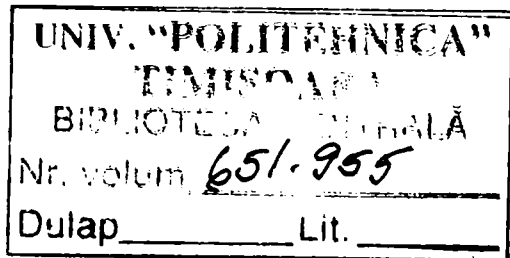


IMPLANTE CHIRURGICALE STUDII ȘI CERCETĂRI ÎN VEDEREA OMOLOGĂRII

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

Ing. Lucian Rusu



Conducător științific:
Referenți științifici:

prof.dr.ing. Doina Drăgulescu
prof.dr.ing. Liviu Bereteu
prof.dr.ing. Mirela Toth-Tașcău

Ziua susținerii tezei: 24.11.2006

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, 2006

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

Dezvoltarea rapidă a tehnologiilor informaționale are implicații profunde asupra evoluției numeroaselor domenii, printre care și biomecanica. Utilizarea programelor avansate de reconstrucție și modelare 3D precum și a celor de analiză cu element finit permit realizarea rapidă și precisă a modelelor 3D. Metodele se aplică atât elementelor sistemului osos cât și dispozitivelor medicale (implante, orteze, proteze) necesare pentru remedierea deficiențelor acestui sistem.

Lucrarea intitulată *Implante chirurgicale. Studii și cercetări în vederea omologării* conține atât elemente de anatomia membrilor umane și a craniului, cât și aspecte legate de fracturile oaselor componente ale acestora. Pentru aceste tipuri de fracturi sunt prezentate variante de fixare internă prin plăcuțe de osteosinteză și șuruburi, precum și de fixare externă prin distractor.

Sunt prezentate modelele 3D pentru unele dintre oasele scheletului uman, pentru implantele chirurgicale care compun trusa propusă și omologată, precum și pentru distractorul extern. Pe baza acestor modele s-au efectuat mai multe analize cu elemente finite, urmărind prin acestea validarea corectitudinii modelelor realizate precum și a comportării lor mecanice. Pe urma acestor analize s-a putut alege materialele din care au fost realizate implantele.

Lucrarea conține rezultate ale activității în cadrul **Bazei de Cercetare cu Utilizatori Multipli Centrul de Modelare a Protezării și Intervențiilor Chirurgicale asupra Scheletului Uman CMPICSU** care funcționează în cadrul Universității POLITEHNICA din Timișoara de aproape cinci ani. Ea a avut ca obiectiv o contribuție la îmbunătățirea stării de sănătate populației care prezintă defecte ale scheletului prezente congenital sau accidental.

Implante chirurgicale. Studii și cercetări în vederea omologării a abordat un domeniu interdisciplinar important și foarte actual pe plan mondial.

Rezultatele cercetărilor conținute în această lucrare s-au finalizat prin omologarea unor produse de protetică osoasă în premieră națională.

Doamnei profesor Doina DRĂGULESCU

Rusu, Lucian

Implante chirurgicale. Studii și cercetări în vederea omologării

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 2, Editura Politehnica, 2006, 202 pagini, 220 figuri, 35 tabele.

ISSN:1842-4937

ISBN (10) 973-625-375-9; ISBN (13) 978-973-625-375-1

Cuvinte cheie:

implante chirurgicale, dispozitive medicale, biomecanică

Rezumat:

Traumatismele scheletului osos uman reprezintă o problemă majoră de sănătate publică în întreaga lume. Incidența acestora depinde de factori socio-economici și culturali, constituind cauza a circa două treimi din decesele post-traumatice și totodată cel mai frecvent generator de handicap permanent. Lucrarea conține atât elemente de anatomia membrilor umane și a craniului, cât și aspecte legate de fracturile oaselor componente ale acestora. Sunt prezentate și analizate modelele 3D pentru unele dintre oasele scheletului uman, pentru implantele chirurgicale care compun trusa propusă și omologată, precum și pentru distractorul extern. În urma cercetărilor întreprinse s-au realizat o trusă de implante cranio-maxilo-faciale și un distractor care au fost certificate de către Ministerul Sănătății prin OTDM București astfel încât aceste dispozitive medicale realizate în laboratorul LOPIFO din Universitatea Politehnica Timișoara pot fi distribuite și utilizate în scopuri medicale în clinicile de specialitate.

CUPRINS

CUPRINS	5
INTRODUCERE	7
1. GENERALITĂȚI PRIVIND SCHELETUL UMAN ȘI TIPURILE DE FRACTURI AFERENTE	9
1.1. Scheletul membrului superior	10
1.2. Scheletul membrului inferior	15
1.3. Scheletul capului	21
1.4. Proprietățile mecanice ale oaselor	35
1.5. Fracturi ale oaselor lungi	43
1.6. Fracturi cranio-faciale	46
1.7. Reconstrucția fracturilor	50
1.8. Concluzii	50
2 MODELARE BIOMECHANICĂ	52
2.1. Principii generale de modelare	52
2.2 Facilitățile Solid Edge	53
2.3. Modelarea oaselor	60
2.3.1. Modelarea mandibulei	61
2.3.2 Modelarea coloanei vertebrale	63
2.3.3. Modelarea femurului	64
2.4. Modelarea dispozitivelor de fixare	66
2.4.1. Proprietățile materialelor utilizate pentru implantele chirurgicale	67
2.4.2. Modelarea trusei de implante pentru chirurgia maxilo-facială	70
2.4.3. Modelarea altor tipuri de implante chirurgicale	72
2.4.4. Modelarea distractorului	73
2.5. Concluzii	77
3 ANALIZA NUMERICĂ ȘI EXPERIMENTALĂ A IMPLANTELOR CHIRURGICALE	80
3.1. Principiile analizei numerice	80
3.2. Facilitățile programului de analiză numerică ANSYS	87
3.3. Etrapele generale de analiză numerică a unui implant	88
3.4. Analiza numerică a structurilor implantate	95
3.4.1. Analiza implantului PL110S	98
3.4.2. Analiza numerică a distractorului extern	101
3.4.3. Analiza numerică a mandibulei	105
3.4.4. Reconstrucția craniană utilizând implantul LN 331 S	111
3.4.5. Analiza fixării oaselor lungi	115
3.4.6. Analiza influenței densității oaselor	119

6 Cuprins

3.5. Analiza experimentală a implantelor chirurgicale	122
3.6. Concluzii	133
4 TEHNOLOGII DE PRELUCRARE A IMPLANTELOR	136
4.1. Metoda de tăiere prin electroeroziune	138
4.2. Debitarea implantelor prin electroeroziune	142
4.3. Tehnologia LASER	144
4.4. Debitarea implantelor chirurgicale folosind tehnologia laser	145
4.5. Analiza metalografică a implantelor chirurgicale decupate cu diferite tehnologii	150
4.5.1. Analiza metalografică a implantelor debitate cu laser	150
4.5.2. Analiza metalografică a implantelor debitate prin electroeroziune	175
4.6. Analiza numerică a implantelor debitate prin cele două tehnologii	179
4.7. Concluzii	186
CONSIDERAȚII FINALE. CONTRIBUȚII ORIGINALE. PERSPECTIVE	188
BIBLIOGRAFIE	195

INTRODUCERE

Traumatismele scheletului osos uman reprezintă o problemă majoră de sănătate publică în întreaga lume. Incidența acestora depinde de factori socio-economici și culturali, constituind cauza a circa două treimi din decesele post-traumatice și totodată cel mai frecvent generator de handicap permanent. Datorită multiplelor cauze care duc la deteriorarea în diferite moduri a oaselor scheletului uman a apărut necesitatea remedierii sau reconstituirii acestora, reconstituire care se face prin intervenție chirurgicală și constă în alinierea, fixarea sau chiar înlocuirea oaselor sau fragmentelor de os traumatizate. Dispozitivele medicale necesare recuperării deficiențelor scheletului cranian și aparatului locomotor, în categoria cărora intră și plăcuțele fixate cu șuruburi, pot fi realizate din diferite materiale. Materialele folosite pentru implantate pot fi metalice sau nemetalice, în funcție de tipul aplicației. Apare astfel necesitatea studiului caracteristicilor biomecanice ale osului și implantului individual, precum și ale ansamblului os-implant fixat în diferite moduri.

Teza de doctorat vizează proiectarea, realizarea și certificarea unei truse de implantate chirurgicale pentru sistemului osos și este structurată în patru capitole:

Capitolul 1 - Generalități privind scheletul uman și tipurile de fracturi aferente tratează aspectele anatomice și biomecanice ale oaselor scheletului uman ce stau la baza modelării acestora, precum și la alegerea tipurilor de implantate chirurgicale care sunt cele mai indicate pentru a intra în componența trusei. Astfel sunt prezentate principalele oase ale membrului superior, membrului inferior și ale craniului, precum și tipurile de fracturi care pot apărea. Cunoștințele anatomice dobândite în cadrul acestui studiu bibliografic aprofundat au stat la baza înțelegerii rolului dispozitivelor de fixare în vederea remedierii osului fracturat. Luând în considerare diferitele tipuri de fracturi, s-a analizat posibilitatea conceperii unei truse de implantate care să poată acoperi o arie cât mai largă a deficiențelor scheletului uman.

Capitolul 2 - Modelarea biomecanică prezintă principiile modelării în general și modelarea biomecanică a oaselor și dispozitivelor de fixare în special. Sunt exemplificate etapele modelării 3D pentru unele dintre oasele scheletului uman, pentru implantate chirurgicale care compun trusa de implantate cranio-maxilo-faciale, precum pentru distractorul extern. Modelarea biomecanică a luat în considerare și modul de aplicare al dispozitivelor de fixare, precum și proprietățile materialelor din care sunt realizate acestea. Modelarea geometrică a elementelor de implantare (implantate cranio-maxilo-faciale, distractor extern, implantate ortopedice și implant dentar) a fost realizată utilizând software-ul Solid Edge. Dintre structurile osoase modelate se pot menționa: mandibula cu dinți, în vederea analizei numerice a mandibulei neimplantate, fixată cu plăcuțe de implantare și cu distractor, respectiv cu implantate dentare, coloana vertebrală și femurul.

Capitolul 3 - Analiza numerică și experimentală a implantelor chirurgicale prezintă analiza dispozitivelor de fixare, respectiv a implantelor din punct de vedere mecanic. Acestea sunt analizate atât individual, cât și ansamblul os-implant. Analiza numerică a fost realizată utilizând software-ul profesional de analiză prin metoda elementelor finite ANSYS. Analiza numerică a ansamblului os-

implant oferă informații importante atât pentru conceperea și realizarea practică a implantului, cât și pentru a furniza medicului specialist soluția optimă de fixare a implantului. De asemenea, unele din implantele studiate teoretic prin analiză numerică au fost încercate și experimental în Laboratorul de încercări CIDUCOS. Rezultatele teoretice și experimentale obținute au validat soluțiile constructive pentru implantele concepute, astfel că acestea au putut fi certificate de către Oficiul Tehnic de Dispozitive Medicale (ODTM) aparținând Ministerului Sănătății, for abilitat la nivel național pentru certificare.

Capitolul 4 - Tehnologii de prelucrare a implantelor prezintă două tehnologii distincte de prelucrare a titanului în vederea realizării implantelor chirurgicale. Cele două tehnologii se referă la decuparea titanului folosind laserul de mare putere cu CO₂ și respectiv mașina de electroeroziune cu fir. Implantele obținute în urma aplicării celor două tehnologii au fost analizate metalografic și încercate mecanic pentru a stabili varianta tehnologică optimă de realizare a implantelor.

În încheiere, teza conține câteva considerații finale, prezentând într-o manieră sintetică contribuțiile originale în domeniul studiat și trasează preocupările viitoare, respectiv noile direcții de cercetare în domeniu.

Activitatea de cercetare a lucrării de față s-a efectuat în Universitatea POLITEHNICA din Timișoara, în cadrul **Bazei de Cercetare cu Utilizatori Multipli Centrul de Modelare a Protezării și Intervențiilor Chirurgicale asupra Scheletului Uman CMPICSU** și extinderilor sale, Laboratorul LOPIFO de microproducție a implantelor chirurgicale faciale și ortopedice și Laboratorul de încercări CIDUCOS create în cadrul unor proiecte de cercetare din colectivul cărora a făcut parte și autorul tezei.

Pe baza concluziilor rezultate din modelarea și analiza cu element finit a dispozitivelor de fixare s-a definitivat soluția constructivă și s-a procedat la realizarea practică a acestora. Astfel, prelucrarea implantelor prin electroeroziune s-a realizat în laboratorul LOPIFO, iar aplicarea tehnologiei de decupare a implantelor cu laser CO₂ s-a efectuat în laboratorul CALFA din cadrul Universității D'Artois din Béthune Franța. Finisarea implantelor s-a realizat de asemenea în laboratorul LOPIFO, iar analiza metalografică și încercările mecanice s-au efectuat în laboratorul CIDUCOS. Pentru certificarea implantelor realizate au fost necesare teste clinice. Aceste teste au fost efectuate în cadrul Clinicii de Chirurgie Oro-Maxilo-Facială a Spitalului Municipal din Timișoara.

În urma cercetărilor întreprinse s-au realizat o trusă de implantate cranio-maxilo-faciale și un distractor care au fost certificate de către Ministerul Sănătății prin OTDM București (Certificatul de Conformitate nr. 13/032/2200/04), astfel încât aceste dispozitive medicale realizate în laboratorul LOPIFO din Universitatea Politehnica Timișoara pot fi distribuite și utilizate în scopuri medicale în clinicile de specialitate.

1 GENERALITĂȚI PRIVIND SCHELETUL UMAN ȘI TIPURILE DE FRACTURI AFERENTE

Corpul uman este un sistem complex format la rândul său din mai multe subsisteme: osos, respirator, cardio-vascular, muscular. Dezvoltarea în ultimele decenii a domeniului protezării organismului uman are la bază cunoștințe din: Mecanică aplicată, Biomecanică, Informatică, Biofizică, Biochimie, Biomateriale, și nu în ultimul rând Științele Medicale. Numitorul comun al acestor domenii științifice îl reprezintă obiectivul de a crea și fabrica implantate de calitate și cu fiabilitate superioară.

Încercările de a înlocui părți ale corpului uman cu organe artificiale sau de a folosi dispozitive de implantare pentru a reface funcțiile țesutului înlocuit nu au fost întotdeauna încununate de succes, deoarece complexitatea țesuturilor umane nu este integral cunoscută și este greu de reprodus. Datorită domeniului foarte vast al materialelor destinate protezării, precum și numărului mare de tipuri de dispozitive de implantare care pot fi realizate este important și necesar să se ia în considerare doar un anumit grad de îndeplinire a cerințelor funcționale impuse organului protezat, de corelarea sa funcțională cu alte organe, etc. În condițiile actuale, structurile de protezare sunt concepute pentru câte o singură deficiență sau un ansamblu corelat de deficiențe funcționale. Astfel, o proteză de articulație transmite încărcarea/sarcina de la un os la altul asigurând și mișcările de bază între segmentele conectate, lentilele intraoculare transmit lumina în ochi, o arteră artificială servește atât drept conductă pentru transportul sângelui, cât și pentru restabilirea unor porțiuni ante și post defect, etc. Toate aceste cazuri susțin funcții biologice complexe care trebuie completate sau susținute prin protezare [71], [73], [74], [76].

Compatibilitatea și integrarea deplină a unui implant în organismele vii depinde de o serie de factori legați de:

- biocompatibilitatea materialului și dependența acesteia de proprietățile chimice, fizice, mecanice, optice și electrice;
- design-ul și tehnologia de fabricație a implantului;
- manipularea și condiționarea implantului în etapa preoperatorie;
- tehnica chirurgicală aplicată la implantare;
- organismul viu în care se face implantarea: starea de sănătate, vârsta, sexul și condițiile sale de mediu și nutriționale; trebuie menționată și importanța stării zonei de implantare deoarece reabilitarea prin implantare diferă la un organ sănătos față de unul bolnav; păstrarea pe termen lung a capacității zonei implantate de a reproduce funcțiile organului implantat este puternic afectată de durata însănătoșirii organismului viu după realizarea intervenției chirurgicale.

Pentru a realiza implantate și proteze ale sistemului osos este necesar să se cunoască proprietățile, forma, dimensiunile anatomice și funcționalitatea oaselor precum și forțele care apar în osul protezat datorită diferitelor activități întreprinse de om.

