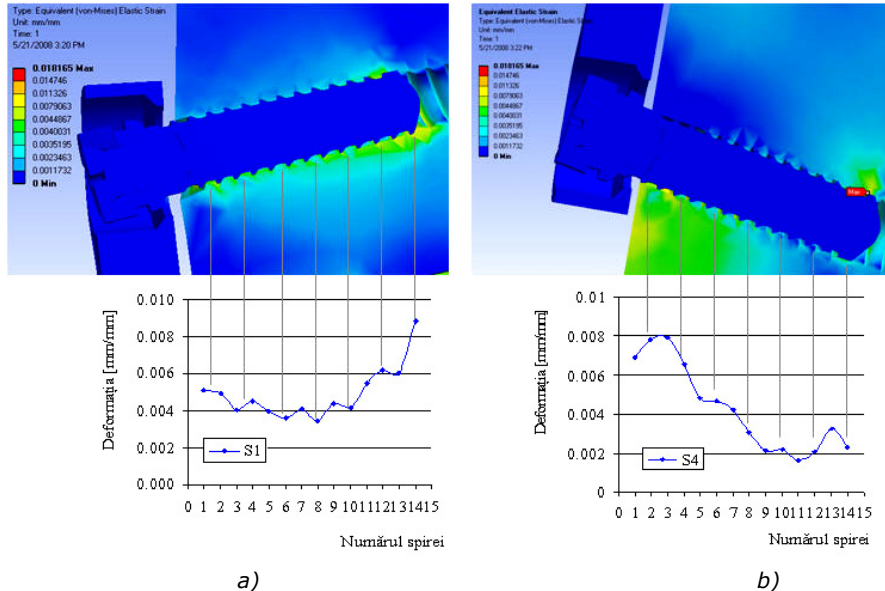


Figura 4.12 Deformațiile din os pentru unitatea UI1: a) – șurubul superior S1, b) – șurubul inferior S4

Comparând variația tensiunilor din șuruburi cu deformațiile din os se observă un comportament antagonist al acestora: la tensiuni mari în șurub deformații mici în os iar la tensiuni mici în șurub deformații mari în os.

Diferențele de variație a deformațiilor între orificiile superioare și inferioare ale corpului vertebral (figura 4.12 a și b) se datorează efectului diferit pe care îl au încărcările asupra acestora. Astfel, în orificiul superior acțiunea combinată a forței axiale și a greutatea generează un moment încovoietor al cărui maxim se înregistrează la vârful șurubului. În orificiul inferior se observă un comportament diferit față de cel superior, datorită transmiterii prin plăcuța a unei forțe rezultante tăietoare, cu efect de rotație a șurubului. Efectul de rotație se poate observa prin distribuția pe diagonala orificiului a stării de deformație în os. De asemenea se observă că reazemul pe care are tendința de rotație șurubul nu se află în centrul șurubului ci este mai aproape de locul de aplicație al forței. Acest efect de rotație se datorează în bună măsură și rigidității mari a șurubului în comparație cu osul.

4.2.2 Tensiunile și deformațiile la nivelul unității UI2

În cazul ansamblului UI2 tipul șuruburilor de rigidizare s-a schimbat de la Sr1 la Sr2, dar menținând poziționarea relativă a acestora față de plăcuță. Din aceleași motive ca și în cazul precedent rezultatele sunt prezentate numai pentru interfețele S1-os și S4-os.

Variația tensiunilor din spirele șuruburilor prezintă un comportament asemănător cazului unității UI1, cu valori maxime spre capul șuruburilor (20-30 MPa) și o tendință descrescătoare spre vârfuri (figura 4.13 a, b și c). Valorile tensiunilor din șuruburi sunt în acest caz mai mari decât în situația unității UI1 datorită geometriei filetelui, lucru manifestat și prin deformații mici la nivel osos.

Asemănarea dintre comportamentele celor două interfețe se datorează condițiilor de fixare și încărcare identice în care s-au făcut încercările.

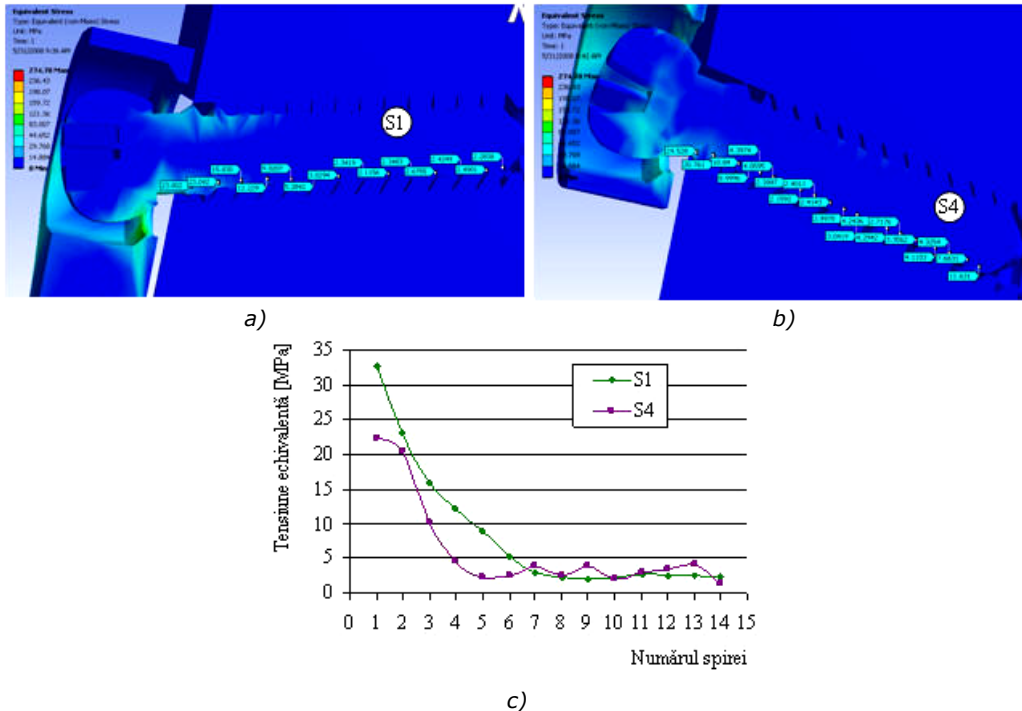


Figura 4.13 Tensiunile din șuruburi pentru unitatea UI2: a) – tensiunile din S1, b) – tensiunile din S2, c) – variația tensiunilor cu numărul spirei

Comportamentul similar al variației tensiunilor în S1 și S4 se datorează formei capului șuruburilor și a modului în care acesta se assemblează cu plăcuța. Acest studiu al interfeței plăcuță-șurub a fost detaliat în subcapitolul următor.

Deformațiile din orificiile vertebrelor sunt mult reduse față de primul caz, atingând valori maxime apropiate de 0,005 mm/mm (figura 4.14 a și b), ceea ce reprezintă aproximativ jumătate din valoarea înregistrată în primul caz. De asemenea, se poate observa o mai bună distribuție a deformațiilor de-a lungul filetului dar și în secțiunile transversale ale acestuia, lucru asigurat de profilul adaptat pentru osul spongios al șurubului.

Diferențele și similitudinile dintre comportările celor două unități implantate sunt puse pe seama diferenței respectiv asemănării dintre cele două profile ale filetelor, precum și a caracteristicilor de pas ale acestora.

Comparând cele două cazuri, primul (UI1) cu șuruburi de tip cortical și celălalt (UI2) cu șuruburi specifice osului spongios, se poate aprecia că șurubul de tip Sr2 are o comportare net superioară în condițiile utilizării sale în osul spongios, pentru care de altfel a și fost proiectat.

Pentru a putea concluziona legătura dintre fenomenele la nivelul interfeței șurub-os, s-a realizat și simularea numerică a comportamentului ultimului șurubului hibrid de rigidizare, Sr3.

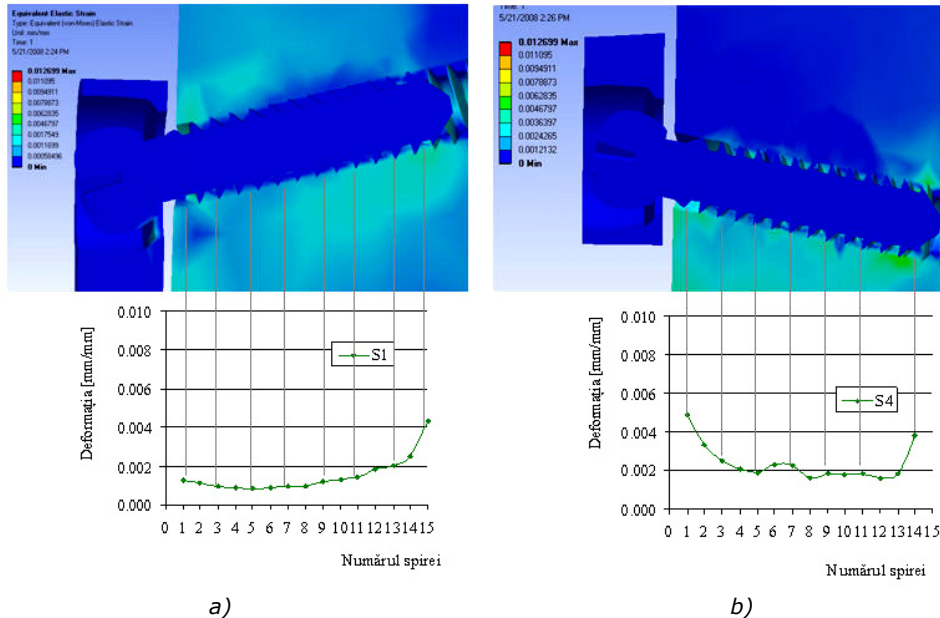


Figura 4.14 Deformațiile din os pentru unitatea UI2: a) – șurubul superior S1, b) – șurubul inferior S4

4.2.3 Tensiunile și deformațiile la nivelul unității UI3

Rezultatele celei de-a treia analize sunt prezentate pentru tensiunile din șuruburi (figura 4.15) respectiv pentru deformațiile din orificiile corpurilor vertebrale în cazul unității UI3 (figura 4.16).

Tensiunile din șuruburi manifestă un comportament diferit față de primele două cazuri, în sensul că doar pentru S1 valorile acestora descresc de la un maxim de 35 MPa (înregistrat în apropierea capului șurubului), spre vârful șurubului, pentru S4 menținând un trend aproape constant. Tendința descrescătoare aproape liniară al tensiunilor din șurubul S1 (figura 4.15 c) este rezultatul forței de îndoire a gâtului aplicate axial pe capul acestui șurub.

Distribuția aproape uniformă a tensiunilor înregistrată în cazul lui S4 este de dorit deoarece produce la rândul ei deformații uniforme în țesutul gazdă (os). Această distribuție reprezintă efectul combinat al tipului de filet și al poziționării relative a șurubului față de plăcuță.

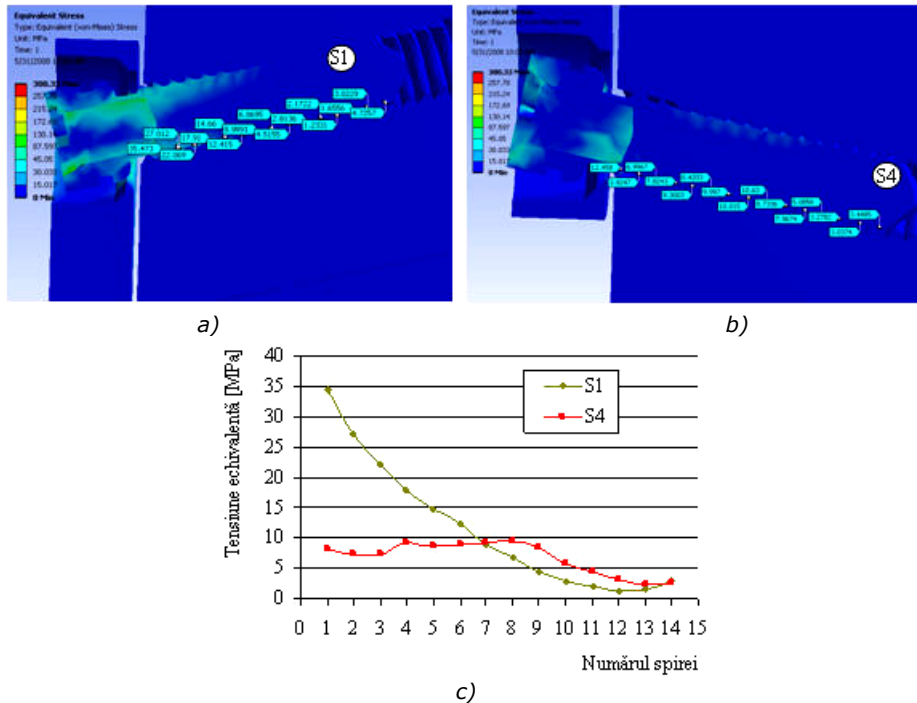


Figura 4.15 Tensiunile din șuruburi pentru unitatea UI3: a) – tensiunile din S1, b) – tensiunile din S4, c) – variația tensiunilor cu numărul spirei

Starea de deformație a orificiilor osoase ale unității UI3 este prezentă în figura 4.16 a și b, unde se poate observa cum distribuția uniformă a tensiunii din S4 (figura 4.16 c) se traduce printr-o distribuție relativ uniformă a deformației (figura 4.16 b). Valoarea maximă a deformației în acest caz este de 0,004 mm/mm și se înregistrează în imediata vecinătate a capului de șurub.

Comparând deformațiile induse de șurubul superior S1 și de cel inferior S4 în interfețele osoase corespunzătoare, se observă că diferențele semnificative apar doar la extremitățile celor două șuruburi: la vârf respectiv la cap. Diferențele apar în mod particular în aceste două zone datorită tendinței de rotație a șuruburilor în timpul încărcării sistemului.

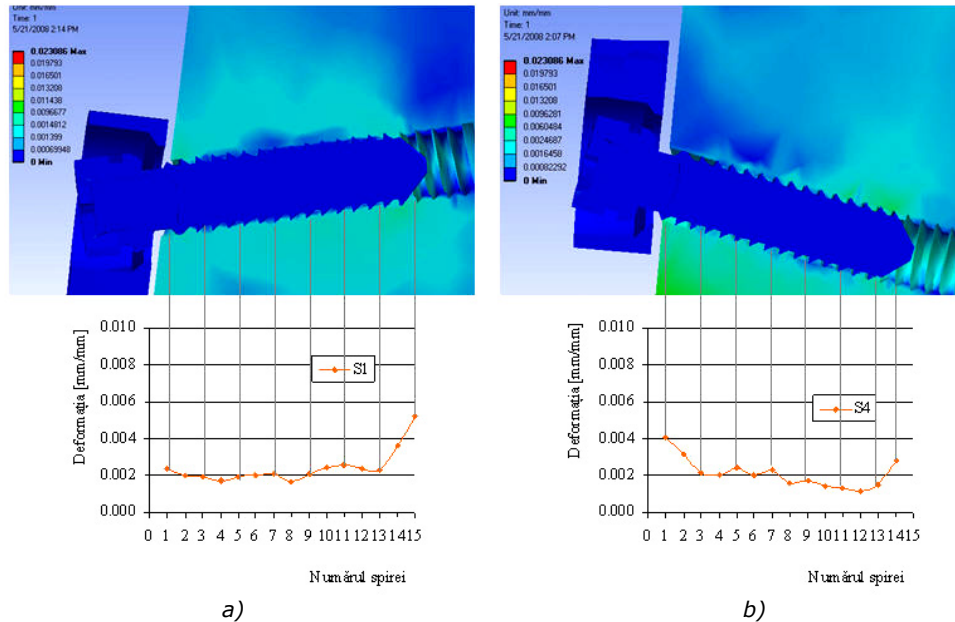


Figura 4.16 Deformațiile din os pentru unitatea UI3: a) – șurubul superior S1, b) – șurubul inferior S4

4.2.4 Analiza comparativă a celor trei unități funcționale implantate

În concluzie, în urma analizei prin metoda elementului finit a stării de tensiuni și deformații la nivelul interfeței os-șurub, se pot detalia două tipuri de comportamente în trei cazuri, și anume:

- Comportarea șurubului de rigidizare respectiv orificiul vertebral *superior* în cazul utilizării celor trei tipuri de șuruburi: Sr1, Sr2, Sr3;
- Comportarea șurubului de rigidizare respectiv orificiul vertebral *inferior* în cazul utilizării aceluiași trei tipuri de șuruburi modelate.

Pentru a putea compara rezultatele obținute, valorile numerice ale tensiunilor și deformațiilor în toate cele șase cazuri s-au înregistrat în elemente corespunzătoare ale flancurilor conjugate ale spirelor șuruburilor respectiv osului, începând de la capul șurubului cu spira numărul 1 și până la vârful său (spira numărul 14). Conjugarea flancurilor filetelor respectiv identificarea zonelor în care s-au înregistrat tensiunile și deformațiile se poate observa în figura 4.17, unde s-au punctat pentru trei spire oarecare zonele de interes. Această topogramă s-a aplicat în cazul tuturor asamblărilor cu șurub pentru care s-au efectuat simulările.

Valorile numerice ale tensiunilor și deformațiilor corespunzătoare topogramei, în cele șase cazuri studiate, sunt prezentate în tabelele 4.2 respectiv 4.3.

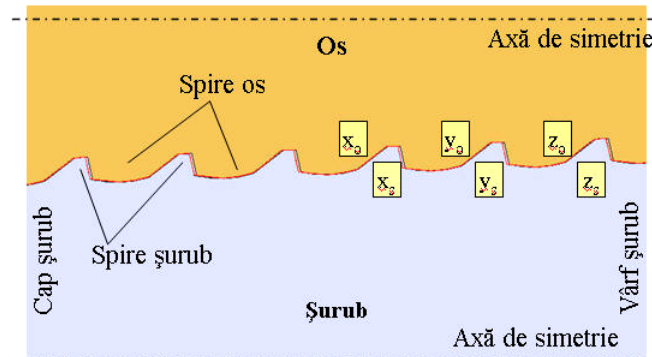


Figura 4.17 Punctele de înregistrare a tensiunilor și deformațiilor: x_o, y_o, z_o – flancurile spirelor osoase, x_s, y_s, z_s – flancurile spirelor șurubului

Tabelul 4.2 Tensiunile din șuruburi, în elementele corespunzătoare spirelor

Nr. spiră	σ_e [MPa]					
	Sr1/S1	Sr1/S2	Sr2/S1	Sr2/S2	Sr3/S1	Sr3/S2
1	21.531	7.141	32.802	22.347	34.473	8.092
2	18.426	10.041	23.042	20.599	27.012	7.340
3	12.957	12.430	15.835	10.065	22.069	7.436
4	7.468	13.309	12.229	4.628	17.910	9.263
5	5.512	14.193	9.020	2.335	14.660	8.623
6	3.130	13.355	5.384	2.532	12.415	8.891
7	2.339	11.915	3.029	3.953	8.989	9.091
8	1.549	9.726	2.341	2.432	6.869	9.588
9	1.828	7.453	2.115	3.837	4.515	8.291
10	1.998	4.784	2.348	1.963	2.813	5.903
11	2.048	2.440	2.675	3.067	2.172	4.348
12	2.042	1.176	2.424	3.553	1.233	3.266
13	1.642	1.046	2.490	4.177	1.655	2.427
14	0.547	0.653	2.283	1.280	3.022	2.559

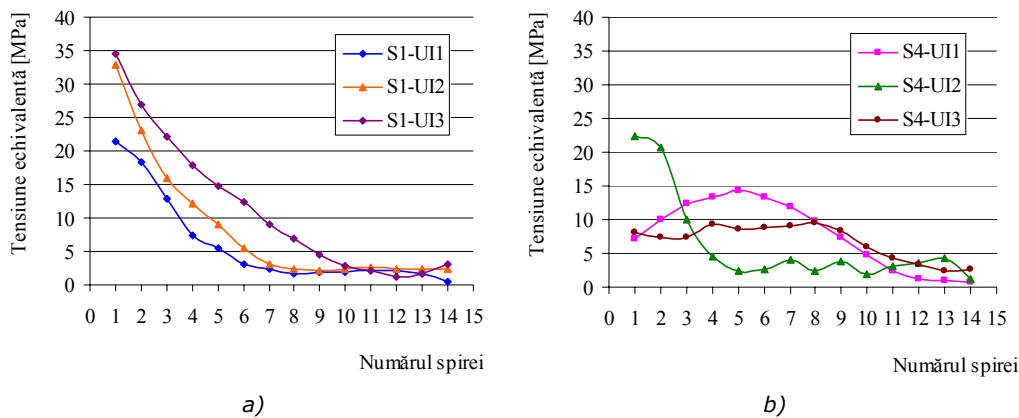
Pentru a putea compara rezultatele simulării în cazurile celor 3 tipuri de elemente de rigidizare s-au ridicat două tipuri de grafice: unul care prezintă *variația tensiunilor* echivalente din șuruburile superioare și inferioare și altul care prezintă *variația deformațiilor* din orificiile vertebrale superioare și inferioare.

Tabelul 4.3 Deformațiile din orificiile vertebrale, în elementele corespunzătoare spirelor

Nr. Spiră	ϵ_e [$\cdot 10^{-3}$ mm/mm]					
	UI11/S1	UI1/S4	UI2/S1	UI2/S4	UI3/S1	UI3/S4
1	5.136	6.903	1.285	4.893	2.388	4.058
2	4.968	7.820	1.155	3.332	2.005	3.145
3	4.010	7.930	0.972	2.519	1.935	2.145
4	4.506	6.537	0.928	2.086	1.694	2.000
5	3.989	4.810	0.856	1.883	1.894	2.413
6	3.606	4.695	0.917	2.292	1.982	1.965
7	4.120	4.190	0.981	2.236	2.041	2.315
8	3.427	3.023	0.967	1.605	1.651	1.602

9	4.400	2.147	1.220	1.870	2.056	1.750
10	4.139	2.206	1.330	1.789	2.402	1.436
11	5.473	1.610	1.436	1.832	2.590	1.316
12	6.217	2.080	1.842	1.618	2.344	1.166
13	6.041	3.257	2.038	1.851	2.287	1.493
14	8.840	2.304	2.539	3.801	3.637	2.756

Variația tensiunilor echivalente în șuruburile superioare pentru cele trei tipuri de filete (figura 4.18 a) prezintă un comportament similar. Astfel, în toate cele trei cazuri tensiunile descresc de la valorile maxime înregistrate în zona capului, spre spirele de vârf ale șuruburilor. Tendința similară se datorează condițiilor identice de încărcare, iar valorile diferite la care au loc variațiile se datorează influenței tipului de filet asupra stării de tensiune.



Se poate observa că starea de tensiune cea mai redusă se înregistrează în șurubul de tip Sr1 (corespunzător unității UI1), respectiv cea mai ridicată în șurubul hibrid Sr2. Cunoscând rezistența la întindere a aliajului de titan folosit (Ti6Al4V) ca fiind de 993MPa [33], se poate observa că valorile înregistrate în simulare sunt de aproximativ 28 de ori mai mici decât limita de rezistență la întindere, ceea ce înseamnă că starea de tensiune în fiecare din cele trei cazuri nu poate induce avarierea implantului la acest nivel de încărcare.

Distribuția tensiunilor echivalente în șuruburile inferioare în cele trei cazuri (figura 4.18 b) diferă ca și tendință de distribuție de cea din șuruburile superioare, datorită solicitării compuse a acestora. Amplitudinile maxime ale tensiunilor în aceste trei cazuri sunt mai mici decât pentru șuruburile superioare înregistrându-se către capul șurubului în cazul lui S4-UI2 respectiv la nivelul spirei numărul 5 pentru cazul șuruburilor S4-UI1 și S4-UI3. Acest fenomen este puternic influențat de către modul de poziționare relativă a șuruburilor față de plăcuță, prin suprafața de contact dintre cele două elemente mecanice.

Valorile maxime mai reduse ale tensiunilor în aceste cazuri exclud posibilitatea de avariere a șuruburilor inferioare, atunci când sistemul este încărcat cu forțe corespunzătoare unei activități normale a gâtului.

Pentru a avea un tablou complet al fenomenelor de la interfața os-implant s-au reprezentat în figura 4.19 a și b variațiile deformațiilor din spirele osoase, pentru UI1, UI2 și UI3.

Prin comparație, se poate observa că în cazul șuruburilor superioare (figura 4.19 a) tendința este de creștere a deformațiilor spre vârful acestuia (comportament total opus variației tensiunilor din șurub). Valorile înregistrate sunt de ordinul micrometrilor, cuprinse în intervalul 1-9 $\mu\text{m}/\mu\text{m}$. Valorile cele mai ridicate ale deformațiilor s-au înregistrat în unitatea UI1, fiind duble față de unitățile UI2 și UI3. Această diferență se poate pune pe seama diferenței dintre tipurile de filete utilizate, putându-se spune că șurubul Sr2 produce cele mai mici deformații în os și deci este cel mai de dorit. Pe de altă parte, deoarece șurubul Sr3 produce deformații apropiate de Sr2, iar Sr2 fiind un șurub pentru os spongios produce în stratul cortical microfisuri în timpul asamblării, se poate spune că soluția optimă pentru compozitul spongios-cortical o reprezintă șurubul hibrid Sr3.

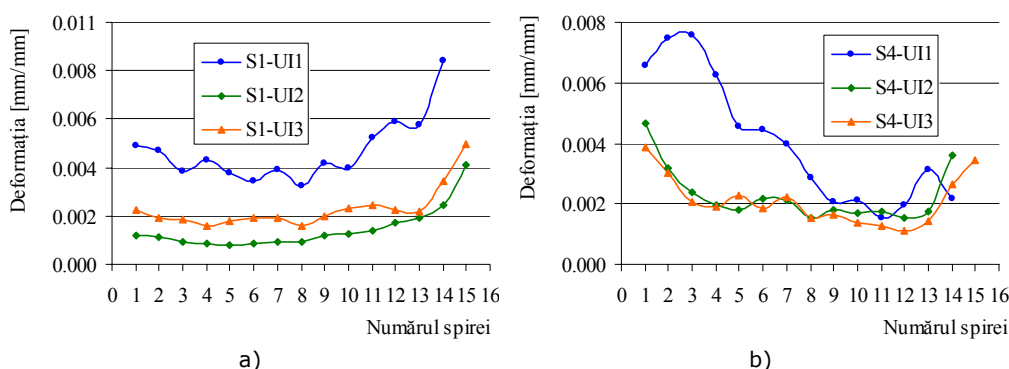


Figura 4.19 Deformațiile din filetele osoase ale unităților UI1, UI2, și UI3: a) – șurub superior S1, b) – șurub inferior S4

Un comportament similar al lui Sr2 și Sr3 se înregistrează în cazul șuruburilor inferioare (figura 4.19 b), unde cele două produc deformații mai mari spre extremitățile îmbinării, cu valori situate în intervalul 1-7,5 $\mu\text{m}/\mu\text{m}$. Și de această dată, Sr1 înregistrează deformațiile cele mai mari, cu un maxim de 7,5 $\mu\text{m}/\mu\text{m}$.

Concluzia studiului șuruburilor inferioare este că șurubul hibrid Sr3 este cel mai potrivit pentru o asamblare cu compozitul cortical-spongios.

Comportarea în general a structurilor osoase implantate sau nu, se înscrie în domeniul vâscoelasticității. Depășirea acestui domeniu prezintă interes în stabilirea limitei de plasticitate a structurii, cu mențiunea că, în acest caz, domeniul plastic este asociat cu avariarea elementului osos natural sau implantat. Deoarece analiza statică structurală s-a executat în domeniul vâscoelastic atât pentru os cât și pentru implant, curelele tensiune-deformație pentru spirele osoase și cele metalice nu s-au prezentat, variația lor fiind liniară și crescătoare.

4.3 Evaluarea stării de tensiune și deformație la nivelul interfeței șurub-plăcuță, în cazul implantului cervical de tip plăcuță

Studiul fenomenelor la interfața celor două elemente mecanice șurubul și plăcuța prezintă interes în stabilirea poziționării relative corecte a suprafețelor în

contact, poziționare direct implicată în durabilitatea sistemului rigid creat prin implantare.

Interfața șurub-plăcuță reprezintă materializarea contactului fizic dintre suprafețele de așezare ale orificiilor plăcuței și suprafețele conjugate ale șuruburilor, denumite generic *gulere*.

Analiza statică structurală folosită în vederea estimării fenomenelor la nivelul interfeței metal – metal a fost dezvoltată prin intermediul software-ului de simulare numerică, ANSYS Workbench 11.

Pentru a putea compara rezultatele stării de tensiune și deformație la nivelul interfeței șurub-plăcuță s-au considerat două dintre șuruburile studiate anterior, și anume Sr3 și Sr2. Diferența dintre acestea este constituită atât de caracteristicile diferite ale filetelor celor două (care nu sunt importante în acest tip de evaluare) cât și de geometria suprafeței de așezare a acestora pe plăcuță, element decisiv în distribuția de tensiuni și deformații la interfață. În cele ce urmează se vor prezenta cele două cazuri de interfețe, cu avantajele și dezavantajele fiecăreia.

4.3.1 Studiul interfeței materializată de șurubul Sr3 și plăcuța CP1

Modelul folosit pentru studiu este constituit din plăcuța cervicală CP1 și cele patru elemente de rigidizare S1, S2 S3 și S4, de tip Sr3 dispuse în concordanță cu orificiile plăcuței O1, O2, O3 și O4, conform figurii 4.20. Caracteristica geometrică a gulerului lui Sr3 este de sfericitate, așa cum a fost prezentată în *capitolul 3*.

Etapele analizei sunt identice cu cazul precedent, al interfeței os-metal, și încep prin declararea contactelor fizice dintre șuruburi și plăcuță. Datorită faptului că orificiul plăcuței este materializat prin două suprafețe de tip arc de cerc și două liniare, numărul total de suprafețe declarate a fi în contact cu fiecare dintre șuruburi a fost de 4 (figura 4.21 a). În același mod, suprafața de rezemare a capului șuruburilor este compusă din două suprafețe care fac parte dintr-un cerc primitiv, numărul de suprafețe declarate în contact fiind deci de 2 (figura 4.21 b).

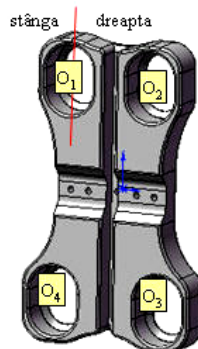


Figura 4.20 Identificarea orificiilor plăcuței: O1, O2 – zona superioară, O3, O4 – zona inferioară

Legăturile stabilite între suprafețe au fost de tip rigid (*bonded*). Deși au fost declarate a fi în contact toate suprafețele unui orificiu cu suprafețele conjugate ale șurubului corespunzător, în cazul de față, la fel ca și în mod practic, contactul real este mult mai mic. Acest lucru se datorează formei eliptice a orificiilor care permite

deplasarea șuruburilor de-a lungul semiaxe mari a acestora. Modelarea plăcuței s-a făcut în acest fel pentru a permite poziționarea de o manieră cât mai flexibilă a șuruburilor. Cazul cel mai defavorabil din punctul de vedere al suprafeței de contact îl reprezintă poziționarea șuruburilor în centrul orificiilor.

Evaluarea stării de tensiune din plăcuță poate indica în acest caz dacă suprafața de contact dintre șurub și plăcuță este minimă, maximă sau optimă, lucru deosebit de important în durabilitatea implantului. Este de dorit ca suprafața de contact să fie cât mai mare, pentru a permite o bună rigidizare a elementelor mecanice de cele osoase, precum și o distribuție cât mai uniformă a tensiunilor dinspre șuruburi spre plăcuță și apoi spre celălalt set de șuruburi. În cazul unei suprafețe de contact reduse, există riscul apariției de mișcări relative la început mici între șurub și plăcuță, care mai apoi prin accentuare să amplifice fenomenul de deșurubare. De asemenea, datorită slabei proprietăți la uzura prin frecare ale titanului există riscul deteriorării suprafețelor în contact până la avarierea totală a uneia dintre ele.

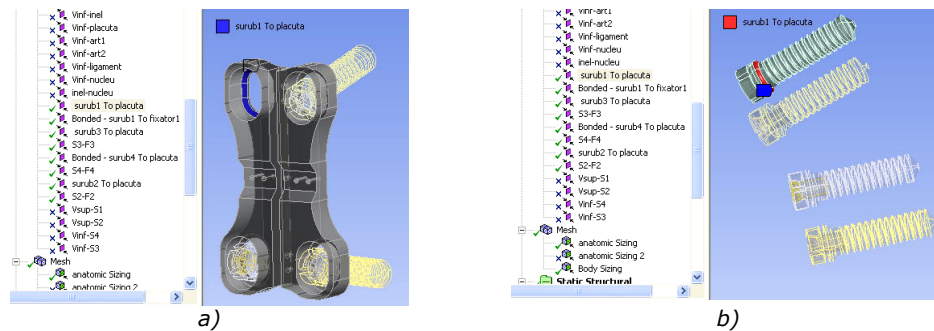


Figura 4.21 Declararea contactelor la interfața șurub-plăcuță: a) – suprafețele orificiului plăcuței, b) – suprafețele capului șurubului.

Proprietățile alocate componentelor ansamblului studiat sunt cele corespunzătoare aliajului de titan Ti6Al4V, conform tabelului 4.1.

Discretizarea ansamblului s-a făcut cu elemente finite tetraedrice de dimensiuni constante de 0,5 mm. Dimensiunea de element a fost astfel aleasă încât să reprezinte un optim între fidelitatea rezultatelor analizei cu starea reală de tensiune și deformație, cu dimensiunea suprafețelor implicate în analiză și cu necesitățile de putere de calcul. Implantul discretizat este prezentat în figura 4.22, fiind constituit din 45199 elemente cu 81765 noduri.

Încărcarea implantului s-a făcut axial pe șuruburile de rigidizare în direcția de strângere a acestora, în mod succesiv pentru o serie de valori discrete ale forței: 20, 25, 30, 35, 40 N, considerând ca și suport fix suprafața posterioară a plăcuței (figura 4.23). Valorile considerate reprezintă forțe de strângere menite a rigidiza ansamblul implant de corpurile vertebrale, iar studiul lor s-a realizat în *capitolele 2 și 3*.

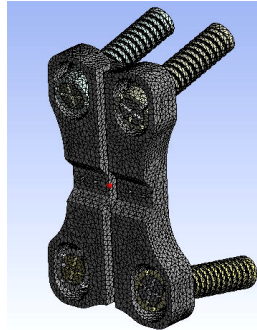


Figura 4.22 Discretizarea implantului

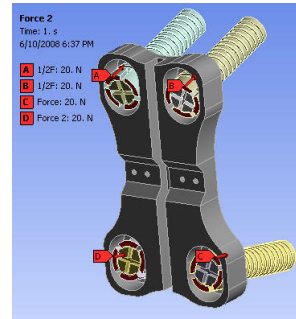


Figura 4.23 Încărcarea implantului

Deoarece față de planul transversal al plăcuței poziția unghiulară a șuruburilor din cele două zone (superioară și inferioară) este aceeași, analiza a fost detaliată doar pentru orificiile superioare, fenomenele în cele inferioare fiind în oglindă.

Rezultatele analizei se pot diferenția în funcție de două criterii:

- forțele de încărcare aplicate;
- ramura orificiului plăcuței.

În figura 4.20 s-a putut observa că fiecare dintre orificiile plăcuței se împarte în două ramuri (zone): ramura stângă și ramura dreaptă, cele două fiind delimitate de semi-axa mare a elicei.

Evaluarea globală a distribuției tensiunilor echivalente care acționează în plăcuță și șuruburi pentru o forță de încărcare de 35 N/șurub este prezentată în figura 4.24, unde se poate observa sub forma unei hărți colorate starea de tensiune din imediata vecinătate a orificiilor plăcuței și pe gulerelor șuruburilor. Zonele gri reprezintă zone foarte puțin solicitate iar cele galben spre roșu zone puternic solicitate. Maximul tensiunii se înregistrează în orificiul O1 al plăcuței și are o valoare de 69,15 MPa, iar minimul se înregistrează la vârful șurubului S4 cu o valoare de $2,23e^{-8}$ MPa.

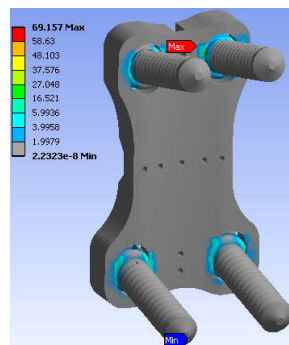


Figura 4.24 Distribuția globală a tensiunilor echivalente în plăcuță și șuruburi pentru o încărcare de 35 N/șurub

Dezavantajul unei abordări globale a stării de tensiune din plăcuță, este că nu pot fi observate foarte bine efectele locale ale încărcărilor, și anume distribuția tensiunilor pe cele două ramuri ale orificiului, și implicit poziționarea relativă a șuruburilor față de plăcuță.

Pentru a elimina acest dezavantaj s-au înregistrat tensiunile care acționează în elementele constituente ale ramurii stânga și drepte a orificiilor, pentru fiecare orificiu în parte. Astfel, în figura 4.25 se prezintă distribuția acestor tensiuni sub formă de spectre de culoare, pentru cele cinci cazuri de încărcare. Și în acest caz culoarea gri reprezintă zone de solicitare minimă iar paleta galben-roșu reprezintă zone de solicitare maxime. Valorile discrete ale tensiunilor în ramurile fiecărui orificiu s-au extras de pe conturul de echidistanță al suprafeței de contact cu șurubul. Pentru a putea compara rezultatele analizei, tensiunile s-au extras de pe contururile de echidistanță din aceleași noduri sau din zone imediat învecinate, pentru fiecare dintre ramurile orificiilor.

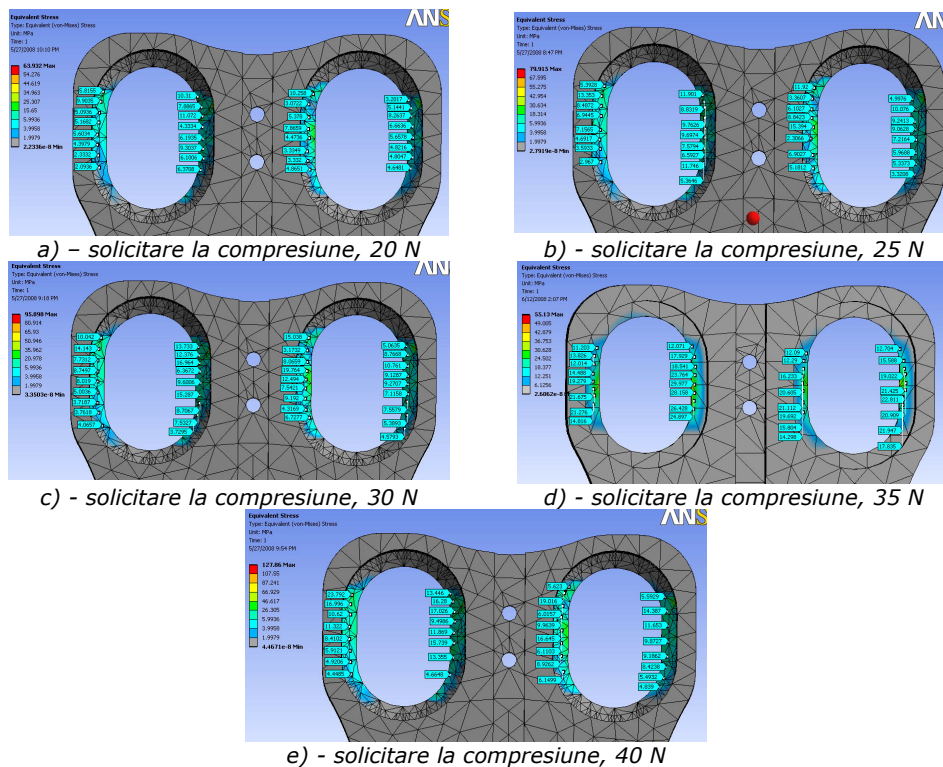


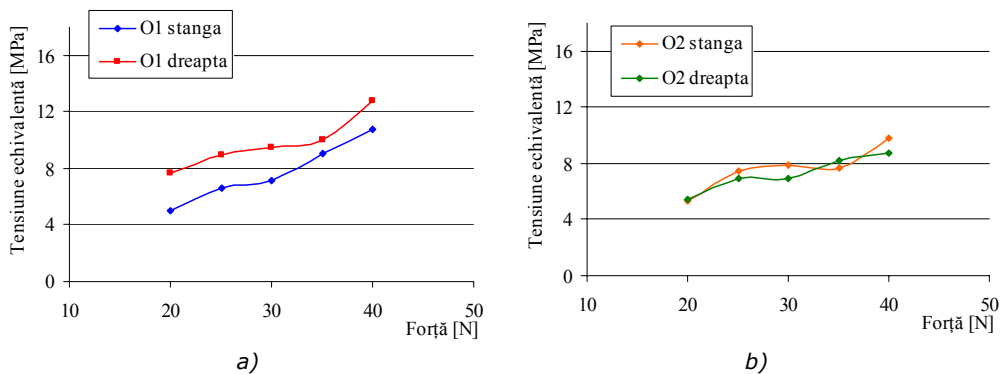
Figura 4.25 Distribuția tensiunilor pe ramuri

S-a realizat apoi o medie a acestor tensiuni pentru fiecare ramură a fiecărui orificiu în toate cele cinci cazuri de încărcare, rezultând în final tabelul 4.4 cu ale cărei valori au fost ridicate grafice de variație a tensiunilor în orificiile plăcuței.