Scheletul uman este format din 206 oase separate, unite între ele prin diferite articulații. Mărimea, respectiv forma diferitelor oase este determinată de funcția anatomică proprie. Cel mai mare os este femurul, iar cel mai mic este scărița, component al urechii interne. În funcție de aceste dimensiuni se studiază și se realizează și dispozitivele de implantare [71], [73], [74], [76].

1.1. Scheletul membrului superior

Membrul superior este constituit din patru segmente: centura membrului superior (centura scapulară), braț, antebraț și mână [1], [5], [16], [76], [81], [84], [122].

CENTURA MEMBRULUI SUPERIOR UMAN formează scheletul umărului și asigură legătura dintre oasele membrului liber și toracele osos. Ea este alcătuită din două oase: scapula și clavicula.

Scapula sau omoplatul este un os lat, de formă triunghiulară, situat în partea postero-superioară a toracelui. Acest os se întinde pe schelet între primul spațiu intercostal și coasta a VIII-a. Osul este aplicat pe torace pe care-l depășește însă lateral, luând astfel parte la formarea umărului și la delimitarea axilei.

Scapula prezintă două fețe, trei margini și trei unghiuri (fig 1.1) [1], [5], [16], [76], [81], [84], [122].

Clavicula este un os lung și pereche, situat la limita dintre torace și gât; este orientată transversal, fiind cuprinsă între manubriul sternului și acromion.

Clavicula prezintă două curburi, inegale care îi dau forma literei S. Din aceste două curburi una este medială, cu concavitatea posterioară, și alta laterală, cu concavitatea anterioară.

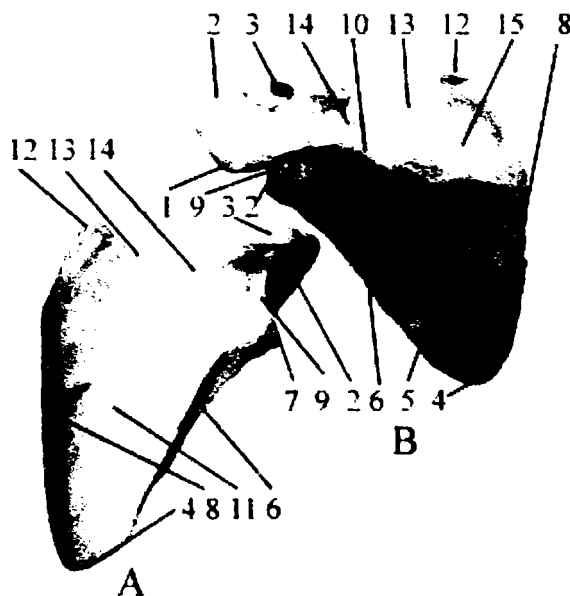


Fig. 1.1. Scapula stângă

A. fața dorsală, **B.** fața costală.

1 Unghiul acromial; 2 Acromionul; 3 Procesul coracoidian; 4 Unghiul inferior; 5 Fosa infraspinoasă; 6 Marginea laterală; 7 Marginea cavității glenoidale; 8 Marginea medială; 9 Colul scapulei; 10 Spina scapulei; 11 Fosa subscapulară; 12 Unghiul superior; 13 Marginea superioară; 14 Incizura scapulei; 15 Fosa suprascapuloasă.

Clavicula prezintă două fețe, una superioară și alta inferioară, două margini și două extremități, sternală și acromială (fig 1.2) [1], [5], [16], [76], [81], [84], [122].

BRAȚUL este alcătuit dintr-un singur os: humerusul.

Humerusul este un os lung, pereche, alcătuit dintr-un corp (diafiză) și două extremități (epifize) (figurile 1.3 și 1.4) [[1], [5], [16], [76], [81], [84], [122]]. Corpul este aproape cilindric în porțiunea superioară și prismatic triunghiular în cea inferioară, prezintă trei fețe și trei margini, bine diferențiate în porțiunea inferioară, cu mult mai slab în porțiunea superioară.

Extremitatea sau epifiza superioară (proximală) este unită cu corpul prin colul chirurgical al osului. Cele mai frecvente fracturi ale humerusului se întâlnesc la nivelul colului chirurgical. Tot aici are loc dezlipirea traumatică a epifizei, care se poate produce la copii și tineri, deoarece epifiza superioară și diafiza se sudează abia la vârsta de 20-25 ani. Epifiza proximală prezintă mai multe elemente descriptive: capul humerusului, colul anatomic, tuberculul mare, tuberculul mic și șanțul intertubercular.



Fig. 1.2. Clavicula

A. articulația claviculei cu scapula, **B.** clavicula – vedere de jos.

A: 1 Extremitatea acromială; 2 Legătura acromioclaviculară; 3 Acromionul; 4 Procesul coracoid; 5 Corpul claviculei; 6 Spina scapulei; 7 Extremitatea sternală; 8 Fosa supraspinoasă.
B: 1 Extremitatea acromială; 2 Tuberculul conoidian; 3 Șanțul pentru inserția mușchiului subclavicular; 4 Impresiunea ligamentului costoclavicular; 5 Extremitatea sternală; 6 Linia trapezoidală.

Extremitatea sau epifiza inferioară (distală) este turtită și recurbată dinapoi înainte, astfel că diametrul transversal este cu mult mai mare decât cel anteroposterior. Ea prezintă un codil și doi epicodili.

ANTEBRAȚUL are două oase paralele: unul situat în prelungirea policelui, numit radius și altul situat în prelungirea degetului mic, numit ulnă. Aceste două oase se articulează prin epifizele lor, rămânând însă distanțate la nivelul diafizei prin

spațiul interosos. Radiusul depășește ulna prin epifiza lui inferioară și este depășit de aceasta prin epifiza superioară. Ca urmare, ulna contribuie preponderent la formarea articulației cotului, iar radiusul în formarea articulației radiocarpene.

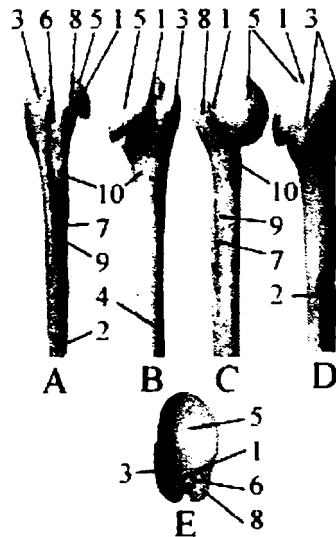


Fig. 1.3. Humerusul drept – partea superioară:

A. fața anterioară, **B.** fața posterioară, **C.** fața medială, **D.** fața laterală, **E.** vedere de sus.

1 Colul anatomic; 2 Tuberozitatea deltoidiană; 3 Tuberculul mare ; 4 Șanțul nervului radial; 5 Capul; 6 Șanțul intertubercular; 7 Marginea laterală a șanțului intertubercular; 8 Tuberculul mic; 9 Marginea medială a șanțului intertubercular; 10 Colul chirurgical.

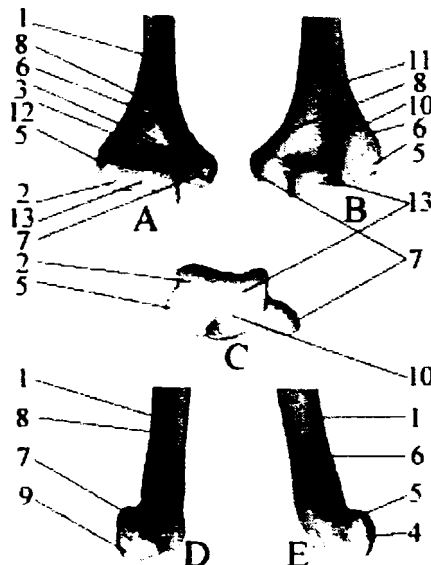


Fig. 1.4. Humerusul drept – partea inferioară:

A. fața anterioară, **B.** fața posterioară, **C.** vedere de jos, **D.** fața medială, **E.** fața laterală.

1 Suprafața anterioară; 2 Capitulul; 3 Fosa coronoidiană; 4 Marginea laterală a capitulului; 5 Epicondilul lateral; 6 Creasta supracondilară laterală; 7 Epicondilul medial; 8 Creasta supracondilară medială; 9 Suprafața medială a trohleei; 10 Fosa olecraniană; 11 Suprafață posterioară; 12 Fosa radială; 13 Trohleea.

Radiusul este un os lung și pereche, situat la partea laterală a antebrațului, în dreptul policelui. Prezintă un corp și două epifize (fig 1.5) [1], [5], [16], [65], [70], [73], [107]. Corpul este prismatic triunghiular și ca atare are trei fețe și trei margini.

Extremitatea sau epifiza superioară este compusă din trei elemente: capul, colul și tuberozitatea radiusului.

Extremitatea sau epifiza inferioară este comparată cu o piramidă trunchiată ce prezintă patru fețe și o bază.

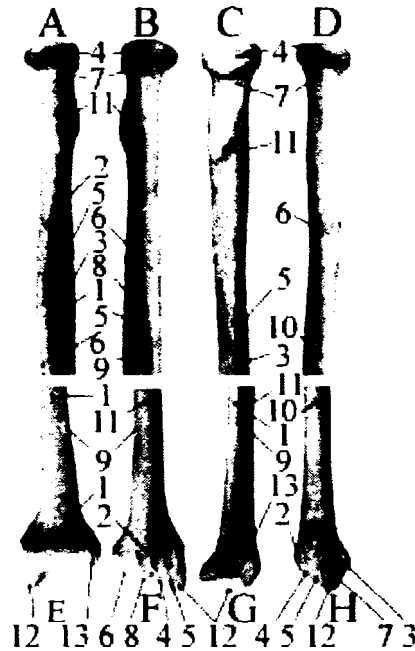


Fig. 1.5. Radiusul drept

- partea superioară: **A.** fața anterioară, **B.** fața posterioară, **C.** fața medială, **D.** fața laterală.

- partea inferioară: **E.** fața anterioară, **F.** fața posterioară, **G.** fața medială, **H.** fața laterală.

Partea superioară: 1 Marginea anterioară; 2 Linia oblică anterioară; 3 Suprafața anterioară; 4 Capul; 5 Marginea interosoasă; 6 Suprafața laterală; 7 Colul; 8 Marginea posterioară; 9 Suprafața posterioară; 10 Rugozitate pentru mușchiul rotund pronator; 11 Tuberozitatea.

Partea inferioară: 1 Suprafața anterioară; 2 Tuberculul dorsal; 8 Șanțuri pentru tendoanele mușchilor; 9 Marginea interosoasă; 10 Suprafața laterală; 11 Suprafața posterioară; 12 Procesul stiloidian; 13 Scobitura ulnară.

Baza are forma unui triunghi al cărui vârf se prelungeste lateral pe procesul stiloidian. Baza este subdivizată printr-o creastă anteroposterioară în două fețe secundare: una laterală triunghiulară în raport cu scafidul și alta medială, patruleteră, în contact cu semilunarul.

Ulna este un os lung și pereche situat în partea medială a antebrațului, în prelungirea degetului mic. Pe scheletul articulat el este puțin oblic de sus în jos și mediolateral, formând cu humerusul un unghi cu deschidere laterală. Este format din corp și două epifize (fig 1.6) [1], [5], [16], [76], [81], [84], [122].

Corpul este puțin concav înainte și prezintă trei fețe și trei margini.

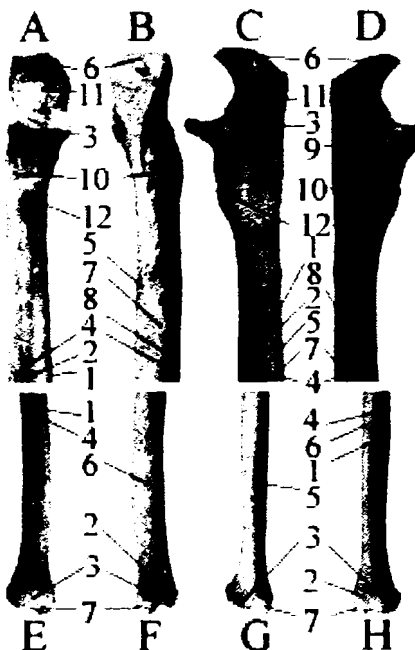


Fig. 1.6. Ulna dreaptă:

- partea superioară: **A.** fața anterioară, **B.** fața posterioară, **C.** fața medială, **D.** fața laterală.

- partea inferioară: **E.** fața anterioară, **F.** fața posterioară, **G.** fața medială, **H.** fața laterală.

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

Partea inferioară: 1 Suprafața anterioară; 2 Șanț pentru tendonul mușchiului extensor ulnar al carpului; 3 Capul; 4 Marginea interosoasă; 5 Suprafața medială; 6 Suprafața posterioară; 7 Procesul stiloidian.

Extremitatea sau epifiza superioară este formată din două proeminențe osoase: una verticală, numită olecran și alta orizontală, numită procesul coronoidan. Cele două proeminențe formează între ele un unghi drept și circumscriu o cavitate articulară ce privește anterior, numită scobitura sau incizura trohleară ce se articulează cu trohleea humerusului.

Pe partea laterală a procesului coronoidan se găsește o fețișoară articulară semilunară, numită scobitura sau incizura radială care se articulează cu capul radiusului. Dedesubtul procesului coronoidan se găsește tuberozitatea ulnei pe care se inseră mușchiul brahial. Pe olecran se inseră mușchiul triceps brahial.

Extremitatea sau epifiza inferioară prezintă două formațiuni: capul și procesul stiloidian.

MÂNA este formată din 27 de oase dispuse în trei grupe: carpene, metacarpene și oasele degetelor (fig 1.7) [1], [5], [16], [76], [81], [84], [122].

Oasele carpiene reprezintă un ansamblu format din 8 oase dispuse pe două rânduri; în primul rând, începând de la police în direcția degetului mic, se găsesc patru oase: scafoidul, semilunarul, piramidal și pisiformul; în al doilea rând, se găsesc alte patru oase: trapezul, trapezoid, capitatul și osul cu cârlig.

Oasele metacarpene constituie scheletul palmei și dosul mâinii și reprezintă un ansamblu format din 5 oase. Numerotarea lor se face lateromedial, de la I la V.

Oasele degetelor sunt în număr de 5, numerotate lateromedial de la I la V, fiecare deget având un nume: police, indice, mediu, inelar și mic. Oasele care formează degetele se numesc falange. Fiecare deget are trei falange, cu excepția policelui care are două, deci în total 14 falange.

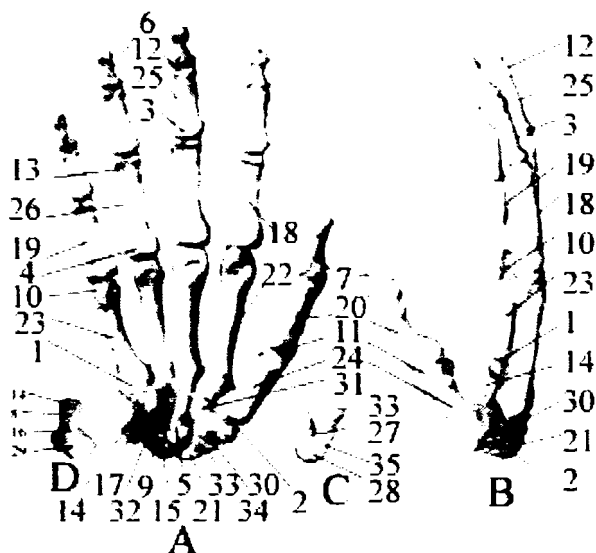


Fig. 1.7. Oasele mâinii stângi

A. suprafața palmară, **B.** fața laterală, **C.** suprafața scafoidă și palmară, **D.** fața medială.

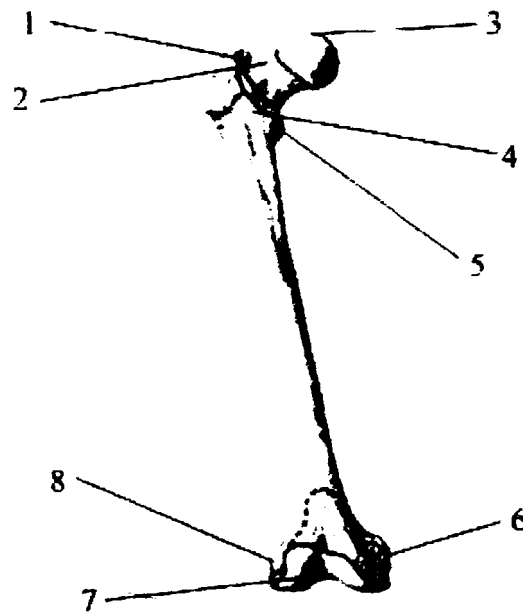
1 Baza metacarpului V; 2 Baza metacarpului I; 3 Baza falangei mijlocii a degetului mijlociu; 4 Baza falangei proximale a degetului inelar; 5 Capitulul; 6 Falanga distală a degetului inelar; 7 Falanga distală a degetului mare; 8 Șanț pentru nervul ulnar; 9 Osul cu cârlig; 10, 11 Capul metacarpului I; 12 Capul falangei mijlocii a degetului mijlociu; 13 Capul falangei proximale a degetului inelar; 14 Cârligul osului cu cârlig; 15 Semilunarul; 16 Suprafața palmară, osul cu cârlig; 17 Pisiformul; 18 Falanga proximală a degetului arătător; 19 Flange proximală a degetului mic; 20 Falanga proximală a policelui; 21 Scafoidul; 22 Tija metacarpianului II; 23 Tija metacarpianului V; 24 Tija metacarpianului I; 25 Tija falangei mijlocii a degetului mijlociu; 26 Tija falangei proximale a degetului inelar; 27 Suprafața capitatului; 28 Capul capitatului; 29 Suprafața piramidalului; 30 Trapezul; 31 Trapezoidul; 32 Piramidalul; 33 Tuberculul scafoidului; 34 Tuberculul trapezului; 35 Suprafața scafoidului.