În figura 4.26 a se poate observa că distribuția tensiunilor pe cele două ramuri are un trend crescător de aceeași pantă, pentru aceleași valori ale forțelor de încărcare. Diferențele dintre cele două ramuri ale lui O1 constau în valorile tensiunilor pe care le înregistrează. Astfel, tensiunile din ramura dreaptă sunt superioare celor din ramura stângă, indicând o suprafață de contact mai mică între plăcuță și șuruburi în acest caz. Acest lucru se poate afirma datorită proporționalității inverse dintre tensiune și suprafață.

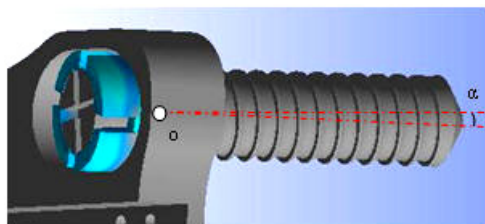
Tabelul 4.4 Tensiunile medii din ramurile orificiilor în 5 cazuri de încărcare

Forța [N]	σ_e medie [MPa] în O1		σ_e medie [MPa] în O2	
	stânga	dreapta	stânga	dreapta
20	5.050	7.696	5.332	5.400
25	6.573	8.934	7.501	6.902
30	7.088	9.444	7.832	6.902
35	9.041	9.984	7.653	8.240
40	10.799	12.735	9.806	8.681

**Figura 4.26** Distribuția tensiunilor pe ramuri: a) – orificiul O1, b) – orificiul O2

În cazul orificiului O2 lucrurile stau diferit, în sensul că pentru același trend crescător valorile tensiunilor sunt situate în același interval pentru ambele ramuri (figura 4.26 b). Această comportare similară indică identitatea suprafețelor de contact pe cele două ramuri.

Se poate estima că dacă o tensiune mare corespunde unei suprafețe mici de contact, atunci poziția șurubului de rigidizare Sr1 nu este de perpendicularitate față de planul transversal al plăcuței, ci manifestă o deviere spre dreapta cu un unghi α , față de normala la plăcuță (figura 4.27). Estimarea valorii acestui unghi nu este posibilă folosind rezultatele analizei, aceasta fiind o problemă de mecanica rigidului studiată în *capitolul 2*.

**Figura 4.27** Deviația șurubului spre dreapta cu unghiul α

Deformațiile orificiilor plăcuței pentru setul de valori de încărcare: 20, 25, 30, 35, 40N, s-au reprezentat grafic în figura 4.28 a și b, și prezentat numeric în tabelul 4.5. Deformațiile sunt de tipul elastic echivalente în sensul Von Mises, iar valorile lor sunt de ordinul de mărime 10^{-4} mm/mm. Se poate observa că în ambele cazuri (atât pentru O1 cât și pentru O2) tendința deformațiilor este unul crescător

odată cu creșterea forței de încărcare. Micile variații de la tendința liniară crescătoare în cele două cazuri (O1, O2) respectiv pentru cele patru ramuri analizate se datorează pe deoparte erorilor de repetitivitate a extragerii punctelor de pe conturul de echidistanță iar pe de altă parte dimensiunii de element folosite în discretizare.

Tabelul 4.5 Deformațiile medii din ramurile orificiilor în 5 cazuri de încărcare

Forța [N]	ϵ_e medie [$*10^{-4}$ mm/mm] în O1		ϵ_e medie [$*10^{-4}$ mm/mm] în O2	
	stânga	dreapta	stânga	dreapta
20	0.602	0.870	0.598	0.677
25	0.764	0.962	0.888	0.677
30	0.919	1.135	1.042	0.862
35	1.041	1.181	1.050	0.957
40	1.122	1.426	1.062	1.128

Comparând deformațiile cu tensiunile înregistrate în aceleași noduri ale lui O1 și O2 se poate observa comportamentul unei variații liniare tensiune-deformație, care dovedește că solicitările la care este supus implantul se găsesc în domeniul de elasticitate al materialului Ti6Al4V.

Așadar, situarea tensiunilor și a deformațiilor în domeniul perfect elastic ne asigură de faptul că implantul de tip plăcuță prezentat aici nu poate suferii avarii la valorile forțelor de strângere considerate.

Concluzia este întărită și de faptul că în analiză a fost ales cazul cel mai defavorabil de contact dintre șuruburi și plăcuță, în care doar jumătate din suprafețele celor două elemente se aflau în contact fizic.

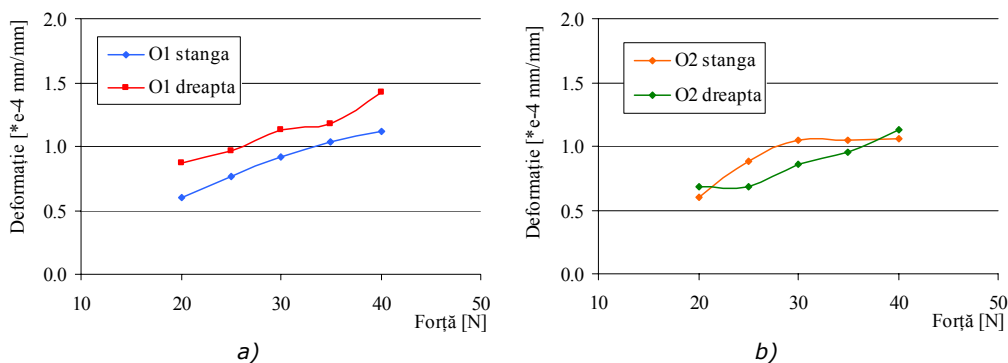


Figura 4.28 Distribuția deformațiilor pe cele două ramuri: a) – orificiul O1, b) – orificiul O2

4.3.2 Studiul interfeței materializată de șurubul Sr2 și plăcuța CP1

În al doilea studiu al interfeței șurub plăcuță elementele de rigidizare de tip Sr3 folosite în primul caz studiat au fost înlocuite cu elementele de rigidizare de tipul Sr2. Suprafața de așezare a lui Sr2 are forma unui inel plan și îndeplinește constrângerile de tangență cu suprafața conjugată a plăcuței, aceasta din urmă fiind și ea plană în acest caz.

Parametrii analizei structurale au fost preluați din cazul precedent, și anume: materialele alocate au fost Ti6Al4V pentru șuruburile de rigidizare și plăcuță

și oțel inox pentru șuruburile de blocare; contactele declarate au fost de tip rigid; discretizarea s-a făcut cu elemente tetraedrice de 0,5 mm; încărcările sau făcut axial pe cele patru șuruburi la valori discrete de 20, 25, 30, 35, 40 N, iar ca suport fix a fost declarată suprafața posterioară a plăcuței.

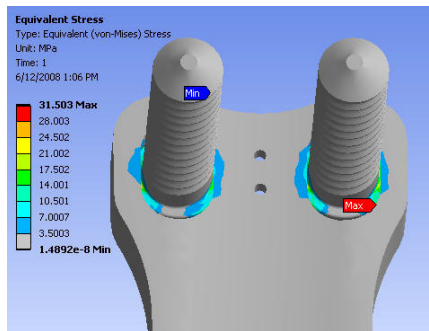
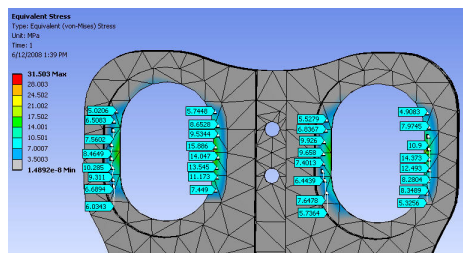


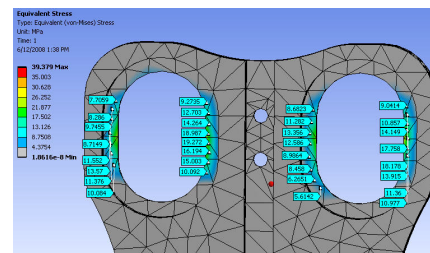
Figura 4.29 Distribuția globală a tensiunilor echivalente în plăcuță și șuruburi pentru o încărcare de 35 N/șurub

Evaluarea globală a stării de tensiune în implantul cervical, pentru o forță de încărcare de 35N/șurub este prezentată în figura 4.29, unde se poate observa cu culoare albastră spre verde distribuția tensiunii în plăcuță și pe gulerul șuruburilor. Maximul tensiunii se înregistrează în orificiul O1 al plăcuței și are o valoare de 31,5 MPa, iar minimul se înregistrează la vârful șurubului S2 cu o valoare de $1,48e^{-8}$ MPa. Zonele gri reprezintă zone foarte puțin sollicitate.

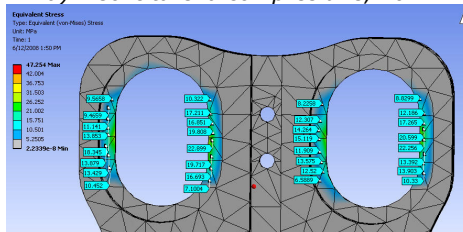
Tensiunile locale induse de solicitările aplicate structurii s-au urmărit pe contururile de echidistanță ale fiecărui orificiu, pentru fiecare ramură, prin punctarea cu ajutorul uneltei *probe* a valorilor numerice în noduri (figura 4.30). Tot aici se pot vedea și sub formă de hartă colorată aceste efecte, cu semnificațiile de culoare mai sus menționate.



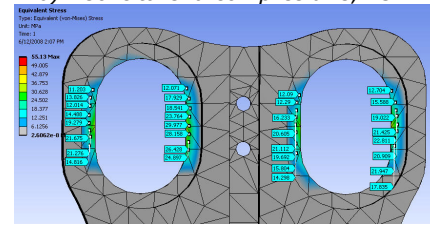
a) - solicitare la compresiune, 20 N



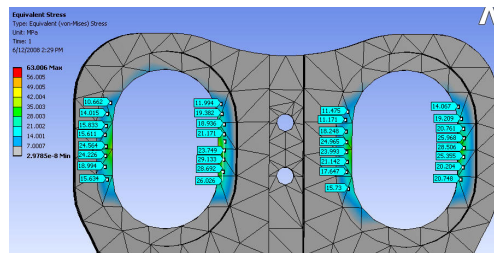
b) - solicitare la compresiune, 25 N



c) - solicitare la compresiune, 30 N



d) - solicitare la compresiune, 35 N



e) - solicitare la compresiune, 40 N

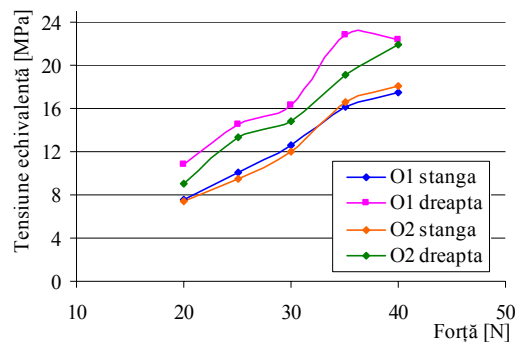
Figura 4.30 Distribuția tensiunilor pe ramuri

Valorile numerice ale tensiunilor au fost extrase din câte 8 noduri pentru fiecare din ramurile celor două orificii, în cele 5 cazuri de încărcare. Pentru a putea fi reprezentate, s-a realizat o medie aritmetică a acestor tensiuni pe fiecare ramură, pentru fiecare caz de încărcare. Valorile acestor medii sunt prezentate în tabelul 4.6. Reprezentarea grafică a variației tensiunilor echivalente în ramurile lui O1 și O2 se poate observa în figura 4.31. Tendința crescătoare aproape liniară al tensiunilor cu forța de încărcare indică o bună transmitere a sarcinii de la gulerul șurubului la suprafața de așezare a plăcuței.

Diferențele în distribuția tensiunilor pe cele două orificii se datorează erorilor de repetitivitate în identificarea nodurilor de unde s-au extras tensiunile, precum și datorită impreciziei legate de dimensiunea elementelor folosite.

Tabelul 4.6 Tensiunile medii din ramurile orificiilor în 5 cazuri de încărcare

Forța [N]	σ_e medie [MPa] în O1		σ_e medie [MPa] în O2	
	stânga	dreapta	stânga	dreapta
20	7.480	10.749	7.391	9.071
25	10.126	14.471	9.399	13.278
30	12.511	16.323	12.049	14.840
35	16.069	22.717	16.514	19.027
40	17.439	22.381	18.043	21.846

**Figura 4.31** Distribuția tensiunilor pe cele patru ramuri ale lui O1 și O2

În același mod și aproximativ în aceleași noduri s-au înregistrat deformațiile din suprafețele de așezare ale plăcuței, pentru fiecare dintre orificii și fiecare ramură. Cu cele 8 valori înregistrate pe fiecare ramură în cele 5 cazuri de încărcare s-au efectuat medii ale deformațiilor, și s-au centralizat în tabelul 4.7.

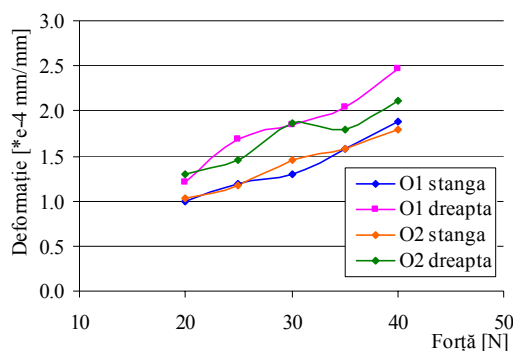
Tabelul 4.7 Deformațiile medii din ramurile orificiilor în 5 cazuri de încărcare

Forța [N]	ϵ_e medie [$*10^{-4}$ mm/mm] în O1		ϵ_e medie [$*10^{-4}$ mm/mm] în O2	
	stânga	dreapta	stânga	dreapta
20	0.987	1.209	1.026	1.289
25	1.190	1.682	1.176	1.457
30	1.291	1.843	1.459	1.858
35	1.586	2.033	1.573	1.787
40	1.878	2.470	1.799	2.118

Reprezentarea grafică a deformațiilor funcție de forța de încărcare este redată în figura 4.32. Prin comparație cu figura 4.31, se poate observa suprapunerea curbelor tensiunii și deformațiilor din punct de vedere al alurii, ceea ce indică liniaritatea în cazul unei reprezentări tensiune-deformație. Din nou se verifică faptul că domeniul în care are loc simularea este cel elastic, pentru aliajul de titan folosit.

În urma evaluării interfeței plăcuță-Sr2 se poate spune că pentru forțele de strângere estimate nu se pune sub nici o formă problema avarierii structurii metalice (implantului), tensiunile echivalente înregistrate fiind de aproximativ 50 de ori mai mici decât rezistența la rupere a aliajului Ti6Al4V iar deformațiile submicronice, de tip evident elastic.

Comparând cele două tipuri de interfețe metalice: cea realizată cu Sr3 și cea realizată cu Sr2, se observă în distribuția tensiunilor și a deformațiilor diferențele cauzate de geometria gulerelor celor două șuruburi (figura 4.33). Se poate afirma însă că, datorită nivelului la care au loc aceste diferențe comparativ cu limitele de rezistență și elasticitate admise de material, din punct de vedere al rezistenței mecanice geometria gulerului șuruburilor nu are un caracter hotărâtor. Acesta are un rol esențial însă în realizarea poziționării relative a șuruburilor în raport cu plăcuța, și deci a rigidizării și duranței ansamblului cervical implantat.

**Figura 4.32** Distribuția deformațiilor pe cele patru ramuri ale lui O1 și O2

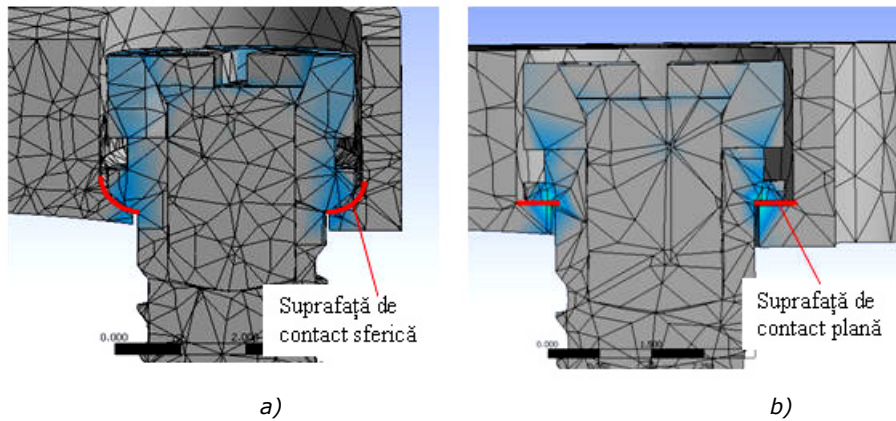


Figura 5.33 Suprafețele de contact ale gulerelor șuruburilor Sr3 și Sr2: a) – suprafață de contact sferică între capul șurubului Sr3 și plăcuță, b) – suprafață de contact plană între capul șurubului Sr2 și plăcuță

Analiza cu element finit a structurii cervicale implantate a scos în evidență două tipuri de comportamente: cel al interfeței os-șurub și cel al interfeței șurub-plăcuță. Predicția fenomenelor din aceste zone este deosebit de importantă în estimarea comportamentului *in vivo* al unui implant cervical de tip plăcuță, făcând posibilă evitarea unei avarii spontane sau în timp a structurii mecano-biologice realizată de implant cu țesutul gazdă.

Se poate sublinia deci, că un rol esențial în buna funcționalitate și anduranță a implantului supus solicitărilor din mediu biologic precum și din exterior îl are modelare corespunzătoare a elementelor mecanice.

5. TEHNOLOGII AVANSATE DE PRELUCRARE A IMPLANTURILOR CERVICALE DE STABILIZARE

Tehnologia de fabricație este știința metodelor și mijloacelor de prelucrare a materialelor. Conform acestei definiții se înțelege că există numeroase metode posibile a fi folosite în scopul obținerii unui produs. Acestea se împart în două mari categorii: tehnologiile clasice de prelucrare și tehnologii avansate de prelucrare. Tehnologiile clasice se referă la totalitatea prelucrărilor prin așchiere posibile a fi realizate pe mașini clasice sau cu comandă numerică.

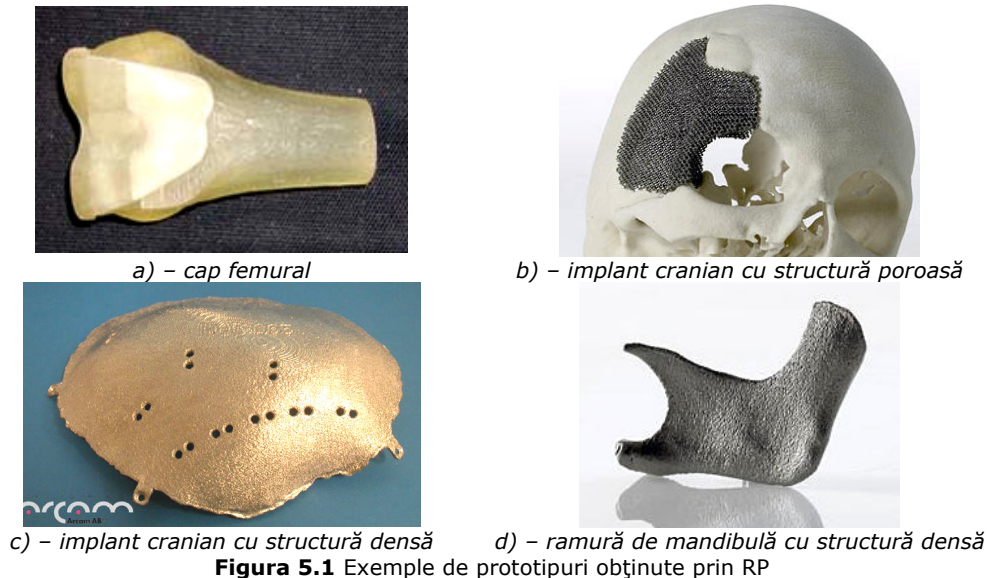
Tehnologiile avansate se referă la o clasă de tehnologii în care materialul este îndepărtat prin alte procedee decât așchiere, sau în care materialul este depus pentru a fi realizat obiectul. Această clasă de tehnologii include: prelucrările laser, prin electroeroziune și prototipare.

Având la îndemână această paletă largă de tehnologii de prelucrare, devine esențială identificarea tehnologiei sau a tehnologiilor de prelucrare optime din punct de vedere al posibilității de realizare a unui implant precum și economic. Astfel, s-a încercat elaborarea de implanturi de coloană vertebrală prin majoritatea tehnologiilor de prelucrare existente la momentul de față: laser, electroeroziune cu fir, prototipare, așchiere.

5.1 Considerații generale privind fabricația implanturilor prin tehnica prototipării rapide

Termenul de prototipare rapidă (RP) se referă la o clasă de tehnologii care permit construcția modelului fizic din datele unui model CAD. Aceste imprimante 3D permit proiectantului crearea de prototipuri tangibile mult mai realiste decât simplele imagini 3D [102], [103], [104], [105], [106], [87], [107], [108], [109], [62].

Mai mult decât fabricația de prototipuri, tehnica prototipării rapide permite fabricația de scule, dispozitive, sau chiar de piese finite. Pentru producții de serie mică și reperi foarte complicate, prototiparea rapidă este adesea cel mai bun proces de fabricație disponibil până la ora actuală. Procesul în sine însă, nu este tocmai unul rapid, el putând dura între 3 - 72 ore, depinzând în mod direct de dimensiunea și complexitatea modelului de construit. Oricum, un timp foarte scurt comparativ cu timpul necesar fabricației unui prototip prin metode tradiționale (care poate dura de la câteva săptămâni la câteva luni). Prin acest procedeu modern se pot obține reduceri de costuri de producție și de timp de execuție de până la 90% din cele clasice. În figura 5.1 sunt prezentate patru exemple de reperi executați prin tehnici de prototipare rapidă după cum urmează: capul femural (a) a fost produs pe o mașină de sinterizare cu pulberi de plastic; elementele de substituție osoasă craniană (b) și (c) reprezintă rezultatele prototipării prin topire din pulbere metalică în două variante: poros (b) și dens (c); ramura de mandibulă (d) a fost realizată prin sinterizarea din pulbere metalică.



La momentul actual sunt disponibile pe piață cel puțin 6 metode diferite de prototipare rapidă fiecare cu avantajele și dezavantajele sale. Deoarece tehnica prototipării rapide este utilizată din ce în ce mai mult în aplicații de serie mică, aceasta se numește în mod generic *solid free-form fabrication*, *computer automated manufacturing* sau *layered manufacturing*. În comparație cu majoritatea proceselor clasice de fabricație (așchiere, electroeroziune) care se bazează pe îndepărtarea de material în vederea obținerii obiectului dorit, prototiparea rapidă se bazează pe construirea de obiecte din straturi succesive de material sau din depuneri. Aceasta îi conferă posibilitatea de a realiza obiecte cu cavități complicate care nu s-ar fi putut realiza prin alt procedeu.

Bineînțeles, prototiparea rapidă nu este un procedeu de fabricație perfect, ea fiind limitată la un volum relativ mic al reperului (până la $0,125 \text{ m}^3$) funcție de mașina de RP folosită.

În procesul de prototipare rapidă se disting 5 pași individuali care trebuie parcurși pentru a obține prototipul:

- Crearea modelului CAD 3D;
- Conversia modelului CAD în format STL (STL –stereolitografiere– este un format standardizat care reprezintă o suprafață 3D ca un ansamblu de triunghiuri plane);
- Stratificarea fișierului STL: operația se realizează cu un software de pre-procesare, iar grosimea statului poate fi între 0.01 și 0.7 mm;
- Generarea strat cu strat a obiectului;
- Curățarea și finisarea prototipului.

Crearea modelului CAD. Reperul care urmează a fi construit prin prototipare este modelat folosind o tehnică CAD (Computer-Aided Design) cu unul dintre software-urile disponibile cum sunt: Pro Engineering, CATIA, SolidWorks, SolidEdge. Acestea reprezintă mult mai bine obiectele 3D decât modelele wire-frame realizate în mediile AutoCAD. Avantajul constituit de către acestea este că se poate utiliza un

fișier 3D direct pentru prototipare. Acest pas de proces este identic pentru toate metodele de RP.

Conversia în format STL. Fiecare pachet software CAD utilizează algoritmi diferiți de reprezentare a solidelor. Pentru a stabili o legătură între acestea, s-a dezvoltat formatul STL ca format standard în industria prototipării rapide. Acesta reprezintă o suprafață 3D ca un ansamblu de suprafețe triunghiulare plane. Fișierul conține coordonatele vârfurilor și direcțiile normalei exterioare a fiecărui triunghi (vectorii de orientare). Deoarece fișierul STL folosește elemente planare, el nu poate reprezenta exact eventualele suprafețe curbe. Din acest motiv, creșterea numărului de triunghiuri îmbunătățește aproximarea suprafeței reale, dar cu dezavantajul obținerii unui fișier de dimensiuni mari, greu de gestionat. Un fișier de dimensiuni mari înseamnă mai mult timp pentru pre-procesare și construcție. Deci, proiectantul trebuie să obțină echilibrul între calitatea informației și posibilitatea de gestionare a unui STL.

Stratificarea fișierului STL. Pregătirea fișierului STL prin stratificare se face de către un program de pre-procesare. Programele capabile de această operație permit utilizatorului modificarea dimensiunii, locației și orientării modelului. Orientarea pe verticală este foarte importantă din mai multe motive. În primul rând, proprietățile prototipurilor variază după diferite direcții, de exemplu, prototipurile sunt în general mai slabe și mai puțin precise din punct de vedere dimensional în axa verticală (Z), decât în planul xy. Deci, orientarea obiectului determină în mod direct timpul necesar construcției modelului. Plasarea dimensiunii minime după direcția Z reduce numărul de straturi, scurtând considerabil timpul de fabricație. Software-urile de pre-procesare stratifică modelul STL în straturi de grosimi cuprinse între 0.01mm și 0.7mm, în funcție de tehnica utilizată. Programul poate genera de asemenea structuri auxiliare care să susțină modelul în timpul fabricației. Aceste structuri se folosesc pentru componente delicate: secțiuni cu pereți subțiri, cavități interioare suprafețe înclinate.

Creșterea strat cu strat. Reprezintă etapa de construcție propriu-zisă a reperului în care, utilizând una dintre tehnicile specifice prototipării rapide, materialul (polimer, hârtie, pulbere metalică) este depus strat cu strat de către mașină, pentru a construi obiectul.

Curățarea și finisarea prototipului. Ultima etapă este cea de post-procesare, care cuprinde elemente specifice fiecărei metode de prototipare în parte. Dintre operațiile comune fiecărei metode se pot enumera: înlăturarea prototipului de pe mașină, eliminarea structurilor de susținere, îndepărtarea materialului nefuzionat. Pentru a îmbunătăți calitatea suprafeței, mai ales în cazul prototipurilor metalice se pot efectua operații de sablare și lustruire.

5.1.1 Metode de prototipare rapidă

Stereolitografierea

Patentată în 1986, stereolitografierea a declanșat revoluția prototipării rapide. Tehnica constă în construirea modelului 3D din polimeri lichizi fotosensibili care polimerizează când sunt expuși la lumina ultravioletă. Conform figurii 5.2, modelul este construit pe o platformă situată chiar sub suprafața lichidului epoxi sau rășinii acrilice aflate într-o cuvă. Un fascicul laser cu UV de putere redusă dar foarte focalizat trasează primul strat solidificând secțiunea transversală a modelului, lăsând lichidul în exces nepolimerizat.

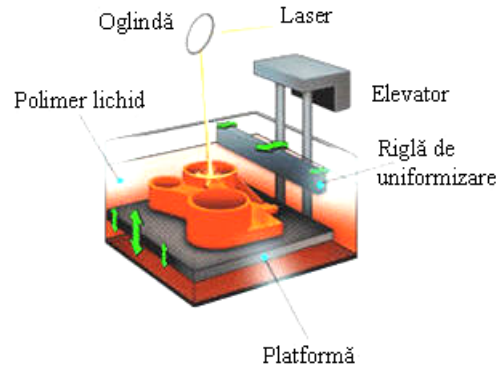


Figura 5.2 Metoda stereolitografiei

Un sistem de acționare incremental coboară platforma în polimerul lichid. O riglă de uniformizare (măturător) acoperă stratul solidificat cu lichid, și fasciculul de UV trasează un al doilea strat peste primul. Procesul se repetă până când prototipul este complet. După terminare reperul solid este scos din baia de rășină și curățat de excesul de lichid. Suportii sunt eliminați, iar reperul este plasat într-un cuptor cu UV pentru polimerizarea completă.

Laminarea

Această metodă a fost dezvoltată de Helisys și constă în suprapunerea de straturi succesive adezive de material pentru a forma prin legătura intimă un reper. Materialul semifabricat constă într-o hârtie impregnată cu un adeziv care se activează termic, și care este supusă procesului de laminare la cald. Conform figurii 5.3 un mecanism de alimentare-colectare avansează foaia pe o platformă de bază, construită din hârtie și o bandă dublu adezivă. Un cilindru încălzit aplică presiune pentru a lega hârtia de bază. Un fascicul laser (sau un cuțit) decupează conturul exterior al primului strat, precum și suprafețele interioare aflate în exces. Prin procedeul de cross-hatching (hașurare încrucișată) materialul aflat în exces este segmentat, făcându-l mai ușor de îndepărtat în timpul post-procesării. În procesul de fabricație, materialul în exces are rol important în susținerea reperelor cu pereți subțiri. După ce primul strat a fost tăiat, platforma coboară permițând avansarea de material nou. Acest proces se repetă până când obiectul este construit complet. Textura obiectului este asemănătoare celei lemnoase. Pentru modelele fabricate din hârtie se recomandă o vopsire ulterioară, pentru a preveni umezirea.

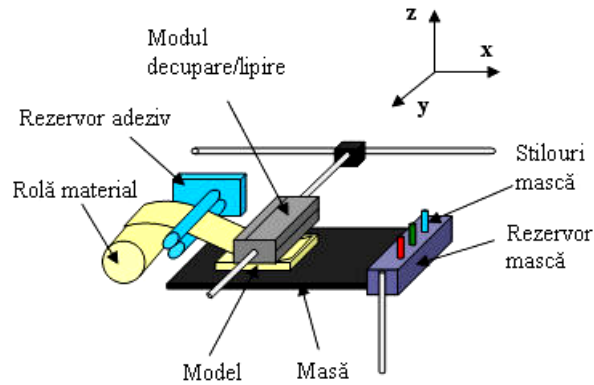


Figura 5.3 Metoda laminării

Sinterizarea selectivă cu laser

Această metodă a fost dezvoltată de către Carl Deckard la *University of Texas* și patentată în 1989. Metoda prezentată în figura 5.4 folosește un fascicul laser pentru a fuziona în mod selectiv pulberi de material cum sunt nylonul, elastomerul sau metalul într-un obiect solid. Prototipul se construiește pe o platformă așezată sub suprafața pulberii. Un fascicul laser trasează șablonul pe primul strat, sinterizându-l. Platforma este coborâtă corespunzător înălțimii stratului următor, iar pulberea este aplicată din nou cu ajutorul unei role.

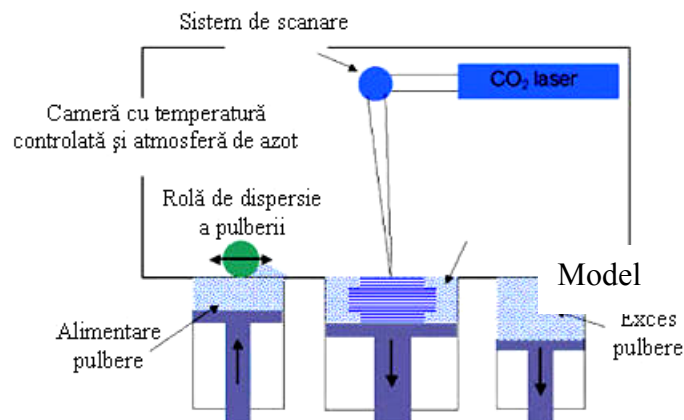


Figura 5.4 Metoda sinterizării selective cu laser

Procesul se derulează până când obiectul este complet construit. Excesul de pulbere al fiecărui strat din imediata vecinătate a piesei ajută la susținerea acesteia pe parcursul fabricației, iar pulberea din zonele marginale este recuperată într-un rezervor și reciclată.

Modelarea prin depunerea topiturii

Principiul acestei metode constă în încălzirea și extrudarea firelor termoplastice printr-o duză care se mișcă în planul xy. Capul de extrudare este controlat astfel încât să depună mase subțiri de material pe platforma de bază, pentru a forma primul strat. Platforma este menținută la temperatură scăzută pentru întărirea

rapidă a termoplastului. După ce platforma coboară, capul extrudor depune un al doilea strat peste primul. Materiale utilizate în această tehnică sunt ABS standard sau medical, elastomerul, policarbonatul, ceara de turnare (figura 5.5). Metoda nu se poate aplica pulberilor sau firelor metalice.

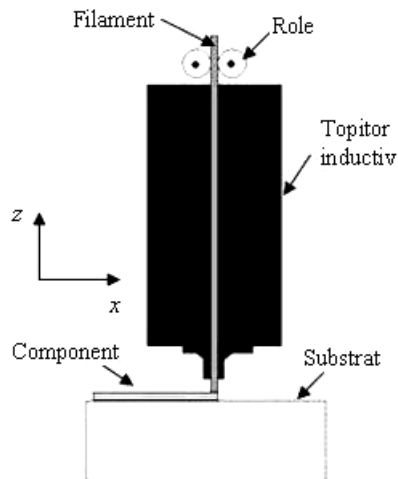


Figura 5.5 Metoda depunerii topiturii

Procesul de solidificare

Dezvoltat de Cubital, procesul este oarecum similar stereolitografierii, ambele folosind lumina UV pentru a solidifica polimeri fotosensibili. Spre deosebire de stereolitografie, această tehnică solidifică un strat întreg simultan. Figura 5.6 descrie principal tehnica de prototipare: în prima etapă, rășina fotosensibilă este pulverizată pe platforma de lucru; apoi mașina creează o foto-mască (un șablon) al stratului care urmează a fi depus. Această foto-mască este printată pe o placă de sticlă deasupra platformei de lucru printr-un proces electrostatic similar celui din fotocopiatoare. Mască este apoi expusă la lumina UV care trece prin porțiunea transparentă a acesteia, întărind în mod selectiv forma stratului în lucru.

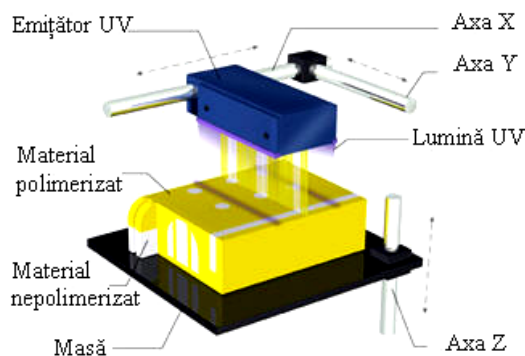


Figura 5.6 Metoda solidificării prin fotopolimerizare

După polimerizarea stratului, mașina extrage excesul de rășină lichidă și pulverizează ceară în locul acesteia pentru a susține modelul pe parcursul fabricației. Suprafața superioară este îndreptată, iar procesul se repetă. Când reperul este gata, trebuie curățat de ceară prin imersare într-o baie de solvent. Avantajul principal al unei astfel de metode este că se pot construi obiecte destul de mari datorită dimensiunilor mari ale mașinilor.

Topirea cu fascicul de electroni (EBM)

Procesul de prototipare rapidă EBM folosește ca sursă de energie un fascicul de electroni pentru a topi pulberea metalică strat cu strat (figura 5.7). Mediul de vacuum în care are loc procesul protejează compoziția chimică a materialului, realizând un mediu excelent pentru materiale reactive cum sunt aliajele de titan. Puterea ridicată a fasciculului de electroni asigură o rată de depunere înaltă și o bună distribuție a temperaturii în obiect, ceea ce se traduce printr-o densitate excelentă a metalului resolidificat. Procesul EBM este ideal pentru aplicații unde sunt necesare: rezistență mecanică ridicată sau temperaturi înalte. Tot datorită puterii mari a fasciculului de electroni eficiența procesului este de 5-10 ori mai ridicată decât în cazul fasciculului laser, ceea ce determină o viteză de fabricație de 3-5 ori mai mare [110], [111], [112].

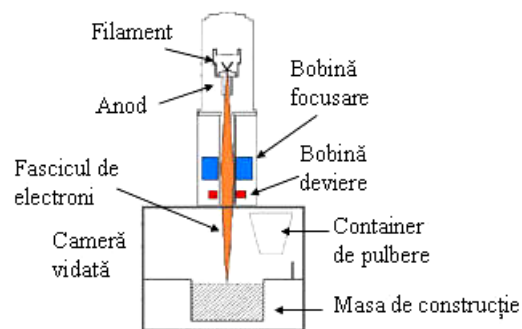


Figura 5.7 Metoda topirii cu fascicul de electroni (EBM)

Piesele de titan create prin acest procedeu sunt precise din punct de vedere dimensional și al formei, și pot fi supuse tratamentelor termice ulterioare. Grosimea stratului depus în timpul procesului se află în intervalul 0.05-0.2mm, în funcție de granulația pulberii și modul de dispersie al acesteia. Densitatea de material a pieselor rezultate este de 99%, mult mai bună decât cea a titanului turnat. Densitatea mare se datorează puterii mari a fasciculului și menținerii temperaturii în suprafață de peste 800° C pe tot parcursul procesului. Coeficientul de reciclare a pulberii este de 95%.

5.1.2 Aplicațiile prototipării rapide

Prototiparea rapidă se utilizează pe scară largă în industria automobilelor, medicală și aerospațială. Toate procesele de prototipare se regăsesc în trei mari categorii: prototipare, confecționarea rapidă de scule, fabricația rapidă. Beneficiul adus de aceste tehnici este deosebit de important, deoarece se pot crea astfel modele reale 3D din modelele virtuale, practic nelimitate. Toate calitățile acestor

procese și ale mașinilor care le materializează susțin ideea că o astfel de mașină își găsește utilitatea în orice domeniu tehnic de activitate.

Prototiparea

Este procedeul principal al tehnicii de prototipare rapidă prin care se pot crea rapid prototipuri în scopuri de vizualizare sau testare. Dacă vizualizarea unui obiect indică respectarea condițiilor de aspect impuse de beneficiar, testarea funcționalității designului unui produs este a doua componentă importantă care dictează dacă acesta corespunde sau nu necesităților.

Tot în sensul vitezei de fabricație, modelele obținute prin RP pot face câteva lucruri pe care prototipurile metalice nu le pot. De exemplu, Porsche folosește un model transparent stereolitografiat de cutie de viteze pentru a vizualiza dinamica uleiului în interiorul acesteia. Snecma, un producător francez de motoare pentru avioane, face analize structurale pe un model stereolitografiat al unui ventilator pentru a determina starea de tensiune din pale.

Confecționarea rapidă de scule

O aplicație anticipată a prototipării este fabricarea de scule. Aceasta reprezintă una dintre cele mai lente și costisitoare etape în procesul de fabricație, din cauza preciziei înalte impuse. Sculele au adesea geometrii complexe, și toleranțe foarte strânse de ordinul sutimilor de milimetru, deci sculele trebuie să fie dure, rezistente la uzare și cu o suprafață de rugozitate mică (0.5μm).

Metodele clasice de producție a sculelor sunt deosebit de costisitoare financiar și necesită un timp lung de fabricație. Din acest motiv producătorii au introdus prototiparea rapidă ca parte integrantă a procesului. Astfel timpul și costurile fabricației de scule se pot reduce cu până la 75%.

Fabricația rapidă

Este o extensie naturală a prototipării rapide, producția automată a produselor gata de folosință, direct din format CAD. În mod curent numai câteva dintre produsele finale sunt produse de mașinile de prototipare, dar numărul se va spori pe măsură ce metalele și alte materiale devin tot mai disponibile. Fabricația rapidă nu va înlocui însă niciodată alte tehnici de fabricație, în special pe liniile de producție, unde o producție de masă este mult mai economică.

Pentru producții de serie mică sau unicate, fabricația rapidă este mult mai ieftină deoarece nu necesită scule de prelucrare. Este foarte utilă de asemenea pentru producerea de repere particularizate la specificațiile utilizatorului.

O altă utilitate majoră a fabricației rapide este pentru produsele care nu pot fi fabricate prin aşchiere, electroeroziune sau presare. Acestea includ obiecte cu caracteristici complexe, cavități interioare, structuri stratificate.

5.1.3 Contribuții privind realizarea implanturilor și vertebrelor prin tehnici de prototipare rapidă

Două dintre tehnicile de prototipare rapidă prezentate în *subcapitolul 5.1.1*, respectiv prototiparea prin laminare a materialelor plastice și cea prin topire a pulberilor metalice cu fascicul de electroni, au fost utilizate în confecționarea de implanturi respectiv vertebre.