1.2. Scheletul membrului inferior

Scheletul membrelor inferioare, este format din centura pelviană și scheletul membrului inferior liber, prezentând o serie de particularități, imprimate de trecerea la ortostatism, de stațiunea și locomoția bipedă a omului.

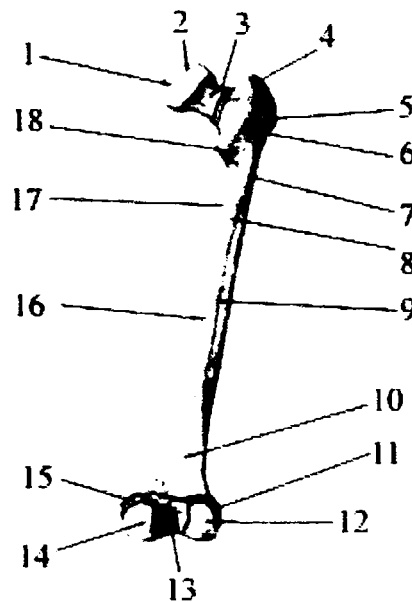
SHELETUL MEMBRULUI INFERIOR LIBER este format din: femur, patela, tibia, fibula (peroneul), tarsul, metatarsul, oasele degetelor (falange) (Figurile 1.8; 1.9; 1.10).

CENTURA PELVIANĂ conține osul coxal, format la rândul său din trei oase: ileonul în partea superioară, pubele anterior și ischionul, posterior (Fig 1.11 a și b) [6],[16], [63], [68], [76], [81].



a) vedere anterioară

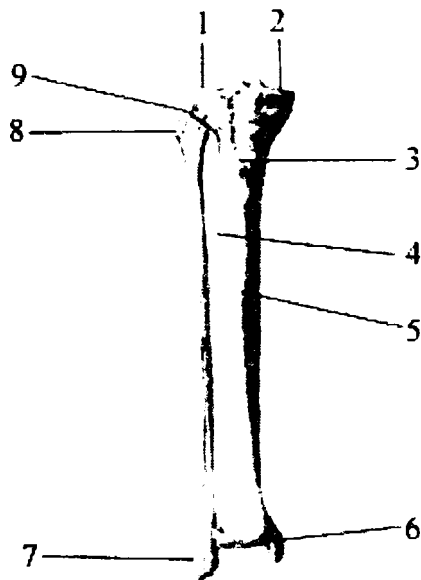
1 Trohanterul mare; 2 Colul; 3 Capul; 4 Linia inter-trohanterică; 5 Trohanterul mic; 6 Condilul medial; 7 Fața patelară; 8 Condilul lateral.



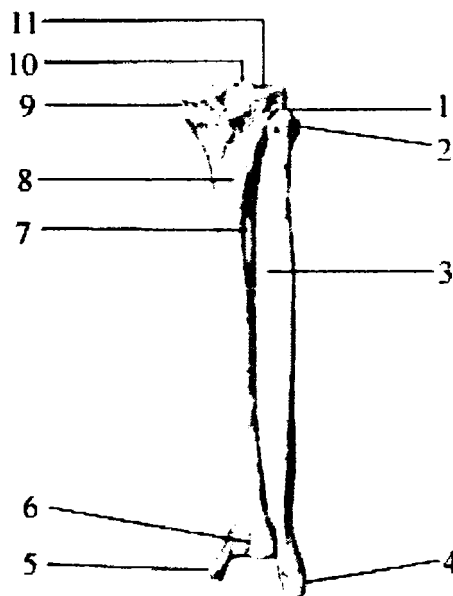
b) vedere posterioară

1 Foseta capului; 2 Capul; 3 Colul; 4 Trohanterul mare; 5 Creasta intertrohanteriană; 6 Trohanterul al treilea; 7 Tuberozitatea gluteală; 8 Linia pectineală; 9 Buza laterală a liniei aspre; 10 Fața poplitee; 11 Epicondilul lateral; 12 Condilul lateral; 13 Fosa intercondiliană; 14 Condilul medial; 15 Epicondilul medial; 16 Buza medială a liniei aspre; 17 Ramura medială de trifurcație a liniei aspre; 18 Trohanterul mic.

Fig. 1.8 Femurul

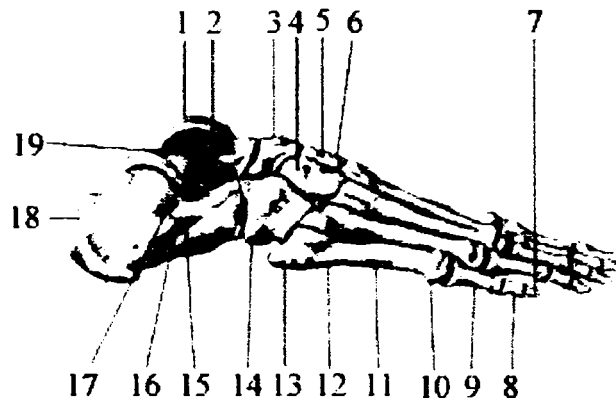
**a) vedere anterioară**

1 Condilul lateral al tibiei; 2 Condilul medial al tibiei; 3 Tuberozitatea tibiei; 4 Spațiul interos; 5 Marginea anterioară a tibiei; 6 Maleola medială; 7 Maleola laterală; 8 Capul fibulei; 9 Vârful capului fibulei.

**b) vedere posterioară**

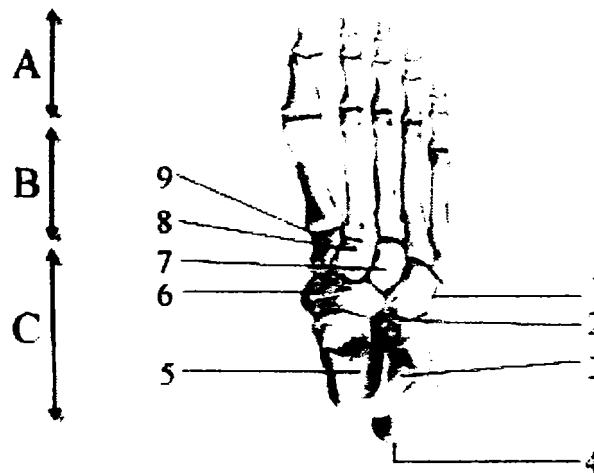
1 Vârful capului fibulei; 2 Capul fibulei; 3 Spațiul interos; 4 Maleola laterală; 5 Maleola medială; 6 Șanțul maleolar tibial; 7 Gaura nutritivă a tibiei; 8 Linia solearului; 9 Condilul medial al tibiei; 10 Eminența intercondiliară; 11 Condilul lateral al tibiei.

Fig. 1.9 Tibia și fibula



a) vedere laterală (din exterior)

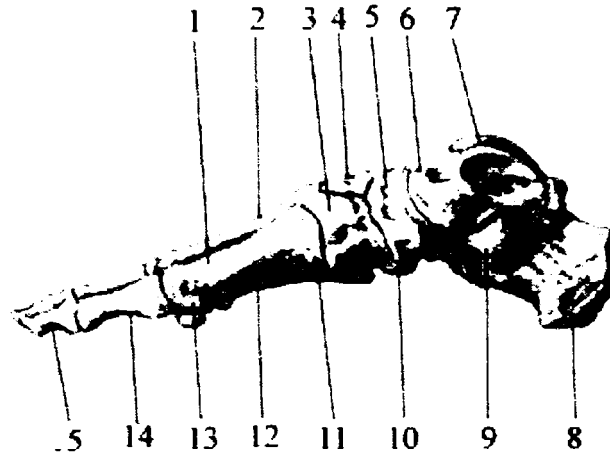
1 Trohleea talusului; 2 Sinus tarsi; 3 Navicularul; 4, 5, 6 Cuneiformul lateral, intermediar și medial; 7 Falanga distală; 8 Falanga mijlocie; 9 Falanga proximală; 10, 11, 12, 13 Capul, corpul, baza și tuberozitatea metatarsianului V; 14 Cuboidul; 15 Trohleea peronieră cu (16, 17) cele două șanțuri (care o limitează), destinate tendoanelor mușchilor peronieri; 18 Tuberozitatea calcaneală; 19 Fețișoara maleolară laterală care se sprijină pe procesul lateral al talusului.



b) vedere din partea superioară

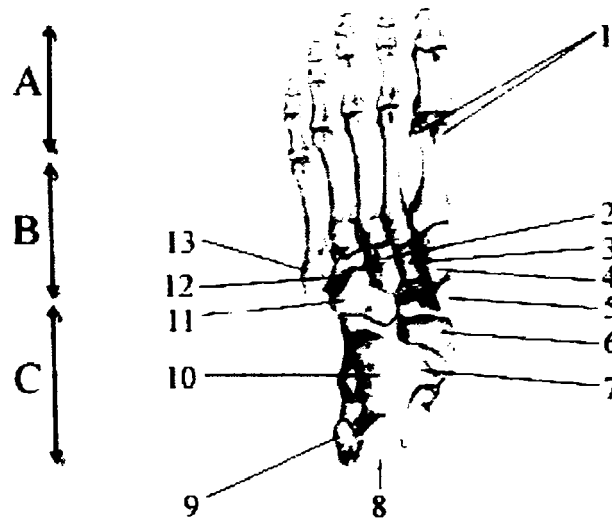
A. falangele. **B.** metatarsul. **C.** tarsul.

1 Cuboidul; 2 Capul talusului; 3 Fețișoara maleolară laterală a talusului; 4 Tuberozitatea calcaneului; 5 Trohleea talusului; 6 Navicularul; 7 Cuneiformul lateral; 8 Cuneiformul intermediar; 9 Cuneiformul medial.



c) vedere laterală (din interior)

1, 2 Metatarsianul I și II; 3, 4 Cuneiformul medial și intermediar; 5 Navicularul; 6 Capul talusului; 7 Fețișoara maleolară a talusului; 8 Tuberozitatea calcaneală; 9 Sustentaculum tali; 10 Cuboidul; 11, 12, 13 Baza, corpul și capul metatarsianului I; 14 Falanga proximală a haluceului; 15 Falanga distală a haluceului.

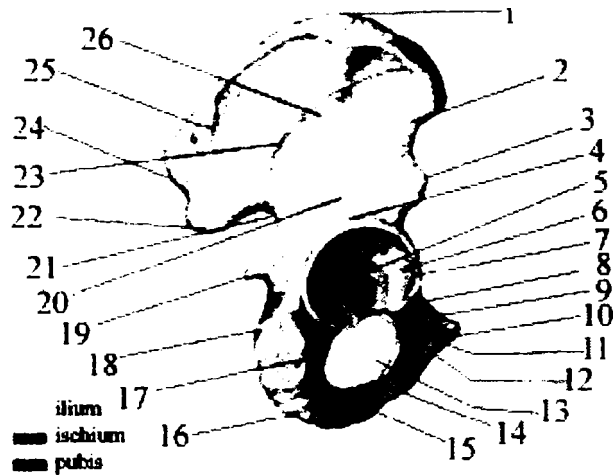


d) vedere dorsală

A. falangele. **B.** metatarsul. **C.** tarsul.

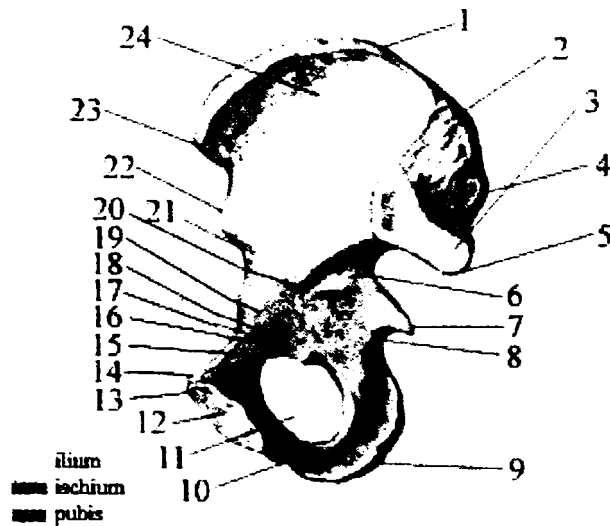
1 Oase sesamoide; 2 Cuneiformul lateral; 3 Cuneiformul intermediar; 4 Cuneiformul medial; 5 Tuberculul navicular; 6 Capul talusului; 7 Sustentaculum tali; 8 Proeminența medială și (9) laterală a tuberozității calcaneului; 10 Calcaneul; 11 Tuberozitatea cuboidului; 12 Șanțul pentru tendonul mușchii lung peronier; 13 Tuberozitatea metatarsianului V.

Fig. 1.10 Oasele tarsiene, metatarsiene și falange



a) vedere laterală

1 Creasta iliacă; 2 Spina iliacă antero-superioară; 3 Spina iliacă antero-inferioară; 4 Corpul ilionului; 5 Fosa acetabulului; 6 Suprafața semilunară a acetabulului; 7 Sprânceana cotiloidiană; 8 Corpul pubelului; 9 Ramura superioară a pubelului; 10 Unghiul pubelului; 11 Șanțul obturator; 12 Incizura acetabulului; 13 Gaura obturată; 14 Ramura inferioară a pubelului, împreună cu (15) ramura ischionului; 16 Tuberozitatea ichiadică; 17 Corpul ischionului; 18 Mica incizură ischiadică; 19 Spina ischiadică; 20 Linia gluteală inferioară; 21 Marea incizură ischiadică; 22 Spina iliacă postero-inferioară; 23 Linia gluteală anterioară; 24 Spina iliacă postero-superioară; 25 Linia gluteală posterioară; 26 Suprafața gluteală a osului iliac.



b) vedere medială

1 Creasta iliacă; 2 Tuberozitatea iliacă; 3 Fața auriculară; 4 Spina iliacă postero-superioară; 5 Spina iliacă postero-inferioară; 6 Marea scobitură ischiadică; 7 Spina ischiadică; 8 Mica incizură ischiadică; 9 Tuberozitatea ischiadică; 10 Ramura ischiopubiană; 11 Gaura obturată; 12 Fața simfizară; 13 Unghiul pubelului; 14 Tuberculul pubian; 15 Șanțul obturator; 16 Creasta obturatoare; 17 Creasta pectineală; 18 Suprafața pectineală; 19 Eminența ileopectinee; 20 Linia arcuită; 21 Scobitura prin care alunecă mușchiul iliopsoas; 22 Spina iliacă antero-inferioară; 23 Spina iliacă antero superioară; 24 Fosa iliacă.

Fig. 1.11 Osul coxal

1.3. Scheletul capului

Scheletul capului, numit și craniu, este format din 22 de oase, care se grupează în două segmente: craniul cerebral și craniul visceral.