Prototiparea implanturilor de tip plăcuță și disc

Prototiparea acestor două tipuri de elemente mecanice s-a realizat cu ajutorul mașinii de prototipare InVision®DP-3D Systems aflată în dotarea Secției de Microproducție a Platformei de Implantologie. S-au realizat astfel două prototipări de implanturi: implantul cervical de tip plăcuță *CP1* și implantul total de disc lombar.

InVision®DP (figura 5.8) face parte din categoria mașinilor de prototipare prin laminare cu materiale plastice de tip folie, având ca principiu de lucru suprapunerea, lipirea selectivă și decuparea straturilor de folie succesive. Principalele utilizări ale modelelor obținute cu această mașină sunt: dezvoltarea prototipurilor pentru forme sau analize, dezvoltarea conceptuală, vizualizare, prezentare, marketing.



Figura 5.8 Mașina de prototipare rapidă InVisionDP, 3D Systems

Caracteristicile tehnice ale mașini:

- Dimensiunea maximă a modelului construit 160x210x135;
- Temperatura de operare 35°C;
- Puterea maximă necesară în proces 620W;
- Grosimea foliei semifabricat 0,15mm;
- Posibilități de post-procesare a modelului: vopsire, lipire;
- Formatul fișierelor de lucru: *.stl* sau *.3ds*;
- Interfață USB de comunicare cu PC-ul.

În figura 5.9 sunt prezentate câteva elemente funcționale ale mașinii. Se poate observa *sistemul de antrenare* al foliei de plastic aflate pe *tamburul de alimentare* care trece folia peste un alt tambur impregnat în soluția adezivă. Folia este întinsă pe *platforma de creștere* și tăiată la capătul dinspre tambur. Se aplică apoi în mod selectiv soluția mască cu ajutorul celor trei *stilouri* de dimensiuni diferite, în scopul împiedicării lipirii suprafețelor nedorite. *Cuțitul de decupare* trasează apoi conturul conform informației geometrice din fișierul *stl*. Procesul este unul repetitiv și cuprinde aceiași pași indiferent de modelul care se dorește a fi fabricat, diferența fiind făcută de conținutul fișierului *stl*.

În software-ul de comandă al mașinii s-au importat fișierele *stl* ale celor două elemente mecanice de prototipat. Aici a fost definită dimensiunea blocului în care vor crește modelele. Pentru modele de dimensiuni reduse există posibilitatea de a alătura două sau mai multe dintre acestea în scopul economiei de semifabricat,

mașina neputând utiliza doar o fâșie suficientă modelului, ci folosind întreaga lățime a foliei de plastic.

După stabilirea poziției modelului virtual pe platforma de creștere, alegerea tipului de mașină și gruparea celor două repere s-au trimis fișierele format *.sdm* nou generate către mașină.

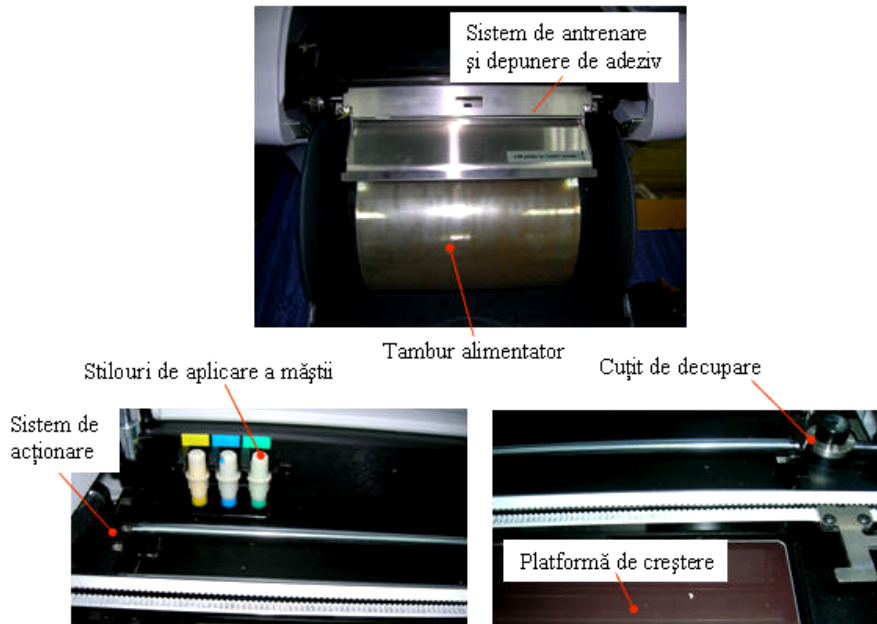


Figura 5.9 Elementele active ale mașinii de prototipare InVisionDP

În *anexele 1 și 2* ale tezei de doctorat sunt prezentate extrase din fișierele de tip *sdm* cu privire la începutul respectiv sfârșitul procesului de prelucrare. *Anexa 1* conține date privind construirea unei vertebre cervicale iar *anexa 2* conține datele necesare fabricației simultane a implantului CP1 și a celui de disc.

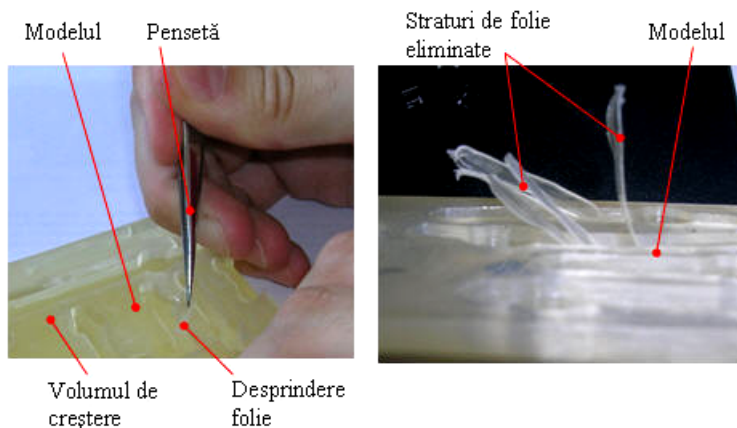


Figura 5.10 Post-procesarea implantului CP1: eliminarea straturilor de folie din orificii

Procesul se desfășoară în mod automat, fără a fi necesară intervenția operatorului decât pentru scoaterea modelelor din mașină și oprirea acestora. Exceptând faza concepției și cea de transmitere de date către mașină, prima operație efectuată de către operator este aceea de post-procesare a modelului rezultat. La prima vedere, modelul este un bloc compact și rigid de material, de formă paralelipipedică. Se pot observa însă suprafețele de folie de culoare mată rămase nelipite în interiorul blocului, care cresc până în suprafață. Desprinderea acestora se face în mod manual cu ajutorul unor scule de tip pense. Figura 5.10 prezintă acest proces de post-procesare manuală, în urma căruia, prin îndepărtarea tuturor fâșiilor de folie nelipite rezultă modelul dorit.

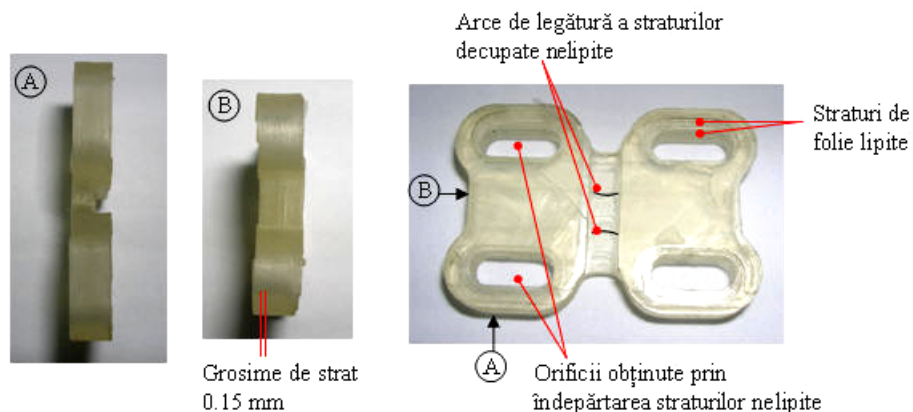


Figura 5.11 Implantul cervical CP1 obținut prin prototipare: vedere de sus și laterală (A) și (B)

Modelele rezultate după post-procesare se pot observa în figurile 5.11 (implantul CP1) respectiv 5.12 (implantul de disc) în diferite vederi. La efectuarea măsurătorilor dimensionale s-a observat că pe direcțiile x-y acestea respectă condițiile de precizie impuse în *capitolul 3*, în timp ce cota acestora este direct influențată de grosimea foliei, cu precizie așadar de $\pm 0.15\text{mm}$.

De asemenea, pe suprafețele cu formă conică de exemplu (figura 5.11), se observă prezența marginilor de straturi lipite, acestea contribuind la creșterea rugozității piesei pe acele zone.

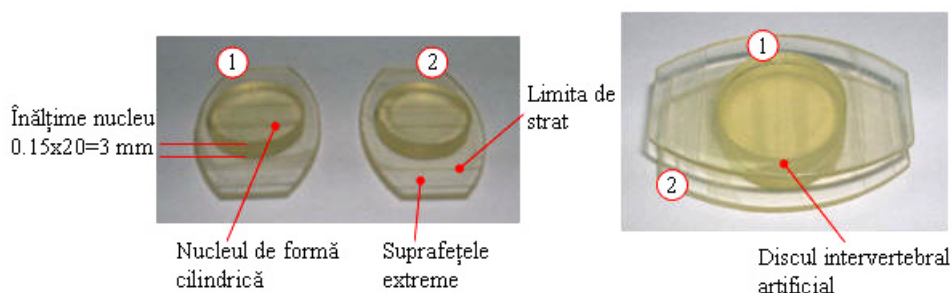


Figura 5.12 Implantul total de disc intervertebral

Utilizarea tehnicii de prototipare rapidă cu folie de plastic în execuția de implanturi sau elemente anatomic prezintă următoarele avantaje:

- se obține un model 3D la costuri de producție foarte scăzute;
- există posibilitatea de comunicare și validare a desenelor complexe;
- modelele produse sunt rigide și durabile;
- rezoluția modelelor și rugozitatea suprafețelor este bună;
- post-procesarea este relativ ușoară, în directă dependență cu complexitatea geometrică.

Prototiparea elementelor anatomice - vertebrele cervicale

Realizarea practică a unei vertebre umane reprezintă o adevărată provocare tehnologică, aproape imposibilă de realizat prin folosirea metodelor clasice de așchiere sau electroeroziune, datorită complexității geometrice pe care le are o vertebră.

S-a încercat așadar realizarea unei vertebre cervicale tipice (C3) scanată după un model natural, reconstruită și convertită în format *.stl*. Pentru aceasta s-a utilizat mașina de prototipat cu pulbere metalică ARCAM S12. Această mașină se află în dotarea Laboratorului de Microproducție al Platformei de Implantologie și se poate observa în figura 5.13, unde sunt prezentate cele două cabinete principale ale acesteia.

Operarea pe o astfel de mașină necesită o atenție deosebită din câteva motive: tensiunile de lucru de până la 60kV, prezența radiației X, inflamabilitatea pulberii, temperaturile ridicate dezvoltate în proces. Din aceste motive de securitate a muncii precum și datorită problemelor de natură tehnică operarea pe o astfel de mașină necesită o pregătire aparte. În acest sens în martie 2008 s-a efectuat un stagiu de pregătire în cadrul fabricii ARCAM din Gothenburg, Suedia. Aici s-au deprins cunoștințele de bază necesare exploatarea și întreținerii în condiții de siguranță a unei astfel de mașini.

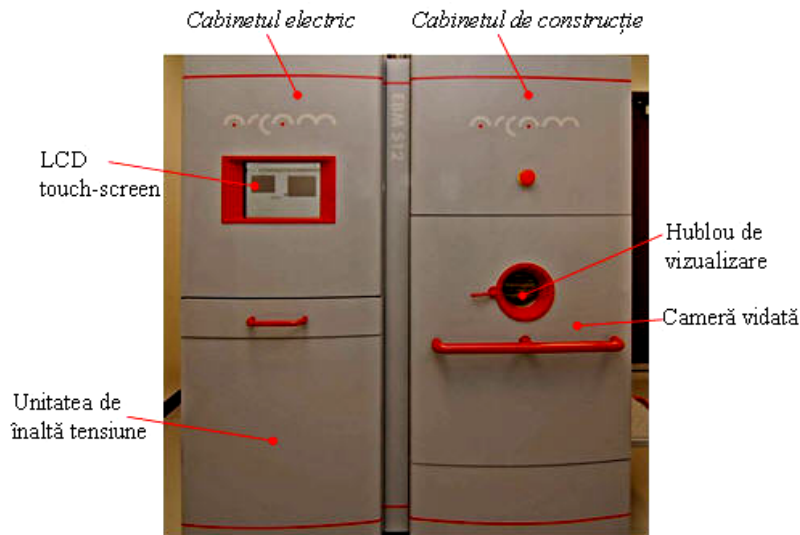


Figura 5.13 Mașina de prototipat ARCAM S12

Incinta în care are loc creșterea din topitură se poate observa în figura 5.14. Aici se pot identifica câteva dintre elementele mecanice care asigură desfășurarea procesului. Buncărele cu pulbere sunt dispuse de o parte și de cealaltă a incintei de creștere și au rolul de alimentatoare în timpul procesului. Uniformizarea pulberii pe

platforma de creștere este realizată strat cu strat de către rigla de uniformizare activă. Platforma de creștere este de asemenea un element acționat cu rolul coborârii modelului pe parcursul procesului de creștere. Elementul de izolare de tip coif are rolul de a menține o temperatură constantă în camera de creștere.

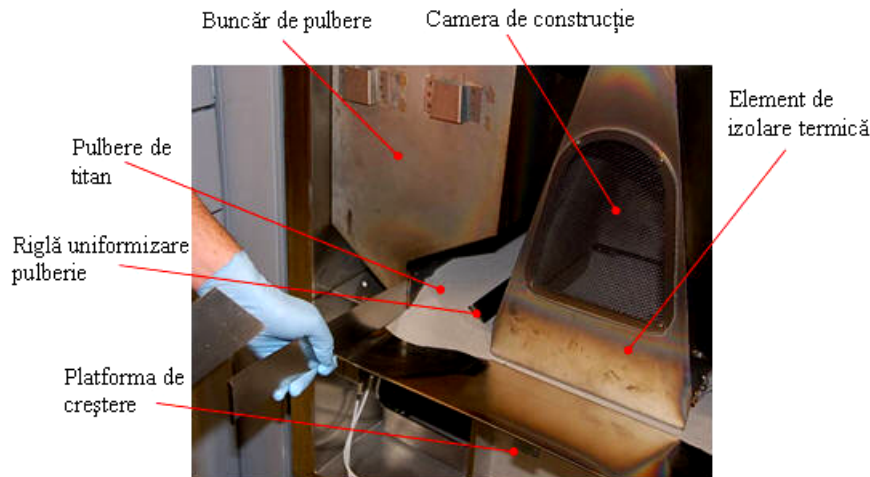


Figura 5.14 Incinta în care are loc creșterea prototipului

Etapele premergătoare procesului de prototipare efectiv sunt asemănătoare tuturor mașinilor de prototipare, până la etapa de transformare a fișierului *stl* într-unul stratificat care să conțină informații legate de procesele care se vor executa în fiecare strat. Începând cu această etapă, mașina S12 are un software dedicat în care se stabilește ordinea operațiilor din fiecare strat.

Operațiile pe care le poate executa mașina sunt de patru tipuri: pre-încălzire, generare de suporturi de tip structură, generare de suporturi de tip volum și topire selectivă. Operația de topire este cea principală dar întotdeauna este executată ultima, pentru a se asigura faptul că temperatura suprafeței stratului anterior este suficient de mare pentru a nu crea tensiuni interne în material.

Prototiparea vertebrei cervicale s-a realizat din pulbere de titan de $50\mu\text{m}$, fără suporturi de susținere de tip structură, datorită dimensiunilor reduse și a lipsei de suprafețe cu grad mare de înclinare. S-a apelat totuși la suportul de tip volumic, în care pulberea topită parțial a înglobat întregul model.

Parametrii de proces introduși cât și cei mășurați în timpul procesului de fabricație au fost stocați într-un fișier de tip *log*. Un extras din fișierul *log* R1037_2008-05-08_10.07 care conține parametrii de proces utilizați în realizarea vertebrei cervicale se prezintă în anexa 3.

Prototipul rezultat este prezentat în figura 5.15 în două faze: faza finală a procesului de prototipare (partea stângă a figurii 5.15) unde se poate observa aspectul rugos al suprafeței modelului; faza de sablare și lustruire (partea dreaptă a figurii 5.15) în care prototipul capătă aspect de piesă finită, cu o rugozitate mult diminuată. Aspectul rugos al suprafeței din prima fază se datorează persistenței pulberilor sinterizate de model din cauza temperaturii înalte din proces. Odată cu înlăturarea acestora iese la iveală modelul dens, putându-se observa straturile depuse și topite succesiv.

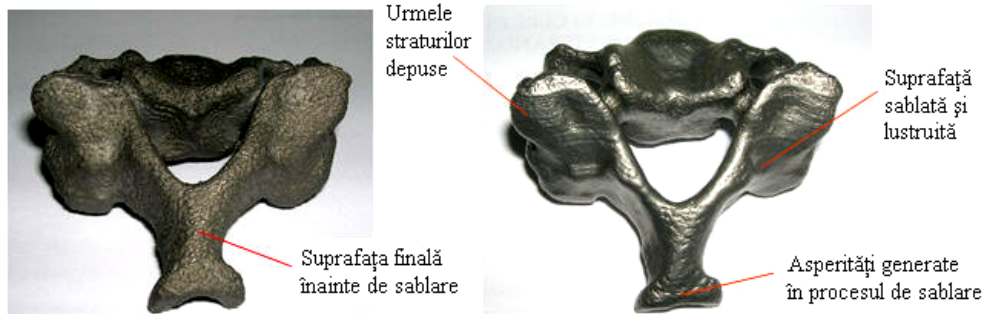


Figura 5.15 Prototipul de vertebră cervicală C3 obținut prin RP cu pulberi metalice

Principala caracteristică a prototipului realizat este densitatea structurii sale de 99% material dens, caracteristică influențată în mod direct și pozitiv de energia mare de topire a fasciculului de electroni. Un neajuns al acestei energii mari de prelucrare este că nu mașina nu poate lucra cu straturi de grosimi foarte reduse de material, pentru vertebra prezentată aici fiind utilizată o grosime de strat de 100 μm .

În concluzie se poate spune că tehnica prototipării rapide, revoluționară în domeniul tehnologic, poate fi utilizată cu succes în realizarea oricărui element de tip mecanic sau substitut al scheletului uman, din materiale dintre cele mai diverse: plastic, metale, nemetale. Elementele rezultate se înscriu în rigorile impuse de formă și dimensiuni, timp de realizare (*CAD to metal*), proprietăți mecanice și de structură. Un aspect deosebit de important îl constituie posibilitatea dezvoltării de implanturi personalizate pacientului, într-un timp foarte scurt de execuție (2-3 zile).

Dezavantajul major al modelelor realizate prin prototipare, indiferent de tipul acestora, se referă la rugozitatea suprafeței. Acest parametru deosebit de important al reperelor mecanice este influențat în mod direct de o serie de factori ca: granulația pulberilor sau grosimea foliei, grosimea stratului depus, rezoluția elementului activ de uniformizare a pulberii, puterea și controlul fasciculului, viteza de creștere, etc. La majoritatea implanturilor de osteointegrare prezența rugozității ridicate este un factor cheie în performanța implantului dar, pe de altă parte, în cazul elementelor mecanice utilizate temporar sau în asamblare cu altele sunt necesare operații clasice ulterioare. Cheia este deci o alegere rațională a tehnologiei de fabricație prin prototipare a unui implant în funcție de cerințele impuse acestuia.

5.2 Principiul, parametrii și contribuții privind fabricația implantului cervical tip plăcuță (CP1) prin tehnica decupării și sudării laser

5.2.1 Principiul și parametrii laser

Laserul, este un dispozitiv care amplifică lumina și o concentrează într-un fascicul îngust denumit coerent, în care undele și fotonii asociați se propagă în fază. Această proprietate face ca lumina laser să fie extrem de direcțională și de o mare puritate spectrală.

Laser este acronimul din limba engleză pentru Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation (amplificarea luminii prin emisie stimulată de radiații). Mai întâi cantonată în lumina vizibilă, laserele acoperă azi toată gama de

radiații electromagnetice, de la razele X și ultraviolete până la unde infraroșii și micrometrice (figura 5.16) [113], [114], [115], [116], [117], [118], [119].

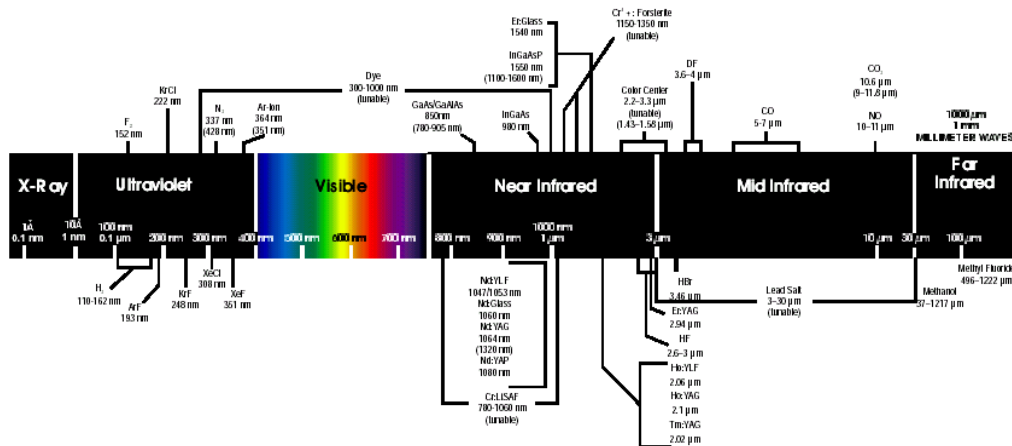


Figura 5.16 Spectrul fonic și domeniile laser

Principiul laserului constă în excitarea electronilor din miez, apoi declanșarea emisiei fotonilor în cascadă sub formă de rază. Pentru a se realiza acest fenomen, dispozitivul laser constă într-un *rezervor de electroni* (miez fertil care poate fi solid, lichid sau gazos) numit miez activ, asociat cu o sursă excitantă care ridică electronii la nivele de energie superioară. Această excitație a miezului activ este numită *pompare*.

Într-o fază secundă, lumina este injectată în miez, provocând ciocniri între electronii excitați și fotonii. În urma acestor ciocniri, electronii excitați se reîntorc la nivelul lor de energie inițial emițând noi fotonii. Acest proces de emisie stimulată de origine cuantică, produce amplificarea luminii. Două oglinzi situate la extremitățile laserului se reflectă fotonii emiși, lumina intensificându-se cu fiecare parcurs. Una din acele două oglinzi este semireflectoare, ceea ce permite unei părți din lumină de a fi eliberată la fiecare dus-întors.

Lumina laser își datorează coerența faptului ca fotonii din miez generează în trecerea lor alți fotonii care sunt în fază cu ei în deplasarea lor.

Mai mult, fotonii obținuți prin emisia stimulată au aceeași energie și aceeași direcție ca fotonii incidenti, ceea ce explică puritatea și directivitatea fasciculului (fotonii care nu se deplasează în axa oglinzii se vor pierde în pereții opaci).

În cazul laserelor în impulsuri, nu există oglindă semireflectoare: laserul este echipat cu un obturator care eliberează fasciculul atunci când se comandă explozia. Între două impulsuri, trebuie un anumit timp pentru ca miezul activ să fie pompat convenabil.

Laserele cu gaz

Într-un laser cu gaz, miezul generator de fotonii este un gaz pur, un amestec de gaz sau un metal încălzit la stadiul de vapori, conținut într-un tub de sticlă sau de cuarț. Pompajul miezului este obținut prin radiație ultravioletă sau bombardamentul cu electroni.

Laserul cu heliu și neon este cunoscut pentru puritatea frecvenței de emisie și concentrarea (directivitatea) fascicului obținut. Efectul Laser este obținut între două niveluri excitate ale atomului de neon, dar heliul joacă un rol primordial în inversa populației. Cele două niveluri excitate cel mai jos de atomul de heliu (19,8 eV și 20,5 eV) sunt metastabile.

Laserele cu dioxid de carbon sunt la fel de răspândite și generează mari puteri în mod continuu. Tranziția laser se face între două niveluri de vibrație în jurul moleculei de CO₂. Miezul amplificator este un amestec de CO₂, N₂ și He. Azotul contribuie la pompajul nivelului superior iar heliul la depopularea nivelului inferior. Puterea de ieșire poate atinge valori de ordinul a câtorva kW.

Caracteristicile decupării laser

1. Focalizarea fascicului

Un laser CO₂ de 1500 W al cărui fascicul la ieșire este de 20 mm în diametru eliberează o densitate de putere de ordinul 0.5 kW/cm². Această densitate de curent este insuficientă pentru a efectua operații de tăiere, dar permite transportarea fascicului fără a deteriora dispozitivele optice.

Devine deci necesară concentrarea energiei la ieșirea din capul laser. Această concentrare se obține focalizând fasciculul cu ajutorul unei lentile sau în unele cazuri cu o oglindă. Densitatea de curent rezultată este superioară, la valori de 1000 kW/cm².

2. Diametrul de focalizare

Diametrul de focalizare este un factor important, deoarece acesta are influență directă asupra densității de putere. De exemplu, o reducere pe jumătate a diametrului alterează de patru ori densitatea puterii. Densitatea de putere se exprimă prin raportul P/S cu P - Puterea care ajunge pe piesă, S – Suprafața de interacțiune fascicul – piesă (figura 5.17). Diametrul de focalizare este proporțional cu:

$$\frac{\lambda F}{D} \quad (5.1)$$

unde: λ - lungimea de undă, D - diametrul fascicului înainte de focalizare, F - lungimea focală optică.

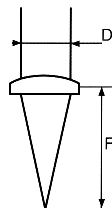


Figura 5.17 Focalizarea fascicului laser

Lungimea de undă fiind definită de tipul de laser (laser CO₂ : $\lambda = 10,6 \mu\text{m}$) iar diametrul D depinzând de sursa laser și de lungimea traseului optic, utilizatorul va putea modifica lungimea focală optică pentru a adapta diametrul de focalizare.

Alți factori care modifică diametrul de focalizare sunt:

- Calitatea optică a lentilelor: în funcție de defecte sau de aberație, diametrul de focalizare va fi mai mare sau mai mic;
- Divergența fascicului: o variație a divergenței antrenează o variație a diametrului de focalizare;
- Forma fascicului.

3. Adâncimea câmpului

Adâncimea câmpului este distanța conform axei fasciculului când diametrul de focalizare rămâne în mod sensibil constant. Această adâncime a câmpului este proporțională cu: $\lambda \left(\frac{F}{D}\right)^2$

- Distanță focală scurtă → slabă profunzime a câmpului;
- Distanță focală lungă → profunzime importantă a câmpului.

Profunzimea câmpului este un factor de flexibilitate al procedurii, adică cu cât acesta este mai mare cu atât toleranța reglajului este mai importantă.

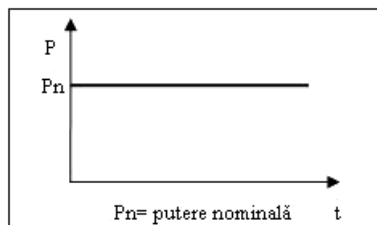
Trebuie așadar obținut un compromis *diametru de focalizare – adâncime de câmp*. Lungimea focală frecvent folosită este de 127 mm, diametrul de focalizare este de ordinul a 0.2-0.3mm, iar adâncimea câmpului este de ordinul a 0.5-1 mm.

4. Utilizarea gazului de asistență

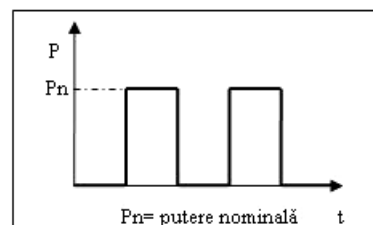
Gazul de asistență este injectat în axa fasciculului prin mijlocul unui tub de diametru mic (0.7-2mm) și are următoarele acțiuni:

5. Parametrii decupării laser

- *Lungimea de undă*: are rol asupra focalizării și absorbției fasciculului în material, și este stabilită prin natura miezului emițător. Laserul cu CO₂ are o lungime de undă $\lambda = 10.6\text{mm}$;
- *Divergența fasciculului*: are rol asupra focalizării fasciculului și este stabilită prin configurația optică a sursei laser. Laserul CO₂ are o divergență de 1-3 mrad;
- *Diametrul fasciculului înainte de focalizare*: are un rol asupra focalizării fasciculului, este fixat la sursă, și are valori între 10 - 30 mm;
- *Polarizarea*: este importantă în fenomenul de absorbție al fasciculului în material. Cele mai bune rezultate sunt obținute atunci când polarizarea este aliniată după direcția de tăiere;
- *Puterea emisă*: poate fi ajustată în funcție de natura materialului și de grosimea sa. Un laser CO₂ de decupare are o putere nominală specifică situată între 500 și 2000 W. Puterea se poate furniza sub trei feluri de emisie (figura 5.18):
 - Emisie continuă: utilizată pentru decuparea de forme simple în scopul atingerii vitezei maxime;
 - Emisie pulsatorie: utilizată pentru a decupa forme mai complexe în scopul de a limita încălzirea piesei;
 - Emisie superpulsatorie: se caracterizează printr-o putere de vârf la de 3 ori puterea nominală. Ea este utilizată pentru amorsarea unei tăieri, pentru decupări fine sau în decuparea materialelor reflectante.



a)



b)

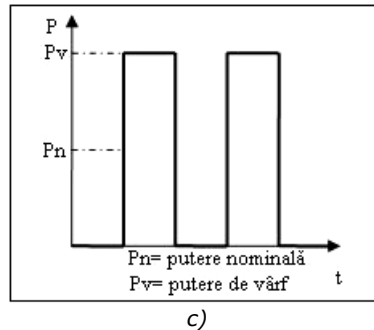


Figura 5.18 Tipuri de putere emisă: a) – Emisie continuă, b) – Emisie pulsatorie, c) – Emisie superpulsată

- **Lungimea focală a dispozitivului optic (F):** are un rol deosebit asupra focalizării, poziției și diametrului punctului focal și adâncimea câmpului (figura 5.19). Lungimea focală standard este de 127 mm. O lungime focală mai scurtă antrenează un diametru de focalizare mai mic și deci o densitate de putere mai mare. Adâncimea câmpului în acest caz este mai redusă. Poziția punctului de focalizare (pf) în raport cu suprafața piesei se face în funcție de materialul utilizat și de experiența operatorului.

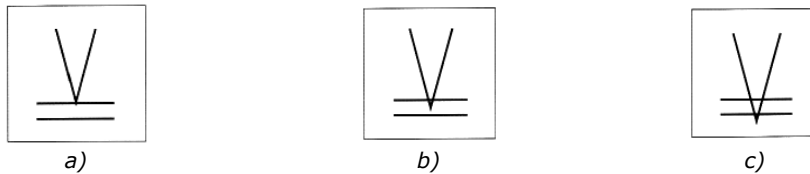


Figura 5.19 Poziția punctului de focalizare: a) – pe suprafața superioară a piesei $pf = 0$, b) – în interiorul piesei $pf < 0$, c) – pe sau dedesubtul feței inferioare a piesei $pf < -e$

- **Viteza de tăiere:** este ajustată în funcție de natura materialului, de grosimea sa, puterea laserului, condițiile de focalizare, geometria piesei, și natura și caracteristicile gazului.
- **Fluxul gazos:** are rol de a crește performanțele decupării prin două acțiuni:
 - o **chimică:** gazul utilizat reacționează cu materialul din topitură. Exemplul cel mai cunoscut este utilizarea oxigenului pentru tăierea oțelului unde reacția exotermă a combustiei fierului în oxigen crește performanțele decupării;
 - o **mecanică:** gazul prin viteza sa expulzează material în fuziune. El trebuie să fie canalizat și injectat în axa fasciculului.

Caracteristicile sudării laser

Interacțiunea laser-materie. Electronii de conducție din metal interacționează cu fotonii radiației laser. Acești electroni excitați pe o lungime de absorbție de câteva zeci de nanometrii (în jur de 12 nm pentru aluminiu de exemplu la $10,6 \mu\text{m}$) transmit rapid energia absorbită rețelei atomice (în 10^{-3} s în jurul cuplajului electroni-fotoni). Absorbția energiei se face în cele trei faze de agregare: solidă, lichidă și gazoasă.

Cantitatea de energie absorbită. Energia furnizată de sursă (E_f) poate fi disociată în trei componente:

- energia E_i depusă pe piesă este direct proporțională cu puterea furnizată de sursa P afectată de randamentul K al drumului optic și raportată la viteza de sudare V :

$$E_i = \frac{K \cdot P}{V} [j/m] \quad (5.2)$$

- energia absorbită de material E_a se definește prin:

$$E_a = \frac{Q_a}{l_c} \quad (5.3)$$

unde: Q_a este cantitatea de căldură absorbită (măsurată), l_c : lungimea cordonului de sudare. Volumul topit asociat acestei absorbții de căldură pe unitatea de timp dv/dt variază în funcție de viteză astfel:

$$\frac{dv}{dt} = S \cdot V \quad (5.4)$$

unde: S este secțiunea topită care poate fi determinată într-o secțiune transversală.

- energia utilă E_u adică cantitatea de energie strict necesară pentru a încălzi și topi materialul se exprimă astfel:

$$E_u = \rho [C(T_f - T_o) + \Delta H_f] \cdot dv \quad (5.5)$$

unde: T_f este temperatura de topire, T_o temperatura ambiantă, ρ densitatea, C căldura specifică, ΔH_f variația căldurii latente

Diferența între energia incidentă și energia absorbită este datorată:

- pierderilor de plasmă în mediul exterior prin radiație și convecție;
- reflexiei și difuziei radiației laser.

Diferența între energia absorbită și energia utilă este datorată:

- supraîncălzirii zonei topite;
- transferului direct de plasmă pe suprafața utilă adiacentă prin convecție și radiație.

Influența naturii materialului. Independent de aspectele de sudabilitate metalurgică, nu toate materialele se comportă de aceeași manieră sub intensitatea fasciculului laser. Interacțiunea fascicul/materie depinde în mare măsură de natura materialului iradiat. Materialele puternic conductoare (figura 5.20) sunt de asemenea foarte reflectante pentru laser, și vor fi deci foarte dificil la topit: exemplu: Cu, Au, Ag, etc.

Numai laserul YAG pulsant va putea topi cu ușurință acest tip de material, datorită puterii sale crescute și unei mai bune absorbții a acestor suprafețe la lungimea de undă de $1,06\mu m$. În ceea ce privește laserul CO_2 , este dificil de a crea o baie de fuziune pe aceste materiale, cu excepția materialelor de grosime mică.

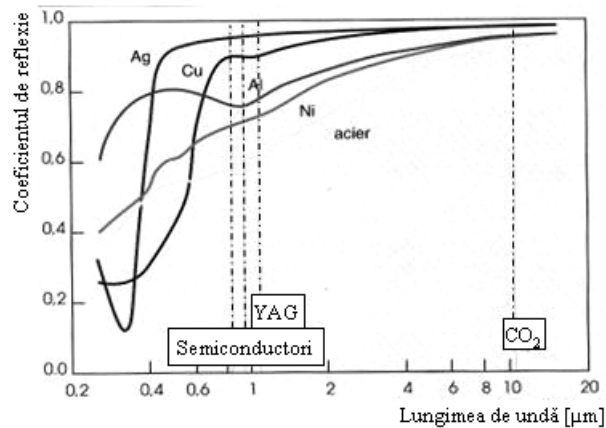


Figura 5.20 Coeficientul de reflexie în funcție de lungimea de undă

Într-o operație de sudare, parametrii tehnologici proprii ai unei îmbinări sunt:

- puterea P furnizată de sursă și sistemul optic;
- profilul de repartizare a energiei în interiorul fascicului care depinde de sursa aleasă, de stabilitatea sa în timp și sistemul de producere a fascicului;
- diametrul eficace în dreptul suprafeței elementelor de sudat în raport cu sistemul optic. Acest diametru este legat de poziția petei focale care separă această suprafață a planului de focalizare în momentul utilizării unei lentile ($d > 0$ dacă planul focal este situat deasupra suprafeței, $d < 0$ în caz contrar);
- viteza de sudare V ;
- protecția gazoasă definită prin tipul, presiunea sau debitul său și prin datele geometrice date de forma duzei și distanța dintre aceasta și suprafața de sudat;
- sistemele conexe asemenea dispozitivelor de suflare a plasmii și de vibrație a fascicului;
- poziția de sudare.

5.2.2 Contribuții privind parametrii experimentali ai decupării cu laser

Implantul CP1 propus spre realizare prin tehnica laser cuprinde două operații tehnologice: decuparea și sudarea, operații care s-au executat în mai multe faze.

Operația de decupare se referă la realizarea a trei subansambluri codificate Sb1, Sb2 și Sb3, a căror semnificație se poate observa în figura 5.21 a. Sb1 este subansamblul mare care are forma identică cu cea a implantului final dar fără grosimea necesară; subansamblul Sb2 este o ureche identică din punct de vedere geometric cu urechea mică a lui Sb1; Sb3 este identic din punct de vedere geometric cu urechea mare a lui Sb1 (figura 5.21 a).

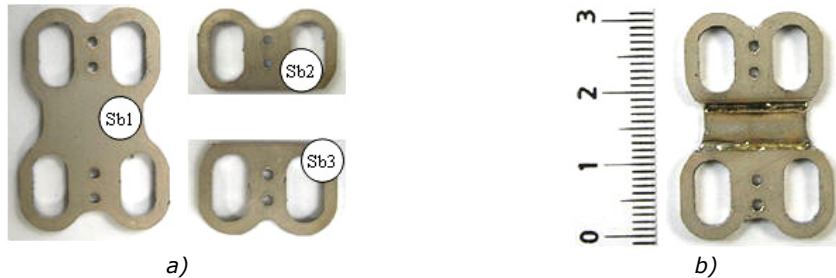


Figura 5.21 Rezultatul final al operațiilor de decupare și sudare: a) – subansamblurile, b) – ansamblul implant CP1

Operația de sudare se referă la asamblarea celor trei piese prin procedeul de sudare prin transparentă (figura 5.21 b).

Operațiile și fazele necesare realizării implantului așa cum sunt prezentate pe scurt în figura 5.21 se vor prezenta pe larg în cele ce urmează.

Operațiile tehnologice de prelucrare cu laser a implanturilor cervicale tip CP1 s-au realizat în cadrul programului Socrates-Erasmus derulat în perioada martie-iunie 2006 la Universite D’Artois, Institut Universitaire de Tehnologie, Béthune, Franța.

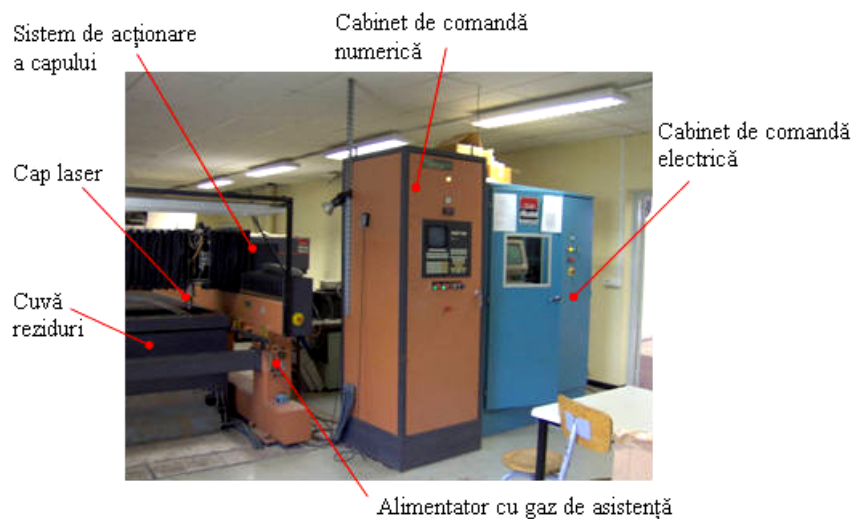


Figura 5.22 Instalația laser de prelucrare

Laserul din dotarea laboratorului CALFA al Institutului IUT (figura 5.22) este un laser cu CO₂ denumit CI 2000, cu o lungime de undă $\lambda=10.6 \mu\text{m}$ și o putere maximă de 2 kW, cu ajutorul căruia s-au decupat respectiv sudat subansamblurile de titan componente ale implantului CP1.

Comanda laserului se face prin intermediul blocului de comandă numerică NUM 750 CNC. Acesta poate opera în două moduri: un mod în care conturul de decupat sau de sudat este realizat pe procesorul de desenare propriu, și un alt mod în care modulul de comandă primește deplasările de realizat sub formă de program în cod G – ISO.

Etapele în realizarea programului în cod G și transferul acestuia către comanda mașinii se realizează de către aplicațiile proprii ale laserului: LaserDX3 (creează programul din fișier CAD) și DNC32 (transferă programul în cod G la modulul de comandă).

Prima etapă în utilizarea laserului a fost verificarea puterii de lucru a acestuia. Necesitatea unei astfel de verificări vine din modul în care se face controlul puterii și din faptul că, odată cu uzura sistemului optic puterea laserului scade. Puterea se reglează de către utilizator prin intermediul curentului de tub, fiind deci necesară cunoașterea raportului în care variază cele două mărimi. Testul de putere s-a făcut pe baza unui modul de măsurare propriu al aparatului, obținându-se variația din figura 5.23. Se poate constata aici că valoarea maximă a puterii este de 1800W la 60 mA, cu 200W mai puțin decât valoarea înscrisă în specificațiile tehnice. Fiind cunoscută acum variația puterii cu intensitatea curentului de tub, se pot regla în mod discret valorile dorite de putere prin introducerea valorilor de intensitate corespunzătoare. Acest tip de control este deopotrivă valabil atât pentru debitare cât și pentru sudare.

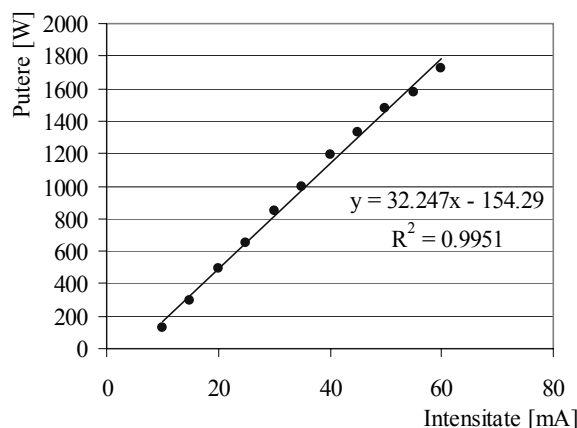


Figura 5.23 Variația puterii cu intensitatea curentului de tub

Deoarece materialul utilizat pentru confecționarea implantului cervical CP1 este titanul, cunoașterea comportamentului metalurgic al acestui material devine esențială.

Titanul are o mare afinitate față de oxigen, cu atât mai mare cu cât temperatura este mai ridicată. În aceste condiții reacția sa cu oxigenul este foarte puternic exotermă.

Operațiile de prelucrare cu laser nu se recomandă a fi executate având ca și gaz de asistență oxigenul deoarece:

- Reacția aproape explozivă conduce la o prelucrare cu rupturi de material;
- Contaminarea cu oxigen atrage după sine o scădere a caracteristicilor mecanice făcându-l mai fragil.

De asemenea, titanul prezintă o afinitate și pentru azot. Chiar dacă este mai redusă decât în cazul oxigenului, aceasta poate induce o fragilizare a titanului.

În scopul prevenirii acestor fenomene nedorite și al asigurării calității piesei construite, este necesară utilizarea unui gaz de asistență inert, aflat sub presiune medie sau înaltă care să protejeze baia de metal și materialul în curs de solidificare. Această precauție este necesară dacă materialul depășește temperatura de 450°C.

Alegerea gazului a constituit unul dintre parametrii de proces și s-a făcut între două gaze inerte disponibile: argon și heliu.

Umiditatea aerului este un alt fenomen nedorit în prelucrare deoarece poate sta la originea apariției porozității și a bavurilor. Dacă problema protejării față de oxigen și azot este rezolvată, atunci cea legată de umiditate este doar una secundară.

Decuparea în regim continuu

Pentru realizarea implantului conform geometriei descrisă în *capitolul 3* s-au executat cele trei subansambluri Sb1, Sb2 și Sb3 în trei faze (figura 5.24):

- Faza 1 este cea a decupării subansamblului Sb1 pe contur și realizarea orificiilor corespunzătoare.
- Faza 2 corespunde realizării subansamblului Sb2, identic din punct de vedere geometric cu urechea mică a lui Sb1.
- Faza 3 corespunde decupării subansamblului Sb3, identic din punct de vedere geometric cu urechea mare a lui Sb1.

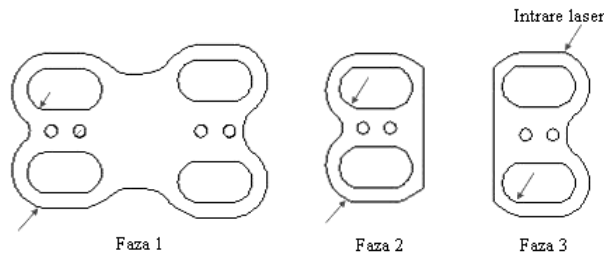


Figura 5.24 Fazele tehnologice de decupare a subansamblurilor: Sb1-Faza1, Sb2-Faza2, Sb3-Faza3

Primul set de încercări s-a executat pe forme simple de pătrat 10x10 și nu pe formele subansamblurilor pentru a putea realiza un reglaj preliminar al parametrilor.

Decuparea în regim continuu s-a realizat utilizând parametrii din tabelul 5.1. Combinarea acestora este una pur experimentală, în care s-a ținut totuși cont de relațiile teoretice de interdependență dintre aceștia.

Încercările executate au condus la identificarea unui set de parametrii optimi pentru decuparea titanului în formă pătrată P1=10x10 mm. Acești parametrii corespund înregistrării 5 din tabelul 5.1.

Tabelul 5.1 Parametrii decupării pătratului P1

Nr.	Tip piesă	Grosime [mm]	Număr eșantion	Viteză [mm/min]	Presiune [bar]	Putere [cod]	Diametru duză [mm]	Gaz
1	P1	1	a	2400	3	S16	1,5	Ar
2	P1	1	b	3000	3	S16	1,5	Ar
3	P1	1	c	3300	3	S16	1,5	Ar
4	P1	1	d	600	3	S16	1,5	Ar
5	P1	1	e	1200	3	S16	1,5	Ar
6	P1	1	f	1500	3	S16	1,5	Ar
7	P1	1	g	1500	3	S13	1,5	Ar
8	P1	1	h	2400	3	S13	1,5	Ar

Evaluarea utilizării parametrilor optimi se poate face vizual (figura 5.25), unde se poate observa precizia dimensională și de formă întrunite în proba e, precum și calitatea suprafeței din tăietură, care nu prezintă urme ale curgerii metalice și nici bavuri semnificative. Cheia acestui rezultat a fost echilibrul de proces stabilit între putere (820 W), viteza de tăiere (1200mm/min) și gazul de asistență (Ar).

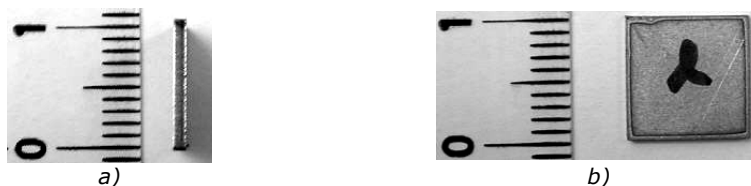


Figura 5.25 Pătrat 10x10mm decupat cu Ar: a) – vedere în tăietură, b) – vedere de jos

Al doilea set de încercări a cuprins realizarea subansamblului Sb1, pe baza parametrilor de proces stabiliți în cazul anterior.

În urma realizării primei probe s-a observat că dimensiunile, forma și calitatea suprafețelor decupate nu erau cele anticipate, spre finalul execuției înregistrându-se chiar curgeri de material și bavuri considerabile. Rezultatul diferit pentru același set de parametri în cazul a două piese de forme diferite se datorează în totalitate temperaturii induse în piesă în timpul procesului. Aceasta este explicația faptului că la începutul prelucrării (semifabricat rece) decuparea a fost optimă iar spre final, acumularea globală de căldură în semifabricat suprapusă peste cea locală indusă de laser a condus la curgerea materialului.

Pentru a obține o piesă corectă s-a recurs la optimizarea pe cale experimentală a parametrilor de proces, de data aceasta direct pe forma subansamblului Sb1.

Din punct de vedere teoretic, efectul termic indus în piesă se poate diminua în două moduri: prin creșterea vitezei de tăiere sau prin introducerea unei temporizări între diferitele faze ale operației de decupare.

Tabelul 5.2 Parametrii decupării subansamblului Sb1

Nr.	Tip piesă	Grosime [mm]	Nr. eșanțion	Viteză [mm/min]	Pres. [bar]	Putere [cod]	Temp oriz. [s]	Gaz
1	Sb1	1.5	1	3000	3.5	S14	0	Ar
2	Sb1	1.5	2	3000	3.5	S15	0	Ar
3	Sb1	1.5	3	3000	3.5	S16	0	Ar
4	Sb1	1.5	4	3300	4	S16	0	Ar
5	Sb1	1.5	5	3000	4	S15	0.6	Ar
6	Sb1	1.5	6	3000	4.5	S15	0.6	Ar
7	Sb1	1.5	7	3300	4.5	S15	0.6	Ar
8	Sb1	1.5	1H	2700	4	S15	0.6	He
9	Sb1	1.5	2H	2700	4	S15	0.6	He
10	Sb1	1.5	3H	2400	4	S15	0.6	He
11	Sb1	1.5	4H	3000	4	S15	0.6	He
12	Sb1	1.5	5H	3000	4	S16	0.6	He

S-a constatat că și din punct de vedere practic, creșterea vitezei de tăiere combinată cu temporizarea fazelor reprezintă soluția la problema supraîncălzirii. Astfel, s-au determinat două seturi de parametrii optimi de prelucrare, prezentați în tabelul 5.2, înregistrările 4 și 8. Diferența majoră dintre aceste două seturi de parametrii o reprezintă tipul gazului protector (de asistență), care este în primul caz argonul iar în al doilea heliul.

În figura 5.26 se pot observa diferențele de calitate a decupării subansamblului Sb1 în cazul utilizării unui set necorespunzător de parametrii (figura 5.26 a) când geometria este distorsionată în zonele de curbură ale Sb1 și bavura este considerabilă, respectiv în cazul utilizării setului de parametrii optimi (figura 5.26 b) unde forma și dimensiunile sunt cele dorite. Vederile prezentate sunt cele corespunzătoare ieșirii fasciculului laser deoarece aceste fețe sunt predispuse fenomenului de încălzire excesivă și deci de curgere a materialului urmată de apariția bavurii.



Figura 5.26 Subansamblul Sb1, vedere de jos: a) – parametrii necorespunzători, b) – parametri optimi

Pentru a evalua suprafețele rezultate în urma decupării cu argon și cu azot s-a realizat analiza metalografică a două probe C4 și C5 care reprezintă zonele de interes din subansamblul Sb1. Linia de secționare s-a ales astfel încât să treacă prin cât mai multe zone prelucrate, conform figurii 5.27. Pregătirea probei a constat în eșantionarea prin debitare a celor două probe, urmată de înglobarea și șlefuirea eșantionului.

Analiza metalografică s-a făcut pe un microscop optic cu mărimi de 100, 200 și 500X aflat în dotarea laboratorului CIDUCOS.

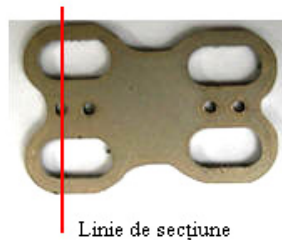


Figura 5.26 Secționarea subansamblului Sb1 pentru analiza metalografică

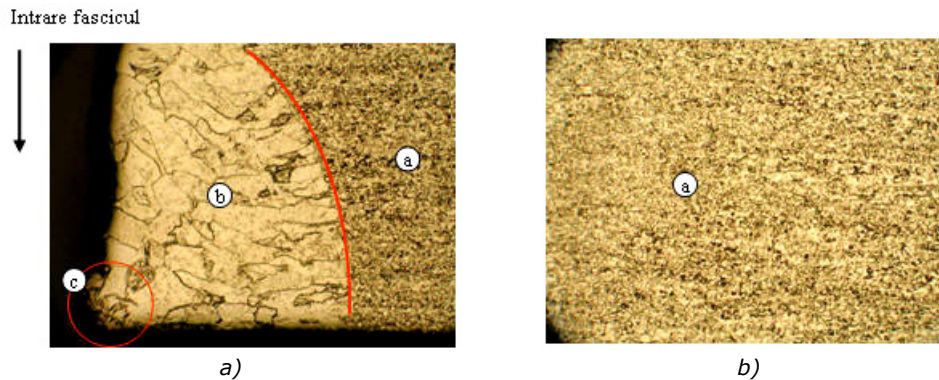


Figura 5.27 Microstructura probei C4: a) - Microstructura marginii -MO 100X, b) - Microstructura miezului -MO 100X

În figura 5.27 a și b se prezintă structura marginii și miezului pentru proba C4 decupată cu heliu. Se poate observa aici, că miezul piesei a rămas neschimbat b) în timp ce marginea implantului este puternic influențată termic de către fasciculul de prelucrare. În imediata vecinătate a conturului de tăiere apare o zonă puternic influențată termic care se manifestă prin creșterea și alungirea grăunților. Această zonă are adâncime de pătrundere variabilă plecând de la o valoare mai mică în zona de intrare a fasciculului și ajungând la una aproape dublă în zona de ieșire.

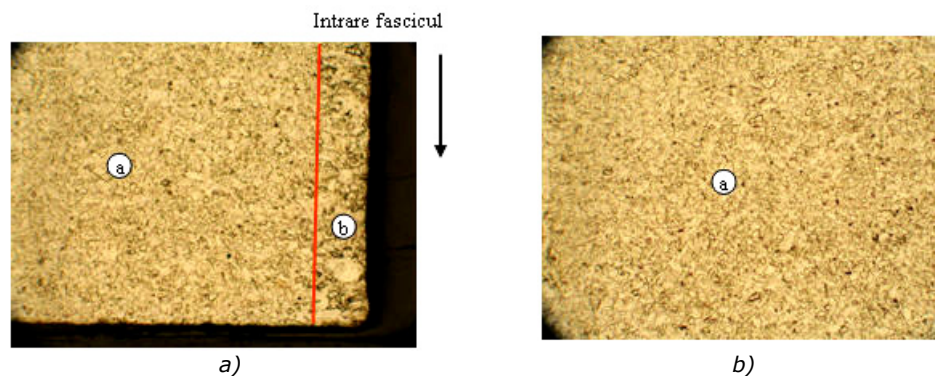


Figura 5.28 Microstructura probei C5: a) - Microstructura marginii -MO 100X, b) - Microstructura miezului -MO 100X

În imaginea b) se observă structura miezului (a) aceleiași probe, putându-se compara cu structura marginii pentru a localiza cu precizie limita de influență termică. Tot în microstructură, în zona de ieșire a fasciculului (c) se pot observa mici curgeri de material produse în timpul prelucrării. Acestea se datorează presiunii insuficiente a gazului protector de a le pulveriza în faza lichidă.

În figura 5.28 este prezentată structura metalografică a probei C5 decupate cu argon. Zona influențată termic în acest caz este mai puțin profundă decât în cazul precedent și aproape constantă pe grosimea piesei. Totodată, datorită temperaturii de proces mai reduse se poate observa în a), că dimensiunile grăunților din zona influențată termic sunt mult mai reduse.

Dacă se compară cele două microstructuri se poate spune că proba C5, rezultată în urma decupării cu argon reprezintă rezultatul optim dintre cele două.

Însă, acest lucru nu poate fi pus doar pe seama gazului protector, ci trebuie amintiți și ceilalți parametri: presiune, putere, viteză, temporizare, conform tabelului 2.

Decuparea în regim pulsator

Pentru evitarea problemei legate de încălzirea globală a piesei în timpul prelucrării s-a încercat utilizarea regimului de decupare în impulsuri. În aceste condiții încălzirea nedorită a piesei este mult diminuată și deci curgerile de material mult mai reduse.

Parametrul care apare în acest caz este timpul de impuls respectiv timpul de pauză. Acești doi timpi T_i și T_0 au fost alocați la valori de 5 ms fiecare. Temporizarea între două faze succesive a fost setată la 0.6s. Toate aceste *întârzieri* din proces contribuie la păstrarea temperaturii cât mai constante pe parcursul prelucrării.

Parametrii experimentali ai decupării subansamblurilor Sb2 și Sb3 sunt prezentați în tabelul 5.3 unde, la înregistrările 4 și 6 respectiv 7 sunt prezentate valorile unor combinații optime ale acestora.

Tabelul 5.3 Parametrii decupării subansamblului Sb2 și Sb3

Tip piesă	Mat. g= [mm]	Nr. eșan-tion	Viteza [mm/min]	Presiune [bar]	Intensitate [mA]	T0 [s]	T1 [s]	Ga z
F1	Ti 1,5	1	1350	4,2	38	5	5	He
F1	Ti 1,5	2	1200	4,2	38	5	5	He
F1	Ti 1,5	3	1500	4,2	38	5	5	He
F1	Ti 1,5	4	1650	4,2	38	5	5	He
F1	Ti 1,5	5	1350	4,2	38	5	5	He
F3	Ti 1,5	1	1500	4,5	38	5	5	Ar
F3	Ti 1,5	2	1500	4,5	38	5	5	Ar
F3	Ti 1,5	3	1500	4,2	38	5	5	Ar
F3	Ti 1,5	4	1200	4,2	38	5	5	Ar
F3	Ti 1,5	5	1350	4,2	38	5	5	Ar
F3	Ti 1,5	6	1650	4,2	38	5	5	N2

Calitatea suprafețelor decupare variază de această dată foarte mult și cu natura gazului de asistență. Se poate observa astfel că, pentru același set de valori de viteză, putere, temporizare, presiune dar gaz de asistență diferit (He și Ar), culoarea și calitatea suprafeței diferă foarte mult. Astfel, în cazul utilizării heliului culoarea suprafeței este albă iar curgerile sunt reduse, iar pentru argon culoarea este gălbui-aurie iar bavura este mult mai pronunțată (figura 5.29).



Figura 5.29 Aspectul prelucrării în regim pulsatoriu: a) – decuparea cu He a Sb2, b) – decuparea cu Ar a Sb3

Aspectul microstructural al celor două probe nu prezintă diferențe majore în ceea ce privește adâncimea zonei de influență termică sau modificările grăunților comparativ cu cazul decupării cu argon în regim continuu. Specific acestui tip de prelucrare este aspectul striat al suprafeței de-a lungul conturului. Aceste striții de ordinul a 0.2 mm sunt generate de regimul în impulsuri folosit.

5.2.3 Contribuții privind parametrii experimentali ai sudării cu laser

În cazul operației de sudare a subansamblurilor Sb1, Sb2 și Sb3 s-au folosit ca și gaze de protecție aceleași gaze inerte: argonul și heliul. Gazul de protecție are o importanță crucială în operația de sudare deoarece asigură protecția băii de metal topit. Spre deosebire de tăiere când baia de metal este îndepărtată de către fluxul de gaz, în acest caz baia de metal devine cordonul de sudură care rigidizează cele două componente metalice. Așadar, este foarte important atât volumul de gaz insuflat menit a proteja baia de topitură cât și puritatea acestuia. Incluziunile elementelor active cum sunt: O₂, CO₂, H₂, în topitură conduc mai apoi la fenomene nedorite, de exemplu fragilizarea.

Procedul de sudură utilizat pentru asamblarea implantului CP1 a fost acela prin transparentă. Acesta constă în general în suprapunerea a două sau mai multe foi de tablă fixate într-un dispozitiv, și fuzionarea acestora cu ajutorul fasciculului laser. Adâncimea de pătrundere trebuie astfel aleasă încât fasciculul să topească stratul de tablă inferior fără ca însă să-l străpungă.

Parametrii experimentali pentru sudare sunt prezentați în tabelul 5.4 și s-au determinat pentru două foi de titan de grosime 1mm, suprapuse. Datorită dimensiunilor reduse pe care le are implantul CP1 foarte importantă devine lățimea de cordon, care trebuie să se înscrie în 1-2mm. S-a cercetat deci obținerea unei lățimi de cordon corespunzătoare dimensiunii plăcuței, la o adâncime de pătrundere corespunzătoare.

Tabelul 5.4 Parametrii sudării laser prin transparentă

Nr.	Grosime [mm]	Număr probă	Viteză [mm/min]	Presiune [bar]	Putere [cod]	Gaz
1	2buc x 1	1	1500	0,5	S14	Ar
2	2buc x 1	2	1500	0,5	S16	Ar
3	2buc x 1	3	1500	0,5	S18	Ar
4	2buc x 1	4	1500	0,5	S17	Ar
5	2buc x 1	5	1650	0,5	S17	Ar
6	2buc x 1	6	1800	0,5	S17	Ar
7	2buc x 1	17	2700	0,6	S17	N2
8	2buc x 1	18	2400	0,6	S17	N2
9	2buc x 1	20	3000	0,6	S18	N2
10	2buc x 1	21	3000	0,6	S17	N2
11	2buc x 1	2	2400	0,5	S16	He
12	2buc x 1	3	1200	0,5	S16	He
13	2buc x 1	4	1560	0,5	S18	He
14	2buc x 1	5	1560	0,5	S17	He
15	2buc x 1	6	1560	0,5	S16	He
16	2buc x 1	7	1380	0,5	S16	He

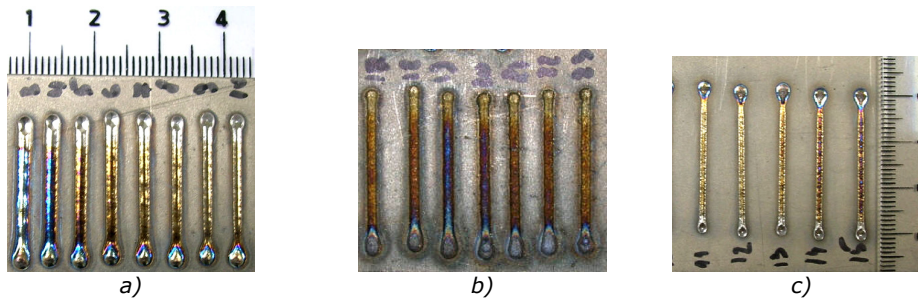


Figura 5.30 Linii de sudură laser: a) – argon, b) – azot, c) – heliu

Rezultatele trasării liniilor de sudare experimentale, pentru cele trei gaze de asistență utilizate: argon, azot și heliu sunt prezentate în figura 5.30.

Cordoanele de sudură care prezintă cea mai redusă oxidare la suprafață sunt cele în care s-a utilizat ca și gaz de asistență heliul datorită purității acestuia și deci a protecției asigurate asupra băii de metal topit. Grosimea cordonului în acest caz este de 2 mm, deci se înscrie în cerințele impuse de fabricarea implantului cervical CP1.

Odată stabiliți parametrii optimi pentru sudare (tabelul 5.4, liniile 6 și 16) s-a trecut la realizarea asamblării implantului CP1.

O condiție importantă în realizarea îmbinării sudate a fost cea a dispozitivării celor trei subansambluri pentru a obține o rigidizare preliminară a acestora. Acest lucru a fost realizat cu ajutorul a două menhine mecanice miniaturale. Cordoanele de sudură s-au trasat transversal pe subansamblul Sb1, în imediata vecinătate a muchiiilor subansamblelor Sb2 și Sb3, conform figurii 5.31.

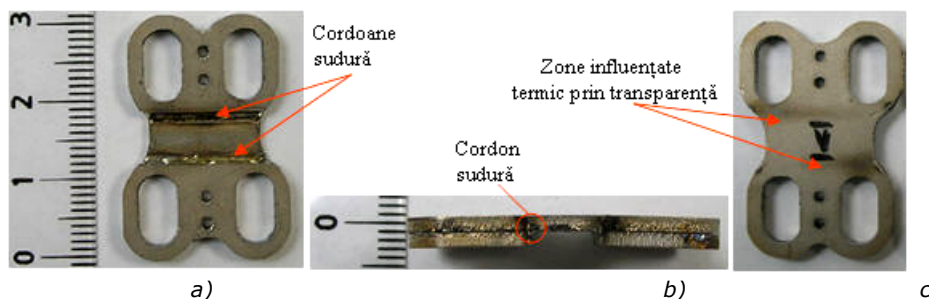


Figura 5.31 Implantul cervical CP1 fabricat prin tehnologii laser: a) – vedere de sus, b) – vedere laterală, c) – vedere din spate

În concluzie, aplicarea tehnologiei laser în confecționarea implantului cervical CP1 prezintă avantajele specifice procedurii în sine: viteza foarte mare de prelucrare (aproximativ 1.5 m/min), precizia foarte mare de execuție în condițiile identificării parametrilor optimi de proces.

Determinarea parametrilor optimi de decupare și sudare s-a realizat pe cale experimentală, nefiind în momentul de față o serie de parametrii standardizați pentru prelucrarea titanului.

Pentru realizarea sudurilor s-au executat dispozitivele necesare menținerii în poziție a celor trei subansambluri.

Dezavantajele identificate sunt legate de imposibilitatea execuției pieselor se revoluție, adică a șuruburilor de rigidizare, fapt ce conduce la concluzia că, prin utilizarea tehnologiei laser ca singură tehnologie de prelucrare nu se pot confecționa toate elementele unui implant cervical de tip plăcuță.

5.3 Contribuții privind fabricația implantului cervical CP1 prin electroeroziune cu fir

5.3.1 Principiul metodei și realizarea prelucrării

Principiul de lucru al mașinii de electroeroziune cu fir se bazează pe îndepărtarea prin scânteiere a materialului semifabricatului la deplasarea unui fir-electrod prin acesta, într-un mediu dielectric. Deplasarea de precizie a firului este asigurată de comanda numerică a mașinii. Datorită principiului de scânteiere pe care îl utilizează, mașinile de electroeroziune prelucrează numai materiale conductoare electric. Schema de principiu a unei astfel de mașini este prezentată în figura 5.32. Impulsurile electrice sunt generate între electrod și piesă, cu un mediu de apă deionizată (dielectric) între acestea. Deionizarea apei este necesară deoarece mineralele din apa naturală o fac prea conductivă.

Când între cei doi electrozi diferența de potențial ajunge la o valoare de aproximativ 90V dielectricul ionizează dând naștere apariției scânteilor controlate, care topesc și vaporizează materialul, asigurând totodată și răcirea și resolidificarea particulelor erodate. Impulsurile emise de către modulul de putere al mașinii sunt de ordinul a 1000/sec și se caracterizează de cei doi timpi: timpul de impuls T_i și cel de pauză T_0 . Principiul acestui proces poate fi urmărit în figura 5.33 unde se poate observa efectul de eroziune și eliminare a materialului din interstițiu [120], [121], [62], [122], [123], [124].

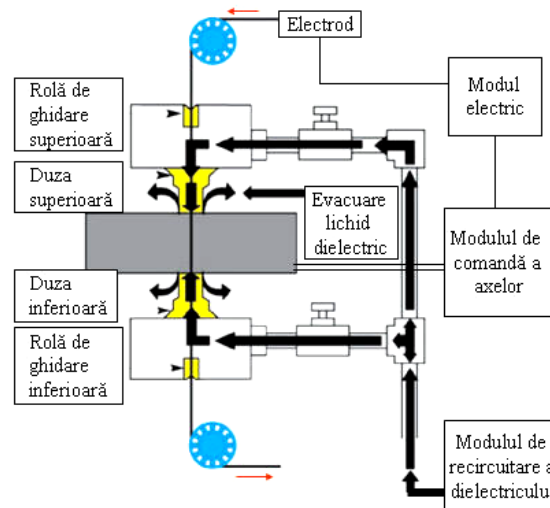


Figura 5.32 Schema de principiu a mașinii de electroeroziune cu fir

Mecanismul servo de motorizare al celor două axe (x, y) păstrează în timpul procesului o distanță constantă între fir și semifabricat de 0.51-0.76mm. Mecanismul servo previne producerea scurtcircuitului între cei doi electrozi și totodată deplasează firul pentru a tăia forma dorită. Datorită faptului că firul nu atinge niciodată piesa, se poate spune că acest proces este unul de tăiere fără acumulări de tensiuni în piesă sau sculă. Firul electrod poate fi de cupru-zinc atunci când mașina îl utilizează în circuit deschis, sau molibden, tungsten când firul se găsește într-un circuit închis, reutilizabil.

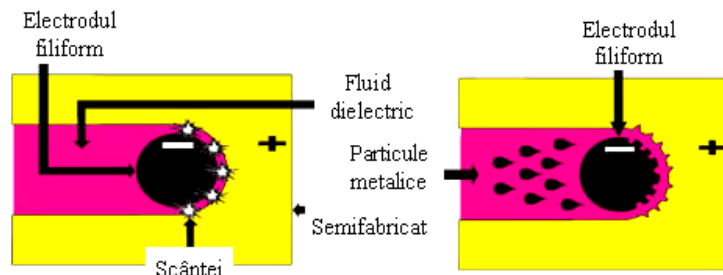


Figura 5.33 Principiul procesului de electroeroziune cu fir

Mașina de electroeroziune cu fir DK7732F

Operațiile de prelucrare prin electroeroziune cu fir s-au realizat pe mașina DK7732F, care face parte din categoria mașinilor unelte de dimensiuni mici, echipată cu comandă numerică tip MNC-A, și se găsește în Laboratorul de Microproducție al Platformei de Implantologie (figura 5.34).

Specificul acestei mașini este circulația electrodului (firului) la viteză mare în circuit închis. Firul este din molibden de grosime 0.18mm iar în timpul procesului se înfășoară alternativ pe un tambur acționat electric.

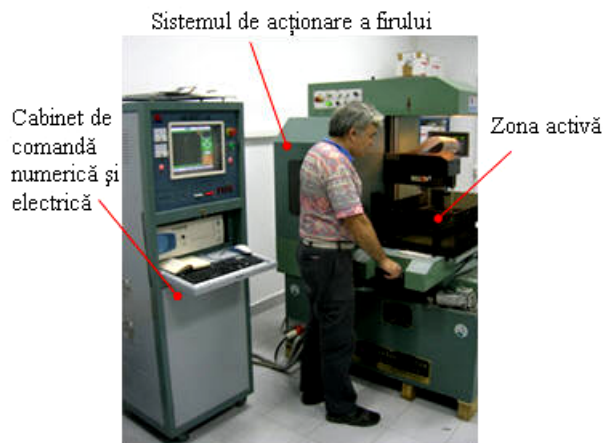


Figura 5.34 Mașina de electroeroziune DK7732F

Caracteristicile tehnice ale mașinii:

- Dimensiunile mesei de lucru (X x Y): 360 x 610 mm;
- Cursa de lucru (X x Y): 320 x 400 mm;

- Precizie în poziționare: eroare de poziționare sub 0.012mm pe oricare dintre axe;
- Greutatea maxima a piesei prelucrate: 350 kg;
- Gabaritul mașinii (X x Y x Z): 129 x 122 x 170 cm;
- Grosimea maximă a piesei prelucrate: 300 mm.

Prelucrarea începe prin realizarea modelului 2-dimensional al reperului care urmează a fi prelucrat. Modelul este cel al implantului CP1 realizat în capitolul de modelare, care s-a importat în mediul SolidCAM pentru a se genera codul G de comandă numerică. Acest cod conține instrucțiunile de deplasare a firului de-a lungul conturului piesei scrise conform ISO.

În această fază tehnologică s-a ținut seama de dimensiunile interstițiului care se va crea între rebut și piesa nou formată, respectiv între fir și piesă. Acest interstițiu depinde de diametrul firului de lucru, de materialul de prelucrat, dar foarte mult și de regimul de prelucrare ales, așa cum se va prezenta în continuare. Toate aceste aspecte au fost luate în calcul în faza de generare a codului G-ISO pentru a obține în urma tăierii cota nominală proiectată.

După implementarea programului de comandă numerică și fixarea semifabricatului tip tablă de Ti cu grosimea 3mm x 2buc pe mașină, s-a început prelucrarea propriu zisă. Echipamentul de comandă numerică funcționează într-o buclă de reacție prin care transmite și recepționează în permanență parametrii introduși respectiv cei mășurați, intervenind cu corecțiile necesare în mod automat. Corecția de viteză se poate face manual de către operator, în funcție de amplitudinea impulsului dintre fir și piesă.

Fenomenul de apariție a scântei respectiv de eliminare a particulelor metalice din interstițiul de tăiere pot fi observate în figura 5.35.

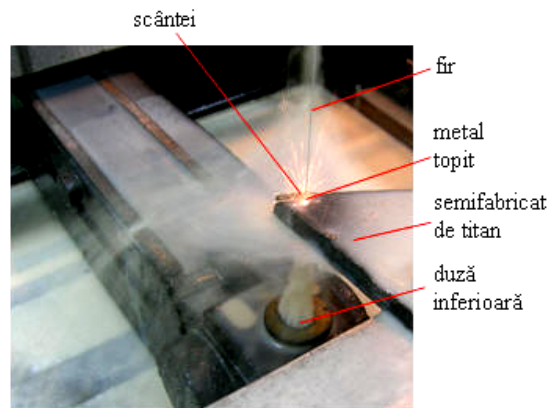


Figura 5.35 Operația de tăiere pe contur a implantului CP1

Piesa rezultată în urma decupării se poate observa în figura 5.36 b, unde este indicată și linia după care s-a secționat pentru analiza metalografică. Dezavantajul major al utilizării acestei mașini este faptul că nu poate executa orificii interioare închise într-o piesă, datorită continuității firului (figura 5.36 a).

La analiza macroscopică a suprafeței piesei după tăiere se poate observa un strat de culoare albastru intens pe întreaga suprafață și un strat de culoare gălbui în imediata vecinătate a tăieturii (figura 5.36). Aceste culori sunt specifice oxidilor stabili ai titanului și apar datorită fenomenului de anodizare suferit de titan în timpul

procesului de prelucrare. Fenomen este des întâlnit în procesul de electroeroziune și este indus de diferența de potențial între cei doi electrozi (fir și piesă) și mediului lichid care înglobează piesa. Culoarea gălbui-auriu corespunde unei anodizări la 90 V curent continuu iar cea albastră la 40-50 V. Prezența acestor oxizi de titan ca efect secundar al procesului de electroeroziune măresc gradul de biocompatibilitate și rezistența la coroziune dar scad rezistența mecanică.

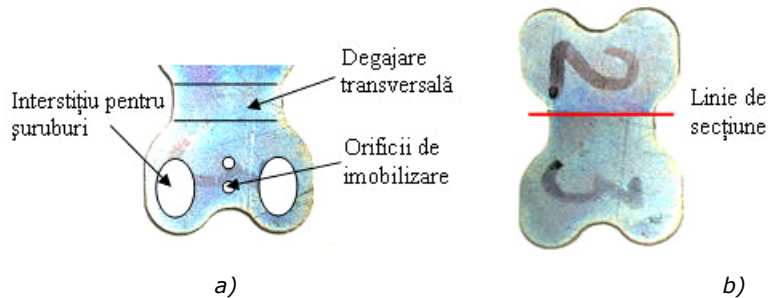


Figura 5.36 Rezultatul decupării prin electroeroziune cu fir: a) – operații care nu pot fi executate pe mașină, b) – secțiunea pentru analiza metalografică

Este important de subliniat că acest efect secundar se poate contracara printr-o mai bună deionizare a apei. Acest lucru se poate realiza prin înlocuirea lichidului la apariția fenomenului respectiv printr-o circulare mai rapidă a acestuia în timpul procesului. Parametrii tehnologici utilizați în timpul decupării probelor se prezintă în tabelul 5.5.

Tabelul 5.5 Parametrii de proces ai decupării prin electroeroziune

Cod Probă	Material/grosime [mm][120]	Tensiune [V]	Curent [A]	T_0 [μ s]	T_i [μ s]	Viteza [mm/min]
T1	Ti 2buc x 3mm	85	3	4	16	4
T2	Ti 2buc x 3mm	86	2,2	4	8	4,6-5,8
T3	Ti 2buc x 3mm	88	1,8	4	8	4,2
T4	Ti 2buc x 3mm	90	0,9	4	8	0,3
T5	Ti 2buc x 3mm	89	2	4	8	5,2
T6	Ti 2buc x 3mm	90	1,2	8	8	4,5-5,3
T7	Ti 2buc x 3mm	90	1,8	8	16	6,2
T8	Ti 2buc x 3mm	88	2	8	32	5,8

Aspectul microscopic al secțiunilor decupate utilizând parametrii din tabelul 5.5 este prezentat în figura 5.37, pentru lotul de 8 probe de titan. Se vor detalia în continuare câteva efectele semnificative ale parametrilor tehnologici asupra calității suprafeței tăiate.

În primul rând se pot observa culorile diferite ale probelor pentru tensiuni diferite respectiv timpi de impuls diferiți. De exemplu, pentru timpi de impuls mici, respectiv curent mediu, s-a observat o stabilitate importantă a procesului, stabilitate care conduce la suprafețe netede și de culori deschise (T1, T2, T3). La curenți scăzuți 0.9-1.5A, respectiv la tensiuni de 90V viteza de avans crește iar aspectul tăieturii capătă o textură rugoasă (T4, T6, T7).

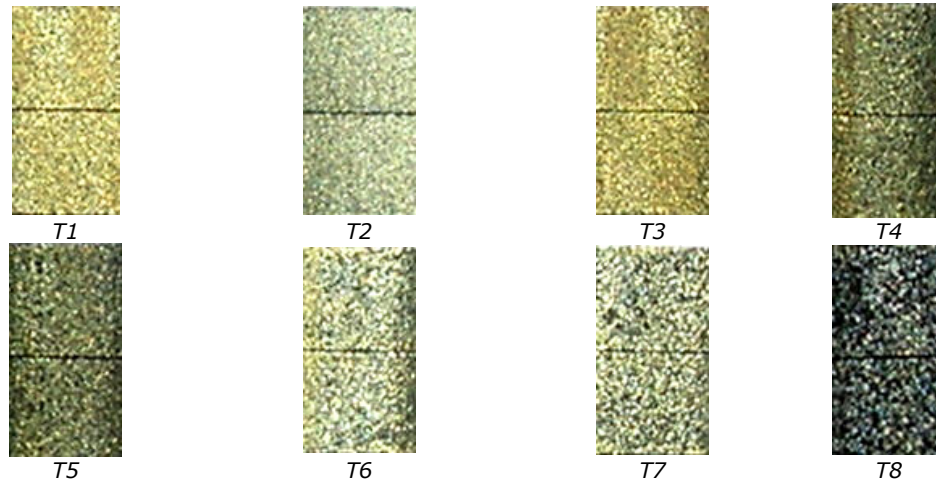


Figura 5.37 Aspectul tăieturii plăcuței de titan la diferite regimuri de lucru: T1-T8

În cazurile extreme de menținere a timpului de impuls pe o perioadă „lungă” (32 μ s) pe suprafața piesei apar arsuri de culoare albastră spre neagră, iar procesul devine instabil, fiind influențat de caracterul liniar sau circular al traiectoriei firului. De asemenea suprafața devine rugoasă, necesitând operații ulterioare de curățare și lustruire.

Caracteristic tuturor probelor este faptul că nu se înregistrează diferențe între coala superioară de tablă și cea inferioară, ceea ce înseamnă că pătrunderea dielectricului din ambele direcții în interstițiu este foarte bună.

Se poate spune deci, că în cazul tăierii titanului de grosime 6mm (2buc x 3mm) regimul optim este cel indicat pe linia 2 a tabelului 5.5. Se poate spune că acest set de parametri reprezintă soluția optimă între calitatea suprafeței, viteza de lucru, stabilitatea din proces și aspectul exterior al probei.

5.3.2 Evaluarea metalografică a conturului de tăiere

Pentru a pune în evidență structura metalografică rezultată în urma tăierii prin electroeroziune cu fir, s-au considerat două probe C2 și C7 care corespund seturilor de parametri T2 și T7. Microstructura probei C2 este prezentată în figura 5.38 pentru mărimi de 100X respectiv 500X. Se observă cum zona influențată termic este foarte redusă, aproape inexistentă. Aceasta se datorează capacității de răcire rapide a dielectricului. La 500X se pot observa urma firului care se copiază pe piesă, fiind proporțională cu scânteierea dintre cele două, respectiv cu timpul de impuls și curentul. În acest caz adâncimea de scânteiere este foarte (0.1mm/rază), ceea ce indică obținerea unei suprafețe netede.

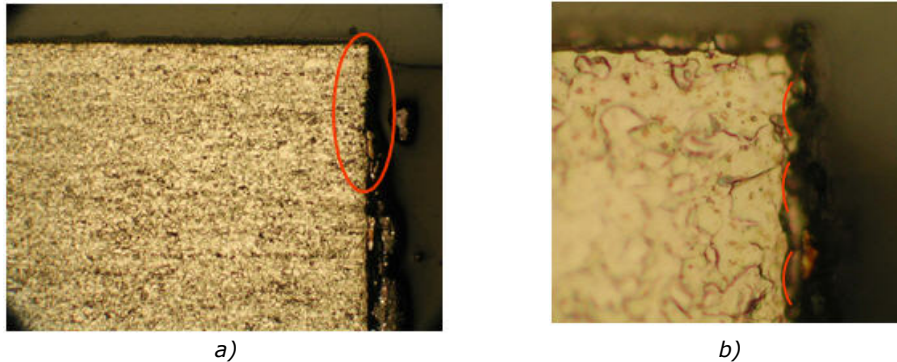


Figura 5.38 Microstructura probei C2: a) – microstructura marginii MO 100X, b) – microstructura marginii MO 500X

În cazul probei C7 este prezentată în figura 5.39, la două valori ale măririi: 100X respectiv 200X. Zona influențată termic este și de această dată foarte redusă, cu o ușoară creștere a grăunților în stratul superficial. Diferențele dintre suprafețele celor două probe sunt legate de adâncimile diferite de scânteiere, și deci de rugozitățile acestora. Totodată se poate observa (figura 5.39 b) cum dimensiunea arcelor de cerc crește care descriu suprafața crește, datorită creșterii în acest caz a timpului de impuls la $16\mu\text{s}$ (dublu față de primul caz). Prezența stratului gălbui-auriu pe o adâncime de câțiva microni de la suprafața piesei confirmă și în acest caz formarea oxidului de titan prin procesul electrochimic de anodizare.