CRANIUL CEREBRAL numit și neurocraniu sau cutie craniană adăpostește în interiorul lui encefalul. Are formă aproximativ ovoidă, cu axul mare îndreptat antero-posterior. I se pot distinge două părți: bolta craniului și baza craniului. Aceste două părți pot fi delimitate printr-un plan care trece prin gabele (depresiunea osoasă dintre cele două arcade sprâncenoase) și prin protuberanța occipitală externă a osului occipital. Tot ce rămâne deasupra acestui plan formează bolta craniului, iar tot ce rămâne sub el se numește baza craniului. Fața internă a bazei craniului se numește endobază, iar fața externă se numește exobază [1], [10], [13],[16], [24], [25], [28], [76].

CUTIA CRANIANĂ este alcătuită din opt oase, dintre care patru sunt perechi și patru neperechi. Oasele perechi sunt reprezentate prin două oase parietale și două oase temporale. Oasele neperechi sunt reprezentate prin osul frontal, osul etmoid, osul sfenoid și osul occipital (Fig 1.12).

Bolta (calota) craniului este alcătuită din următoarele oase:

- anterior, osul frontal, prin porțiunea lui verticală;
- posterior, osul occipital, prin partea sa superioară;
- lateral, cele două oase parietale, în întregime, și cele două oase temporale, prin partea lor mai lățită, numită solzul temporalului. Aceste oase se unesc între ele prin suturi dințate și prin suturi solzoase

Bolta craniului, privită pe dinăuntru (partea concavă), prezintă pe linia mediană a osului frontal o creastă osoasă, numită creastă frontală, pe care se prinde coasa creierului.

Baza craniului (endobaza) este alcătuită din șase oase, dintre care unele, prin forma lor și legăturile pe care le au, iau parte și la formarea segmentului facial:

- posterior se află osul occipital, care ia parte la formarea bazei, prin porțiunea sa inferioară;
- anterior se află osul sfenoid;
- transversal se află osul frontal ce închide porțiunea interioară a bazei.

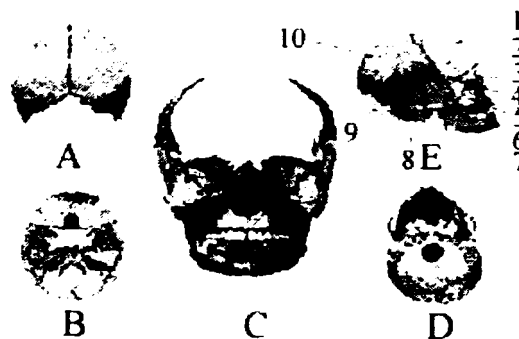


Fig. 1.12 Craniul

A. vedere din spatele craniului, **B.** endobaza, **C.** fața anterioară a craniului, **D.** exobaza, **E.** vedere laterală a craniului.

1 Osul frontal; 2 Aripa mare a osului sfenoid; 3 Osul nasal; 4 Osul lacrimal; 5 Osul zigomatic; 6 Maxilarul; 7 Mandibula; 8 Osul temporal; 9 Osul occipital; 10 Osul parietal.

Baza craniului este străbătută de o serie de găuri mari și mici, precum și de fisuri, (crăpături). Aceste găuri sunt locul de trecere pentru cele 12 perechi de nervi cranieni, pentru bulbul rahidian care continuă cu măduva spinării, precum și pentru arterele și venele craniului și encefalului.

Osul frontal (Fig 1.13) este un os nepereche, așezat în partea anterioară a cutiei craniene, ia parte la formarea cavităților nazale și a orbitelor și este format din mai multe porțiuni. Partea verticală a acestuia formează fruntea.

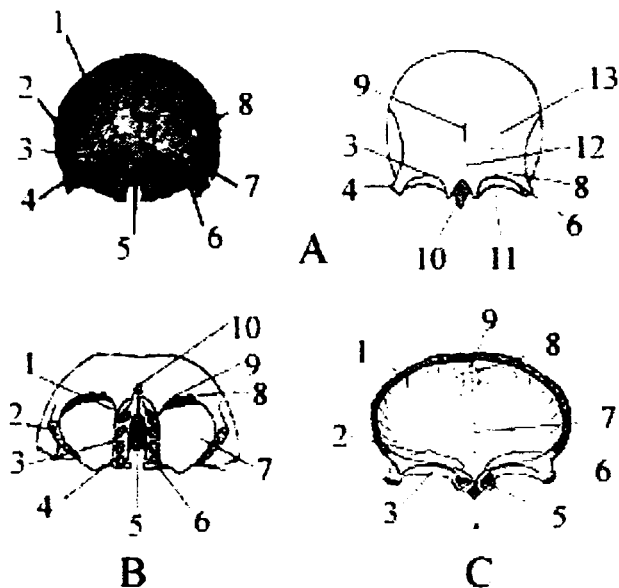


Fig.1.13 Osul frontal

A. vedere anterioară, **B.** vedere inferioară, **C.** vedere posterioară.

A: 1 Eminența frontală; 2 Linia osului frontal; 3 Incizura supraorbitală; 4 Apofiza zigomatică; 5 Sutura metopică; 6 Arcada orbitală; 7 Creasta frontală; 8 Arcada sprâncenară; 9 Sutura metopică; 10 Spina nazală; 11 Plafonul orbitei; 12 Glabela; 13 Tuberculi frontali. **B:** 1 Fosela trohleară; 2 Apofiza zigomatică; 3 Sinus etmoidal anterior; 4 Sinus etmoidal posterior; 5 Incizura etmoidală; 6 Celulele frontale; 7 Apofiza orbitală; 8 Incizura supraorbitală; 9 Incizura frontală; 10 Spina nazală. **C:** 1 Marginea parietalului; 2 Apofiza orbitală; 3 Plafonul orbitei; 4 Spina nazală; 5 Celulele frontale; 6 Apofiza zigomatică; 7 Creasta frontală; 8 Gropițe granulare; 9 Șanțul sagital.

Pe partea anterioară a frunții se află două proeminențe numite tuberculi frontali sau eminente frontale. Sub tuberculi frontali, deasupra orbitelor, sunt două proeminențe arcuite, numite arcuri sprâncenare sau arcade orbitale; între ele, pe linia mediană, se află glabela, o suprafață osoasă care prezintă pe linia mediană o sutură dințată, sutura metopică; la unele crani adulte, această sutură lipsește, dar există în timpul dezvoltării. Arcadele orbitale se continuă lateral cu apofizele zigomatice, care se articulează cu osul zigomatic. Marginile interne ale arcadelor sprâncenare și glabela se prelungesc în jos prin porțiunea nazală a frontalului. Această prezintă o scobitură, numită incizura nazală și se termină cu o apofiză ascuțită, spina nazală a frontalului sau spina frontală. Pe fiecare arcadă orbitală, spre extremitatea internă, se observă o scobitură, numită incizura supraorbitală; în unele cazuri aceasta se prezintă ca un orificiu supraorbital. Marginea posterioară a apofizei zigomatice se continuă în sus și înapoi cu creasta laterală a frontalului. Marginea fiecărei arcade orbitale se continuă posterior cu o lamă triunghiulară, apofiza orbitală sau lama orbitală, care formează o parte din peretele superior al

orbitei; între marginile mediale ale celor două apofize orbitale rămâne un spațiu, incizura etmoidală, vizibilă pe fața orbitală a osului frontal.

Pe marginile incizurii etmoidale sunt niște scobituri mici, numite celule etmoidale; ele reprezintă continuarea sinusurilor etmoidale. Pe fața internă a frontalului, pe linia mediană, se află un șanț, șanțul sangital, care, în partea anterioară, se continuă cu creasta frontală. Marginea posterioară a frontalului este crestată și se articulează cu oasele parietale.

În osul frontal, în regiunea de la baza nasului, înapoia incizurii nazale, sunt două cavități neregulate, sinusurile frontale. Fiecare sinus frontal comunică cu cavitatea nazală printr-un canal frontonazal, care se deschide în meatul mijlociu.

Osul etmoid (Fig 1.14) este un os nepereche. El aparține atât cutiei craniene, cât și craniului visceral. Se află așezat în partea dinaintea bazei cutiei craniene, între frontal și sfenoid, fiind format din: lama ciuruită, lama verticală și masele laterale.

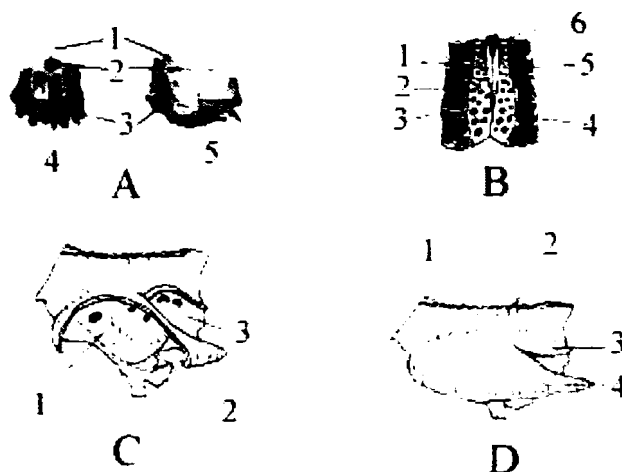


Fig.1.14 Osul etmoid

A. vedere anterioară și lateral stânga, **B.** vedere superioară, **C.** vedere anterioară, **D.** vedere laterală.

A: 1 Creasta galli; 2 Lama ciuruită; 3 Sinusul nazal mijlociu; 4 Lama verticală; 5 Lama orbitală stânga. **B:** 1 Creasta galli; 2 Sinusul etmoidal anterior; 3 Sinusul etmoidal superior; 4 Lama ciuruită; 5 Celulele etmoidale; 6 Aripile crestei galli. **C:** 1 Infundabilul etmoidal; 2 Meatul nazal mediu; 3 Meatul nazal superior. **D:** 1 Lama ciuruită; 2 Orificiile nervului olfactiv; 3 Cornet nazal superior; 4 Cornet nazal mijlociu.

Lama ciuruită a etmoidului este partea centrală a etmoidului și ocupă incizura etmoidală. Are formă dreptunghiulară, cu lungimea antero-posterioară, și este caracterizată prin existența unui mare număr de orificii care o străbat și prin care trec fibrele nervilor olfactivi. Lama ciuruită se articulează, anterior și lateral, cu osul frontal, iar posterior cu osul sfenoid și formează plafonul cavității nazale.

Lama verticală a etmoidului este perpendiculară pe lama ciuruită și este așezată în planul median. Ea are două părți: una deasupra lamei ciuruite, numită apofiza crista galli, și alta sub lama ciuruită, numită lama perpendiculară.

Apofiza crista galli, creasta de cocoș, are forma unei lame groase triunghiulare care proemină în cutia craniană. Prin marginea ei anterioară se articulează cu osul frontal, iar pe marginea ei posterioară se fixează coasa creierului.

Lama perpendiculară se prezintă ca o lamă subțire, cu formă dreptunghiulară, și formează partea superioară a septului nazal.

Masele laterale se mai numesc labirinte și sunt așezate pe părțile laterale inferioare ale lamei ciuruite. Ele au forma aproximativ cubică. Fețele externe ale maselor laterale sunt formate din câte o lamă subțire, lama orbitală, care contribuie la formarea peretelui medial al orbitei. Fețele interne ale maselor laterale sunt formate, din câte o lamă subțire - lama medială și formează peretele extern al cavității nazale. Această lamă prezintă două îndoituri curbate în jos, cunoscute sub numele de cornete nazale - cornetul nazal superior și cornetul nazal mijlociu. Sub cornetul nazal superior este un spațiu-meatul nazal superior-iar sub cornetul nazal mijlociu este un altul-meatul nazal mijlociu.

Pe fața superioară a masei laterale se află niște cavități, care sunt închise de celulele etmoidale ale frontalului, formând împreună sinusurile etmoidale. Aceste sinusuri se găsesc și în grosimea maselor laterale.

Osul sfenoid (Fig 1.15) este un os nepereche, se găsește în partea centrală a bazei craniului, privit pe fața inferioară, are forma unui fluture și este format din: corp, aripile mici, aripile mari și apofizele pterigoide.

Corpul sfenoidului, este partea centrală care se sudează anterior cu frontalul și etmoidul, iar posterior cu occipitalul. Pe fața superioară a corpului se află o scobitură transversală, care poartă denumirea de șaua turcească. În fundul acesteia este o gropiță-gropița hipofizară, în care este adăpostită glanda hipofiză. Marginea anterioară a șeii turcești este formată dintr-un tubercul numit tuberculul șeii. Pe fiecare latură a tuberculului șeii este o apofiză - apofiza clinoidă anterioară. Posterior, șaua este mărginită de o ridicătură lamelară, numită lama patruleteră. Pe fiecare latură, lama patruleteră prezintă unghiuri superolaterale denumite apofize clinoidale posterioare. Lama patruleteră se continuă posterior, cu suprafața înclinată, care se articulează cu corpul occipitalului.

Înainte de tuberculul șeii se observă un șanț transversal, șanțul optic sau șanțul chismatic. La fiecare extremitate a șanțului optic se găsește un orificiu, numit orificiu optic; prin cele două orificii intră în craniu nervii optici, care în șanțul optic, se încrucișază formând chisma optică.

Porțiunea de pe fața superioară, aflată înaintea șanțului optic, poartă denumirea de jugul sfenoidului și se articulează cu etmoidul. În corpul sfenoidului sunt săpate două cavități- sinusurile sfenoidale-care se deschid în cavitatea nazală prin orificii situate în meaturile superioare.

Aripile mici ale sfenoidului sunt două lame osoase de formă triunghiulară, care pornesc de pe părțile anterioare ale marginilor feței superioare a corpului. Baza este fixată pe corpul sfenoidului, iar vârful este îndreptat în sus și înainte.

Baza fiecărei aripi mici corespunde extremității șanțului optic și închide orificiul optic. Unghiul medial posterior al aripii mici corespunde tuberculului șeii turcești și formează apofiza clinoidă anterioară. Prin marginile anterioare se articulează cu frontalul și cu etmoidul. Aripile mici contribuie la formarea peretelui superior al orbitei.

Aripile mari ale sfenoidului reprezintă două apofize mari, care pornesc de pe fețele laterale ale corpului, îndreptându-se înainte și în sus. Ele au o formă aproximativ piramidală, prezentând trei fețe:

- fața posterioară sau cerebrală este concavă în sus și formează o parte din baza craniului;
- fața anterioară sau orbitală are o formă patruleteră și formează o parte din peretele extern al orbitei;
- fața externă sau temporală are o formă neregulată și formează peretele cutiei craniene dintre frontal și temporal.

Între marginea posterioară a aripii mici și marginea anterioară a aripii mari se află fisura orbitală superioară, prin care se face legătura cu orbita.

Apofizele pterigoidale ale sfenoidului sunt două apofize care pornesc de pe fața inferioară a corpului, din dreptul bazei aripilor și se îndreaptă vertical în jos. Fiecare apofiză pterigoidă este formată din două lame sau aripi: lama internă și lama externă; între ele rămâne un spațiu care se numește incizura pterigoidiană. Baza apofizei pterigoide este străbătută de canalul pterigoidian. Apofiza pterigoidă servește la inserția mușchilor pterigoidieni.

Pe fața inferioară a corpului sfenoidului, există o creastă mediană care se termină anterior printr-o spină cu formă triunghiulară-ciocul sfenoidului.

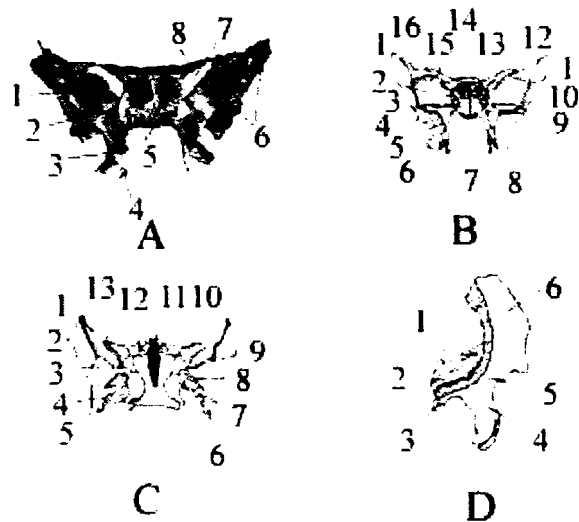


Fig 1.15 Osul sfenoid

A., B. vederi anterioare, **C.** vedere superioară, **D.** vedere laterală.

A: 1 Placa orbitală; 2 Gaura rotundă; 3 Lama externă a apofizei pterigoidale; 4 Lama internă a apofizei pterigoidale; 5 Sinusul sfenoidal; 6 Aripa mare; 7 Fisura orbitală; 8 Aripa mică. **B:** 1 Fața temporală; 2 Fața orbitală; 3 Cometul sfenoidal; 4 Fața posterioară a apofizei pterigoidale; 5 Fața anterioară a apofizei pterigoidale; 6 Fața laretală a apofizei pterigoidale; 7 Ciocul sfenoidului; 8 Fața mediană a apofizei pterigoidale; 9 Canalul pteridoidian; 10 Gaura rotundă; 11 Marginea zigomatică; 12 Celulele sfenoidale; 13 Creasta sfenoidală; 14 Deschizătura sinusului sfenoid; 15 Fisura orbitală superioară; 16 Aripile mici. **C:** 1 Fața orbitală a aripii mari; 2 Fața temporală a aripii mari; 3 Fața cerebrală a aripii mari; 4 Gaura ovală; 5 Spina sfenoidală; 6 Gaura mică rotundă; 7 Lama medială a apofizei pterigoidale; 8 Lama laterală a apofizei pterigoidale; 9 Gaura mare rotundă; 10 Aripa mică; 11 Creasta sfenoidală inferioară; 12 Cornet sfenoidal; 13 Fisura orbitală. **D:** 1 Șeaua turcească; 2 Șanțul optic; 3 Gropița hipofizară; 4 Lama laterală a apofizei pterigoidiene; 5 Creasta intratemporală; 6 Aripa mare.

Osul occipital (Fig 1.16) este un os nepereche, așezat în partea posterioară a cutiei craniene, este format din partea bazală sau corpul osului occipital, două părți laterale și solzul occipitalului. Aceste părți sunt grupate în jurul unui orificiu – marea gaură occipitală – prin care se comunică între cutia craniană și canalul vertebral.

Partea bazală sau corpul occipitalului este situată anterior față de marea gaură occipitală, pe linia mediană, și are forma aproximativ cuboidală. Fața sa anterioară se articulează cu corpul sfenoidului. Fața superioară, de formă aproape patrulateră, este netedă și înclinată înainte înapoi; ea este scobită în forma unui

șanț larg antero-posterior și susține bulbul rahidian și puntea. Fața inferioară, tot de formă patrulateră, este rugoasă și are pe linia mediană, aproape de marea gaură occipitală, o proeminență – tubercul faringian – servind pentru inserția aponevrozei faringiene. Fețele laterale se articulează cu oasele temporale.

Părțile laterale sau părțile condiliene sunt așezate pe laturile găurii occipitale. Ele sunt două masive osoase de formă neregulată. Pe fața inferioară a fiecărei părți laterale se găsește o apofiză ovală numită condil occipital. Cei doi condili occipitali au suprafețe de articulare pentru cavitățile articulare ale primei vertebre cervicale. În dreptul marginii anterioare a condilului, partea laterală este străbătută de un canal – canalul condilian anterior – prin care trece nervul hipoglos. Prin fețele lor laterale, părțile laterale se articulează cu oasele temporale.

Solzul occipitalului este așezat posterior față de marea gaură occipitală și este partea cea mai dezvoltată și cea mai subțire a osului occipital.

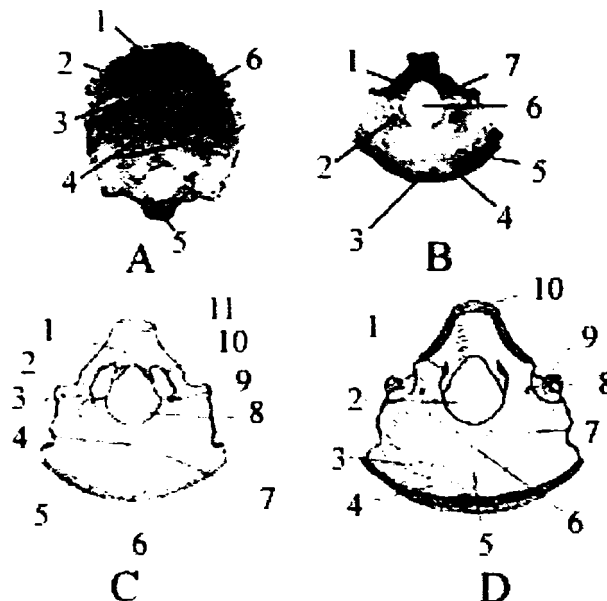


Fig.1.16 Osul occipital

A., D. vedere internă, **B., C.** vedere externă.

A: 1 Șanțul sagital; 2 Confluența sinusurilor; 3 Șanțul transversal; 4 Fosa cerebrală; 5 Porțiunea bazilară; 6 Creasta internă a occipitalului. **B:** 1 Canalul hipoglos; 2 Canalul condilian; 3 Protuberanța occipitală externă; 4 Planum nucleal inferior; 5 Gaura occipitală; 6 Condilul occipital. **C:** 1 Tuberculul faringian; 2 Incizura jugulară; 3 Condilul occipital; 4 Creasta occipitală externă; 5 Linia occipitală exterioară; 6 Protuberanța externă a occipitalului; 7 Linia occipitală superioară; 8 Gaura occipitală; 9 Canalul condilian posterior; 10 Canalul nervului hipoglos; 11 Fose cerebrale. **D:** 1 Canalul condilian anterior; 2 Gaura occipitală; 3 Șanțul lateral transversal; 4 Fosa cerebrală; 5 Protuberanța occipitală internă; 6 Creasta occipitală internă; 7 Fosa cerebrală; 8 Apofiza jugulară; 9 Șanțul sinusului sigmoid; 10 Partea bazilară.

Fața externă a solzului este convexă. Pe linia ei mediană există o ridicătură care se numește protuberanța occipitală externă. Ea se continuă în jos, pe linia mediană, cu o creastă, care se numește creastă occipitală externă și merge până la marea gaură occipitală. Tot din protuberanța occipitală externă pornește lateral, la dreapta și la stânga, o linie curbă, linia nucală superioară; aproximativ la mijlocul crestei mari este o altă linie curbă, linia nucală inferioară. Partea din fața externă a solzului, care se găsește deasupra liniei curbe superioare, este netedă și se numește

planum occipitale, iar partea care se găsește sub această linie este rugoasă și se numește planum nocale; pe aceasta din urmă se inserează unii mușchi ai cefei.

Fața internă este concavă și corespunde suprafeței encefalului. În mijlocul ei se găsește protuberanța occipitală internă. De la ea pornește în jos, pe linia mediană, creasta occipitală internă, care se bifurcă pe marginile găurii occipitale. De la protuberanța occipitală internă pornește în sus, pe linia mediană, un șanț, șanțul sagital superior.

Lateral, pornește din protuberanță un șanț, șanțul transversal. Creasta și șanțurile amintite determină pe fața internă a occipitalului patru scobituri, numite fose; cele care se găsesc deasupra șanțului transversal au forma aproape triunghiulară și adăpostesc lobii occipitali ai emisferelor cerebrale, de aceea se numesc fose cerebrale, iar cele așezate sub șanțul transversal au formă aproximativ patrulateră și adăpostesc emisferile cerebeloase și poartă denumirea de fose cerebeloase. Marginile solzului, de la părțile laterale până la șanțul transvers, se articulează cu oasele temporale, iar marginile dinaintea acestui șanț se articulează cu oasele temporale, iar marginile dinaintea acestui șanț se articulează cu oasele parietale.

Osul parietal (Fig 1.17) este un os pereche, așezat în părțile latero-superioare ale cutiei craniene, are formă patrulateră neregulată. Fața externă este convexă; în mijlocul acestei fețe convexitatea este mai accentuată, formând eminența parietală. Sub aceasta se observă două linii curbe: una superioară - linia temporală superioară și alta inferioară - linia temporală inferioară, pe ele se inserează mușchiul temporal.

Fața internă este concavă și prezintă numeroase șanțuri, în care sunt adăpostite vasele sanguine și impresiunile circumvoluțiilor cerebrale.

Marginea superioară este dințată și se articulează cu parietalul din cealaltă parte, formând sutura sagitală, care trece prin creștetul capului. Oasele parietale se articulează anterior cu frontalul, posterior cu occipitalul, iar lateral cu temporalul.

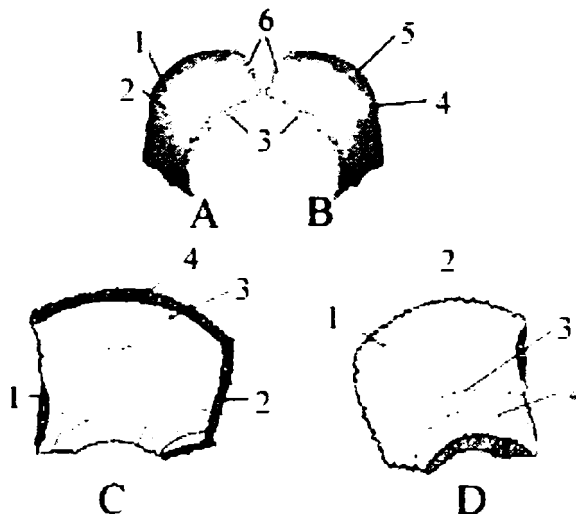


Fig. 1.17 Osul parietal

A. vedere dreapta, **B.** vedere stânga, **C.** vedere endocraniană, **D.** vedere exocraniană.

A, B: 1 Eminența parietală; 2 Linia temporală; 3 Sutura coronală; 4 Linia temporală; 5 Eminența parietală; 6 Sutura sagitală. **C:** 1 Marginea frontală; 2 Marginea occipitală; 3 Gaura parietală; 4 Marginea sagitală. **D:** 1 Gaura parietală; 2 Marginea sagitală; 3 Linia temporală superioară; 4 Linia temporală inferioară.

Osul temporal (Fig 1.18) este un os pereche, așezat pe părțile latero-inferioare ale cutiei craniene, are formă neregulată și este format din mai multe părți: partea petromastoidiană, partea timpanică, partea hioidiană sau apofiza stiloidă și solzul temporalului.

Partea petromastoidiană este formată din stânca temporalului și din partea mastoidiană.

Stânca temporalului sau piramida este porțiunea cea mai groasă a temporalului și are formă de piramidă triunghiulară. Vârful ei este orientat anterior și medial, iar baza este orientată posterior și lateral, unindu-se cu partea mastoidiană. Are o față anterioară, o față posterioară și o față inferioară. Pe față anterioară, aproape de vârf, există o mică scobitură pentru ganglionul Gasser. Pe față posterioară, aproape de mijloc, se găsește orificiul conductului auditiv intern, prin care trec nervii cranieni, iar lângă el, spre exterior un orificiu în formă de fantă care duce în apeductul vestibulului, canal care adăpostește conductul endolimfatic. Fața inferioară formează o parte din baza craniului și pe ea se inserează mușchii. În stânca temporalului sunt săpate cavități și canale care formează labirintul osos al urechii interne.

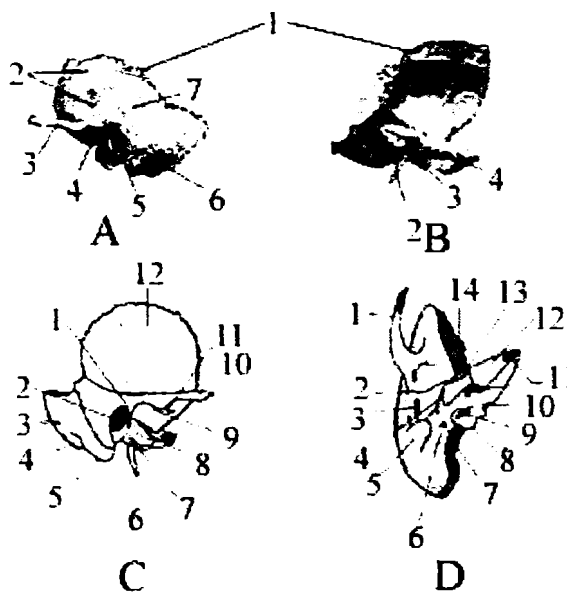


Fig. 1.18 Osul temporal

A. vedere externă stânga, **B.** vedere internă stânga, **C.** vedere exocraniană, **D.** vedere endocraniană.

A: 1 Sutura scuamoasă; 2 Porțiunea scuamoasă; 3 Apofiza zigomatică; 4 Cavitățile glinoidă; 5 Meatul extern auditiv; 6 Apofiza mastoidă; 7 Antrum mastoidian. **B:** 1 Sutura scuamoasă; 2 Apofiza stiloidă; 3 Porțiunea pietroasă; 4 Meatul intern auditiv. **C:** 1 Cavitățile glenoidă a temporalului; 2 Conductul auditiv extern; 3 Gaura mastoidiană; 4 Incizura mastoidiană; 5 Apofiza mastoidiană; 6 Apofiza stiloidă; 7 Os timpanal; 8 Sutura timpano-scuamoasă; 9 Fosa mandibulară; 10 Apofiza zigomatică; 11 Tubercul articular; 12 Solzul temporalului. **D:** 1 Apofiza zigomatică; 2 Sutura timpano-scuamoasă; 3 Gaura auditivă externă; 4 Apofiza stiloidă; 5 Apofiza mastoidă; 6 Gaura mastoidiană; 7 Gaura stilo-mastoidiană; 8 Fosa jugulară; 9 Antrum mastoidian; 10 Canalul timpanului; 11 Canal carotidian; 12 Rocher; 13 Sutura timpanică; 14 Sutura scuamoasă.

Partea mastoidiană este așezată posterior și lateral față de piramidă. Se prezintă ca o masă osoasă, turtită lateral. Fața externă este convexă și rugoasă și

servește pentru inserția unor mușchi. La partea antero-inferioară formează o proeminență puternică, apofiza mastoidă care la rândul ei are suprafață rugoasă pentru inserția mușchilor.

Fața internă este concavă și străbătută de un șanț sigmoidal. În interiorul părții mastoidiene sunt săpate numeroase cavități pneumatice, celule mastoidiene, care sunt mai numeroase în apofiza mastoidă. În partea mastoidiană, superior și medial, se găsește un sinus, antrum mastoidian, care se deschide în urechea mijlocie.

Partea timpanică este reprezentată printr-o lamă osoasă, curbată în sus, care este fixată cu marginea anterioară de rădăcina posterioară a apofizei zigomatice, iar cu marginea posterioară, de fața anterioară a apofizei mastoide. Marginea internă este fixată de stânca temporalului, pe când marginea externă este liberă și pe ea se fixează extremitatea internă a părții cartilajinoase a canalului auditiv extern. Fața superioară a lamei timpanice este concavă și formează peretele inferior și pereții laterali ai părții osoase a conductului auditiv extern. La acest nivel se observă orificiul conductului auditiv extern. Fața sa inferioară este în raport cu baza apofizei stiloide.

Partea mastoidiană este reprezentată de apofiza stiloidă, care are formă conică și este lungă de 2,5 cm, fiind fixată pe fața inferioară a lamei timpanice și este îndreptată în sus și înainte. Apofiza stiloidă servește ca punct de inserție pentru mușchi și ligamente.

Solzul temporalului este partea cea mai subțire și cea mai mare a osului temporal. El este așezat la partea superioară a temporalului și are formă aproape semicirculară.

Fața externă este convexă și corespunde tâmplei. Din partea inferioară pornește, anterior, o apofiză lamelară, apofiza zigomatică a temporalului, care se articulează cu osul zigomatic și pe care se inserează unii mușchi masticatori. Baza apofizei zigomatice are formă triunghiulară și este formată din două rădăcini: rădăcina anterioară și rădăcina posterioară. Între aceste rădăcini, fața inferioară a bazei este scobită și formează o cavitate, cavitatea glenoidă a temporalului, care se articulează cu condilul mandibulei. Rădăcina anterioară formează o proeminență înaintea cavității glenoide, condilul temporalului sau tubercul articular, care contribuie la articularea mandibulei. Vârful apofizei zigomatice este dințat și se articulează cu apofiza temporală a osului zigomatic, formând arcada zigomatică.

Fața internă este concavă și prezintă șanțuri pentru vasele sanguine și impresiuni ale circumvoluțiilor cerebrale.

Marginile solzului sunt subțiate și se articulează cu aripa mare a sfenoidului cu parietalul.

CRANIUL VISCERAL sau splanhnocraniul, cunoscut și sub denumirea generală de oasele feței, este un masiv osos, situat în partea anterioară a craniului și este constituit din 14 oase, dintre care două – mandibula și vomerul – sunt oase nepereche și mediane. Celelalte sunt oase pereche și așezate simetric de o parte și alta a planului median (maxilarul, osul zigomatic, osul lacrimal, cornetul nazal inferior, osul nazal și osul palatin).