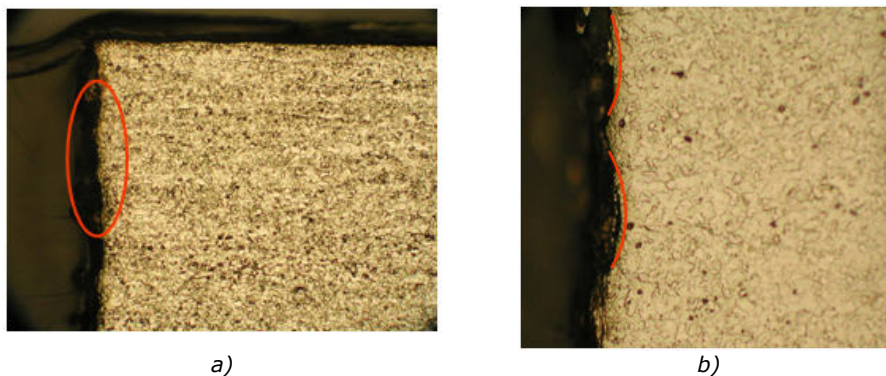


Figura 5.39 Microstructura probei C7: a) – microstructura marginii MO 100X, b) – microstructura marginii MO 200X

În concluzie se poate spune că tehnologia prelucrării prin electroeroziune cu fir corespunde rigorilor de prelucrare în care se încadrează implantul CP1 (biocompatibilitate, calitatea suprafeței, precizie dimensională și de formă) dar, la fel ca și în cazul laserului, nu poate fi utilizată ca singură tehnologie de fabricație. Elementele de revoluție ale implantului cervical necesită utilizarea tehnicilor clasice de așchiere în vederea realizării lor, iar plăcuța cervicală CP1 necesită operații suplimentare de prelucrare clasică prin care să se realizeze integral elementele de funcționalitate.

5.4 Contribuții privind fabricația subansamblurilor implantului cervical prin prelucrări clasice de așchiere

Subansamblurile implantului cervical de tip plăcuță se referă la *elementele de rigidizare* de tip șurub *Sr3*, la *elementele de fixare* a șuruburilor *Sr3* codificate *Sf1* și la *plăcuța cervicală CP1*.

Fiind vorba de realizarea prototipurilor de subansambluri, prelucrarea prin așchiere s-a făcut în două moduri: mai întâi s-au realizat prototipurile subansamblurilor implantului cervical pe mașini de strunjit și frezat clasice, apoi, după stabilirea unei tehnologii de prelucrare precum și a optimizării anumitor geometrii, s-a trecut la scrierea programelor de comandă numerică pentru mașinile automate de prelucrare. În următoarele subcapitole se vor prezenta prototipurile realizate și tehnologiile de fabricație ale acestora, iar mai apoi modelarea CAM și scrierea programelor pentru prelucrarea pe CNC.

În principiu, utilizarea mașinilor clasice de prelucrare face față cu succes cerințelor de dimensionale și de formă impuse modelelor, toate prelucrările necesare celor trei subansambluri putând fi realizate pe mașini de strunjit și frezat clasice. Dezavantajul prelucrărilor pe acest tip de mașini este constituit de următoarele elemente: imposibilitatea în general de a executa anumite geometrii datorită lipsei axelor după care să se facă prelucrarea; lipsa identității elementelor executate multiplu; necesitatea schimbării prinderilor care conduce la abateri de formă; precizia de execuție.

5.4.1 Realizarea prototipurilor prin metode clasice

Realizarea prototipului *Sr3*

Materialul din care s-a executat șurubul de rigidizare *Sr3* este aliajul de titan *Ti6Al4V*, material destinat cu precădere industriei de implanturi, dispozitive și scule cu aplicații medicale. Fiind un material cu rezistență mecanică destul de scăzută, în timpul așchierii diametrelor reduse (sub 5mm) prinse pe lungimi de 4-5 ori mai mari decât diametrul apare pericolul împingerii piesei de către cuțit. Acest fenomen se soldează cu ieșirea din cotă a piesei sau chiar cu rebutarea ei prin încălecarea. Pentru a preîntâmpina acest fenomen nedorit, regimurile de așchiere utilizate au fost foarte reduse, iar materialul îndepărtat la o trecere a fost de 0.05mm/rază la finisare.

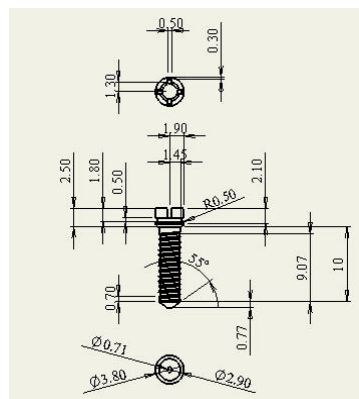


Figura 5.40 Desenul de execuție al șurubului de rigidizare *Sr3*

Desenul de execuție al șurubului Sr3 este prezentat la scara 2:1 în figura 5.40, unde se pot observa cele trei vederi ale sale; principală, de sus și de jos.

Etapele tehnologice de realizare a prototipului de șurub se împart pe operații și faze așa cum este prezentat în tabelul 5.6.

Tabelul 5.6 Operațiile și fazele tehnologice de realizare ale șurubului Sr3

Operații	Prinderi	Nr.	Faze
Strunjiri	Prindere I	1	Strunjire ext. de degroșare la diametrul $\Phi 3.5\text{mm}$
		2	Strunjire conică la vârf $1:30^\circ$
		3	Strunjire ext. de finisare la $\Phi 3\text{mm}$
		4	Filetare cu profil Pr3 x 8mm, 5 treceri
		5	Racordare la cap R0.6
		6	Canelare la $\Phi 2.8\text{mm} \times 0.5\text{mm}$
		7	Retezare piesă 11mm
	Prindere II	1	Centruire
		2	Găurire la $\Phi 1.8\text{mm}$
		3	Zencuire $0.4 \times 45^\circ$
		4	Tarodare M2 x 2mm
Frezări	Prindere I	1	Frezare transversală 0.5/0.6mm, indexare 0°
		2	Frezare transversală 0.5/0.6mm, indexare 120°
		3	Frezare transversală 0.5/0.6mm, indexare 240°

Semifabricatul utilizat este de tip bară de $\Phi 4\text{mm}$ prins în universal prin intermediul unei buci elastice antrenate CM1. Operațiile de strunjire s-au realizat în două prinderi succesive.

La prima prindere s-au realizat strunjirea exterioară de degroșare, finisarea, realizarea vârfului șurubului, raza de racordare a capului de șurub, filetarea, canelarea și retezarea. Primele trei faze ale operației de strunjire la prima prindere se pot observa în figura 5.41 a, iar celelalte în figura 5.41 b.

La a doua prindere, pentru a nu distruge filetul deja generat, acesta a fost învelit într-o foiță de aluminiu de 0.1mm și prins într-o bucă elastică de număr superior (5mm). S-a centrat apoi cu ajutorul unui comparator prinderea pentru a elimina eventuala abatere de la coaxialitate dintre piesă și păpușa mobilă.

Prima fază a celei de-a doua prinderi a fost cea a centrării găurii care urmează a fi realizată cu ajutorul burghiului de centruit fixat în mandrina pinolei. Găurirea s-a realizat cu un burghiu de 1.8mm pe o adâncime de 3mm dintr-o singură trecere. Pentru a realiza forma conică interioară în capul șurubului s-a utilizat un cuțit profilat special pentru această sarcină. Cu ajutorul unui tarod M2 s-a realizat apoi filetarea găurii (figura 5.42 a). Operația de strunjire la această prindere s-a încheiat cu finisarea capului șurubului cu ajutorul unei pietre abrazive cu profil semisferic.

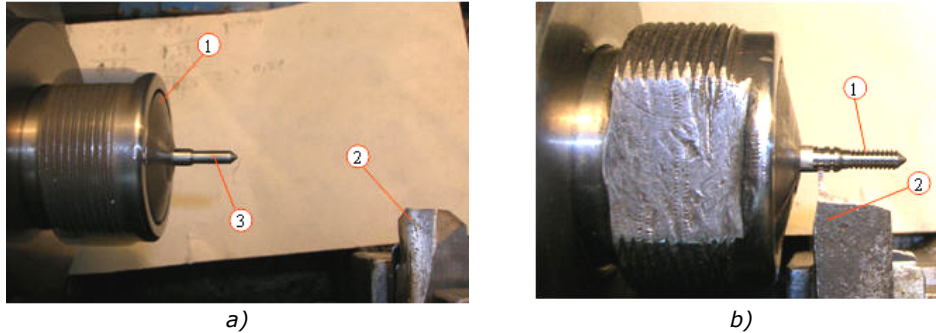


Figura 5.41 Operații la prinderea I: a) – frontal, degroșare, ascuțire (1 – bucușă elastică, 2 – cuțit, 3 – piesă), b) – filetare, canelare, retezare (1 – filet, 2 – cuțit)

După încheierea operațiilor de strunjire s-a trecut la frezarea canalelor transversale ale capului șurubului. Pentru aceasta a fost utilizată o freză de mână cu disc diamantat (0.5 x Φ 10mm) prinsă pe capul unei mașini de frezat, împreună cu un dispozitiv de divizare orientat perpendicular pe axa de rotație a frezei. Șurubul a fost prins în dispozitivul de divizare prin intermediul unei bucușei elastice de Φ 5mm. Canalele transversale s-au realizat prin indexarea șurubului de două ori cu câte 120° , pe o adâncime de 0.6mm. Procesul de generare al acestor canale poate fi observat în figura 5.42 b. Aceste canale au dublu rol funcțional. Unul de asamblare cu scula de antrenare a șurubului, și alt rol de a face posibilă expandarea capului șurubului atunci când este asamblat cu șurubul de blocare.

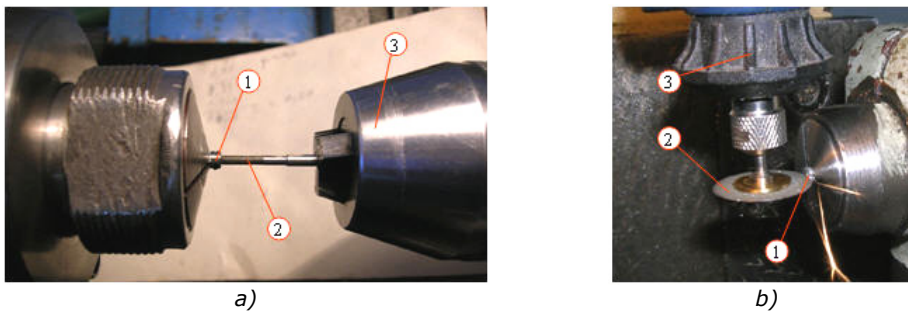


Figura 5.42 Operații la prinderea II și III: a) – găurirea și tarodarea (1 – piesă, 2 – tarod, 3 – mandrină), b) realizarea canalelor de antrenare (1 – piesă, 2 – disc diamantat, 3 – cap de frezat)

Rezultatul este un prototip de șurub realizat prin așchiere care servește rigidizării implantului CP1 în corpul vertebral cervical. Vederea principală și de sus a acestuia sunt prezentate în figura 5.43.



Figura 5.43 Prototipul șurubului Sr3 în vedere principală și de sus

Realizarea prototipului Sf1

Șurubul de fixare codificat Sf1 a fost conceput cu un filet metric $\Phi 2\text{mm}$, o lungime totală de 2.5mm și un cap conic. Rolul acestuia este de a se asambla cu șurubul de rigidizare în vederea blocării acestuia în orificiul plăcuței. Acest fenomen este realizat prin deformarea capului despicat al șurubului Sr1 la strângerea pe con a lui Sf1. Desenul de execuție cu cele trei vederi: principală, de sus și de jos se observă în figura 5.44, la scara 2:1.

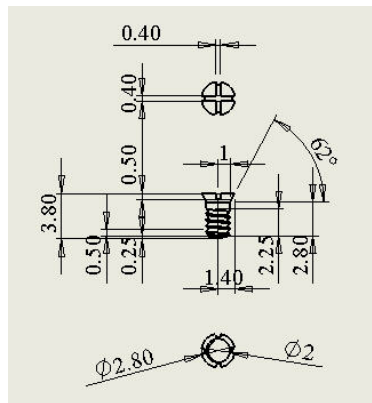


Figura 5.44 Desenul de execuție pentru șurubul Sf1

Datorită formelor foarte reduse ale acestui șurub, și a necesității lui de rigiditate, acesta s-a realizat din CoCr. Așchiera acestui material nu s-a soldat cu împingerea piesei de către cuțit datorită rigidității acestuia, întregul proces de prelucrare fiind unul stabil.

Operațiile care s-au executat sunt de strunjire în principal și de frezare a canalului de antrenare pentru șurubelniță. Prezentarea lor sintetică se poate observa în tabelul 5.7.

Tabelul 5.7 Operațiile și fazele tehnologice de realizare ale șurubului Sf1

Operații	Prinderi	Nr.	Faze
Strunjiri	Prindere I	1	Strunjire de degroșare la diametrul $\Phi 3\text{mm}$
		2	Strunjire de finisare la $\Phi 2.2$
		3	Strunjire conică de la $\Phi 2$ la $\Phi 3$ pe 1mm
		4	Filetare M2 pe 2mm
		5	Retezare piesă 5mm
Frezări	Prindere I	1	Frezare canal transversal 0.5/0.6mm

Strunjirea exterioară de degroșare s-a realizat cu un cuțit de degroșat iar realizarea conului de la capul de șurub cu un cuțit profilat special conceput. Filetarea s-a făcut cu filiera cu antrenare manuală. Ultima operație de strunjire, retezarea, s-a realizat cu un cuțit de canelat. Faza de realizare a conului și retezarea a piesei se pot observa în figura 5.45 a și b.

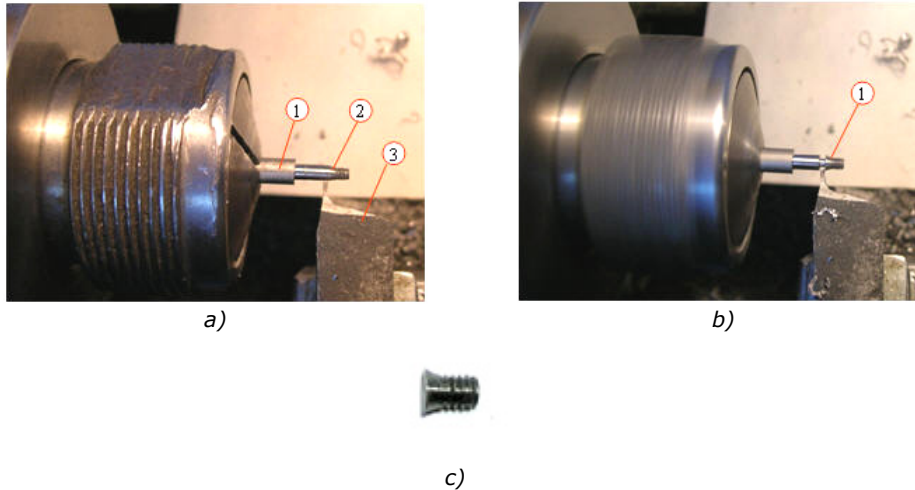


Figura 5.45 Realizarea șurubului de fixare: a) – strunjirea frontală și exterioară (1 – semifabricat, 2 – piesă, 3 cuțit), b) – filetarea și retezarea (1 – filet realizat), c) – Sf1 finit

Ultima fază de prelucrare aparține operației de frezare a canalului de antrenare, care s-a realizat ca și în cazul șurubului Sr1. Prototipul de șurub de fixare este prezentat în figura 7 c.

Realizarea prototipului de implant CP1

Plăcuța cervicală CP1, modelată în *capitolul 3* s-a confecționat din aliajul de titan Ti6Al4V pe două mașini de prelucrare: electroeroziune și freză clasică. Pe mașina de electroeroziune s-a realizat conturul exterior al piesei, așa cum a fost prezentat în *subcapitolul 5.3*.

Tabelul 5.8 Fazele tehnologice de realizare ale plăcuței CP1 pe freza clasică

Operații de frezare	Prindere I	1	Găurirea cu străpungere la $\Phi 3\text{mm} \times 4$
		2	Frezarea găurilor la $\Phi 4\text{mm}$ pe adâncimea de 2.2mm
		3	Frezarea canalului transversal 2mm pe 9mm
		4	Frezarea canalului longitudinal 1mm pe 23mm

Datorită formei plane a plăcuței, operațiile de găurire și canelare s-au realizat pe o mașină de frezat cu cap vertical clasică. Fazele tehnologice de realizare a piesei pe mașina de frezat sunt prezentate în tabelul 5.8.

Faza tehnologică de găurire s-a realizat cu un burghiu de diametrul 3mm în mod succesiv, dintr-o singură trecere. Frezarea orificiilor s-a realizat cu o freză deget de $\Phi 4\text{mm}$, cu o rază la vârf de 0.5 mm pentru a copia pe piesă suprafața curbă dorită. Avansul pe axa Z s-a făcut printr-o singură trecere la cotă, iar apoi s-a făcut avansul pe axa Y. La frezarea canalului transversal s-a utilizat aceeași freză în 4 treceri. Avansul s-a făcut numai pe direcția de rotație a sculei pentru o bună calitate a suprafeței frontale. Frezarea orificiilor și a canalului transversal se pot observa în figura 5.46 a și b.

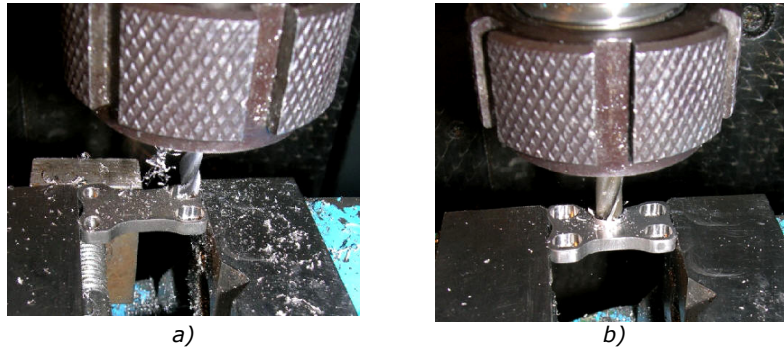


Figura 5.46 Operații de frezare plăcuței CP1: a) – realizare orificiu străpuns, b) – realizare degajare transversală

5.4.2 Realizarea modelelor CAM și a programelor de comandă numerică

Frezarea pe CNC

Frezarea pe mașini de frezat cu comandă numerică cu calculatorul (CNC) este cea mai răspândită operație de prelucrare dintre toate CNC-urile deoarece aceste mașini pot executa în mod curent operații de găurire, sau chiar strunjire. Mașinile care execută toate cele trei operații (frezare, găurire și strunjire) se mai numesc și centre de prelucrare. Frezele CNC se clasifică după numărul de axe pe care îl posedă pentru mișcarea orizontală (x și y) și pentru cea verticală (z). Există mașini de frezat care au mai mult de trei axe, cum sunt de exemplu cele cu cap înclinabil, la care acesta materializează o axă notată de regulă cu w. La mașinile cu cinci axe, axele 4 și 5 sunt materializate de un pivot orizontal montat pe capul de frezare. Acesta conferă o extra-flexibilitate pentru prelucrare, putându-se obține poziționări care să conducă la realizarea pieselor cu geometrie complicată [87], [125], [126], [109], [103], [127].

Mașinile de frezat CNC sunt programabile în mod tradițional prin comenzi în cod G, cu particularități în funcție de modulul de comandă numerică care echipează mașina.



Figura 5.47 Mașina de frezat CNC - YMC1060

Mașina de frezat utilizată pentru confecționarea implantului cervical CP1 este o mașină în trei axe, produsă de firma YOUNG TECH care se găsește în dotarea Secției de Microproducție a Platformei de Implantologie (figura 5.47).

Caracteristicile tehnice ale mașinii de frezat CNC - YMC1060:

- Deplasarea pe axa x 1000mm;
- Deplasarea pe axa y 600mm;
- Deplasarea pe axa z 570mm;
- Distanța cap de frezat – masă 100~670;
- Avans rapid pe x,y,z 15 m/min;
- Avans de lucru 5 m/min;
- Dimensiunea mesei: 1300 x 600mm;
- Turația frezei 60~10000 rpm;
- Diametrul maxim de sculă 100mm;
- Magazie 20 scule cu schimbare automată.

Conform realizării prototipului de implant cervical, elementul care se poate realiza integral pe o mașină de frezat CNC este plăcuța CP1. În acest sens s-a dezvoltat programul de comandă numerică în cod G-ISO pentru comanda FANUC a mașinii mai sus prezentate.

În vederea execuției piesei s-a realizat programul cu ajutorul mediului CAM SolidCAM. S-a optat pentru utilizarea acestui program datorită compatibilității cu programul SolidWorks folosit în dezvoltarea modelelor CAD. Avantajul major al utilizării unui pachet de programe CAD-CAM este posibilitatea ajustării în timp real a modelului CAD în funcție de problemele de execuție apărute la simularea procesului de fabricație.

Etapele realizării modelului CAM de plăcuță sunt:

1. Definirea parametrilor piesei
 - Definirea sistemului de coordonate atașat piesei;
 - Definirea limitelor mașinii;
 - Definirea blocului semifabricat (*stock*);
 - Definirea geometriei piesei finite (*target*).
2. Definirea sculelor de prelucrare
 - Definirea tabelului cu parametrii tuturor sculelor utilizate în fabricație.
3. Definirea operațiilor de prelucrare în regim automat au fost realizate conform figurii 5.48 a-f, unde se pot observa: pozițiile de intrare ale sculelor în material, traiectoriile sculelor în timpul execuției, sensurile de parcurgere ale conturilor închise și deschise, retragerile, precum și numărul de treceri pentru frezarea pe contur exterior (figura 5.48 f). Prezentarea sintetică a acestor operații este următoarea:
 - Realizarea găurilor străpunse pentru orificiile șuruburilor (a);
 - Realizarea frezării orificiilor șuruburilor (b);
 - Frezarea canalelor transversal și longitudinal (c);
 - Realizarea orificiilor $\Phi 1\text{mm}$ (d);
 - Teșirea canalului transversal (e);
 - Frezarea pe conturul exterior (f).

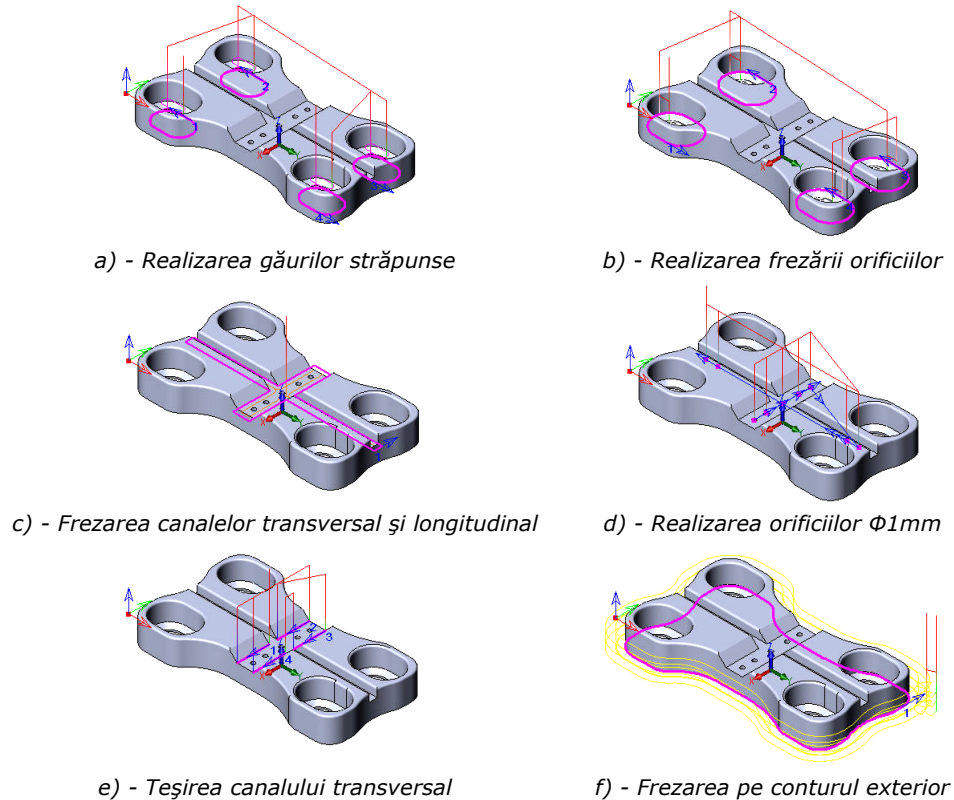


Figura 5.48 Definierea operațiilor de frezare a plăcuței CP1

După stabilirea traiectoriilor sculelor, a parametrilor de așchiere (viteză, avans, număr de treceri) precum și a declarării tabloului cu scule utilizate (alocarea sculei specifice operației) pentru prelucrarea plăcuței s-a efectuat o simulare a procesului. Această simulare este deosebit de importantă în lucrul pe mașini automate deoarece preîntâmpină eventuale probleme care pot apărea în timpul procesului real de fabricație, reducând astfel riscul rebutării de piese sau chiar de accidente.

Confirmarea funcționării programului de comandă numerică pentru plăcuța CP1 a condus la generarea codului G cu ajutorul unui post-procesor FANUC, corespunzător cu comanda numerică a mașinii utilizate. Programul este prezentat integral în anexa 4.

Strunjirea pe CNC

Strunjirea pe mașini clasice de strunjit sau pe CNC-uri este un proces de bază al prelucrării prin așchiere. Procesul de strunjire produce solide de rotație care pot fi tolerate foarte strâns prin natura operațiilor specializate care se desfășoară pe aceste mașini. În toate operațiile de strunjire scula este cea staționară iar piesa prinsă în universal execută mișcarea de rotație numită și mișcare principală de așchiere. Scula prinsă într-o portsculă pe capul revolver are capacitatea de a executa mișcări de avans longitudinal și transversal.

Mașinile de strunjit sunt de o mare varietate, putând avea două universale acționate electric, axe suplimentare purtătoare de scule cu antrenare proprie sau mai multe capete revolver, toate comandate prin calculatorul mașinii. Ideea unei mașini atât de flexibile a apărut din necesitatea de a prelucra piese cu geometrie complicată în condiții de precizie foarte ridicată. Astfel, prin multitudinea de operații posibile la aceeași prindere, precum și schimbarea automată a prinderii se reduc la minim problemele de abateri de la paralelism, concentricitate, perpendicularitate, coaxialitate. Aceste mașini se mai numesc și centre de prelucrare prin strunjire.

Programarea acestor mașini se face în funcție de tipul comenzii numerice care le echipează, fiind în mod curent comenzi în codul G.

Realizarea programului de comandă numerică pentru execuția celor două tipuri de șuruburi: de rigidizare Sr1 și de fixare Sf1 se va face în conformitate cu comanda numerică a mașinii PINACHO RAYO 180 care se găsește în dotarea Secției de Microproducție a Platformei de Implantologie. Acest lucru reprezintă o direcție viitoare de dezvoltare a și automatizare a prelucrării elementelor de revoluție ale implantului cervical.

În concluzie se poate afirma că prelucrările mecanice de tip clasic sunt de neînlocuit în confecționarea reperelor de revoluție de orice tip, inclusiv a celor destinate implantării.

Utilizarea mașinilor clasice în fabricația prototipurilor a avut un rol deosebit de important în stabilirea operațiilor de prelucrare necesare fiecărui element, operații care au constituit baza de plecare în realizarea programului de comandă numerică în cazul plăcuței CP1.

Automatizare procesului de prelucrare a elementelor de revoluție ale implantului cervical constituie o direcție viitoare de dezvoltare, plecând de la rezultatele obținute pe mașina clasică de strunjit.

6. CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND MOBILITATEA COLOANEI VERTEBRALE ȘI CARACTERISTICILE MECANICE ALE COMPONENTELOR IMPLANTULUI CERVICAL

6.1 Analiza experimentală a mobilității segmentelor cervical și lombar utilizând sistemul Zebris

Examinarea mișcărilor trunchiului și capului a devenit în ultimii ani o rutină a examinării clinice a pacienților cu probleme legate de coloana vertebrală. O astfel de examinare este obiectivă precisă și reproductibilă, fiind foarte utilă, împreună cu metodele clasice de consult, în evaluarea disfuncțiilor motorii pe care le manifestă o persoană. Investigarea se poate realiza deopotrivă în cazul disfuncțiilor generate de accidente de circulație sau în evaluarea abilității de muncă a unei persoane [128], [129], [130], [131], [132], [133], [134], [135].

Zebris CMS-HS este un sistem de achiziție și analiză tridimensională a mobilității aparatului locomotor și a coloanei vertebrale umane. Sistemul se compune din module specifice fiecărui tip de investigație, fiind astfel posibile analize de mers, echilibru, mișcări ale membrilor superioare, mișcări ale degetelor membrilor superioare, evaluarea mobilității segmentelor cervical și lombar ale coloanei vertebrale. Sistemul de analiză a mobilității coloanei vertebrale se compune din următoarele elemente (figura 6.1):

- Unitatea de procesare a semnalelor CMS-HS;
- Emițătorul de ultrasunete;
- Senzorii tripli pentru segmentul cervical și lombar;
- Computerul echipat cu software-ul WinSpine.

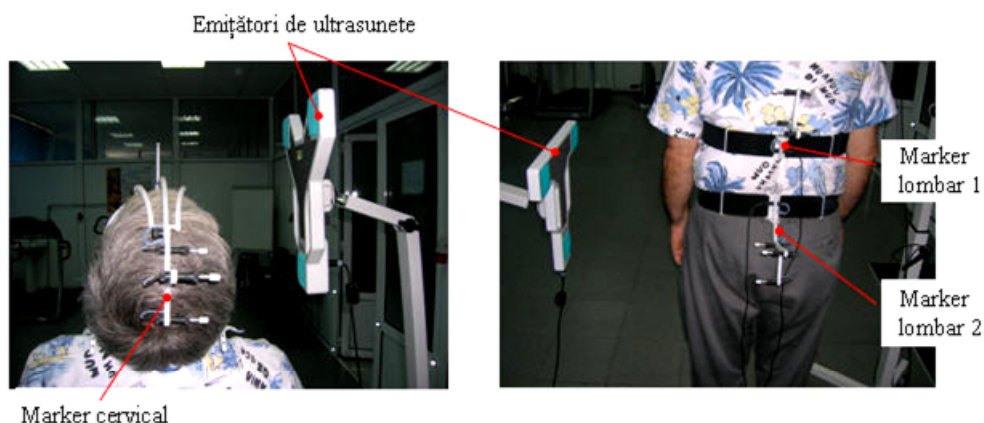


Figura 6.1 Emițătorii și receptorii sistemului de analiză a mobilității Zebris-Spine

Principiul de măsurare al echipamentului este acela al determinării timpului scurs de la emisia unui puls ultrasonic de către emițător până la recepția lui de către

receptori (microfoane). Posibilitatea realizării unei astfel de măsurători se datorează următorilor trei factori:

- Viteza de propagare a ultrasunetelor prin aer este constantă și cunoscută;
- Sistemul măsoară distanțele de la cele trei surse ale emițătorului la un receptor;
- Datorită geometriei cunoscute a emițătorului și a celor trei distanțe măsurate poate fi calculată poziția receptorului.

Schema de principiu a unei măsurători de mobilitate a coloanei cervicale utilizând sistemul Zebris este prezentată în figura 6.2.

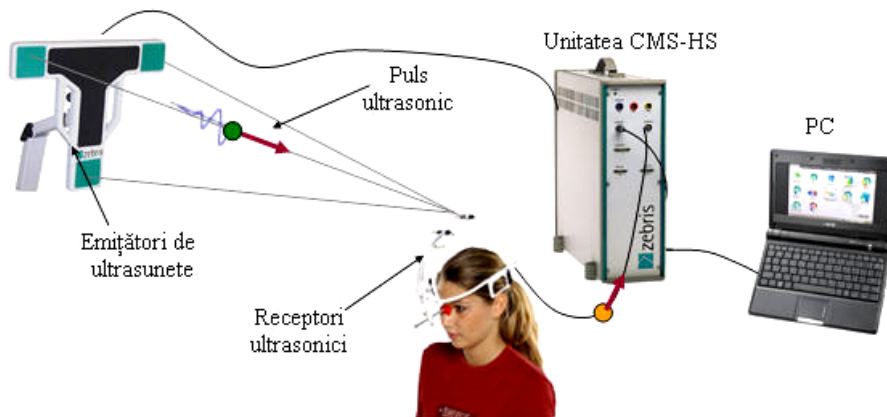


Figura 6.2 Principiul de măsurare al sistemului Zebris – Spine

Sistemul de măsurare împreună cu aplicația software dedicată permit determinarea rapidă și precisă a mobilității și a mișcărilor în coordonate carteziane ale tuturor gradelor de libertate ale segmentelor cervical și lombar ale coloanei vertebrale, precum și a vitezei unghiulare a acestor segmente față de extremitatea inferioară considerată fixă.

Software-ul dedicat acestei investigații se numește WinSpine și servește la achiziția, procesarea și stocarea rezultatelor măsurătorii. Baza de date a sistemului are trei nivele de organizare pentru datele înregistrate:

- nivelul 1 – este cel de *proiect*, unde se pot stoca diferite proiecte, grupuri de pacienți sau utilizatori ai aplicației;
- nivelul 2 – conține *datele despre pacienți*;
- nivelul 3 – este cel al stocării și afișării *datelor înregistrate*.

Baza de date conține o secțiune specială în care sunt stocate informațiile de referință ale măsurătorii în funcție de vârstă și sex. Aceste intervale ale valorilor standard se suprapun peste valorile măsurate într-o interfață numită *report* pentru a putea realiza comparația reciprocă.

Etapele realizării înregistrărilor

1. Înregistrările încep prin atașarea pe corp a unor tripleți de senzori în conformitate cu zona investigată astfel: pentru analiza segmentului cervical se utilizează un triplet de senzori prins pe cap și unul de referință imobilizat la nivelul spatelui (zona toracală); pentru analiza segmentului lombar

- tripleții se fixează la nivelul lombo-sacral respectiv la nivelul ultimei vertebre toracale.
2. Se poziționează pacientul la o distanță de 1-1.5m de sursa de ultrasunete și , în poziție ortostatică se realizează calibrarea aparatului. În acest moment sistemul își declară poziția ca fiind una de referință, la care va raporta mișcările ulterioare.
 3. Executarea înregistrărilor se face pe trei categorii de mișcări: flexie-extensie, rotație și flexii laterale. De asemenea se poate executa și mișcarea de circumducție a capului, sau orice alte mișcări care prezintă relevanță clinică.
 4. Stocarea rezultatelor și generarea raportului înregistrărilor. Parametrii înregistrați se pot exporta sub formă de cod ASCII putând fi astfel utilizați în compararea rezultatelor unui lot de pacienți.

6.1.1 Evaluarea mobilității segmentului cervical

Evaluarea mobilității segmentului cervical se poate face prin evaluarea a doi parametri: amplitudinea mișcărilor executate și armonia acestora.

În raport, valorile măsurate ale amplitudinilor maxime ale mișcărilor sunt prezentate împreună cu intervalele standard de variație sub formă de diagrame. Valorile prezentate se calculează din valori maxime sau medii, în funcție de intervalele alese din semnal (alegerea intervalelor se face în modulul *signal viewer*). Intervalele standard la care se raportează investigația sunt marcate cu culori deschise și stocate în baza de date în funcție de vârstă și sex.

Simpla vizualizarea a amplitudinilor de mișcare ale coloanei unui pacient nu poate furniza informații adecvate despre un *tipar* al mobilității. De exemplu: o mobilitate aparent corespunzătoare poate fi atinsă prin mișcări compuse, evazive, care să nu reprezinte de fapt adevărata capacitate de mișcare a segmentului investigat. Din acest motiv, observarea secvenței reale de mișcare furnizează informații valoroase pentru evaluarea funcției de mișcare.

Pentru a prezenta legile de mișcare și alternativ mișcările reale asociate, în raport sunt prezentate diagramele de fază. Aici, viteza unghiulară este reprezentată în funcție de amplitudinea unghiulară a mișcării, fiecare mișcare principală executată producând propria sa diagramă de fază.

Studiul cinematicii cervicale s-a realizat pe un lot de 25 de subiecți considerați sănătoși, cu vârste cuprinse între 21 și 28 de ani de ambele sexe. Dintre aceștia se vor prezenta în cele ce urmează două cazuri: unul normal al unei persoane de sex feminin în vârstă de 23 la care se va face referire în cele ce urmează sub numele de *subiectul 1*, și un caz de supermobilitate al unei persoane de sex masculin de aceeași vârstă, numit *subiectul 2*.

Subiectul 1

În figurile 6.3, 6.4 și 6.5 sunt prezentate rezultatele înregistrărilor parametrilor de mobilitate ai *subiectului 1* în trei cazuri de mișcare: flexie-extensie, rotație și flexie laterală.

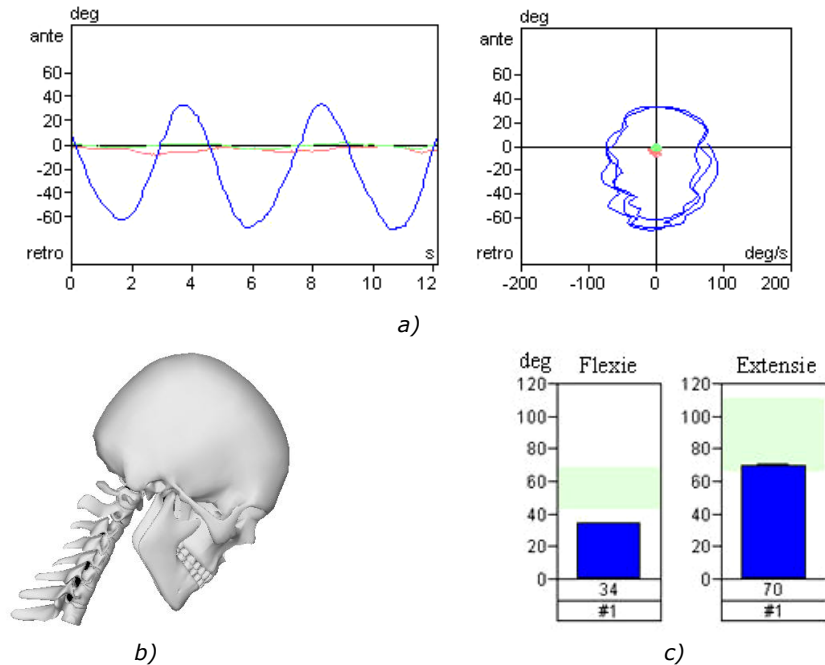


Figura 6.3 Mișcarea de flexie-extensie a subiectului 1: a) – diagrama de fază, b) – modelul 3D animat, c) – comparația mișcărilor cu intervalele de referință

În figura 6.3 se poate observa că amplitudinile mișcărilor de flexie respectiv extensie nu au aceleași valori, fapt ce denotă un comportament normal conform referințelor statistice. Față de aceleași referințe însă, se poate observa (figura 6.3 c) că mediile maximelor în flexie și în extensie nu se găsesc în intervalele de referință pentru această vârstă și acest sex.

Acest comportament poate fi determinat de trei factori: pe deoparte ar putea scoate în evidență o afecțiune cu durere la nivelul cervical care să nu-i permită executarea mișcărilor în intervalele de referință; un alt factor ar putea fi reprezentat de o executare incorectă a exercițiului; iar un al treilea se referă la o incapacitate nativă de a executa acest tip de mișcări în limitele statistice.

În explicarea și înțelegerea validității uneia dintre cele trei ipoteze trebuie urmărită și evoluția subiectului în timpul celorlalte tipuri de mișcări.

Un indicator important asupra corectitudinii și armoniei cu care s-a efectuat mișcarea îl reprezintă diagrama de fază a vitezei unghiulare în funcție de amplitudinea unghiulară (figura 6.3 a). Aici se poate vedea variația de viteză în timpul exercițiului și de asemenea se pot identifica eventualele mișcări evazive. Forma aproape circulară a reprezentării vitezei unghiulare dovedește o mișcare aproape armonică, fără variații prea mari ale vitezei. În cazul unui exercițiu cu variații de viteză între ciclurile flexie-extensie, curbele vitezelor unghiulare nu se mai suprapun. Pentru viteze unghiulare mari, diagrama de fază se ovalizează pe orizontală, în timp ce la viteze unghiulare mici se ovalizează pe verticală.