Maxilarul (Fig 1.19) este cel mai dezvoltat dintre oasele fixe ale feței. Este un os pereche, așezat în partea centrală a feței. Forma acestui os este foarte neregulată și este alcătuită din cap și patru apofize.

Corpul maxilarului are formă neregulată și prezintă patru fețe:

- Fața anterioară sau externă prezintă în dreptul primilor patru dinți niște creste verticale; cea din dreptul craniului este înaltă și înapoia vârfului ei se află o gropiță, fosa craniană. Deasupra ei, aproape de marginea superioară a corpului,

există un orificiu, orificiul intraorbital, care este capătul extern al canalului cu același nume, prin care trece artera infraorbitală și nervul intraorbital.

- Fața posterioară este situată înapoia apofizei zigomatice. În mijlocul ei se găsesc orificiile canalelor dentare ale unor dinți superiori.
- Fața superioară sau orbitală se prezintă ca o lamă triunghiulară netedă care formează o parte din peretele inferior al orbitei.
- Fața internă sau nazală are la partea inferioară o suprafață de articulare cu osul maxilar opus. Înapoia acesteia pornește apofiza palatină, deasupra căreia fața internă a maxilarului formează peretele meatului nazal inferior.

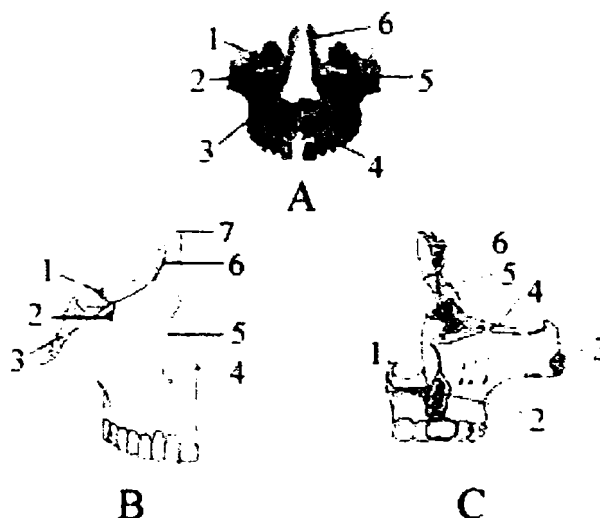


Fig. 1.19 Maxilarul

A. vedere frontală, **B.** vedere anterioară, **C.** vedere posterioară.

A: 1 Fața orbitală; 2 Orificiul intraorbital; 3 Apofiza alveolară; 4 Sutura intermaxilară; 5 Apofiza zigomatică; 6 Apofiza frontală. **B:** 1 Sinus intraorbital; 2 Gaura supraorbitală; 3 Apofiza zigomatică; 4 Apofiza palatină; 5 Incizura nazală; 6 Creasta lacrimală anterioară; 7 Apofiza frontală. **C:** 1 Spina nazală anterioară; 2 Apofiza palatină; 3 Apofiza zigomatică; 4 Fața orbitală; 5 Marginea lacrimală; 6 Apofiza frontală.

În corpul maxilarului este o cavitate, sinusul maxilar, care se deschide prin două orificii mici în meatul nazal mijlociu.

Cele patru apofize ale maxilarului sunt:

- Apofiza zigomatică se desprinde de pe partea superioară a limitei dintre fețele anterioară și posterioară ale corpului, articulându-se cu osul zigomatic.
- Apofiza frontală sau ascendentă se articulează prin vârful ei cu osul frontal, iar prin muchia ei anterioară, cu osul nazal. Ea contribuie la formarea peretelui intern al orbitei și a peretelui lateral al cavității nazale. Sub muchia anterioară a apofizei frontale, muchia corpului maxilarului formează o scobitură, incizura nazală. Pe fața laterală a apofizei frontale se află o creastă verticală, creasta lacrimală, înapoia căreia este un șanț vertical, șanțul lacrimal al frontalului.
- Apofiza alveolară reprezintă marginea inferioară a corpului. Ea are opt scobituri numite alveole dentare, în care sunt adăpostite rădăcinile dinților superiori.
- Apofiza palatină se prezintă ca o lamă orizontală care, unindu-se cu apofiza palatină opusă, constituie partea anterioară a palatului dur, a cărui față inferioară formează plafonul cavității bucale (cerul gurii), iar fața superioară formează podeaua cavității nazale.

Cele două oase maxilare, sudate între ele, formează partea centrală a craniului visceral.

Osul zigomatic (Fig 1.20) este un os pereche cu formă neregulată, așezat pe partea latero-inferioară a orbitei și formează partea laterală superioară a scheletului feței. Prezintă o față externă, care corespunde pielii și determină umărul obrazului și o față posterioară, care corespunde fosei temporale. Marginea anterioară se articulează cu apofiza zigomatică a maxilarului. Marginea superioară formează o parte din marginea laterală și inferioară a orbitei. Marginile posterioară și inferioară sunt libere.

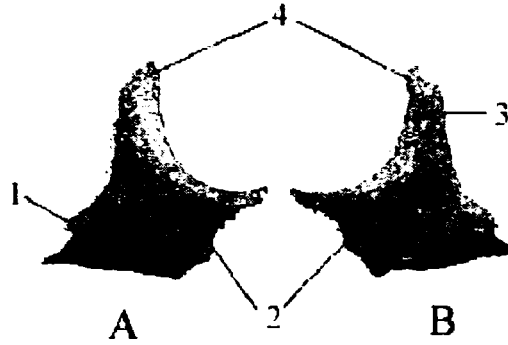


Fig. 1.20 Osul zigomatic

A. vedere dreapta, **B.** vedere stânga.

1 Apofiza temporală; 2 Apofiza maxilară cu sututa zigo-maxilară; 3 Apofiza marginală; 4 Apofiza frontală.

Colțul postero-inferior se articulează cu apofiza zigomatică a temporalului. Colțul postero-superior se prelungeste în sus și înainte formând apofiza frontală, care se articulează cu apofiza zigomatică a frontalului. De pe marginea superioară pornește înapoi o lamă subțire, apofiza orbitală, care formează o parte din peretele inferior al orbitei, din care cauză este considerată ca față internă a osului zigomatic.

Osul lacrimal (fig 1.21) este un os pereche, sub formă de lamă dreptunghiulară, așezat pe peretele medial al orbitei între apofiza frontală a maxilarului și lama orbitală a etmoidului. Pe fața sa orbitală se găsește o creastă verticală, înaintea căreia este un șanț lacrimal, care se completează cu șanțul lacrimal al apofizei frontale a maxilarului și formează canalul nazo-lacrimal, care face legătura între orbită și cavitatea nazală. Prin fața nazală, el formează o parte din peretele meatului mijlociu.

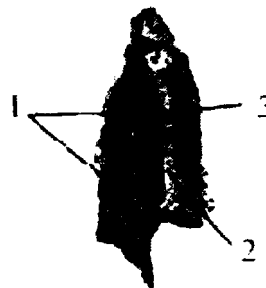


Fig.1.21 Osul lacrimal (suprafața orbitală stânga)

1 Canalul nazolacrimal; 2 Creasta lacrimală; 3 Placa orbitală.

Osul nazal (Fig.1.22) este un os pereche, așezat la rădăcina nasului, pornind din incizura nazală a frontalului, paralel cu marginea anterioară a apofizei frontale a maxilarului, cu care se articulează. Osul nazal are forma unei lame patrulatere verticale, mai groasă la partea superioară, care se articulează cu frontalul, și mai subțire la partea inferioară, prin care se articulează cu cartilagiul nazal. Marginea laterală se articulează cu apofiza frontală a maxilarului, iar marginea medială, cu nazalul, din partea opusă printr-o sutură armonică. Fața externă este convexă, acoperită de piele și formează rădăcina nasului, iar fața internă, este concavă, formează o parte din peretele lateral superior al fosei nazale.

Osul nazal inferior (Fig 1.23) este un os pereche așezat la partea inferioară a peretelui lateral al cavității nazale. Are forma unei lame triunghiulare curbate, cu baza fixată de fața nazală a corpului maxilarului și pe fața nazală a lamei verticale a osului palatin, iar vârful liber medial. Fața superioară este convexă iar fața inferioară concavă, mărginește meatul inferior.

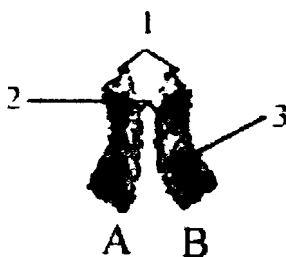


Fig.1.22 Osul nazal

A. partea dreaptă, **B.** partea stângă.

1 Sutura fronto - nazală; 2 Sutura internazală; 3 Sutura nazo - maxilară.

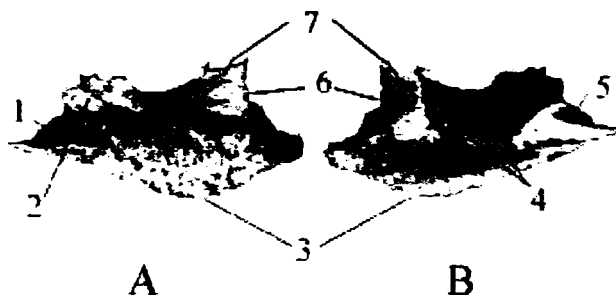


Fig. 1.23 Osul nazal inferior

A. suprafața laterală stângă, **B.** suprafața medială stângă.

1 Apofiza palatină; 2 Apofiza etmoidală; 3 Marginea inferioară; 4 Apofiza maxilară; 5 Apofiza palatină; 6 Marginea anterioară; 7 Apofiza lacrimală.

Osul palatin (fig 1.24) este un os pereche, așezat înapoia marginii posterioare a apofizei palatine a maxilarului. El este alcătuit din două lame perpendiculare una pe alta: lama orizontală și lama verticală.

Lama orizontală are forma aproximativ patrulateră. Marginea ei laterală se articulează cu marginea inferioară a lamei verticale, iar marginea medială se articulează cu lama orizontală opusă și formează partea posterioară a palatului dur. Fața ei superioară formează o parte din podeaua cavității nazale, iar fața inferioară formează partea posterioară a bolții cavității bucale.

Lama verticală are formă patrulateră neregulată și este perpendiculară pe lama orizontală. Ea formează o parte din peretele lateral al cavității nazale. Pe fața

ei internă este o creastă orizontală numită creastă concală, pe care se articulează o parte din marginea laterală a cornetului nazal inferior. Marginea superioară prezintă, în partea anterioară, apofiza orbitală, iar la partea posterioară, apofiza sfenoidală.

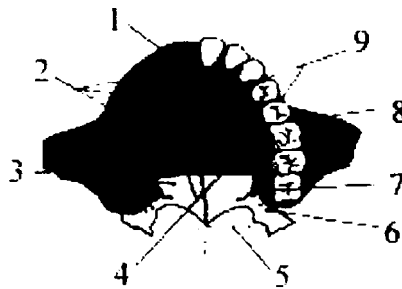


Fig.1.24 Osul palatin

1 Gaură incisiv; 2 Alveole dentare; 3 Lama orizontală; 4 Sutura palatină; 5 Creasta concală; 6 Accesoriile găurii palatine; 7 Gaura palatină posterioară; 8 Sutura interpalatină; 9 Septa interalveolare.

Vomerul (Fig 1.25) este singurul os nepereche și fix al feței, așezat în planul median în continuarea lamei perpendiculare a etmoidului, contribuind la formarea peretelui median dintre fosele nazale, septul nazal.

El se prezintă ca o lamă patrulateră foarte subțire. Cele două fețe laterale formează o parte din peretele intern al fosei nazale. Prin marginea sa superioară se articulează cu lama perpendiculară a etmoidului, iar prin marginea inferioară, cu marginile interne ale apofizelor palatine ale maxilarelor.

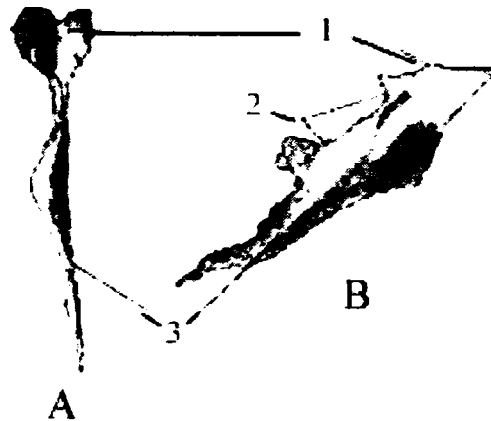


Fig. 1.25 Vomerul

A. vedere superioară, **B.** vedere laterală stânga.

1 Articularea cu sfenoidul; 2 Articularea cu etmoidul; 3 Porțiunea perpendiculară.

Mandibula sau maxilarul inferior (Fig 1.26) este un os nepereche și singurul os mobil din scheletul capului. Se găsește la partea inferioară a feței și este formată din corp și două ramuri.

Corpul mandibulei are formă de potcoavă, cu convexitatea orientată anterior; extremitățile posterioare se continuă cu ramurile mandibulei. El prezintă o față anterioară și o față posterioară.

Fața anterioară sau externă are pe linia mediană o creastă puțin proeminentă, semifiza mentonieră, care se termină la partea inferioară printr-o

proeminență triunghiulară, cu baza în jos, numită protuberanță mentonieră. Vârful bazei sunt marcate prin câte un tubercul mentonier. De la tuberculul mentonier pornește, în sus și înapoi, o creastă, linia oblică externă. Deasupra liniei oblice externe, în dreptul premolarilor, se află un orificiu, orificiul mentonier, care comunică cu canalul mandibular, canal prin care trec vasele pentru dinții inferiori.

Fața posterioară sau internă prezintă pe linia mediană două ridicături mici, care poartă denumirea de apofizele geni sau spinele mentoniere. De la apofizele geni pornește, în fiecare parte, o creastă care merge în sus și înapoi, linia oblică internă sau linia milohioidiană. Sub extremitatea anterioară a liniei milohioidiene există o scobitură, foseta digastrică, pentru inserția mușchiului gastric; deasupra liniei milohioidiene, în dreptul fosetei digastrice, este o scobitură mai mare, foseta sublinguală, în care este adăpostită glanda salivară sublinguală. Sub linia oblică internă, spre extremitatea posterioară, există o altă scobitură, foseta submandibulară, în care e adăpostită glanda salivară submandibulară. Sub extremitatea posterioară a liniei oblice se găsește capătul inferior al șantului milohioidian, care se continuă de pe ramură pe corp. Marginea superioară a corpului mandibulei se numește marginea (apofiza) alveolară și poartă 16 alveole dentare pentru dinții inferiori.

Fiecare ramură a mandibulei se prezintă ca o lamă aproape patrulateră fixată de marginea posterioară a corpului mandibulei, cu direcție verticală, puțin înclinată dinainte înapoi. Fața externă este rugoasă la partea inferioară și netedă la partea superioară. Pe fața internă, la partea superioară, se află un orificiu, orificiul mandibular, care reprezintă deschiderea superioară a canalului mandibular prin care trec nervii și vasele dentare. De pe marginea inferioară a orificiului mandibular pornește în jos șanțul milohioidian, care se termină pe corpul mandibulei, la extremitatea posterioară a liniei oblice interne. Colțul infero-posterior al ramurii este rotunjit și formează unghiul mandibulei. Marginea superioară a mandibulei prezintă o scobitură pronunțată, incizura mandibulară, care este mărginită, anterior, de apofiza coronoidă, iar posterior, de apofiza articulară.

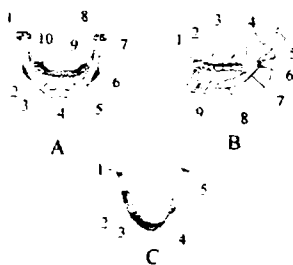


Fig. 1.26 Mandibula

A. vedere frontală, **B.** vedere laterală, **C.** vedere superioară.

A: 1 Suprafața articulară; 2 Corp; 3 Orificiul mentonier; 4 Protuberanța mentonieră; 5 Linia oblică externă; 6 Unghiul mandibulei; 7 Apofiza condiliană; 8 Apofiza coronoidă; 9 Margine alveolară; 10 Dinți. **B:** 1 Incisivi; 2 Canini; 3 Premolari; 4 Molari; 5 Spina mentonieră; 6 Orificiul mandibular; 7 Șanțul milohioidian; 8 Foseta submandibulară; 9 Foseta sublinguală. **C:** 1 Condilul; 2 Corpul; 3 Orificiul mentonier; 4 Tuberculul mentonier; 5 Apofiza coronoidă.

Apofiza coronoidă se prezintă ca o lamă triunghiulară, cu vârful îndreptat în sus și înainte, iar baza ei reprezintă colțul supero-anterior al ramurii mandibulei. Pe apofiza coronoidă se inserează mușchiul temporal.

Apofiza articulară sau apofiza condiliană este subțire la bază (gâtul mandibulei). Condilul se articulează cu cavitatea glenoidă a osului temporal.

În interiorul ramurii corpului mandibulei se găsește canalul dentar sau canalul mandibular care începe la orificiul mandibular și se termină la orificiul mentonier. În acest canal pătrund vasele și nervii care ajung la dinți.

Osul hioid (Fig 1.27) este un os nepereche, așezat între mandibulă și cartilagiul tiroid. El nu este articulat direct cu celelalte oase, ci se articulează prin două ligamente de apofizele stiloide ale oaselor temporale, iar prin mușchi se leagă de faringe, laringe, mandibulă stern și omoplat. Are forma literei "U", cu deschiderea înapoi.

Osul hioid este constituit din corp și patru coarne. Corpul hioidului are formă de lamă patruleteră, curbată transversal. Fața anterioară este convexă și prezintă o creastă în lungul ei care o împarte în două etaje: superior și inferior. Pe fața anterioară a corpului hioidului se inserează mulți dintre mușchii hioidieni. Fața posterioară a osului este concavă și netedă; ea privește spre epiglotă.

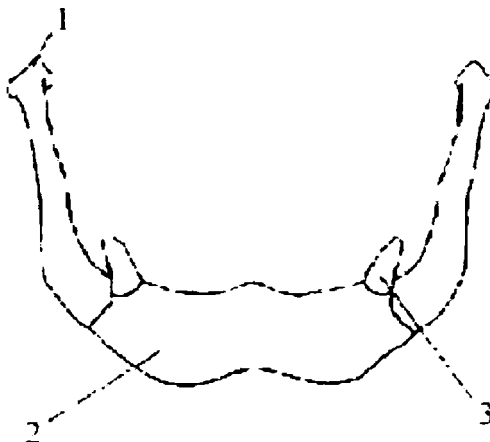


Fig. 1.27 Osul hioid

1 Coarnele mari; 2 Corp; 3 Coarnele mici.

Coarnele hioidului sunt de două feluri: coarne mari și coarne mici. Coarnele mari sunt două proeminențe lungi care se articulează pe părțile laterale ale corpului și se îndreaptă lateral și înapoi; ele sunt mai groase la bază și mai subțiri spre vârf, unde se termină prin câte un tubercul. Pe fața lor superioară se inserează mușchii. Coarnele mici sunt două proeminențe conice mici, care se articulează pe partea superioară a extremităților corpului și sunt îndreptate în sus și lateral. Pe aceste coarne se inserează mușchii.

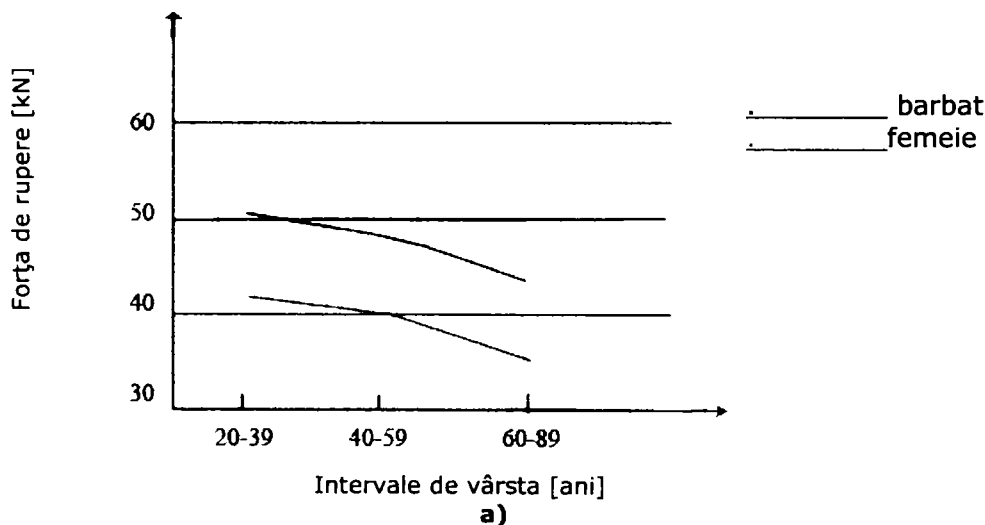
1.4. Proprietățile mecanice ale oaselor

Proprietățile mecanice ale osului sunt influențate de vârsta și sexul (Fig 1.28 a), respectiv starea fiziologică sau patologică ale subiectului investigat (Fig 1.28 b). Masa osoasă a femeii și bărbatului scade aproximativ egal cu înaintarea în vârstă, iar calitățile osului sunt mai reduse la o persoană de sex feminin după menopauză în

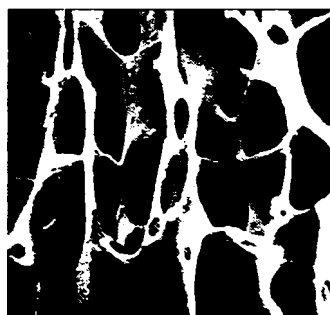
comparație cu calitatea osului la o persoană de sex masculin, de aceeași vârstă (Fig 1.28) [13], [38], [80].

Proprietățile mecanice ale osului, întâlnite în literatura de specialitate, sunt dependente, în afară de caracteristicile fiziologice ale subiecților umani și de condițiile de determinare și tehnicile de încercare [27], [29], [33], [36].

În general, deoarece structura oaselor este diferită în secțiunea transversală și longitudinală, în cadrul tezei s-au analizat proprietățile mecanice ale oaselor pe diferite direcții studiindu-se și corelația dintre densitatea osului și proprietățile mecanice ale acestuia [27], [52], [65], [70], [80].



Os normal. Trabecule dese și groase



b)

Os cu osteoporoză. Trabecule rare, subțiate, pe alocuri rupte

Fig.1.28 Aspectul osului în funcție de sex și vârstă și starea patologică

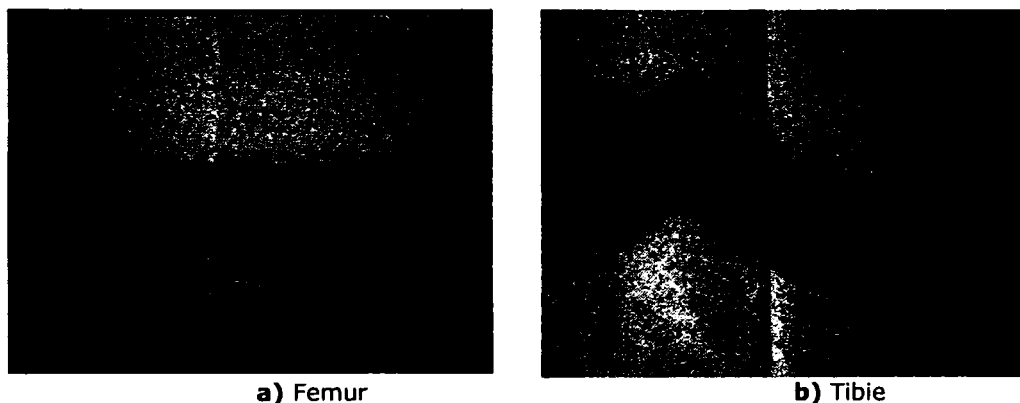
În scopul de a determina proprietățile mecanice ale osului, a fost efectuat un studiu experimental pe oasele membrului uman. Aceste oase au fost prelevate de la cadavre. Protocolul de pregătire a oaselor cuprinde următoarele etape: cadavrele au fost injectate cu o soluție de formaldehidă 10% și păstrate în aceasta timp de 4-6 luni; după disecție, segmentele membrului inferior și superior au fost dezarticulate și păstrate în apă pură timp de 48 ore; apa a fost schimbată de 3-4 ori pentru a

diminua concentrația de formaldehidă, care împiedică îndepărtarea țesutului moale; oasele au fost complet acoperite cu apă pură și fierte timp de 18-24 ore până țesutul moale a fost îndepărtat; în final oasele curățate au fost spălate consecutiv în apă caldă, soluție de NaOH 19% și apă caldă și au fost păstrate în recipiente etanșe. Densitatea oaselor a fost determinată folosind tomograful Somaton Plus 4 Power din cadrul Laboratorului de Imagistică Medicală al BCUM CMPICSU din Universitatea POLITEHNICA din Timișoara. Astfel s-a obținut o medie a densității de $0.31 \pm 0.03 \text{ kg/cm}^3$ ($p=0.01$) pentru partea mediană a oaselor și o densitate medie de $0.175 \pm 0.01 \text{ kg/cm}^3$ ($p=0.03$) la extremități.

Pentru obținerea corectă a rezultatelor în funcție de zona de os încercată au fost izolate din fiecare os trei zone caracteristice (Fig 1.29):

- Capătul distal;
- Capătul proximal;
- Zona mediană.

Capetele oaselor au fost solicitate la compresiune, iar zona mediană a fost supusă la tracțiune și încovoiere. Fiecare os a fost măsurat înainte de încercare pentru a se putea calcula exact tensiunile ce apar după măsurarea forțelor la încărcare.



a) Femur
b) Tibie
Fig.1.29 Cele trei zone caracteristice ale oaselor încercate

Secțiunile au fost approximate cu cele reale și anume pentru compresiune, secțiunea a fost aproximată cu un trapez (Fig 1.30), iar pentru tracțiune și încovoiere cu un triunghi (Fig 1.31). Excepție face zona centrală a părții mediane a femurului care este aproape circulară și a fost considerată ca atare.

În tabelul 1.1 sunt prezentate valorile măsurate ale geometriei oaselor încercate, precum și ariile calculate ale secțiunilor. Notațiile din tabel corespund celor din figurile 1.30, respectiv 1.31.

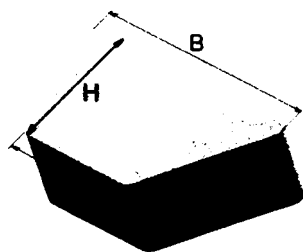


Fig.1.30 Aproximarea secțiunii capetelor

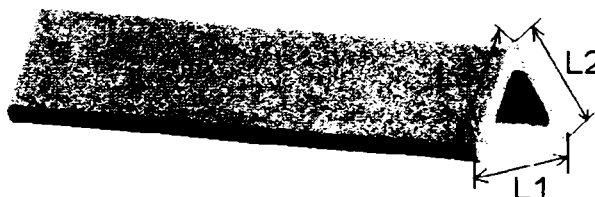


Fig.1.31 Aproximarea secțiunii mediane

Table 1.1 Geometria oaselor încercate

Epruvetă	b [mm]	B [mm]	H [mm]	Atrapez [mm ²]	L1 [mm]	L2 [mm]	L3 [mm]	Atriunghi [mm ²]
	Femur							
1	43.0	83.0	59.0	3717	29.5	30.0	30.0	299.35
2	41.0	77.0	65.0	3835	27.5	29.0	27.0	269.76
3	37.0	67.0	61.0	3172	28.0	26.5	27.5	262.52
4	37.0	77.0	56.0	3192	28.5	26.0	27.5	262.52
Tibie								
1	38.0	41.9	41.6	1661.92	19.0	27.0	25.0	211.5157
2	38.7	46.3	43.0	1827.50	25.0	22.5	29.5	238.88
3	35.9	42.6	44.8	1758.40	23.5	25.5	20.5	204.84
4	41.0	48.8	49.7	2231.53	30.5	26.5	31.5	294.35
5	33.2	42.0	43.6	1639.36	18.5	23.5	17.0	160.22
6	38.0	41.9	41.6	1661.92	19.0	27.0	25.0	211.51



Fig.1.32 Încercarea de tracțiune a femurului în zona mediană

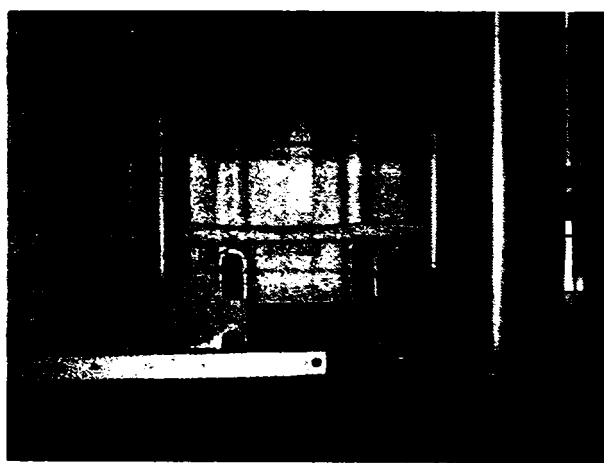


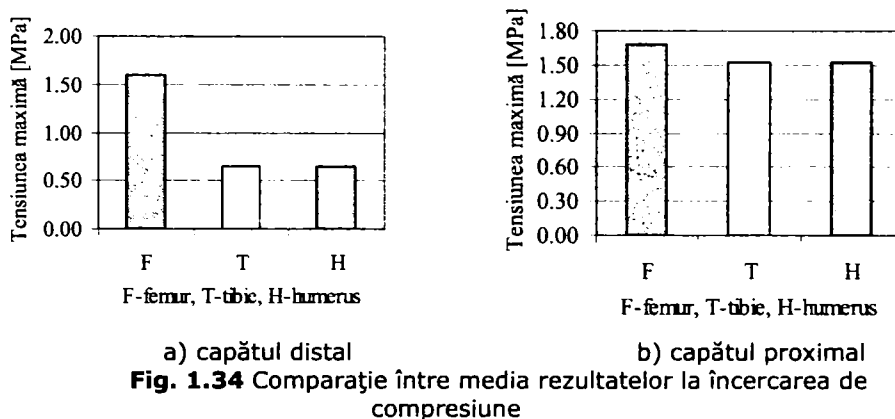
Fig.1.33 Încercarea la încovoiere a femurului în zona mediană

Încercările la compresiune și tracțiune au fost efectuate axial (Fig 1.32), iar la încovoiere transversal (Fig 1.33), osul fiind rezemat la capete și încărcat cu o forță în zona mediană.

Tensiunile au fost calculate împărțind valoarea forței înregistrate la aria secțiunii pentru fiecare epruvetă. Datele experimentale au fost analizate pentru început folosind criteriul Chauvenet, apoi au fost prelucrate statistic pentru a determina proprietățile mecanice. Statistic s-au calculat de asemenea valoarea medie, deviația standard, valoarea medie a intervalului de încredere cu o încredere de 90% (tabelul 1.2).

Comparând valorile medii calculate pe baza datelor experimentale, s-au determinat informații generale asupra comportării la diferitele solocitări. Astfel, reprezentând valorile medii ale tensiunii maxime obținută la compresiunea femurului, tibiei și humerusului (Fig 1.34 a) capătul distal, b) capătul proximal) s-a observat că:

- Valoarea tensiunii la capătul distal este mai mare decât cea obținută la capătul proximal pentru fiecare os, o diferență semnificativă observându-se la tibia și humerus;
- Diferența între tensiunile obținute la compresiune pentru toate oasele încercate nu variază semnificativ ($p=0.05$).



Tabelul 1.2 Estimatori statistici

Os	Încercare mecanică	Număr încercări	Valoare medie [MPa]	Deviația standard [MPa]	Confidență [MPa]
Femur	Compresiune cap superior	12	1.6005	1.0364	1.7046
	Compresiune cap inferior	12	1.6828	1.1403	1.8756
	Tracțiune	7	4.4168	1.9974	1.1488
	Încovoiere	11	4.0218	2.3957	1.9703
Tibie	Compresiune cap superior	13	0.6506	0.3706	0.0740
	Compresiune cap inferior	13	1.5224	0.7172	0.8251
	Tracțiune	6	1.4872	0.4914	0.0154
	Încovoiere	10	4.2616	1.9592	1.6113
Humerus	Compresiune cap superior	11	1.2348	0.6284	1.0336
	Compresiune cap inferior	11	1.4593	0.7369	1.2121
	Tracțiune	8	3.0035	1.6932	1.1246
	Încovoiere	10	2.0971	2.5682	2.0890
Radius	Încovoiere	11	2.2988	1.0205	1.1870
Ulna	Încovoiere	12	4.4310	2.3989	1.9730

Comparând valorile medii ale tensiunilor la rupere prin întindere și încovoiere cu cele obținute la compresiune, s-a constatat că ele sunt semnificativ diferite ($p = 0.08$). Această concluzie de datorează faptului că epruvetele pentru încercările de compresiune au fost prelevate de la capetele oaselor unde structura este trabeculară, iar cele pentru întindere și încovoiere au fost prelevate din zona

centrală a oaselor unde osul este cortical [7], [74], [75]. Comparația pentru valorile medii la întindere și încovoiere este prezentată în fig 1.35 a) respectiv 1.35 b).