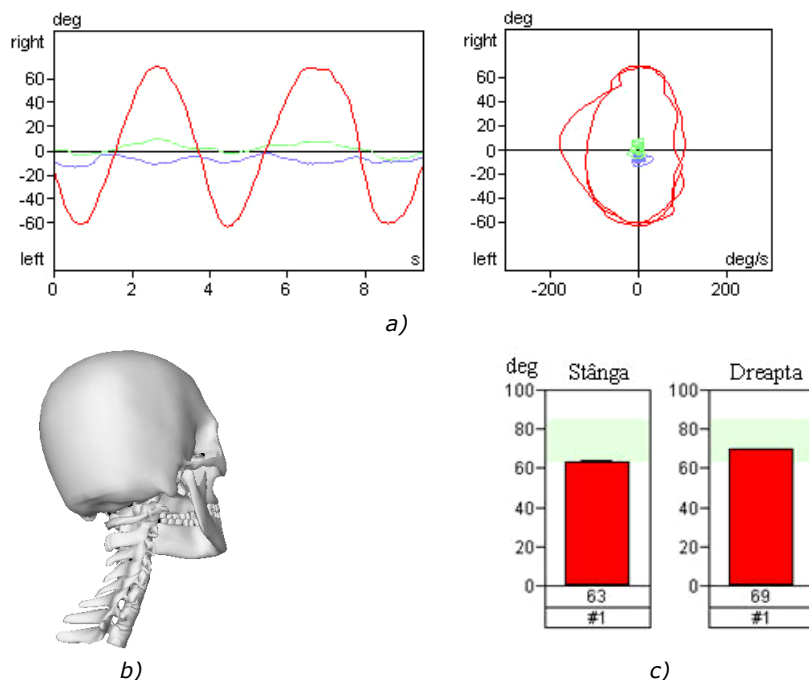


Figura 6.4 Mișcarea de rotație a *subiectului 1*: a) – *diagrama de fază*, b) – *modelul 3D animat*, c) – *comparația mișcărilor cu intervalele de referință*

Mobilitatea în mișcarea de rotație poate fi observată în aceeași manieră în figura 6.4. Acest tip de mișcare se înscrie în intervalele mediilor maximelor statistice pentru această vârstă, cu un echilibru în ceea ce privește amplitudinile spre stânga și spre dreapta (figura 6.4 c).

Diagrama de fază a vitezei unghiulare prezintă două curbe cu valori de variație diferite și cu un maxim înregistrat pe una dintre ramuri, la trecerea prin poziția neutră (ortostatică). Această variație se datorează schimbării de viteză în timpul execuției exercițiului.

Flexiile laterale stânga-dreapta al subiectului 1 se pot observa în figura 6.5. În acest tip de mișcare se înregistrează o simetrie perfectă între mobilitatea spre stânga și spre dreapta (figura 6.5 c), cu valori situate în intervalele normale pentru vârsta și sexul persoanei. De asemenea, mișcarea a fost bine coordonată și în ceea ce privește viteza de executare a exercițiului, lucru ce se poate observa prin circularitatea diagramei de fază a vitezei (figura 6.5 a). Tot aici se poate observa că, pe parcursul mișcării de flexie laterală gâtul este menținut într-o poziție de ușoară extensie de -20 grade (figura 6.5 a, linia albastră).

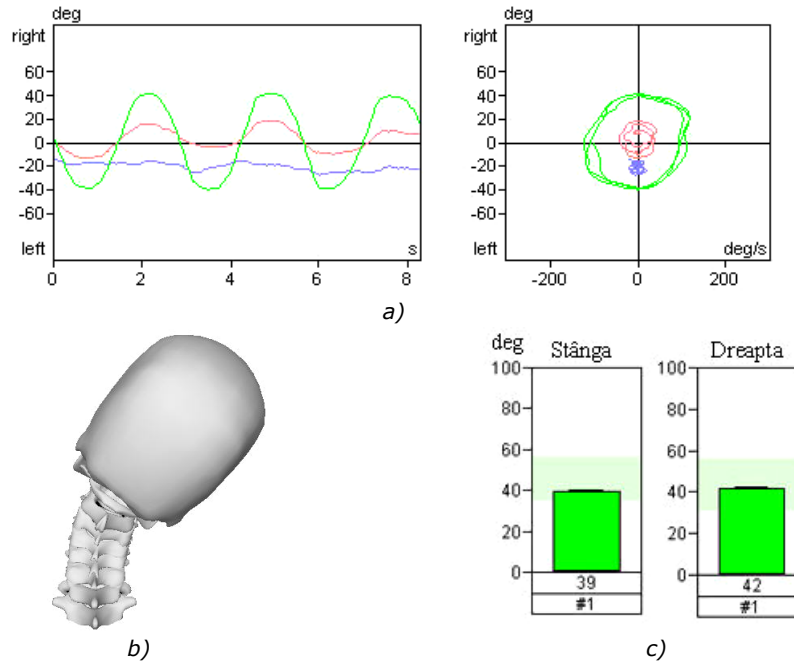


Figura 6.5 Mișcarea de flexie laterală a subiectului 1: a) – diagrama de fază, b) – modelul 3D animat, c) – comparația mișcărilor cu intervalele de referință

Evaluând așadar totalitatea exercițiilor executate se poate spune că, ipoteza privind o eventuală afecțiune a segmentului cervical cât și cea legată de inconsecvența subiectului în executarea exercițiilor se pot exclude. Acesta este un fapt evident deoarece în cazul vreunei disfuncții motrice a segmentului cervical ar fi fost afectate toate cele trei tipuri de mișcare într-o măsură mai mare sau mai mică. Putem vorbi deci despre două mobilități normale ale pacientului și una anormală, cu sursă incertă.

Pentru a soluționa problema mobilității în flexie-extensie ar trebui asociate investigației de mobilitate și măsurători electromiografice ale musculaturii care activează coloana cervicală în flexie-extensie, măsurători care nu au fost însă realizate.

Subiectul 2

În cazul subiectului 2 înregistrările prezentate sunt cele de mobilitate în flexie-extensie și flexii laterale (figurile 6.6 și 6.7). Motivul pentru care sunt prezentate doar cele două înregistrări se datorează unei probleme de natură tehnică survenită ulterior înregistrării prin care datele mișcării de rotație au fost pierdute. Pentru un tablou complet se prevede o nouă înregistrare a acestui subiect.

Oricum, din cele două înregistrări disponibile se poate observa caracterul de supermobilitate a acestui subiect. În figura 6.6 putem observa amplitudinile flexiei și extensiei ca fiind la valori apropiate de pragul superior al intervalului statistic (figura 6.6 c). Un element important care trebuie observat aici este viteza relativ redusă de 50 grade/sec cu care se execută exercițiul, fapt dovedit de alungirea diagramei de fază pe verticală. Mișcarea nu este deloc armonică, și prezintă multiple variații în

cursul ciclurilor de flexie-extensie. Variațiile pot reprezenta contracții succesive ale musculaturii gâtului pentru a atinge amplitudinile de valori mari înregistrate.

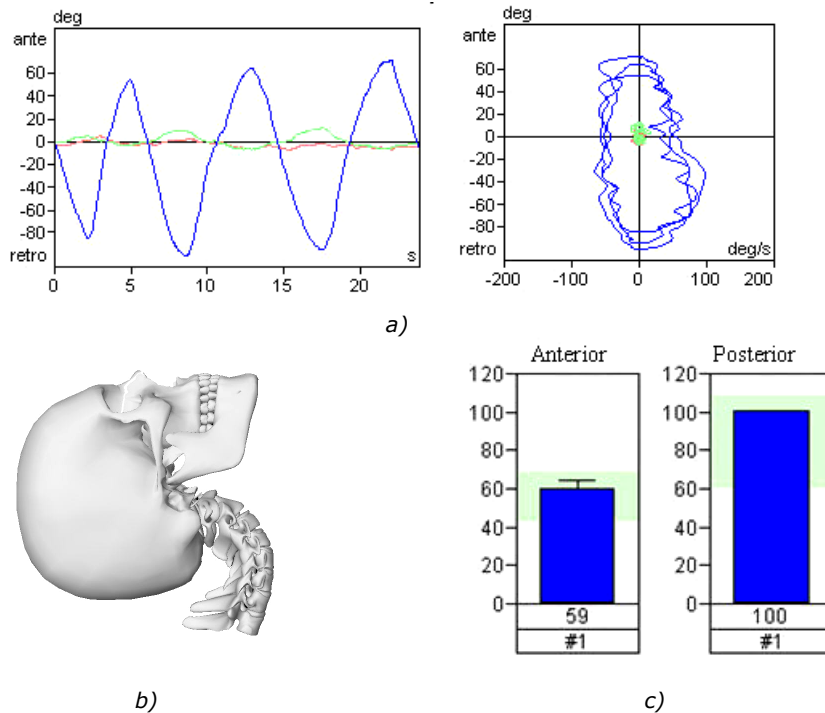


Figura 6.6 Mișcarea de flexie-extensie a subiectului 2: a) – diagrama de fază, b) – modelul 3D animat, c) – comparația mișcărilor cu intervalele de referință

Mobilitatea în flexia laterală poate fi observată în figura 6.7 a, b și c. În acest caz amplitudinile înregistrate atât spre stânga cât și spre dreapta sunt cu 20% mai mari decât valorile maxime normale. Putem spune despre această mișcare că este una de supermobilitate, în amplitudine maximă capul înclinându-se cu 83-84 de grade față de axa verticală a coloanei. Mișcarea este una simetrică stânga-dreapta față de axa coloanei, ceea ce demonstrează faptul că nu este vorba de vreo mișcare evazivă sau compusă din mișcări ale toracelui. Și de această dată se poate observa variația vitezei pe parcursul ciclurilor de mișcare (figura 6.7 a) datorate contracțiilor musculare succesive în realizarea mișcării.

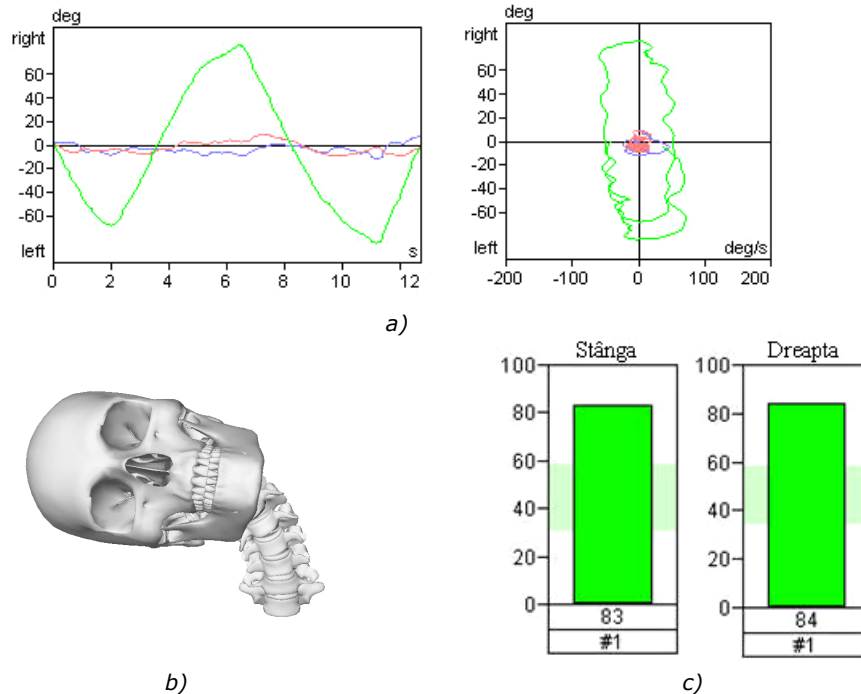


Figura 6.7 Mișcarea de flexie laterală a subiectului 2: a) – diagrama de fază, b) – modelul 3D animat, c) – comparația mișcărilor cu intervalele de referință

În concluzie, studiul cinematicii cervicale cu un astfel de sistem poate fi deosebit de util în evaluarea mobilității post-traumatice sau în urmărirea recuperării postoperatorii și de ce nu, în prevenirea unor afecțiuni a căror prim efect îl constituie pierderea mobilității.

Dezavantajul sistemului de investigație constă în lipsa de identificare a mișcărilor relative dintre două vertebre succesive, neputând fi astfel localizată exact articulația sau articulațiile responsabile de pierderea sau câștigarea mobilității, evaluarea fiind una globală pe segmentul investigat.

6.1.2 Evaluarea mobilității segmentului lombar

Similar evaluării stării de mobilitate cervicale, sistemul *Zebriis* este capabil să evalueze și cinematica segmentului lombar. Pentru aceasta este nevoie de plasarea senzorilor tripleți în regiunea lombo-sacrală respectiv la nivelul ultimei vertebre toracale. Distanța aleasă față de emițătorul de ultrasunete trebuie să fie și în acest caz de 1-1.5m [128].

Datorită faptului că un procent foarte mare de persoane vârstnice suferă de degenerări ale discurilor intervertebrale sau tasări ale corpurilor vertebrale în regiunea lombară inferioară, acest tip de investigație s-a putut realiza și pe subiecți cu patologii. Astfel, prin cooperarea cu Clinica de Recuperare, Medicină Fizică și Balneologie Timișoara, au fost investigați un lot de 10 pacienți cu diagnosticul de lombosciatică stângă L5-S1 aflați în diferite faze ale degenerării. Din acest lot se va

prezenta în cele ce urmează un singur pacient, numit *pacient 1* și care este reprezentativ pentru diagnosticul său și bineînțeles pentru lotul investigat. Diagnosticul acestuia este: lombosciatică stângă L5-S1 și scolioză sinistroconvexă.

Mișcarea de flexie anterioară și posterioară a *pacientului 1* se află sub limitele statistice pentru vârsta și sexul său, la valori medii maxime de 31 respectiv 11 grade (figura 6.8 a și b). Mișcarea este efectuată cu variații mari ale vitezei în special în timpul ciclurilor de extensie (figura 6.8 c, ramura dreaptă). Aceste variații pot fi cauzate de disfuncții musculare sau de apariția durerilor la revenirea din poziția aplecat. Lipsa de simetrie față de orizontală a diagramei de fază (figura 6.8 c) se datorează diferențelor medii de 20 de grade între flexie și extensie.

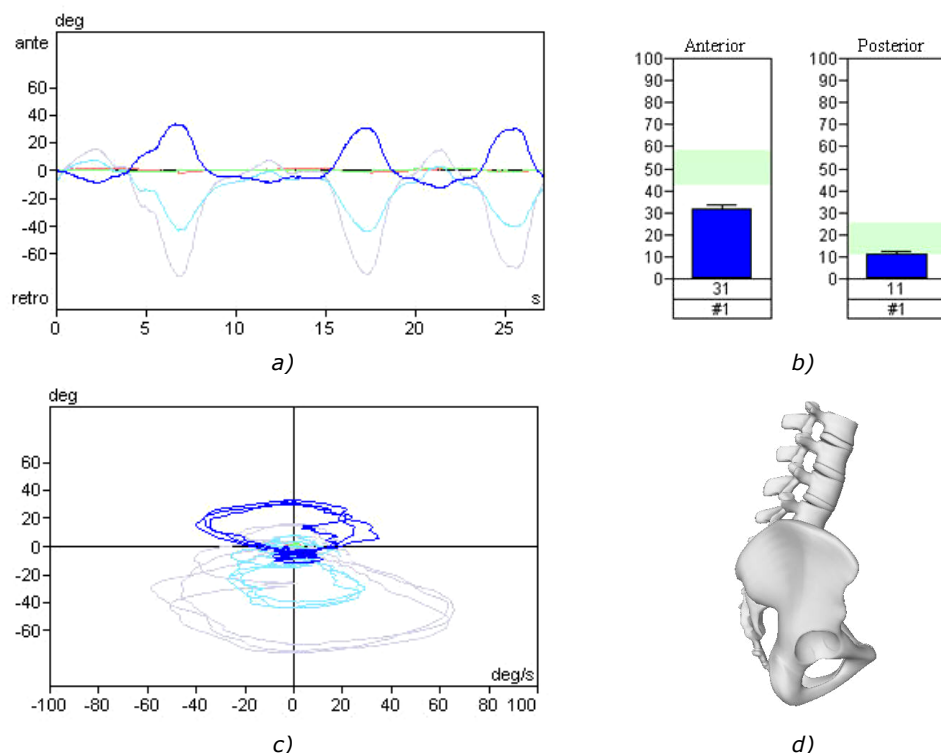


Figura 6.8 Mișcarea de flexie-extensie a *pacientului 1*: a) – amplitudinile unghiulare, b) – comparația mișcărilor cu intervalele de referință, c) – diagrama de fază, d) – modelul 3D animat

În mișcarea de rotație a trunchiului devine și mai vizibil efectul hernierii discului intervertebral L5-S1 spre partea stângă. Amplitudinile medii maxime spre stânga și dreapta sunt în acest caz de 12 respectiv 8 grade, ceea ce reprezintă valori cu aproape 40% mai mici decât minimumul statistic pentru această vârstă și sex.

În diagrama de fază din figura 6.9 c se poate observa tendința pacientului de a efectua mișcări rapide și cu amplitudine mai mare spre partea stângă și de amplitudine mai mică și lente spre partea dreaptă. Acest lucru se datorează apariției durerii la înclinarea spre partea dreaptă datorită migrației nucleului pulpos spre partea stângă, urmată de comprimarea nervului sciatic.

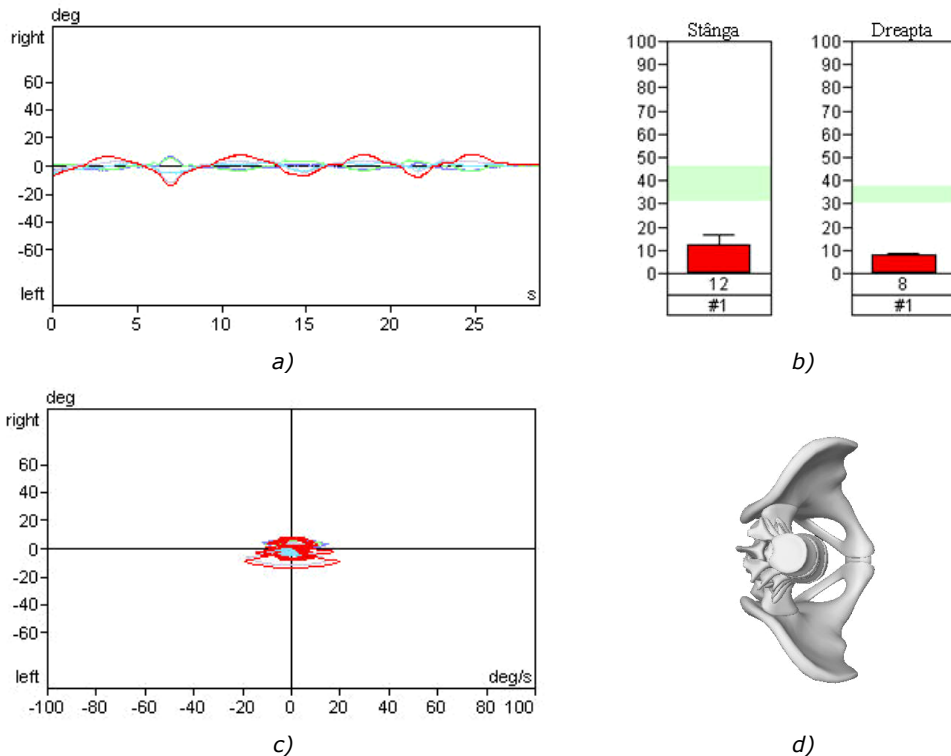


Figura 6.9 Mișcarea de rotație a pacientului 1: a) – amplitudinile unghiulare, b) – comparația mișcărilor cu intervalele de referință, c) – diagrama de fază, d) – modelul 3D animat

Diagnosticul este confirmat și la executarea exercițiilor de flexia laterală spre stânga și dreapta, fiind înregistrate amplitudini medii maxime de 14 respectiv 10 grade (figura 6.10). Aceste valori nu numai că se situează cu 10 grade sub pragul minim statistic dar arată și un comportament de mobilitate nesimetrică. Valorile mai mici cu 4 grade admise spre dreapta dovedesc prezența herniei de disc pe partea stângă.

În diagrama de fază a mișcării de flexie laterală (figura 6.10 c) se poate observa lipsa de armonie atât în mișcarea de flexie cât mai ales în cea de extensie. În extensie apare chiar un moment de oprire a mișcării în poziția ortostatică, menit a oferi timp pentru adaptarea structurii vertebrale la noua solicitare, cea dureroasă. În anexa 5 sunt prezentați parametrii de mobilitate înregistrați în flexie-extensie în cazul acestui pacient.

În concluzie, prin investigarea unui lot de 25 de subiecți sănătoși și a altuia de 10 pacienți cu dizabilități motrice lombare s-a putut dezvolta o bază de date care poate să contribuie la datele statistice deja existente.

De asemenea, cu ajutorul acestor investigații s-a pus în evidență importanța unei evaluări biomecanice la nivel clinic, în stabilirea unui diagnostic cât mai exact.

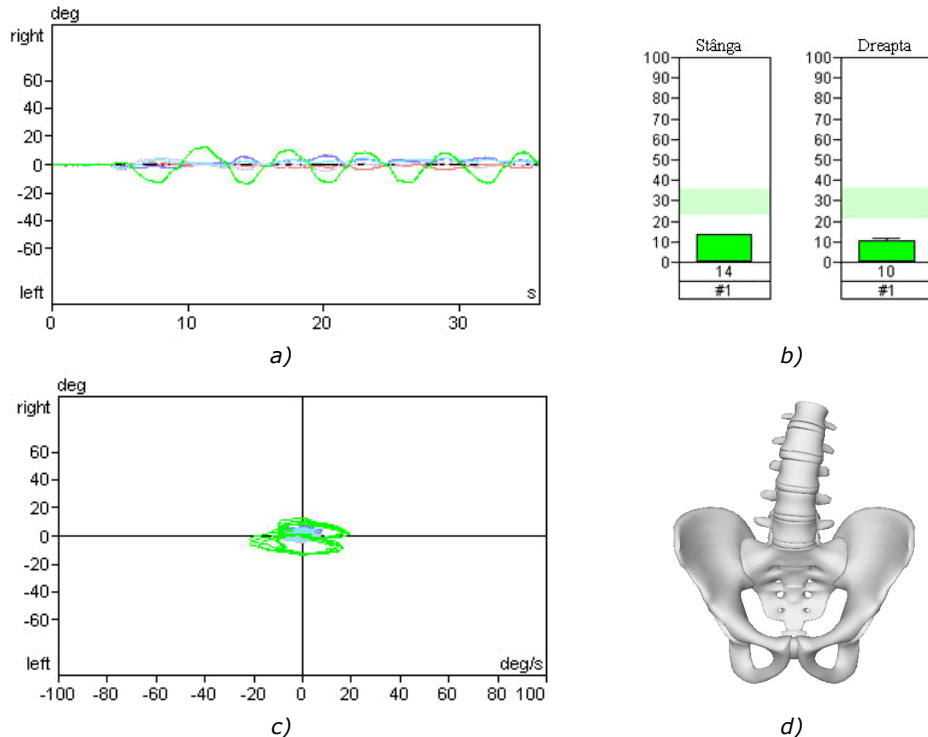


Figura 6.10 Mișcarea de flexie laterală a pacientului 1: a) – amplitudinile unghiulare, b) – comparația mișcărilor cu intervalele de referință, c) – diagrama de fază, d) – modelul 3D animat

Prin investigații multiple pe același pacient în diferite stadii evolutive ale degenerării, cu ajutorul acestui sistem de investigare a mobilității ar fi posibilă determinarea variației de pierdere a mobilității de mișcare odată cu degenerarea. Acest lucru ar putea constitui un element important în estimarea necesității unei intervenții chirurgicale de decompresiune pe parcursul vieții pacientului.

În ceea ce privește structurile implantate *in vivo*, sistemul se constituie într-o unealtă importantă alături de evaluarea radiologică, în stabilirea bunei funcționalități sau a tendinței de avariere a unui implant.

6.2 Determinarea experimentală a momentului de înșurubare a șurubului hibrid Sr3 în structura osoasă

În *capitolul 3* s-a calculat momentul teoretic necesar înșurubării și strângerii șuruburilor de tip Sr3, pentru o forță de axială de compresiune exercitată asupra capului de șurub de 30N. Momentul de torsiune rezultat ca urmare frecării dintre spirele osoase și cele metalice a fost $M_t=0.028\text{Nm}$.

Rezultatele teoretice au fost verificate în mod practic prin determinarea momentului de torsiune necesar înaintării șurubului prin osul vertebral. În acest scop s-a folosit un echipament de încercare la torsiune denumit Vortex-*i* produs de MECMESIN, aflat în dotarea laboratorului de încercări mecanice CIDUCOS, [136], [137], [138], [139], [140], [141], [142], [143], [144].

Vortex-*i* este o mașină de testat la torsiune cu două coloane care poate lucra în regim semiautomat sau automat, controlată de un PC prin intermediul software-ului Emperor. Elementele principale ale mașinii sunt prezentate în figura 6.11.

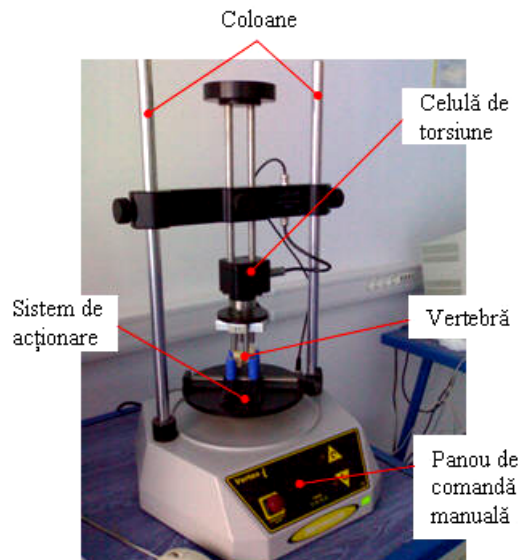


Figura 6.11 Echipamentul de încercare la torsiune Vortex-*i*

Caracteristicile tehnice ale mașinii de încercat la torsiune sunt:

- Generează torsiune în ambele sensuri;
- Încărcarea maximă 10Nm;
- Deplasare maximă 2500 rotații (rot);
- Viteza de încărcare 0.1-20 rot/min;
- Rezoluția de încărcare 1:6500;
- Precizia de încărcare $\pm 0.5\%$ pentru întreg domeniul;
- Rezoluția de deplasare ± 0.001 rot;
- Precizia de deplasare 0.2/ 36000 grade.

Domeniul de încărcare al mașinii: 0-10Nm convine din punct de vedere al intervalului în care se așteaptă a fi valorile măsurate ale torsiunii la înșurubarea lui Sr3.

Pentru a putea determina momentul de torsiune rezistent M_t care apare la înaintarea șurubului prin structura osoasă, montantul superior al mașinii (cel pe care a fost fixată scula de antrenare) a fost lăsat liber pe axa verticală, sub acțiunea propriei greutate $G = 30N$. Greutatea sa se transmite șurubului și joacă rol de forță axială de compresiune (figura 6.12).

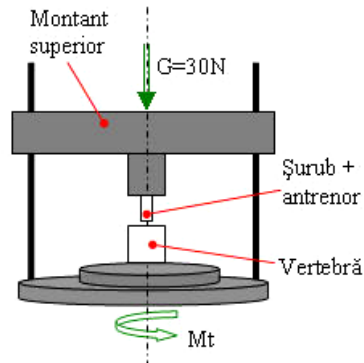


Figura 6.12 Schema de principiu încercării

Încercările s-au realizat pe trei vertebre lombare de tip L4, provenite de la trei indivizi diferiți. S-au ales vertebrele lombare datorită numărului de exemplare de același tip avute la îndemână, precum și datorită dimensiunilor mari ale acestora care au făcut dispozitivarea pe mașină mai ușoară.

Determinările momentului de înșurubare au fost făcute pe două zone vertebrale, pentru fiecare din cele trei vertebre, după cum urmează:

- Prima zonă evaluată a fost cea a corpului vertebral în secțiunea mediană acestuia, așa cum se poate observa în figura 6.13. Eșantioanele utilizate au fost codificate CV1, CV2 și CV3;
- A doua zonă pe care s-au făcut determinări a fost cea a pediculilor vertebrali (figura 6.14), caz în care s-a încercat și o străpungere a peretelui cortical opus intrării șurubului. Eșantioanele utilizate s-au codificat PV1 și PV2.

Pentru a putea realiza încercările s-au ales corespunzător dispozitivele necesare prinderii sculei de antrenare a șurubului în celula de măsurare a torsiunii respectiv a oaselor în bacurile plăcii antrenate a mașinii. În țesutul osos s-au realizat prin găurire orificii ne-filetate la diametrul de Φ 2.5mm.

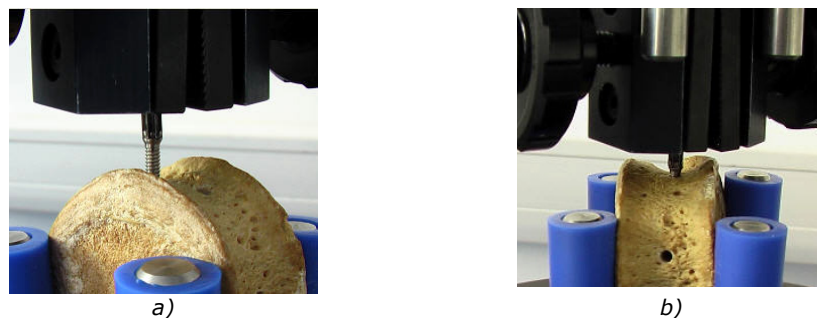


Figura 6.13 Înfiletarea lui Sr3 în corpul vertebral: a) – început de filetare, b) – șurub strâns

Comanda mașinii s-a făcut în mod automat prin intermediul calculatorului. Programul scris pentru efectuarea încercărilor a fost de tip *run*, în care controlul s-a făcut în deplasare unghiulară, cu un maxim atribuit de 4500 grade (12.5 rot). Acest maxim reprezintă echivalentul unei lungimi filetate de 7.5mm la un pas de 0.6mm, adică întreaga lungime de filet a șurubului. Viteza de deplasare unghiulară aleasă a

fost de 2.5 rot/min, valoare redusă care permite autofiletarea șurubului în structura corticală dură.

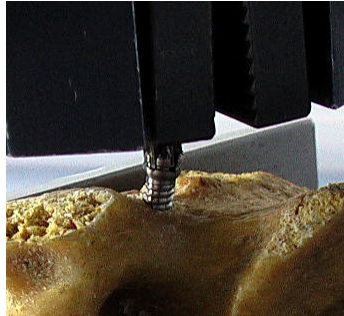
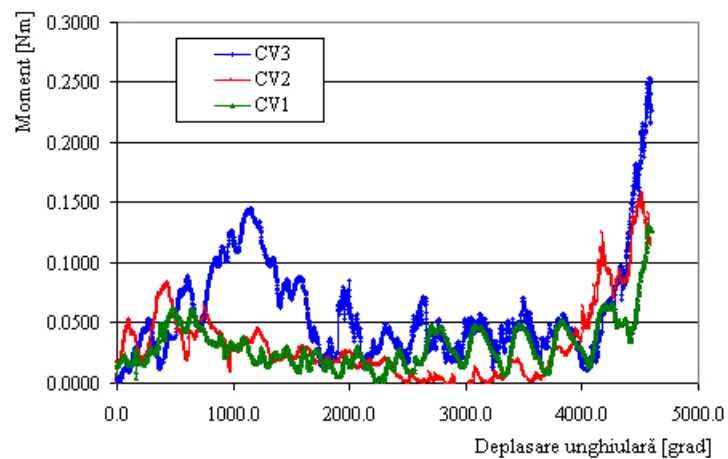


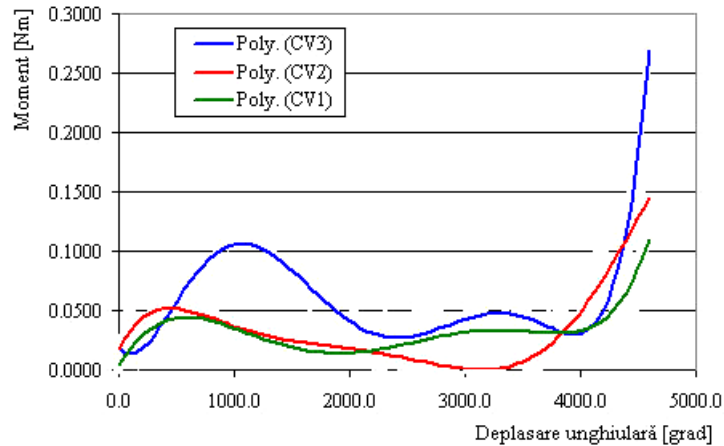
Figura 6.14 Înfiletarea lui Sr3 în pedicul - poziție intermediară

6.2.1 Determinarea momentului de strângere în cazul eșantioanelor din corpuri vertebrale CV1, CV2 și CV3

Rezultatele determinărilor se pot observa în figura 6.15 a și b prezentate sub formă grafică. În figura 6.15 a sunt prezentate curbele de variație ale momentelor de înșurubare în funcție de înaintarea șurubului prin structura osoasă, pentru cele trei cazuri de încercare pe corpuri vertebrale.



a) - valori măsurate



b) - funcții de aproximare

Figura 6.15 Rezultatele experimentale ale înșurubării lui Sr3 în corpii vertebrali:
a) - valori măsurate, b) - funcții de aproximare

Urmărind curbele se poate observa o tendință a momentului de înșurubare comună pentru cele trei încercări și de asemenea se pot observa și instabilitățile din timpul încercărilor, instabilități care se traduc prin inflexiuni ale curbelor sau intervale cu comportare de funcție periodică. Aceste instabilități au doi factori determinanți: coaxialitatea dintre orificiul din os, șurub și cheia de antrenare, și bătaia rezultată ca urmare a necoaxialității, cu modificarea poziției de antrenare.

Eliminarea necoaxialității se poate face prin utilizarea unui cap de antrenare flexibil dar care are dezavantajul că influențează și mai mult axialitatea forței de greutate.

Pentru o mai bună reprezentare a domeniilor de manifestare a momentului de torsiune, pe curbele înregistrărilor s-au aplicat curbe de aproximare a tendinței de variație de tip polinomial de ordinul 6 (figura 6.15 b). Ecuațiile celor trei curbe CV1 (1), CV2 (2) și CV3 (3) sunt:

$$y = 5E-22x^6 - 3E-18x^5 - 5E-15x^4 + 8E-11x^3 - 2E-07x^2 + 0.0002x + 0.004 \quad (6.1)$$

$$y = -1E-21x^6 + 2E-17x^5 - 1E-13x^4 + 3E-10x^3 - 4E-07x^2 + 0.0002x + 0.0172 \quad (6.2)$$

$$y = 6E-21x^6 - 8E-17x^5 + 4E-13x^4 - 8E-10x^3 + 7E-07x^2 - 0.0001x + 0.0184 \quad (6.3)$$

Se pot distinge aici trei domenii ale momentului de înșurubare valabile pentru fiecare din cele trei structuri osoase încercate:

- Intervalul 0-1800 grade (0-5 rot) – filetare în structura corticală;
- Intervalul 1800-4000 grade (5-11.1 rot) – filetare în structura spongioasă;
- Intervalul 4000-4600 grade (11.1-12.5 rot) – strângerea șurubului.

Primul interval corespunde filetării stratului cortical al osului, motiv pentru care în toate cele trei cazuri momentul de torsiune crește brusc odată cu înaintarea prin stratul cortical, atingând un maxim în apropierea limitei corticale interioare. Valorile unghiulare diferite la care se situează maximele celor trei încercări se datorează grosimii de strat cortical diferite pentru exemplare osoase diferite, și totodată rigidității stratului superficial cortical în zona orificiului.

Al doilea interval corespunde filetării miezului spongios al vertebrei. Când șurubul pătrunde în acest strat, momentul de înșurubare scade datorită densității de

strat scăzute și menține o tendință aproape constantă pe parcursul înfiletării. Variațiile de moment din acest interval pentru cele trei oase se datorează gradelor diferite de demineralizare a miezului spongios.

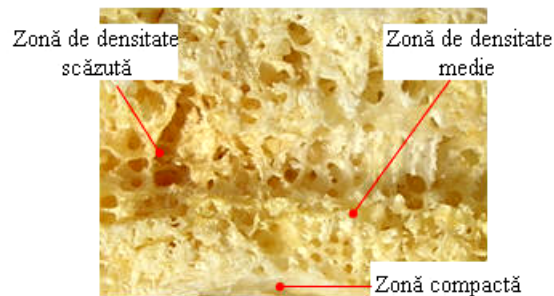


Figura 6.16 Variația densității în structura spongioasă vertebrală

Se observă că până și în cadrul aceluiași os există variații ale momentului de torsiune la înșurubare, datorate în totalitate variației de densitate osoasă. Un exemplu elocvent de variație a densității în miezul vertebral spongios este prezentat în figura 6.16.

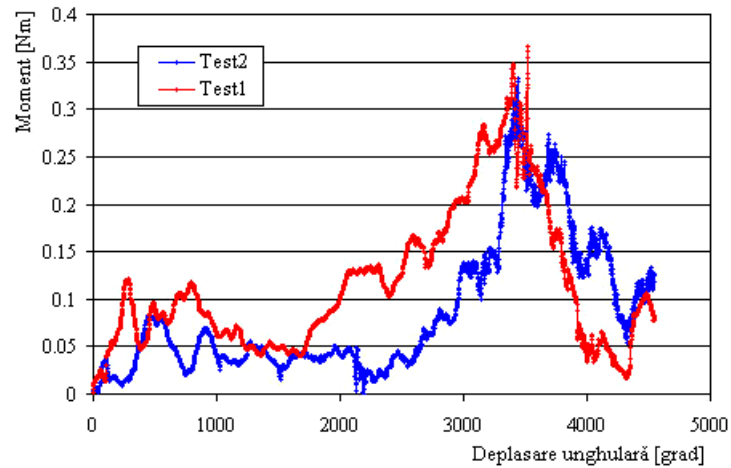
Ultimul interval caracteristic înfiletării în structura osoasă este cel al strângerii șurubului în os. Strângerea se manifestă printr-o creștere rapidă a momentului de torsiune până la valori însemnate de 0.25Nm în cazul CV3, fiind bineînțeles proporțională cu rigiditatea țesutului osos.

Abaterile pe care le au graficele de la intervalele unghiulare mai sus menționate se datorează deplasărilor (unghiulare) în gol pe care le face șurubul până la angajarea osului pe spiră.

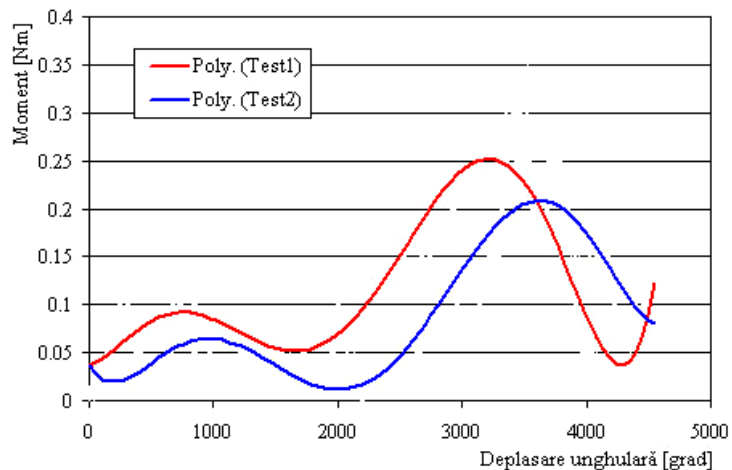
6.2.2 Determinarea momentului de strângere în cazul eșantioanelor din pediculi vertebrali PV1 și PV2

În figura 6.17 a și b se pot observa variațiile momentelor de torsiune la înșurubarea lui Sr3 în doi pediculi vertebrali, PV1 și PV2, proveniți de la indivizi diferiți. Din suprafața generoasă și complexă a unei vertebre lombare s-au ales pediculii din două motive principale:

- pediculii se supun stabilizării cu șuruburi în cazuri de fracturare;
- pentru a putea fi pusă în evidență variația momentului de torsiune la străpungera celui de-al doilea strat cortical al pediculului.



a) - valori măsurate



b) - funcții de aproximare

Figura 6.17 Rezultatele experimentale ale înșurubării lui Sr3 în pediculi:
a) - valori măsurate, b) - funcții de aproximare

Variația reală a momentului de torsiune în cazul înfiletării lui Sr3 în pediculi vertebrali (figura 6.17 a) prezintă și de această dată puncte de inflexiune, datorită unei ușoare instabilități a sistemului cauzată de abaterea de la coaxialitate a celor trei elemente: os, șurub și cheie de antrenare.

Pentru a se observa mai bine tendința de variație a momentului de torsiune la înșurubare s-au generat funcțiile de aproximare de tip polinomial de ordin 6 (figura 6.17 b). Ecuatiile care descriu cele două curbe sunt (1) pentru PV1 respectiv (2) pentru PV2.

$$y = 7E-21x^6 - 8E-17x^5 + 3E-13x^4 - 6E-10x^3 + 3E-07x^2 + 4E-05x + 0.0374 \quad (6.4)$$

$$y = 6E-21x^6 - 8E-17x^5 + 4E-13x^4 - 8E-10x^3 + 8E-07x^2 - 0.0002x + 0.0367 \quad (6.5)$$

Se pot distinge de această dată patru domenii de variație ale momentului de torsiune la înșurubare, valabile pentru ambele structuri osoase:

- Intervalul 0-1100 (0-3 rot) – filetare în structura corticală anterioară;
- Intervalul 1000-2200 (3-6 rot) – filetare în structura spongioasă;
- Intervalul 2200-3800 (6-10.5 rot) – filetare în structura corticală posterioară;
- Intervalul 3800-4600 (10.5- 12.5 rot) – străpungere.

Caracteristica acestui tip de înfiletare o reprezintă intrarea și trecerea șurubului prin stratul cortical posterior, lucru imposibil în primele cazuri din cauza dimensiunii corpului vertebral raportată la cea a lungimii șurubului.

Pe intervalul de filetare în structura corticală anterioară momentul de înșurubare crește rapid în ambele cazuri, cu maxime în jurul valorii unghiulare de 1100 de grade. Valoarea de deplasare unghiulară la care se înregistrează maximele este mai redusă de această dată datorită dimensiunii mai reduse a stratului cortical în această zonă comparativ cu cea a corpului vertebral. De asemenea mai redus este și intervalul de variație constantă a momentului de torsiune specific zonei spongioase, datorită aceluiași factor dimensional.

Un interval specific acestei încercări este cel al filetării în structura corticală posterioară, care se manifestă prin creșterea foarte rapidă și la valori mari ale momentului de torsiune la înșurubare. Maximele celor două cazuri prezentate se situează în jurul valorii de 0.35Nm și se înregistrează în momentul de ieșire a șurubului din stratul cortical posterior spre exterior.

Pe ultimul interval momentul scade deoarece șurubul nu mai întâmpină rezistență la avansare din partea osului, decât cea de frecare la nivelul spirelor. După acest interval urmează cel de strângere, care s-ar fi manifestat încă odată prin creșterea momentului de torsiune până la o valoare prestabilită.

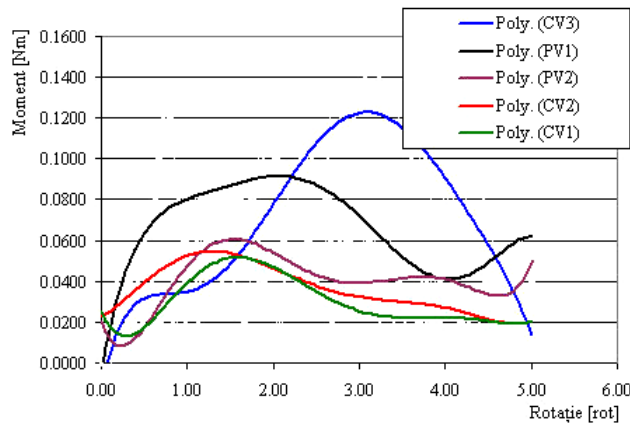


Figura 6.18 Variația momentului de torsiune pe intervalul 0-1800 grade

Pentru a putea fi comparate rezultatele momentelor în toate cele cinci cazuri de încercare s-a ales intervalul de variație corespunzător înfiletării în structura corticală anterioară (0-5 rotații (0-1800 grade)). Rezultatul se poate observa în figura 6.18, și demonstrează similitudinea comportării celor 5 structuri osoase dar la valori numerice foarte diferite. Așa cum s-a menționat și anterior, valorile numerice

diferite ale momentelor de torsiune se datorează structurii diferite pe care o are fiecare exemplar osos în parte.

În anexa 6 se pot identifica parametrii măsurăți în cazul înfiletării șurubului Sr3 în structura pediculului PV1.

În subcapitolul 6.2 s-au realizat două tipuri de testări: comportamentul la înșurubare a șuruburilor cu caracter unicortical și cel al șuruburilor cu caracter bicortical.

S-a observat că, în cazul unei înfiletări bicorticale valoarea maximă a momentului de înșurubare depășește de aproximativ 2.5 ori valoarea maximă a momentului necesar înfiletării unicorticale.

Tot aici s-a stabilit comportamentul șurubului hibrid la diferite grade de înfiletare în structura osoasă, fiind puse în evidență fenomenele variație a momentului de înfiletare în funcție de traversarea prin structura corticală-spongioasă-corticală.

6.3 Cercetări experimentale privind durabilitatea unității cervicale implantate

Evaluarea comportamentului mecanic al unității cervicale implantate este deosebit de important în estimarea durabilității ansamblului os-implant. Desigur, o estimare a comportamentului *in vitro* al unității cervicale implantate (UI) nu se identifică în totalitate cu comportarea pe care ar fi avut-o aceeași unitate implantată *in vivo*. Motivele care pot genera manifestări diferite sunt deosebit de numeroase:

- Lipsa ligamentelor și structurii musculare în cazul UI *in vitro*;
- Diferențele dintre discul intervertebral natural și cel construit artificial;
- Degradarea osoasă în cazul UI *in vitro*;
- Lipsa fluidului sinovial în cazul UI *in vitro*;
- Incidența sarcinilor accidentale și a suprasarcinilor în cazul UI *in vivo*;
- Compunerea mișcărilor *in vivo*.

Pe lângă factorii prezentați anterior, poate cel mai important de adăugat este cel al unicității structurii umane. Rezultate de durabilitate foarte bune ale unui tip de implant pe un subiect pot conduce la rezultate slabe sau chiar dezastruoase pe un alt subiect a cărui densitatea osoasă este mult redusă (factor de vârstă, osteoporoză).

Așadar, este foarte dificil dacă nu imposibil de evaluat comportamentul la modul general al unei structuri implantate, acesta putând fi doar estimat individual, sau în niște limite largi.

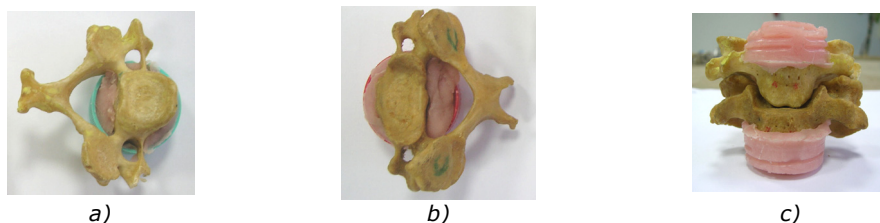


Figura 6.19 Asamblarea unității funcționale cervicale: a) – vertebra C2, b) – vertebra C3, c) – ansamblul intermediar al celor două

Pentru realizarea unității implantate s-au folosit două vertebre C2 și C3 provenite de la același individ. Acestea au fost înglobate în zona corpurilor vertebrale pentru a putea fi realizat mai târziu ansamblul final (figura 6.19). Discul

intervertebral a fost realizat din silicon acrilic, deoarece elasticitatea acestui material conduce la o structură cu mobilitate comparabilă cu cea naturală.

Implantul a fost fixat de osul vertebral prin intermediul șuruburilor de rigidizare Sr3. Înșurubarea acestora s-a făcut cu o sculă specială a cărei formă reprezintă conjugatul canalelor de antrenare ale capului de șurub, fabricată pe mașina de electroeroziune cu fir. Șuruburile de blocare au fost strânse corespunzător cu ajutorul unei șurubelnițe cu cap drept.

Cicluri de solicitare și caracteristicile lor

Totalitatea valorilor pe care le ia tensiunea într-un punct al unei piese în decursul unei perioade determină un ciclu de solicitare [88].

Ciclurile de solicitare pot fi cicluri deterministe când tensiunea se exprimă prin relații explicite de timp și cicluri aleatoare când tensiunea nu mai este definită printr-o expresie matematică explicită. În categoria ciclurilor deterministe intră și ciclul sinusoidal, la care variația în timp a tensiunii este dată de ecuația (6.6).

$$\sigma = \sigma_m + \sigma_a \cdot \sin(\omega \cdot t + \varphi) \quad (6.6)$$

unde σ_m - tensiunea medie a ciclului, σ_a - amplitudinea ciclului, ω - pulsația, φ - faza inițială în raport cu originea timpului.

Un ciclu de solicitare sinusoidal în reprezentare temporală (variația în timp) este indicat în Fig. 6.20.

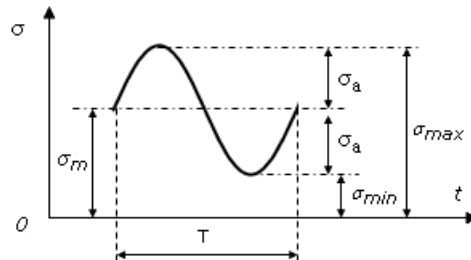


Figura 6.20 Ciclu de solicitare sinusoidal

Întrucât pe toată durata de aplicare a solicitării variabile tensiunile variază între aceleași valori σ_{max} și σ_{min} , un asemenea ciclu este considerat un ciclu staționar. Elementele ciclului staționar sunt:

- tensiunea maximă, $\sigma_{max} = \sigma_m + \sigma_a$ (6.7)

- tensiunea minimă, $\sigma_{min} = \sigma_m - \sigma_a$ (6.8)

- tensiunea medie, $\sigma_m = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2}$ (6.9)

- amplitudinea ciclului, $\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2}$ (6.10)

- coeficientul de asimetrie, $R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}}$ (6.11)

$$- \text{ caracteristica ciclului, } \rho = \frac{\sigma_a}{\sigma_m} = \frac{1-R}{1+R} \quad (6.12)$$

Se poate spune deci, că un ciclu sinusoidal se caracterizează printr-o componentă statică, σ_m și o componentă variabilă σ_a .

Ciclurile de solicitare se pot clasifica după mai multe criterii. În funcție de valorile relative ale celor două componente se disting următoarele tipuri de cicluri:

$$- \text{ cicluri simetrice } \sigma_m = 0; R = -1 \quad (6.13)$$

$$- \text{ ciclurile alternante } 0 < \sigma_m < \sigma_a; -1 < R < 0 \quad (6.14)$$

$$- \text{ ciclurile pulsante } \sigma_m = \sigma_a; R = 0 \quad (6.15)$$

$$- \text{ ciclurile oscilante } \sigma_m < \sigma_a; 0 < R < 1 \quad (6.16)$$

În figura 6.21 sunt prezentate aceste cicluri de solicitare în coordonatele: $\sigma - t$ și $\varepsilon - t$. Unui ciclu de solicitare tracțiune-compresiune, în coordonate $\sigma - \varepsilon$ îi corespunde o buclă, denumită buclă de histerzis.

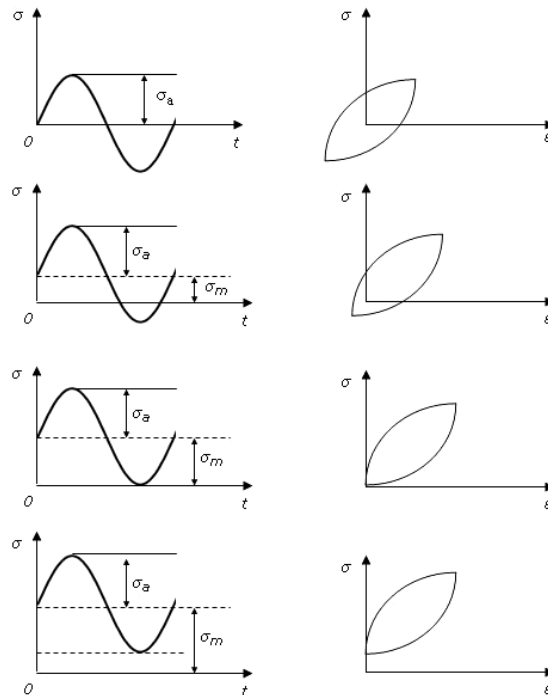


Figura 6.21 Cicluri de solicitare în coordonate $\sigma-t$ și $\sigma-\varepsilon$

În cele mai multe cazuri de, variația în timp a tensiunilor este aleatoare pe toată durata de funcționare a unui echipament sau instalații.

Ținându-se cont de considerațiile teoretice precedente s-au putut realiza încercările de durabilitate a structurii.

Pentru ca ansamblul unității implantate să fie poată fi prins pe mașina de încercat, partea superioară a vertebrei C2 respectiv partea inferioară a vertebrei C3 au fost înglobate într-o rășină acrilică autopolimerizantă (Duracril) împreună cu două

lame metalice rigide. Ansamblul final al unității funcționale implantate este prezentat în figura 6.22.

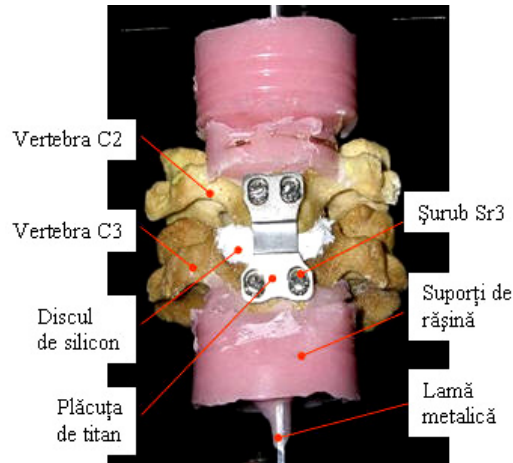


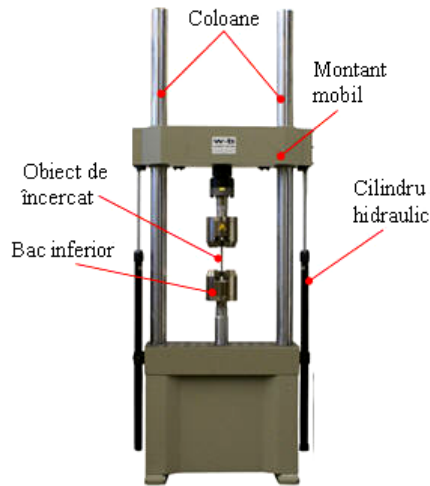
Figura 6.22 Unitatea funcțională implantată

Mașina de încercat utilizată se numește w + b LFV 100HH și se găsește în dotarea laboratorului de încercări mecanice al catedrei de Rezistența Materialelor. Mașina se înscrie în categoria mașinilor de încercat dinamice și poate executa încercări la tracțiune, compresiune sau încovoiere. Regimul dinamic pulsator este realizat prin utilizarea unui sistem hidraulic de acționare al montantului mobil, ceea ce îi conferă capacitatea de a realiza solicitări pulsatorii pe deplasări liniare foarte reduse. Subsistemele și subansamblurile principale ale mașinii sunt prezentate în figura 6.23. Controlul mașinii se face cu ajutorul unui computer, respectiv al unui program care conține parametrii de încercare, sub formă de cod ASCII. Control se poate face în forță respectiv în deplasare, în funcție de natura obiectului de încercat [145], [146].

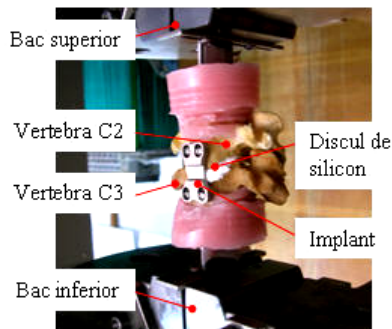
Mașina de încercat este compusă din următoarele subsisteme principale (figura 6.23):

- Standul de încercare cu două coloane;
- Echipamentul hidraulic de acționare;
- Modulul de comandă al strângerii bacurilor;
- Unitatea centrală de procesare/stocare.

La mașinile clasice de încercări mecanice la tracțiune și compresiune este de asemenea posibilă realizarea solicitărilor ciclice cu mențiunea că, la deplasări liniare foarte reduse (de ordinul mm) și număr mare de cicluri (> 1000), cuplele de antrenare șurub-piuliță se pot deteriora.



a) – mașina de încercat LFV 100HH



b) – unitatea implantată fixată pe mașină



c) – subsistemele mașinii de încercat

Figura 6.23 Echipamentul de încercare

Trei dintre încercările mecanice de durabilitate s-au realizat la compresiune axială pulsatorie pentru trei valori diferite ale încărcării, iar a patra a fost de durabilitate a sistemului la cicluri alternant simetrice. Valorile încărcărilor sunt prezentate în tabelul 6.1. Controlul mașinii s-a făcut prin indicarea valorii minime respectiv maxime a forței de încărcare, aceasta calculându-și forța medie.

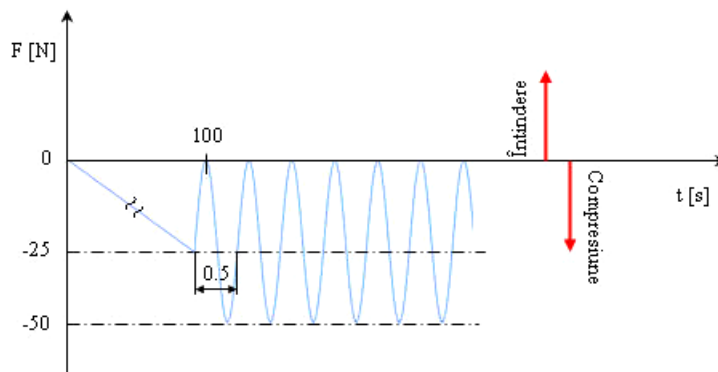
Primele trei teste s-au realizat în regim pulsatoriu negativ (solicitare de compresiune) de tip sinusoidal cu o frecvență de 2 Hz. În ultimul caz de testare regimul pulsatoriu a fost înlocuit de unul alternant simetric (solicitare de tracțiune și compresiune).

Parametrul T_0 din tabelul 6.1 indică timpul, definit în program, de intrare în regim a încărcării. Necesitatea definirii acestui timp este aceea de a evita solicitările cu șoc care ar apărea la o intrare directă în regimul de lucru. Din acest motiv, intervalul ales pentru primele trei cazuri de încercare a fost de 100 de secunde.

Tabelul 6.1 Parametrii încercărilor de durabilitate

Nr.	Tip ciclu	Frecvență ciclu [Hz]	Număr cicluri	Forță medie [N]	Forță maximă [N]	Forță minimă [N]	T ₀ [s]
testul1	Pulsator negativ	2	1000	-25	-50	0	100
testul2	Pulsator negativ	2	1000	-50	-100	0	100
testul3	Pulsator negativ	2	10000	-50	-100	0	100
testul4	Alternant simetric	2	3800	0	100	-100	20

În figura 6.24 se poate observa diagrama de solicitare pulsatorie negativă, utilizată în primul caz de testare (*testul 1*). Testele 2 și 3 s-au realizat tot prin solicitări pulsatorii negative dar cu valori diferite ale forței medii.

**Figura 6.24** Diagrama de solicitare pulsatorie negativă pentru primul caz de testare

Datorită comportamentului complex al segmentului cervical natural și al comportamentului *neunoscut* al ansamblului (unității funcționale) realizat, *testele 1 și 2* au fost considerate teste premergătoare în vederea stabilirii condițiilor de încercare. Din cele două au rezultat condițiile de încercare corespunzătoare *testului 3*.

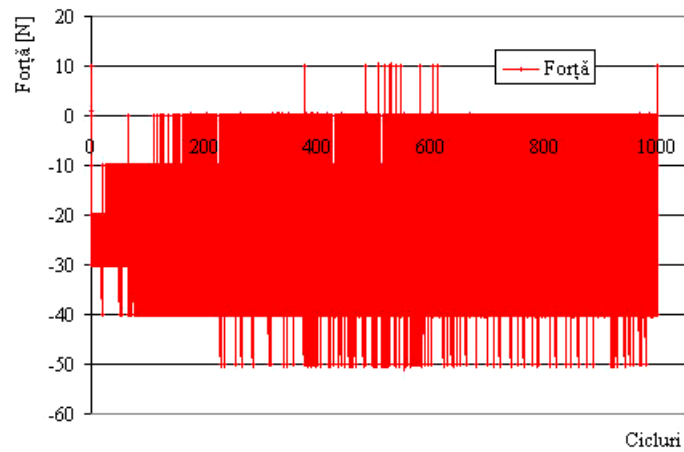
6.3.1 Durabilitatea unității cervicale implantate în regim de solicitare pulsatorie negativă

În primul caz s-a urmărit comportarea structurii sub o încărcare pulsatorie negativă cu o forță medie de -25 N. Aceasta înseamnă o forță maximă de compresiune de 50 N, adică echivalentul forței gravitaționale dezvoltată de masa capului și segmentului superior cervical. În figura 6.25 se poate observa comportamentul pulsatoriu al forței de încărcare în timp, pe parcursul celor 1000 de cicluri impuse prin program. Timpul de intrare în regim a fost de 100 s, manifestându-se prin creșteri treptate ale forței de încărcare (figura 6.25 a).

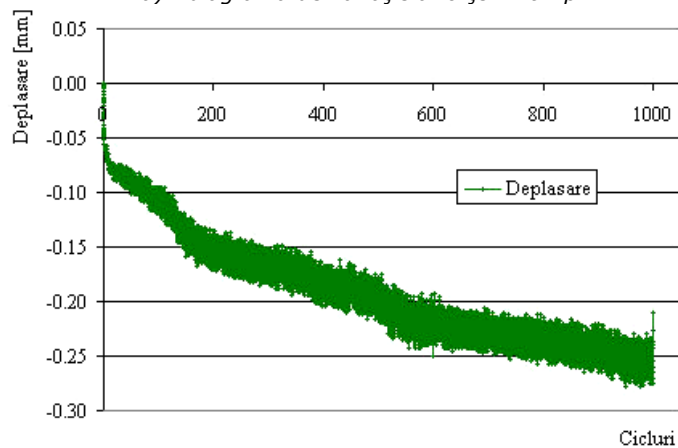
Un alt element important care poate fi observat tot în figura 6.25 a este că forța de încărcare nu atinge valoarea prestabilită maximă de -50 N la fiecare ciclu. Acest fapt se datorează flexibilității structurii generată de micro-mișcările capetelor sferice ale șuruburilor în interstițiile plăcuței.

De asemenea, la această flexibilitate contribuie și elasticitatea interfeței os-șurub. Evoluția deplasărilor prezintă un trend constant crescător în sensul încărcării (figura 6.25 b) datorită mișcării relative dintre șuruburi și plăcuță. Aceste mișcări sunt deosebit de favorabile în eliminarea efectului de *stress shielding*, efect de privare a structurii osoase (grefei) de la încărcare apărut în cazul unei fixări cu elemente mecanice rigide.

După executarea celor 1000 de cicluri s-a constatat că la nivelul interfeței os-șurub nu apar probleme de distrugere a filetului osos, legăturile șuruburi-vertebre fiind rigide.



a) - diagrama de variație a forței în timp



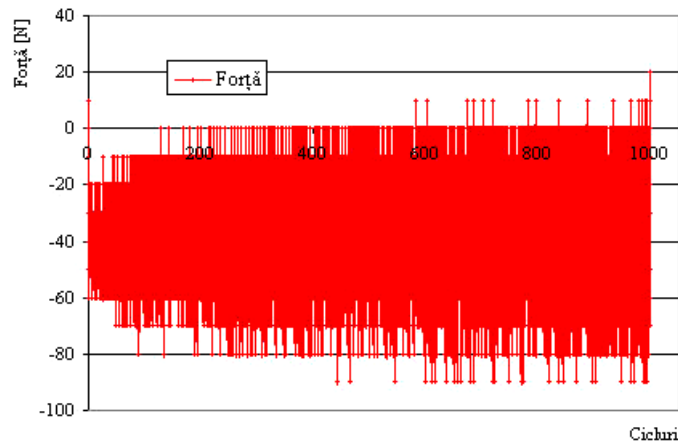
b) - diagrama de variație a deplasării în timp

Figura 6.25 Spectrul ciclurilor de solicitare ale testului 1

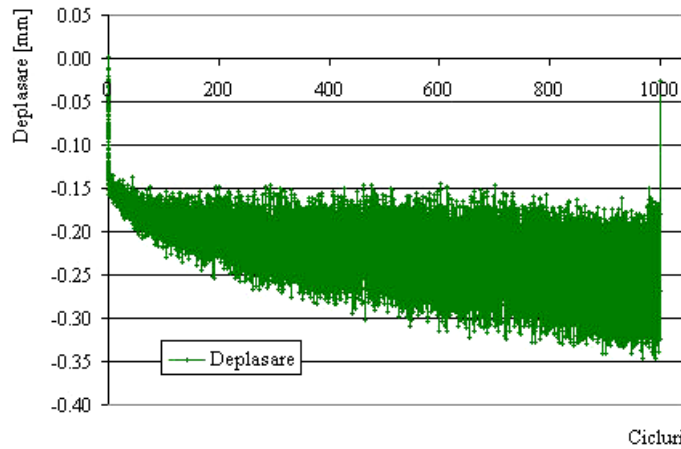
Pentru a solicita mai puternic interfața os-șurub s-a recurs la reducerea mobilității la interfețele șuruburi-plăcuță prin aplicarea unei strângeri suplimentare a celor patru șuruburi de blocare.

Al doilea test s-a desfășurat la un regim dublu de încărcare față de primul, adică la o forță maximă de -100 N, pentru aceeași durată de testare de 1000 de cicluri.

În primele 400 de cicluri se poate vorbi de o poziționare relativă plăcuță – șuruburi, care se stabilizează pe parcursul încercării. Nici în acest caz forțele nu ajung la valoarea maximă prestabilită ci au valori medii cu 20 % mai reduse (figura 6.26 a). Această comportare demonstrează caracterul flexibil în limitele a 0-0,35 mm al structurii implantate.



a) - diagrama de variație a forței în timp



b) - diagrama de variație a deplasării în timp

Figura 6.26 Spectrul ciclurilor de solicitare ale testului 2

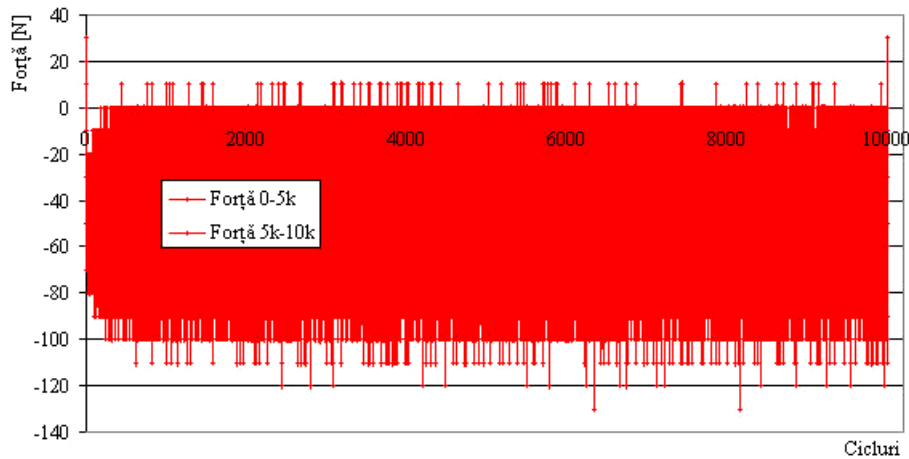
Se poate observa de asemenea că amplitudinile deplasărilor în acest caz au valori duble față de cazul precedent, datorită forței duble de încărcare (figura 6.26 b). Tendința acestora este de asemenea crescătoare în sensul încărcării, dar la cu o pantă mult mai redusă decât în primul caz.

Ca urmare a rezultatelor primelor două încercări de testare s-a stabilit că verificarea durabilității sistemului se va desfășura conform parametrilor celui de-al doilea test (tabelul 6.1) datorită stabilității fenomenelor la această încărcare.

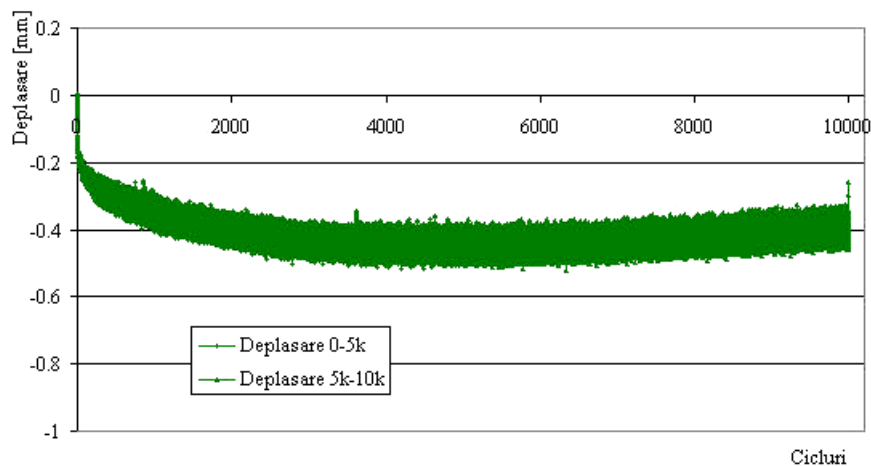
S-au realizat astfel 10000 de cicluri pulsante, al căror rezultat se poate observa în figura 6.27 a și b. Forțele de încărcare ajung în acest caz la valorile prestabilite ceea ce dovedește o bună stabilitate a procesului (figura 6.27 a).

Inflexiunile care apar atât la încărcare cât și la descărcare se datorează comportamentului complex al structurii, respectiv alunecării fără gresare dintre capetele șuruburilor și plăcuță. Trebuie amintit că, în condiții de implantare *in vivo* fenomenele de migrare, poziționare sau micromișcare ale șuruburilor nu au loc cu frecvența la care a fost efectuat testul ci la una mult mai scăzută, structura suferind acomodări mai line.

Oricum, comportamentul aproape linear al deformațiilor după primele 1000 de cicluri, precum și amplitudinea lor constantă pe parcursul întregului test demonstrează stabilitatea dinamică a structurii și deci durabilitatea sa.



a) - diagrama de variație a forței în timp



b) - diagrama de variație a deplasării în timp

Figura 6.27 Spectrul ciclurilor de solicitare ale testului3

Deformațiile liniare maxime de 0,5 mm sunt de dorit pentru această structură în repartizarea efortului generat de încărcare și asupra discului de silicon, care poate juca rol de grefă în acest caz.

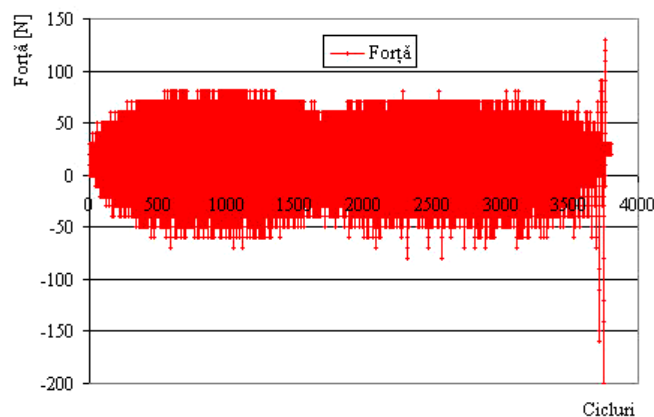
Se poate spune deci, că pentru condițiile de încercare pulsatorie corespunzătoare unei solicitări de 100 N aplicate unității implantate, răspunsul structurii este unul favorabil, de preluare și distribuție corespunzătoare a sarcinilor fără apariția vreunei avarii.

6.3.2 Durabilitatea unității cervicale implantate în regim de solicitare alternant simetrică

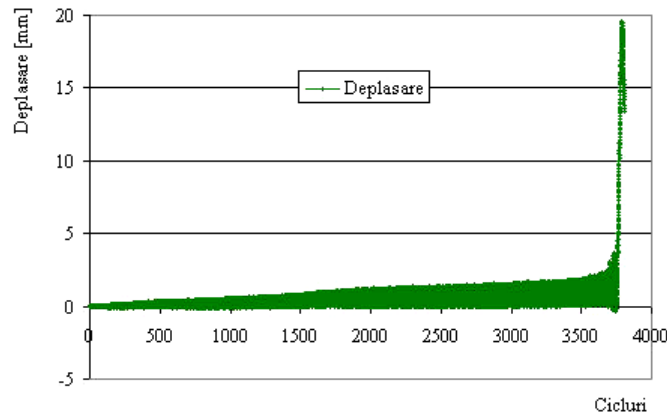
În ultimul test, *testul 4*, s-a dorit a se pune în evidență efectele unei încărcări extreme la care ar putea fi solicitată unitatea implantată.

Factorii considerați extremi pentru structură sunt:

- Folosirea ciclului alternant simetric;
- Valorile maxime respectiv minime ale forțelor au fost de 100 N;
- Timpul de intrare în regim foarte scurt, $T_0=20$ s, ales pentru a induce în structură o solicitare mult mai dinamică decât în primele trei cazuri, aproape cu șoc.



a) - diagrama de variație a forței în timp



b) - diagrama de variație a deplasării în timp

Figura 6.28 Spectrul ciclurilor de solicitare ale testului4

Rezultatele conturează un proces total instabil, cu abateri mari ale forțelor de încărcare de la valorile prestabilite (figura 6.28 a). Acest lucru se datorează lipsei de răspuns în timp real a structurii la condițiile impuse de experiment.

S-a putut observa vizual cum elementele structurii au început să execute mișcări relative ample unele în raport cu celelalte, ceea ce a condus la pierderea rolului de aliniere pe care îl avea plăcuța pentru cele două vertebre.

Ca urmare a fenomenelor extreme și a faptului că, în solicitarea de tracțiune intervalul de mobilitate șurub-plăcuță a fost mai redus din condiții de montaj, șurubul S2 a început să execute mișcări relative și față de structura osoasă, deformațiile crescând liniar la întindere (figura 6.28 b), deformațiile la compresiune nu mai putând avea loc.

După 3800 de cicluri de acest tip, forțele devin tot mai reduse, amplitudinea mișcării tot mai mari, iar la ciclul numărul 3792 deformațiile cresc brusc până la valori de 18 mm, unde are loc distrugerea unității implantate prin cedarea elementelor de legătură: interfețe osoase cu S2 și S3 dar și discul intervertebral de silicon.

Evaluarea fenomenelor generate de solicitarea alternant simetrică

Evaluarea fenomenelor generate de solicitarea extremă s-a făcut în două zone: pe suprafețele exterioare vizibile ale structurii; pe secțiunile prin corpurile vertebrale, de-a lungul orificiilor filetate. Fenomenele mecanice observate pe unitatea funcțională implantată se pot împărți în trei categorii:

- Fenomene la interfața os – șurub;
- Fenomene la interfața corp vertebral – plăcuță;
- Fenomene la interfața șurub – plăcuță.

La nivelul interfeței metal-metal nu au apărut fenomene de uzură semnificative, deoarece cedarea structurii osoase a preluat mobilizarea impusă de ciclul de încercare.

Fenomenele înregistrate la nivelul interfeței osoase în schimb, sunt deosebit de semnificative și definitorii pentru solicitarea impusă. În figura 6.29 a se poate observa starea de degradare a osului prin așchiile osoase corticale rezultate în urma testării. Distrugerea interfeței osoase de suprafață este demonstrată și de particulele și așchiile osoase care se găsesc din abundență pe corpurile vertebrale.

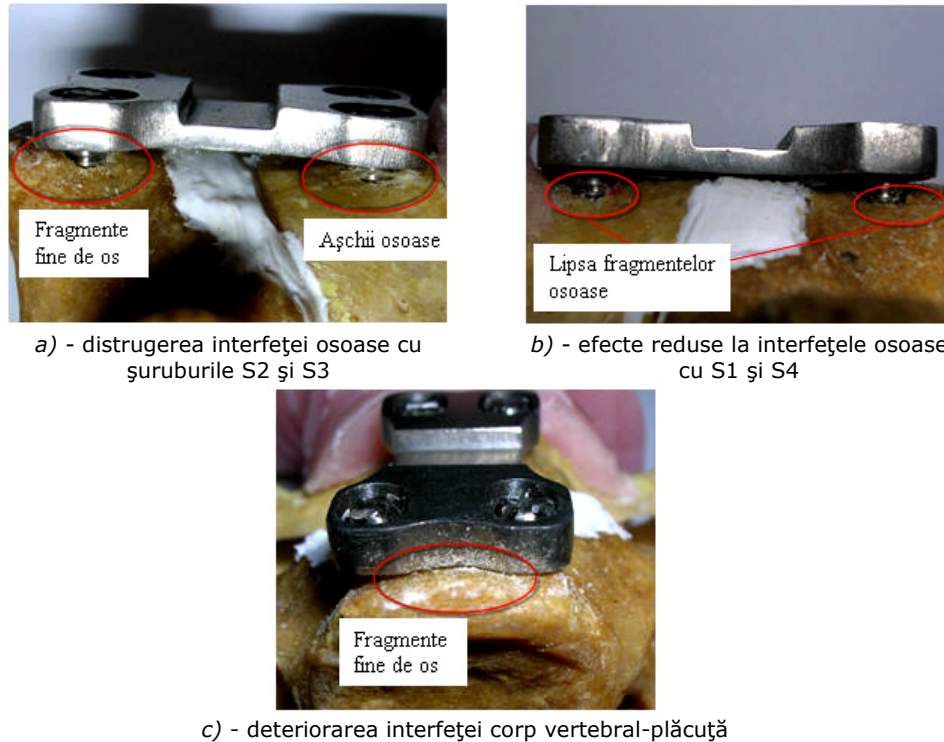


Figura 6.29 Efectele elementelor mecanice asupra osului vertebral

Efectul încercării mecanice ciclice este mai puțin vizibil în cazul șuruburilor Sr1 și Sr4. Lipsa apariției fenomenelor de distrugere osoasă la nivelul acestor două șuruburi se poate datora următorilor factori: încărcări excentrice spontane apărute pe parcursul ciclurilor; diferența de strângere a șuruburilor; anizotropia osoasă. Un alt efect notabil este cel de uzare prin frecare a corpului vertebral al vertebrei C3 cu plăcuța de titan (figura 6.29 c). Acest efect s-a manifestat datorită distrugerii interfețelor os-șurub și deci a amplificării mișcării plăcuței în raport cu corpul vertebral C3.

Efectele interne

Pentru a observa efectele interne induse de mișcările șuruburilor în interfețele osoase cele două corpuri vertebrale au fost secționate longitudinal pe axele orificiilor filetate.

În figura 6.30 se prezintă măsurătorile digitale executate pe cele două orificii filetate ale corpului vertebral C3.

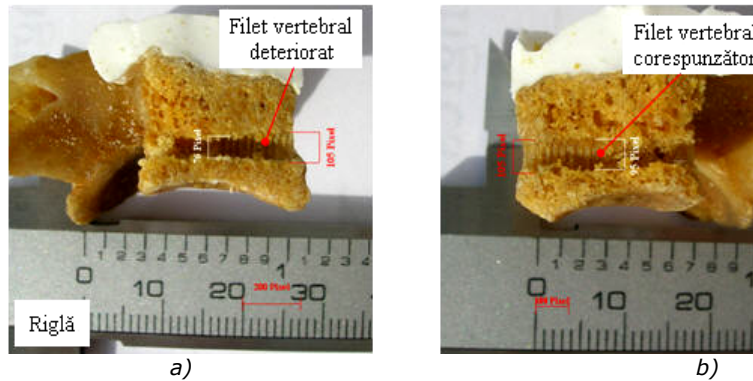


Figura 6.30 Secțiunea prin corpul vertebral C3 după solicitare: a) – orificiul șurubului S1, b) – orificiul șurubului S2

Scara măsurătorii digitale este în pixeli, motiv pentru care a fost dublată de o scară în unități de lungime. Datorită rezoluției identice de fotografiere 1280x1024 pixel, pentru ambele imagini 100 pixeli reprezintă 3,5 mm.

Se observă că, diametrele orificiilor în ambele cazuri se modifică crescător de la un diametru interior D_i la un diametru exterior D_e . Apare așadar un efect de conicitate a orificiilor datorat deplasărilor transversale alternante ale șuruburilor. Diferența de diametre în cele două cazuri este:

$$D_{i1} - D_{e1} = 3.67 - 2.66 = 1.01\text{mm} \quad (6.17)$$

$$D_{i2} - D_{e2} = 3.67 - 3.32 = 0.45\text{mm} \quad (6.18)$$

Conform diferenței diametrelor se poate spune că șurubul S1 produce un efect de tasare a structurii osoase vertebrale doar în imediata vecinătate a suprafeței, acolo unde amplitudinea mișcării a fost mai mare (figura 6.30 a). Un fenomen asemănător se manifestă și în cazul șurubului S2 (figura 6.30 b), dar cu un efect mai pronunțat în profunzimea orificiului filetat. Această distrugere a zonei profunde (adânci) în plus față de cea exterioară indică o mișcare mult mai amplă a șurubului, pe toată lungimea sa, odată cu apariția cedării structurii osoase.

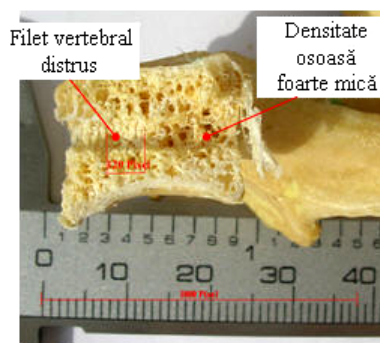


Figura 6.31 Efectele mecanice în secțiunea corpului vertebral C2, la interfața cu șurubul S3

În cazul corpului vertebral C2, efectul al interfața os-șurub se manifestă prin distrugerea filetelui osos în totalitate (figura 6.31). Acest lucru este rezultatul a doi factori: pe deoparte apariției unei componente de solicitare axiale pe șurub (cu rol

de forță de smulgere), iar pe de altă parte structurii spongioase cu densitate foarte mică pe care o prezintă corpul vertebral C2.

În acest subcapitol s-a realizat studiul de durabilitate al unității cervicale implantate, în două condiții de solicitare: una normală – fiziologică; și cea de-a doua extremă pentru structura în cauză.

Se pot astfel sublinia două tipuri diferite de comportare a structurii studiate: durabilitatea în condiții normale de încărcare (compresiune la valori de până în 100 N) – înregistrată la 10000 de cicluri de solicitare; avarierea prin distrugerea interfeței os-metal după un număr de 3792 cicluri de compresiune și tracțiune. Trebuie menționat că solicitarea de tracțiune este una foarte puțin întâlnită printre solicitările asupra scheletului coloanei vertebrale, având un caracter accidental și de cele mai multe ori extrem.

7. CONCLUZII ȘI CONTRIBUȚII ORIGINALE

Teza de față și-a propus modelarea, dezvoltarea și testarea implanturilor de coloană vertebrală, concentrându-se în speță asupra problematicei implanturilor de stabilizare dinamică. Ea este organizată pe șapte capitole dintre care primele șase de expunere și rezolvare a problemei și prezentul de *Concluzii și contribuții originale*, toate fiind precedate de o introducere în tematica tezei.

Capitolul de față își propune prezentarea detaliată a concluziilor fiecărui capitol cu evidențierea contribuțiilor originale ale autorului, iar unde au fost identificate, direcțiile viitoare de cercetare.

Introducerea care precedă cele șapte capitole ale tezei prezintă structura lucrării, indicând pe scurt componența fiecărui capitol abordat. Aici, prin sublinierea importanței și necesității abordării domeniului de cercetare al implanturilor de coloană vertebrală, se justifică de fapt direcția de cercetare impusă de titlul tezei de doctorat. Obiectivele enumerate aici au fost atinse și prezentate pe parcursul capitolelor tezei.

Capitolul 7 al tezei, cel prezent, trece în revistă conținutul capitolelor anterioare, subliniind în mod deosebit contribuțiile originale ale autorului.

Capitolul 1 se intitulează *Stadiul actual și noțiunile de bază ale domeniului implanturilor de coloană vertebrală* și prezintă de o manieră sintetică atât evoluția și direcțiile actuale de cercetare în domeniul tezei cât și câteva noțiuni fundamentale în înțelegerea acestui domeniu. Acest capitol este considerat a fi cel în urma căruia s-a conturat direcția de cercetare urmată în lucrare. Contribuțiile originale ale autorului la acest capitol sunt:

- O sinteză bibliografică originală cu privire la cercetările recente în domeniul implanturilor utilizate în intervențiile anterioare, posterioare sau laterale asupra celor trei segmente ale coloanei: cervical, toracic și lombar.
- O evaluare obiectivă și originală a clasificării *Haid* cu privire la avantajele și dezavantajele pe care le prezintă fiecare tip de implant cervical menționat în această clasificare, conturându-se nevoia dezvoltării de implanturi de stabilizare dinamice care să permită nu numai translații longitudinale ale șuruburilor în raport cu plăcuța ci și translații după direcția transversală a plăcuței.
- O clasificare a patologiilor coloanei vertebrale care conduc la intervenții operatorii de implantare, cu sublinierea strânsei legături dintre tipul de afecțiune al coloanei și tipul de implant necesar.
- O clasificare pe patru grupe a materialelor biocompatibile utilizate în confecționarea de implanturi de coloană vertebrală: materiale metalice, bioceramice, polimeri, compozite.

Concluzia globală a acestui capitol este că, datorită tendințelor de cercetare la nivel mondial în ceea ce privește instrumentația de coloană cervicală, s-a decis continuarea eforturilor în dezvoltarea de implanturi de stabilizare dinamice care să permită nu doar poziționarea unghiulară și posibilitate de migrație longitudinală a șuruburilor, ci și posibilitatea migrației transversale. Migrația după direcția transversală permite reșezarea plăcuței în raport cu șuruburile conjugate în timpul fuziunii și de asemenea, reduce efectul de *stress shielding* asupra grefei.

Capitolul 2 se intitulează *Studii teoretice de biomecanică a coloanei vertebrale și a unităților funcționale ale acesteia* și prezintă o documentare bibliografică cu privire la caracteristicile materialelor structurilor biomecanice și de

asemenea propune modele teoretice de calcul a echilibrului segmentelor cervical și lombar, precum și a cinematicii segmentului cervical. De asemenea, s-au tratat probleme de comportare biomecanică a interfeței os-implant, cu sublinierea importanței poziționării relative a ansamblului os-șurub-plăcuță prin generarea efectului de triangulație. Contribuțiile originale ale autorului la acest capitol sunt:

- Elaborarea modelului de calcul al echilibrului static al segmentului cervical. S-au dezvoltat astfel trei modele de calcul corespunzătoare pentru trei poziții ale coloanei cervicale: orizontală, intermediară și ortostatică, cu ajutorul cărora s-au determinat valorile teoretice ale forțelor musculare, reacțiunilor din discurile intervertebrale și ale reacțiunilor din fațetele articulare transversale, necesare menținerii echilibrului. Pe baza acestor valori s-au trasat curbele de variație ale forțelor interne în funcție de valoarea unghiului de flexie, utile în estimarea forțelor interne care acționează pentru menținerea echilibrului pe întreg domeniul de flexie.
- În urma studierii ipotezelor simplificatoare pentru calculul echilibrului lombar s-a elaborat modelul de calcul al forțelor interne responsabile de menținerea echilibrului ortostatic și în flexie laterală. În plus față de determinarea forțelor interne implicate în echilibru, s-au calculat și ariile inelului fibros modelat ca elipsă și a nucleului pulpos modelat ca elipsoid. Rezultatele obținute s-au validat prin măsurători ale modelelor CAD construite cu aceleași dimensiuni antropometrice. În urma calculelor teoretice a presiunilor pe disc au fost confirmate rezultatele experimentale obținute de către *Nachemson*.
- S-au propus două modele de calcul a cinematicii vertebrelor din regiunea cervicală. Unul se referă la determinarea parametrilor cinematici ai vertebrei C6 aflată în mișcare de rotație cu axă fixă în plan lateral, iar celălalt se referă la determinarea parametrilor cinematici ai vertebrei C5 aflată în mișcare relativă față de vertebra mobilă C6.
- Studiul efectului de triangulație în cazul convergenței și divergenței șuruburilor, în asamblări cu plăcuțe cervicale anterioare. Se poate concluziona că, în cazul implanturilor de tip plăcuță fixate cu șuruburi unicorticale în corpurile vertebrale, soluția optimă de orientare a șuruburilor este de convergență sub un unghi de 90°.

Capitolul 3 se intitulează *Modelarea geometrică a elementelor anatomice și mecanice* și a abordat în partea de început probleme bibliografice generale legate de teoria modelării și tehnicile de modelare cunoscute, pentru ca mai apoi să dezvolte modele originale ale elementelor anatomice și mecanice utilizate în construcția modelelor funcționale și de calcul. Contribuțiile originale ale autorului la acest capitol sunt:

- Dezvoltarea de o manieră logică a unui itinerar al modelărilor clasice și prin reconstrucție 3D, prezentându-se elementele de interconectare ale acestora. Itinerarul propus a fost aplicat deopotrivă în modelarea clasică și în reconstrucția dezvoltată în subcapitolele următoare.
- Dezvoltarea de solide 3D prin modelare clasică pentru elementele anatomice de tipul: vertebrelor, discurilor intervertebrale și ligamentelor specifice segmentelor cervical și lombar al coloanei vertebrale. Principalele avantaje de care se bucură aceste modele sunt: funcționalitatea, volumul mic de date CAD, manipulare și transformarea facilă, forma și dimensiunile apropiate de cele ale modelului real.
- Dezvoltarea prin reconstrucție 3D a corpurilor multisolid ale vertebrelor cervicale și lombare. Construcția corpurilor multisolid permite alocarea

de proprietăți fizice și mecanice diferite miezului vertebral (spongios) și structurii exterioare (corticală).

- S-a sistematizat un protocol logic de transformare al imaginilor scanate cu CT în solide, prin intermediul unui software de procesare de imagini și al altuia de tip CAD.
- S-a efectuat evaluarea obiectivă a celor două tipuri de modelări prin identificarea avantajelor și dezavantajelor care le sunt specifice. Este foarte important de subliniat că alegerea uneia dintre tehnicile de modelare în defavoarea celeilalte trebuie să se facă în deplin acord cu cerințele obiectului de modelat. Pentru a putea trage această concluzie a fost necesară realizarea modelelor anatomice prin ambele tehnici de modelare.
- Concepția modelelor mecanice originale ale șurubului de rigidizare hibrid Sr3, șurubului de fixare Sf1 și a plăcuței cervicale CP1.
- Implantul cervical conceput permite migrația relativă a șuruburilor față de plăcuță nu doar în plan longitudinal ci și transversal. Posibilitățile de mobilitate ale ansamblului conceput și studiat îl înscriu cu succes în rigorile construcțiilor dinamice pentru stabilizarea coloanei cervicale.

Modelarea geometrică fiind un proces iterativ nu se oprește aici ci, în urma studiului funcțional și de rezistență al subansamblurilor implantului cervical se vor opera optimizări sau chiar modificări de geometrie dacă este cazul.

Capitolul 4 se intitulează *Analiza numerică a stării de tensiune și deformație a structurii cervicale implantate* și a urmărit evaluarea modelelor de calcul ale unităților cervicale implantate la două niveluri: interfața os-șurub și interfața șurub plăcuță. Comportamentele structurilor osoase implantate sau nu, se înscriu în general în domeniul vâscoelasticității. Depășirea acestui domeniu și trecerea în zona plastică este asociată cu avarierea elementului osos natural sau implantat. Contribuțiile originale ale autorului la acest capitol sunt:

- Analiza comportamentului interfeței os-șurub de rigidizare prin evaluarea stării de tensiune din șurub, respectiv stării de deformație din structura osoasă. Predicția fenomenelor din aceste zone este deosebit de importantă în estimarea comportamentului *in vivo* al unui implant cervical de tip plăcuță, făcând posibilă evitarea unei avarii spontane, sau în timp a structurii mecano-biologice realizată de implant cu țesutul gazdă.
- Analiza fenomenelor la interfața șurub-plăcuță prin evaluarea stării de tensiuni și deformație. S-a pus în evidență aici capacitatea portantă mult mai bună a capului sferic al șurubului hibrid în comparație cu cel plan.

Concluzia studiului evidențiază caracterul mult mai potrivit al șurubului hibrid Sr3 comparativ cu Sr1 și Sr2 pentru utilizarea în asamblarea cu compozitul os cortical – os spongios. Tot aici se poate sublinia că, un rol esențial în buna funcționalitate și rezistență a interfețelor os-șurub-plăcuță îl are modelarea corespunzătoare a elementelor mecanice.

Capitolul 5 se intitulează *Tehnologii avansate de prelucrare a implanturilor cervicale de stabilizare* și tratează pe patru subcapitole contribuțiile privind prototiparea, prelucrarea cu laser, prelucrarea prin electroeroziune și prelucrarea prin așchiere pe mașini clasice și automate a implanturilor cervicale de stabilizare. S-au identificat principalele avantaje ale utilizării tehnologiilor avansate de prelucrare, dar și neajunsurile acestor metode. Contribuțiile originale ale autorului la acest capitol sunt:

- Elaborarea prototipurilor de implanturi cervicale tip plăcuță și disc prin laminarea din folie de plastic pe mașina InVisionDP 3D Systems în laboratorul de microproducție al Platformei de Implantologie.
- Elaborarea vertebrei cervicale C3 pe mașina Arcam S12, prin topirea cu fascicul de electroni (EBM) a pulberii de titan. Această realizare a fost posibilă în cadrul instruirii ca operator pe mașina S12 a autorului, în laboratorul de testare al Arcam din Mölndal, Suedia.
- Sintetizarea principalelor metode de prototipare și identificarea posibilităților de aplicare ale acestora în confecționarea de implanturi.
- Realizarea implantului CP1 prin tehnica decupării și sudării cu laser prin optimizarea parametrilor specifici celor două procese. Aceste operații au fost executate pe laserul CI2000, în cadrul stagiului efectuat de către autor în laboratorul CALFA al IUT Béthune, Franța.
- Studii cu privire la parametrii de proces ai prelucrării titanului prin electroeroziune cu fir în circuit închis. S-a utilizat în acest sens mașina DK7732F din dotarea laboratorului de microproducție al Platformei de Implantologie.
- Realizarea itinerariilor tehnologice ale componentelor implantului cervical: șurub de stabilizare și șurub de fixare, în vederea prelucrărilor prin așchiere. Trebuie menționat că, așchierea pe mașini clasice sau automate rămâne singura posibilitate de fabricație a pieselor de revoluție filetate.
- Realizarea modelului CAM al plăcuței cervicale CP1 și scrierea programului de comandă numerică pentru mașina CNC de frezat YMC1060, dotată cu comandă FANUC.

Utilizarea celor patru procedee de prelucrare reprezintă încercări de elaborare a implantului cervical în condițiile funcționalității impuse prin concepția sa, respectiv cu conservarea biocompatibilității materialului semifabricat (Ti6Al4V).

Capitolul 6 se intitulază *Cercetări experimentale privind mobilitatea coloanei vertebrale și caracteristicile mecanice ale componentelor implantului cervical* unde s-au tratat trei tipuri de probleme: de mobilitate cervicală și lombară, de determinare a momentului de înșurubare a șurubului hibrid în structura osoasă și de durabilitate *in vitro* a unității funcționale implantate. Contribuțiile originale ale autorului la acest capitol sunt:

- Contribuția la crearea unei baze de date cu privire la comportamentul cinematic normal al segmentului cervical și cu privire la comportamentul segmentului lombar în cazul pacienților cu lombosciatică L5-S1 stângă sau dreaptă. Lotul de 10 pacienți a fost furnizat de Clinica de Recuperare, Medicină Fizică și Balneologie Timișoara. De asemenea, cu ajutorul acestor investigații s-a pus în evidență importanța unei evaluări biomecanice la nivel clinic, în stabilirea unui diagnostic cât mai exact. Prin investigații multiple pe același pacient în diferite stadii evolutive ale degenerării este posibilă determinarea variației de pierdere a mobilității de mișcare în funcție de degenerare. Acest lucru ar putea constitui un element important în estimarea necesității unei intervenții chirurgicale de decompresiune pe parcursul vieții pacientului.
- S-au pus în evidență două tipuri de comportamente ale șurubului hibrid: comportarea la înfiletare unicorticală în structura corpului vertebral și comportarea la înfiletare bicorticală pe o structură de tip pedicular. Se poate spune că, șurubul hibrid corespunde din vedere al capacității de autofiletare atât utilizării într-o asamblare unicorticală cât

și într-una bicorticală. Tot aici s-a stabilit comportamentul șurubului hibrid la diferite grade de înfiletare în structura osoasă, fiind puse în evidență fenomenele variație a momentului de înfiletare în funcție de traversarea prin structura corticală-spongioasă-corticală.

- Realizarea studiului de durabilitate a unității implantate UI3 în condiții fiziologice normale de încărcare (compresiune la valori de până la 100N), confirmă prin efectuarea celor 12000 cicluri pulsatorii negative durabilitatea structurii, deformațiile înregistrate găsindu-se în limitele vâscoelasticității structurii.
- Realizarea studiului de durabilitate a unității implantate UI3 în condiții extreme de solicitare pentru structură (solicitare alternant simetrică cu forță maximă 100N) pune în evidență avarierea structurii după un număr de 3792 de cicluri. Trebuie menționat că solicitarea de tracțiune este una foarte puțin întâlnită printre solicitările asupra scheletului coloanei vertebrale, având un caracter accidental și de cele mai multe ori extrem.
- Evaluarea structurii osoase prin secționarea longitudinală a orificiilor vertebrale filetate, și punerea în evidență a dependenței dintre gradul de avariere și densitatea osoasă locală.

În concluzie, se poate spune că cercetările experimentale cu privire la caracteristicile mecanice ale componentelor implantului cervical au condus la validarea elementelor mecanice modelate, datorită comportamentului corespunzător atât la montaj cât și în timpul solicitărilor externe cu valori normale.

Conclusiv, se poate afirma că scopul stabilit prin tema de cercetare a fost pe deplin realizat prin concepția, dezvoltarea și testarea unui prototip de implant cervical pentru stabilizare dinamică după două direcții: longitudinală și transversală.

Limitările acestui implant se referă la gradul foarte redus totuși mobilitate pe care îl are pacientul la nivelul segmentului implantat, dar care se naște tocmai din conceptul clinic de fuziune vertebrală. Direcțiile viitoare de cercetare multidisciplinară se referă la găsirea de soluții de evitare a implanturilor de fuziune de către implantologi, împreună cu dezvoltarea de implanturi care să suplinească total și în orice situații rolul discului intervertebral.

BIBLIOGRAFIE

1. Kurtz, S.M. and A. Edidin, *Spine Technology Handbook*. 2006: Academic Press.
2. Albertone, C.D., S. Naderi, and E.C. Benzel, *Spine surgery techniques, complication avoidance and management*. Philadelphia Elsevier 2005.
3. Omeis, I. and J.A. DeMattia, *History of instrumentation for stabilization of the subaxial cervical spine*. Neurosurgery Focus, 2004. 16:E10.
4. Rengachary, S.R. and D.A. Duke, *Stabilization of th cervical spine with the locking plate system*. New york Thieme Medical Publishers, 1995.
5. Jones, E.L., *Cervical pedicle screws versus lateral mass screws: Anatomic feasibility and biomechanical comparison*. Spine Journal 22:977, 1997.
6. Smith, R.C. and M.A. Geiere, *Medical and Healthcare Marketplace Guide*. New York IDD Enterprises, 2000
7. Howard, S., *Posterior spinal instrumentation of the lower cervical spine*. 1999, Philadelphia Lippincott Williams and Wilkins.
8. Roy-Chamille, R., G. Saillant, and C. Mazel, *Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating*. Clinical Orthopedics, 1986. 203:7-17.
9. Slone, R.M., *Fixation techniques and instrumentation used in the cervical spine*. Radiol. Clin. North America 1995. 33:213.
10. Singh, K., A.R. Vaccaro, and T.J. Albert, *Assesing the potential impact of total disc arthroplasty on surgeon practice patterns in North America*. Spine Journal, 2004. 4:195S.
11. Caspar, W., D.D. Barbier, and P.M. Klara, *Anterior cervical fusion and Caspar plate stabilization for cervical trauma*. Neurosurgery Focus, 1989. 25:491.
12. Haid, R.W., *The cervical spine study group anterior cervical plate nomenclature*. Neurosurgery Focus, 2002. 12:1-6.
13. Benzel, E.C., *Biomechanics of Spine Stabilization*. 2001: Thieme
14. Cox, J.M. and F.S. Reuben, *Low Back Pain*. 1985: Williams & Wilkins
15. Zigler, J.E., *Lumbar spine Arthroplasty Using the ProDisc II*. Spine Journal 4:260S, 2004.
16. Papilian, V., *Anatomia omului, Vol. I – Aparatul locomotor*. 1998, București.
17. Ifrim, M. and G. Niculescu, *Compendiu de anatomie*. 1988, București: Editura Științifică și Enciclopedică.
18. Iliescu, A. and D.Gavrilescu, *Anatomia funcțională și biomecanică*. 1976, București: Editura Sport-Turism.
19. Baci, C., *Aparatul locomotor*. 1980, București: Editura Medicală.
20. Heylings, D., *Integrated Anatomy*. 2006: Churchill Livingstone.
21. Maitland, G., *Maitland's Vertebral Manipulation, 7th Edition*. 2005: Elsevier.
22. Middleditch Alison, *Functional Anatomy of the Spine, Second Edition*. 2005, UK: Elsevier.
23. Standing, S., *GRAY'S Anatomy - The Anatomical Basis of Clinical Practice*. 2004: Elsevier
24. Netter, F.H., *Atlas of Human Anatomy*. 1990, New Jersey: Novartis.
25. Putz, R. and R. Pabst, *Sobotta Atlas of human anatomy, Version 1.5, 12th Edition*. 2003.
26. ***, *Triton Decompression Therapy*, <http://droceanside.com/TDT.aspx>.

27. ***, *Spinal Disorders*, <http://www.spinesource.com/Back-Pain-Disorders/spinal-disorders.html>.
28. ***, *Spinal Fractures*, <http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article2017.html>.
29. Zdeblick, T.A. and K.E. Warden, *Anterior spinal fixators: A biomechanical in vitro study*. Spine Journal, 1993. 18:513.
30. Vermeșan, H., *Traumatologia coloanei, bazinului și a membrului inferior*. 1997, Timișoara: Mirton.
31. Carter, D.R. and W.C. Hayes, *Bone compressive strength: the influence of density and strain rate*. Science, 1976.
32. ***, *ADAM Interactive Anatomy 4*, <http://www.adam.com/aia/>.
33. Ratner, B.D., A.S. Hoffman, and F.J. Schoen, *Biomaterials Science, Second Edition: An Introduction to Materials in Medicine, 2 Edition*. Academic Press, 2004.
34. Voicu, A., C.T. Demian, and **D.I. Stoia**, *Titanium Implants Behavior in Biological Environments*. Scientific Bulletin Ed. Politehnica, 2005.
35. Davis, J.R., *Handbook of Materials for Medical Devices*. ASM International, Materials Park, 2004.
36. Panjabi, M.M. and A.A. White, *Biomechanics in the Musculoskeletal System*. 2000: Churchill Livingstone.
37. Dvir, Z., *Clinical Biomechanics (Clinics in Physical Therapy)*. 2000: Churchill Livingstone.
38. Drăgulescu, D., *Modelarea în biomecanică*. 2005, București: Editura Didactică și Pedagogică.
39. Kandziora, F. and K. Ludwing, *Biomechanical assessment of four different anterior atlantoaxial plates*. North American Spine Society 15 th Annual Meeting, 2000.
40. White, A.A. and M.M. Panjabi, *Clinical Biomechanics of the Spine*. 1990: Lippincott
41. Fung, Y.C., *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 1993, Berlin: Springer - Verlag.
42. Brinckmann, P., W. Frobin, and W.E.Gunnar, *Musculoskeletal Biomechanics*. 2000, Stuttgart - New York: Thieme.
43. Buzdugan, G., *Rezistența materialelor*. 1970, București: Editura Tehnică.
44. **Stoia, D.I.**, C. Vigaru, and M.Toth-Tașcău, *Biomechanical behavior of the human lumbar spine*. COMEC, Brasov, 2007.
45. Drăgulescu, D. and M. Toth-Tașcău, *Mecanică*. 2002, Timisoara: Editura Orizonturi Universitare.
46. Koch, J., *The laws of bone architecture*. American Journal of Anatomy 2005. 21.
47. Hitchon, P.W. and J.K. Goel, *Biomechanical studies on two anterior thoracolumbar implants in cadaveric spines*. Spine Journal, 1999. 24:213.
48. Robertson, D., *Research Methods in Biomechanics*. 2004, USA Human Kinetics.
49. Michon, G.P., *Surface Area of an Ellipsoid*, <http://home.att.net/~numeriana/answer/ellipsoid.htm>.
50. Drăgulescu, D., M Toth-Tașcău, K. Menyhardt, **D.I. Stoia**, *Simulating 3D active workspace of an antropomorphic shaped end effector*. Spis. Mas&Elektro, Masinintelekt-Bulgaria, an LV, 2006. 4-5.

51. Rohlmann, A. and T. Zander, *Effect of dual cage on the mechanical behaviour of the lumbar spine*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2002. 4.
52. Evans, G. and T. C.C., *Mechanical properties of bone*. 1973: Springfield, III.
53. Pattin, C., W. Caler, and D. Carter, *Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone*. Journal of Biomechanics,, 1996. 29.
54. ***, *Curs intensiv de Biomecanică, University of Applied Science, Wilhelmshaven, Germany, 2006*
55. Phillips, J.H. and B.A. Rahn, *Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pre-tapped screws*. Plastic Reconstruction Surgery 1989. 83:447.
56. Halvorson, T.L., *Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation*. Spine Journal, 1994. 19:2415.
57. Martin, R.B., D.B. Burr, and N.A. Sharkey, *Skeletal tissue mechanics*. 2004: Springer.
58. ***, *The history of CAD*, <http://mbinfo.mbdesign.net/CAD-History.htm>
59. ***, *CAD History, Present and Future*, [http://en.wikiversity.org/wiki/CAD - History, Present and Future](http://en.wikiversity.org/wiki/CAD_-_History,_Present_and_Future).
60. Chiyokura, H., *Solid Modelling with Designbase*. 1988, England: Addison Wesley.
61. Bralla, J.G., *Design for Manufacturability Handbook*. Vol. Second edition. 1999, USA: McGraw-Hill.
62. Benhabib, B., *Manufacturing-Desigd, Production, Automation and integration*. 2003, New York: Marcel Dekker Inc.
63. Goodman, J.E. and J. O'Rourke, *Solid Modeling*. Vol. FL, 863-880. 2002: CRC Press,
<http://www.cs.purdue.edu/homes/cmh/distribution/PubsSolidM.html>.
64. Ari, R., *Geometric Modeling: A First Course*, 1996
<http://www-pal.usc.edu/~requicha/book.html> .
65. Taylor, L.D., *Computer Aided Design*. 1992, England: Addison Wesley.
66. Hiroshi, M., *Topological operators and boolean operations for complex-based non-mainfold geometric models*. IBM Research, Tokyo, <http://www.nakl.t.u-tokyo.ac.jp/~masuda/papers/cad93.pdf>.
67. Hollerbach, K., A.M. Hollister, and E.Ashby, *3-D Finite Element Model Development for Biomechanics: A Software Demonstration*. Sixth International Symposium on Computer Simulation Biomechanics Tokyo, Japan, 1997.
68. Bedworth, D.D., *Computer integrated design and manufacturing*. 1991, New York: McGraw-Hill.
69. Manjula, B. and J. Kenneth, *Mechanical design: Theory and methodology*. New York Springer-Verlag, 1996.
70. ***, *Curs intensiv de CATIA V5, University of Artois, Bethune, France, 2006*.
71. Bankman, I.N., *Handbook of Medical imaging – processing and analysis*. 2000, USA: Academic Press pp. 131-137; 302-308, 397-415.
72. Dogan, S., *3D Reconstruction and Evaluation of Tissues by using CT, MR Slices and Digital Images*. Ondokuz Mayıs University, Samsun,Turkey 2003
73. Jiang, D., *Efficient 3D Reconstruction for Face Recognition*, Institute of Computing Technology, Beijing China,
<http://research.microsoft.com/users/leizhang/Paper/PR05-Dalong.pdf>.
74. Nitschke, C., *3D Reconstruction* , VDM Verlag Dr. Mueller e.K. 2007.

75. Cameron, B.M. and A. Manduca, *Surface Generation For Virtual Reality Displays With A Limited Polygonal Budget*, http://www.mayo.edu/bir/PDF/cameron_IEEE_95.pdf. 2005.
76. **Stoia, D.I.**, *Reconstruction of a third lumbar vertebra from CT images*. The 8th International Conference On Technical Informatics CONTI, 2008.
77. **Stoia, D.I.** and M. Toth-Tascau, *Multipart 3D Reconstruction of a Human Cervical Vertebra*. ICAI, WSEAS, București, **cotată ISI.**, 2008.
78. Hoffmann, C.M. and J. Hopcroft, *Geometric Ambiguities in Boundary Representations*, . Computer Aided Design 19. 1987.
79. Green J.K. , e.a., *Three-dimensional modeling and animation of two carpal bones: a technique*. Journal of Biomechanics, Elsevier 2004. Vol.37, No.5.
80. ***, *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Virginia, USA 2008*, <ftp://medical.nema.org/medical/dicom/2008>.
81. ***, *NURBS definition* , <http://www.rhino3d.com/nurbs.htm>.
82. Faur, N., *Elemente finite - fundamente*. 2002, Timisoara: Ed. Politehnica.
83. Ferguson, J.S., *Computer simulation of molecular transport in the intervertebral disc-convection vs. diffusion*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2002. 4.
84. Owen, S.J., S.A. Canann, and S. Saigal, *Pyramid Elements for Maintaining Tetrahedra to Hexahedra Conformability*, <http://www.andrew.cmu.edu/user/sowen/hextet/hextotet2.htm> 2001.
85. Shim, V.B., *The use of sparse CT datasets for auto-generating accurate FE models of the femur and pelvis*. Journal of Biomechanics, Elsevier 2007. Vol. 40, No.1.
86. Todoh, M. and M. Tanaka, *FEM analysis of idiopathic scoliosis with imbalanced growth: study on human spine model with spinal ligaments*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2002. Vol.4.
87. ***, *Cercetări în vederea îmbunătățirii tehnicilor de modelare și tehnologice pentru implantele destinate coloanei vertebrale I, CNCSIS TD tema 10 cod 95, Ministerul Educației și Cercetării, Contract 2739/19.05.2006, **Director proiect***.
88. Dumitru, I. and N. Faur, *Elemente de calcul si aplicatii in rezistenta materialelor*. 1999, Timisoara: Editura Politehnica.
89. Tejszerska, D., *Numerical investigations concern cervical segment of the human spine*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2002. Vol.4.
90. Thacker, B.H. and et al., *Probabilistic Finite Element Analysis of the Cervical Spine*. Math. Modeling and Sci. Computing, 2001. Vol. 13, No. 1-2.
91. Quamhiyah, A.Z., *Geometric reasoning for extraction of form features of objects with planar surfaces*. Journal of CAD, 1996. 28:887.
92. Mocuta, G.E. and V. Argeseanu, *Modelarea problemelor neliniare cu ajutorul metodei elementului finit*. 1999, Timisoara Mirton.
93. ***, *ANSYS Structural Analysis Guide, ANSYS Inc., SAS IP, 2004*.
94. Kohnke, P., *Ansys Theory Manual, Twelfth Edition*. 2001: SAS IP, Inc.
95. **Stoia, D.I.**, M. Toth-Tascau, and C. Precup, *Stresses acting at the bone-screw interface of an implanted cervical segment*. The 8th International Conference On Technical Informatics, CONTI 2008.
96. Rusu, L. and e. al., *Femur modeling and analysis for surgical implantation*. Scientific Bulletin of "Politehnica" University of Timisoara, Transactions on Automatic Control and Computer Science, 2004. Tom 49(63), no 2.

97. Pawlikowski, M., K. Skalski, and M. Haraburda, *Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon*. Elsevier Science 2003. Narbutta 85, 02-524 Warszawa.
98. Pezowicz, C., *Numerical analysis stiffness of cervical spine with fixator*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2002. 4.
99. ***, *Integration of clinical and biomechanical competencies into on-line course material for prosthetic dentistry and implant dentistry*, <http://www.feppd.org/ICB-Dent/index.htm>.
100. Eberlein, R., G.A. Holzappel, and M. Fröhlich, *Multi-segment FEA of the human lumbar spine including the heterogeneity of the annulus fibrosus*. Computational Mechanics, Springer-Verlag 2004. 34.
101. **Stoia, D.I.**, M. Toth-Tașcău, M. Dreucean, L. Rusu, *Modeling and numerical analysis of an implanted cervical functional unit*. International Conference "From Scientific Computing to Computational Engineering", 3-IC-SCCE, Athens, Greece., 2008.
102. Steven, A., *Rapid Prototyping is coming of Age*. Mechanical Engineering, 1995. 117, no. 7.
103. Steven, A., *From CAD Art to Rapid Tool Making*. The American Society of Mechanical Engineers, 1997.
104. Cooper, K.G., *Rapid Prototyping Technology: Selection and Application*. 2001: Marcel Dekker Inc. .
105. ***, *Arcam home page*, <http://www.arcam.com>.
106. ***, *Core Laboratories for the Improvement of Medical Devices In Clinical Practice from the Failure of the Explanted Prostheses Analysis, COST 537 - WG 3 Training school, Porto - Portugal, 2008*.
107. ***, *Dezvoltarea de terapii inovative în reconstrucția osteoarticulară CELL-ART, Contract nr. 267 / 7.09.2005. /2005-2007/ **Membru în colectivul tehnic***.
108. ***, *Metode ortopedice inovative în reconstrucția articulară BIOART, Modul I Sănătate/ P-CD; Număr contract.70/2006 /2006-2008/ **Membru în colectivul tehnic***.
109. ***, *Platforma de implantologie, protezare inteligentă și recuperare biomecanică , CNCSIS 43. Programul „Platforme/Laboratoare de Formare și Cercetare Interdisciplinară” /2006-2008/ **Membru în colectivul tehnic***.
110. Dreucean, M. and **D.I. Stoia**, *Fabrication of medical devices using rapid prototyping (RP) technologies based on metal powder*. 33 Jupiter Conference, Zlatibor, Serbia, 2007.
111. William, P., *Rapid Prototyping Primer*, <http://www.me.psu.edu/lamancusa/rapidpro/primer/chapter2.htm>. 2002.
112. **Stoia, D.I.**, *Rapid Prototyping Using Plastic Sheet Lamination - Method, Processes and Parameters*. 8th International Conference "Research and Development in Mechanical Industry", RaDMI 2008, Serbia, 2008.
113. Webb, C.E. and J.D.C. Jones, *Handbook of Laser Technology and Applications*. Institute of Physics, 2004.
114. Powell, J., *CO2 Laser Cutting* 1998, London: Springer-Verlag.
115. Qazi, J.I. and H.J. Rack, *Effects of Thermal Treatment on the Mechanical Properties of Biomedical Titanium Alloys*. ASM International, 2004. Materials Park.
116. ***, *Prelucrări laser, Socrates Erasmus, University of Artois, Bethune, France, 2006*.

117. ***, *Les procédés de soudage par fusion. Le soudage laser*, Publication Air Liqide.
118. ***, *Les procédés de coupage thermique. La découpe laser*, Publication Air Liqide.
119. ***, *Cercetări în vederea îmbunătățirii tehnicilor de modelare și tehnologice pentru implantele destinate coloanei vertebrale II*, CNCSIS TD tema 6 cod 95, Ministerul Educației și Cercetării, Contract GR76/23.05.2007, **Director proiect.**
120. Sommer, C. and S. Sommer, *Complete EDM Handbook*. 2005: Advance Pub.
121. Straka, L., S. Fabian, and S. Hloch, *The modeling and simulation of quality in process edm cutting with wire electrode*. 5th International DAAAM Baltic Conference, Estonia, 2006.
122. Miller, F.S., A.J. Shih, and J. Qub, *Investigation of the spark cycle on material removal rate in wire electrical discharge machining of advanced materials*. International Journal of Machine Tools & Manufacture, Elsevier 2004.
123. Cho, M.H., *Environmental Constituents of Electrical Discharge Machining*. Massachusetts Institute of Technology, 2004.
124. Boileau, M., *Properties of Metal Dissolution by Electroerosion*. Dept. of Chemistry, University of Winnipeg, 2004.
125. Evans, K., *Programming of CNC Machines*. 2007: Industrial Press
126. Mattson, M., *CNC programming*. 2001: Delmar.
127. Zeid, I., *CAD/CAM Theory and Practice*. 1991: McGraw-Hill.
128. ***, *Zebris WinSpine, Assessment of Mobility and Function of the Cervical and Lumbar Spine*, <http://www.zebris.de>.
129. Toth-Tașcău, M., **D.I. Stoia**, and M. Dreucean, *Gait analysis using Zebris measurement system*. Official Journal of the Romanian Society of Physiological Sciences: Physiology 2007. Vol.17 Nr.3(55).
130. Fish, D.J. and J.P. Nielsen, *Clinical assessment of the human gait*. Journal of Prosthetic and Orthotics, 1993.
131. **Stoia, D.I.**, I. Cărăbaș, and E. Bianu, *Movement Type Evaluation of Human Lower Limb with Gait Analysis System*. Scientific Bulletin, ed. Politehnica, 2005.
132. **Stoia, D.I.**, M. Toth-Tașcău, and M. Dreucean, *Evaluation methods of the gait parameters*. 7th International Conference RaDMI, Belgrade, Serbia, 2007.
133. Toth-Tașcău, M., **D.I. Stoia**, and M. Dreucean, *Protocol for gait analysis based on laboratory investigation*. COMEC Brasov 2007.
134. Malița, D., M. Toth-Tașcău, and D. M. Dreucean, Vermeșan, R. Prejbeanu, I. Malița, H. Vermeșan, M. Mogoșeanu, **D.I. Stoia**, O. Ghiba, *Analiza corelațiilor dintre studiul biomecanic și aspectele imagistice asupra unui caz de pierdere de cauză infecțioasă a endoprotezei de șold*. Revista de Ortopedie și Traumatologie, Timișoara, 2008. 1/2(12).
135. Toth-Tașcău, M. and H.V. M. Dreucean, **D.I. Stoia**, D. Malița, D. Vermeșan, R. Prejbeanu, L. Rusu, O. Ghiba, *A combined biomechanical-radiological analysis of a patient needing a hip implant revision*, NU ROBOTI FTS, 34 Jupiter Conference, Beograd 2008.
136. ***, *Extinderea și dezvoltarea laboratorului de încercări CIDUCOS, S.R.E.N.ISO/CEI 17025:2001; Număr contract 28/7.09.2005; Finanțator, Ministerul Educației și Cercetării/2005–2007/ Membru în colectivul tehnic.*

137. ***, *Exhaust gases measurements for a small combustion engine I*, University of Applied Science, Bremen, Germany 2005.
138. ***, *Exhaust gases measurements for a small combustion engine II*, University of Applied Science, Bremen, Germany, 2007
139. ***, *Realizarea unei aplicații software în mediul Labview*, University of Applied Science, Bremen, Germany, 2006.
140. Carter, D.R. and D.M. Spengler, *Mechanical properties and composition of cortical bone*. Clinical Orthopaedics, 1978. Vol.135.
141. Dreucean, M., M. Toth-Tașcău, and **D.I. Stoia**, *Engineering Aspects of the Osteoarticular Reconstruction with Stem Cells. Study on Animals*. MCBC, WSEAS, Bucuresti, **cotată ISI**, 2008.
142. Numamaker, D.M. and S.M. Perren, *Force measurements in screw fixation*. Journal of Biomechanics, 1976. 9:669.
143. ***, *Cercetări în vederea îmbunătățirii tehnicilor de modelare și tehnologice pentru implantele destinate coloanei vertebrale III*, CNCSIS TD tema 3 cod 95, Ministerul Educației și Cercetării, Contract GR98/11.06.2008, **Director proiect**.
144. **Stoia, D.I.** and M. Toth-Tașcău, *Unicortical - Bicortical Behavior of a Hybrid Bone Screw*. 19th DAAAM International Symposium 2008, "Intelligent Manufacturing & Automation", Slovak University of Technology Faculty of Materials Science and Technology in Trnava, Trnava, Slovakia, **cotată ISI**, 2008.
145. **Stoia, D.I.**, *Pulsatory Testing of a Cadaveric Implanted Unit*. 1st International Conference "Science and Higher Education in Function of Sustainable Development", SED 2008, Serbia, 2008.
146. **Stoia, D.I.**, N. Faur, M. Toth-Tașcău, L. Culea, *In Vitro Experimental Testing of a Cervical Implanted Unit*. Key Engineering Materials, Trans Tech Publications Ltd, Brandrain 6, CH-8707 Uetikon-Zurich, Switzerland, **cotată ISI, în curs de apariție**, 2008.

**Titluri recent publicate în colecția „TEZE DE DOCTORAT”
seria 9: Inginerie Mecanică**

1. **Dorin Gheorghe Simoiu** – *Studii teoretice și experimentale privind sarcinile induse de vânt asupra unei structuri mecanice. Aplicații la o structură de antenă parabolică, ISBN 978-973-625-645-5, (2008);*
2. **Ionel Doru Baci** – *Studiul unei familii de rețele axiale reversibile cu aplicații la proiectarea turbomașinilor, ISBN 978-973-625-489-5, (2008);*
3. **Nicolae Giorgi** – *Cercetări teoretice și experimentale privind întocmirea cadastrului de mediu pentru municipiul Târgu Jiu, ISBN 978-973-625-683-7, (2008);*
4. **Ina Liliana Vodislav** – *Contribuții privind valorificarea ecologică a deșeurilor din cauciuc, ISBN 978-973-625-684-4, (2008);*
5. **Liliana Vîlceanu** – *Contribuții privind gestionarea deșeurilor industriale și menajere în contextul dezvoltării durabile a județului Gorj, ISBN 978-973-625-687-5, (2008);*
6. **Daniela Gherghel** – *Contribuții privind recuperarea, prin preotezare, a funcțiilor mecanice ale membrului superior uman, ISBN 978-973-625-686-8, (2008);*
7. **Gavrilă Trif-Tordai** – *Cercetări privind arderea combinată a biomasei cu cărbune, ISBN 978-973-625-713-1, (2008);*
8. **Adrian-Iulian Țenchea** – *Contribuții privind cercetarea arderii în strat fluidizat a biomasei, ISBN 978-973-625-712-4, (2008);*
9. **Radu Ioan Tărcăet** – *Cercetări privind realizarea precurățirii și preuscării semințelor de cereale prin fluidizare cu aer la temperatura ambienta, ISBN 978-973-625-717-9, (2008);*
10. **Ioan Marcel Indre** – *Cercetări asupra factorilor care influențează capacitatea de aspirație a ventilatorului transversal, ISBN 978-973-625-718-6, (2008).*



EDITURA POLITEHNICA