Rezultatele obținute pot fi folosite pentru compararea comportării mecanice a diferitelor oase.

Comparând rezultatele încercării de compresiune (Fig 1.36) se observă clar comportările diferite între capetele proximale ale oaselor, capul femurului fiind cel mai rezistent. Nu s-au obținut diferențe semnificative între capetele distale ale tibiei și humerusului ($p=0.23$). Comparând rezultatele pentru femur și tibie s-au obținut rezultate diferite la compresiune ($p=0.05$). Având în vedere aceste observații se poate afirma că gradul de anizotropie, mult mai important pentru capătul distal al tibiei decât pentru cel distal al femurului, este cauza acestui comportament diferit, care confirmă și alte rezultate din literatura de specialitate [13], [27], [80]

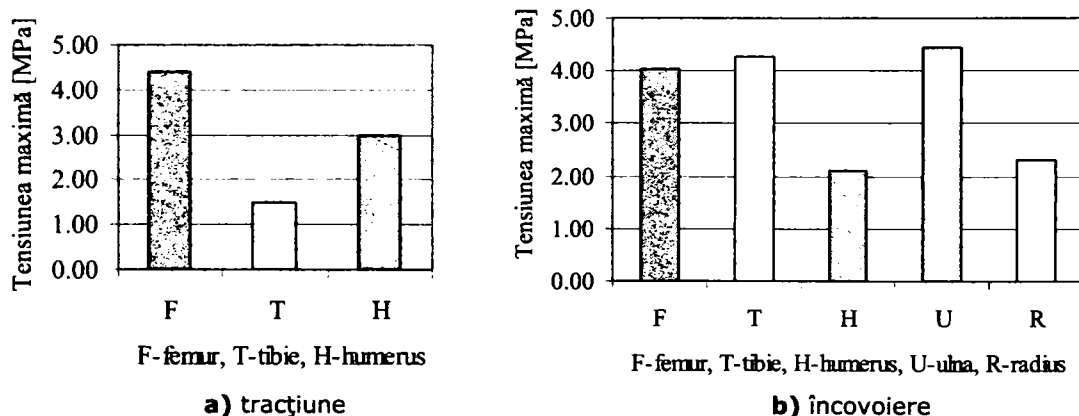


Fig. 1.35 Valorile medii obținute la tracțiune și încovoiere

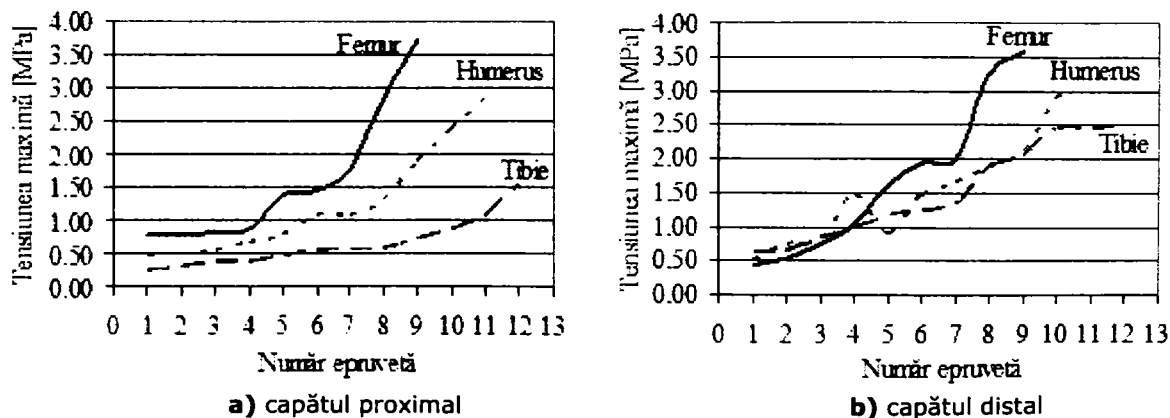


Fig. 1.36 Comparație între rezultatele obținute la încercarea de compresiune ale zonelor de capăt ale oaselor

În cadrul încercării de tracțiune (Fig 1.37) nu s-au obținut diferențe semnificative între femur și humerus ($p=0.16$), dar între aceste oase și tibie rezultatele prezintă o diferență semnificativă ($p=0.21$).

În cadrul încercării de încovoiere (fig 1.38) se observă două grupuri diferite de oase: femurul și tibia pe de o parte și humerusul, radiusul și ulna pe de altă

parte. Oasele care aparțin membrului inferior prezintă o rezistență mult mai mare decât cele care aparțin membrului superior [27].

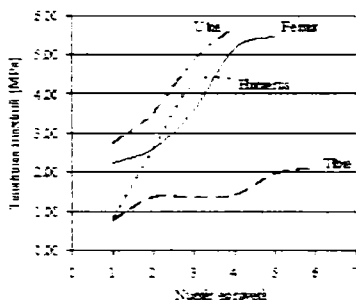


Fig. 1.37 Comparatie între rezultatele obținute la încercarea de tracțiune în zona mediană

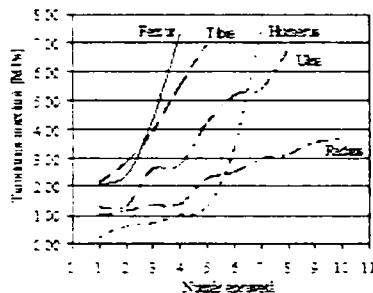


Fig. 1.37 Comparatie între rezultatele obținute la încercarea de încovoiere în zona mediană

Concluziile determinărilor experimentale coroborate cu cele din literatură au fost utilizate pentru analiza numerică a structurilor osoase. Astfel, programul ANSYS pentru analiza cu element finit a oaselor folosește caracteristicile, prezentate în tabelele 1.3 a) - e) [27], [72], [89], [104].

Se observă că între valorile prezentate în tabelele 1.3 a) și 1.3 b) și cele determinate experimental există diferențe importante. Acestea se datorează faptului că oasele încercate reprezintă o structură compozită cortical – spongios iar datele din tabelele 1.3 se referă separat la cele două categorii distincte. Datele din tabelul 1.3 b) sunt însă apropiate de cele reprezentate în fig 1.36 deoarece la extremități osul este preponderent spongios.

Tabelul 1.3 d) Proprietățile mecanice ale osului cortical

Proprietăți	Valoare
Tensiunea maximă la compresiune	67.0 MPa
Tensiunea de rupere la compresiune	40.0 MPa
Densitate	6.0×10^{-7} kg/mm ³
Coeficientul Poisson	0.34
Tensiunea de rupere la tracțiune	100.0 MPa
Tensiunea maximă la tracțiune	135.0 MPa
Modulul de elasticitate	8000.0 MPa

Tabelul 1.3 d) Proprietățile mecanice ale osului spongios

Proprietăți	Valoare
Tensiunea maximă la compresiune	7 MPa
Tensiunea de rupere la compresiune	5 MPa
Densitate	3×10^{-7} kg/mm ³
Coeficientul Poisson	0.34

Tensiunea de rupere la tracțiune	5 MPa
Tensiunea maximă la tracțiune	7 MPa
Modulul de elasticitate	120 MPa

Tabelul 1.3 d) Proprietățile mecanice ale măduvei osoase

Proprietăți	Valoare
Tensiunea maximă la compresiune	0.0 MPa
Tensiunea de rupere la compresiune	0.0 MPa
Densitate	$9.5 \times 10^{-7} \text{ kg/mm}^3$
Coeficientul Poisson	0.42
Tensiunea de rupere la tracțiune	25.0 MPa
Tensiunea maximă la tracțiune	33.0 MPa
Modulul de elasticitate	1,100.0 MPa

Tabelul 1.3 d) Proprietățile mecanice ale ligamentului

Proprietăți	Valoare
Tensiunea maximă la compresiune	60.0 MPa
Tensiunea de rupere la compresiune	50.0 MPa
Densitate	$4.0 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$
Coeficientul Poisson	0.35
Tensiunea de rupere la tracțiune	60.0 MPa
Tensiunea maximă la tracțiune	80.0 MPa
Modulul de elasticitate	4000.0 MPa

Tabelul 1.3 e) Proprietățile mecanice ale dintelui

Proprietăți	Valoare
Tensiunea maximă la compresiune	360.0 MPa
Tensiunea de rupere la compresiune	45.0 MPa
Densitate	$1.2 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$
Coeficientul Poisson	0.34
Tensiunea de rupere la tracțiune	100.0 MPa
Tensiunea maximă la tracțiune	105.0 MPa
Modulul de elasticitate	10000.0 MPa

1.5. Fracturi ale oaselor lungi

Fractura reprezintă o întrerupere bruscă și violentă a continuității osului [60]. Severitatea distrugerii țesutului osos este influențată de violența impactului și are consecințe complexe care pot duce la traumatisme grave. Când un os este rupt, fiecare țesut din jurul fracturii este afectat. Pe lângă fractura osului, vizibilă la radiografie, apar despicări ale nervilor, zdrobiri ale mușchilor, rupturi ale vaselor sanguine, rupturi de ligamente, etc.

Fracturile pot fi clasificate în numeroase moduri [22], [71], [78], [110], [122] dar cea mai simplă și mai practică este clasificarea clasică în (Fig 1.39) [5], [16]:

- Fracturi simple (închise);
- Fracturi compuse (deschise).

Fracturile simple sunt cele în care pielea rămâne intactă. Fracturile compuse sunt cele în care apar distrugerii ale țesuturilor și răni deschise și care în general necesită intervenții chirurgicale. Totuși termenul de compus se mai utilizează în fracturile în care un fragment de os penetrează pielea, dar nu produce alte traumatisme grave. În fig 1.39 sunt reprezentate aceste tipuri de fracturi [22], [71], [78], [111], [115], [117].

În funcție de traiectul fracturii acestea pot fi (Fig 1.40):

- Fracturile transversale ce apar ca rezultat al unei lovituri sau al unei forțe aplicate direct asupra osului. În acest caz există un singur traiect, cu aspect dințat sau două traiecte oblice rezultând al treilea fragment „de flexie” sau „aripă de fluture”.
- Fracturile oblice și spiroide care sunt cauzate de o mișcare violentă de torsiune de-a lungul axei longitudinale a osului. În multe cazuri fracturile spiroide pot fi confundate pe radiografii cu cele oblice. Fracturile oblice pot fi scurte sau lungi, iar cele spiroide pot avea un singur traiect sau două traiecte, caz în care apare al treilea fragment numit „de torsiune”.
- Fracturile cominutive sunt cele în care osul este fragmentat în mai multe bucăți neexistând contact interfragmentar, caz în care reconstrucția anatomică este dificilă, practic imposibilă.
- Fracturi prin zdrobire sunt cele la care fragmentele osoase nu mai pot fi repuse în poziția lor inițială. Aceste fracturi apar mai ales în zona lombară a coloanei vertebrale și calcaneu.

Fracturile „lemn verde” (Greenstick) sunt cele la care pe o parte a osului are loc o ruptură, iar pe cealaltă parte o încovoiere (deformare) a osului.

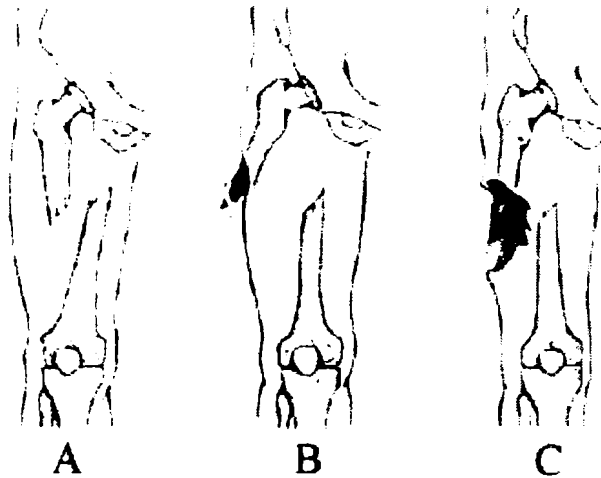


Fig. 1.39 Fracturi închise și fracturi deschise
A. fractură închisă, **B.** fractură compusă, **C.** fractură deschisă cu contaminare.

În funcție de mecanismul care produce fractura, fracturile pot fi (Fig 1.41):

- Fracturi cauzate prin violență directă;
- Fracturi cauzate prin violență indirectă, de obicei printr-o forță de torsiune;
- Fracturi patologice care apar la oasele care au deja anumite probleme patologice cum ar fi: tumori, chisturi, osteoporoză, etc.
- Fracturi datorate oboselei osoase provocate de presiuni (traume) repetate asupra aceluiași os. Aceste fracturi apar în special la atleți.

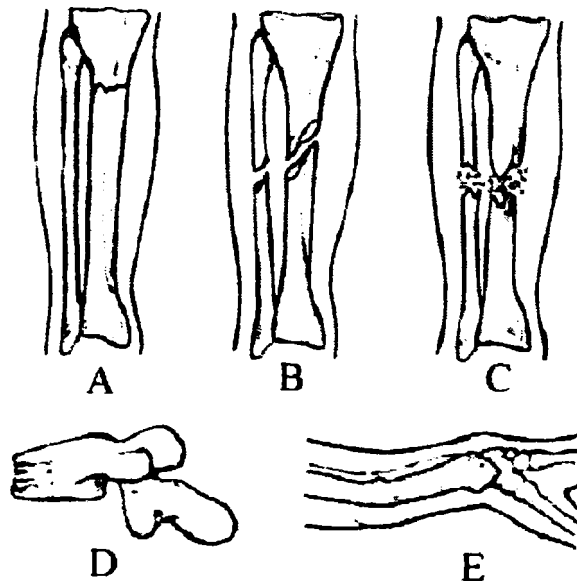


Fig. 1.40 Tipuri de fracturi, clasificate după traiect
A. transversală, **B.** spiroidă, **C.** cominutivă, **D.** prin zdrobire, **E.** Greenstick.

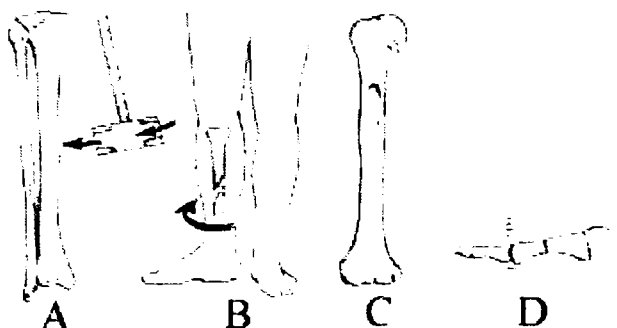


Fig. 1.41 Mecanisme de producere a fracturilor
A. violență directă, **B.** violență indirectă, **C.** patologică, **D.** de oboseală

O clasificare complexă (figurile 1.42 și 1.43) consideră existența unor: Fracturi fără deplasare, prin care fragmentele osoase sunt aproape în poziția lor anatomică.

Fracturi de impact, care apar când un os este supus la forțe mari de compresiune de-a lungul axului longitudinal, când cele două capete ale osului sunt împinse unul spre celălalt. În acest caz fractura este stabilă până când dispăre forța de compresiune și fragmentele osoase sunt dispersate. Pe radiografie, o astfel de fractură se identifică prin creșterea densității osoase în porțiunea respectivă.

Fracturi fragmentate (segmentate) sunt cele în care un os lung se rupe în două locuri creând un segment mare al osului care nu este atașat de restul osului. Acest segment liber este greu de prins prin fixare internă.

Fracturi stabile sunt cele în care oasele se află într-o poziție în care nu se pot mișca.

Fracturi cu complicații sunt cele la care apar infecții sau ruperi de vase sanguine. Termenul „complicat” este rareori utilizat, dar trebuie diferențiat de termenii „compus” și „cominutiv”.

Fracturile multiple reprezintă câteva fracturi distincte care apar la același pacient. Ele nu trebuie confundate cu fracturile cominutive sau compuse.

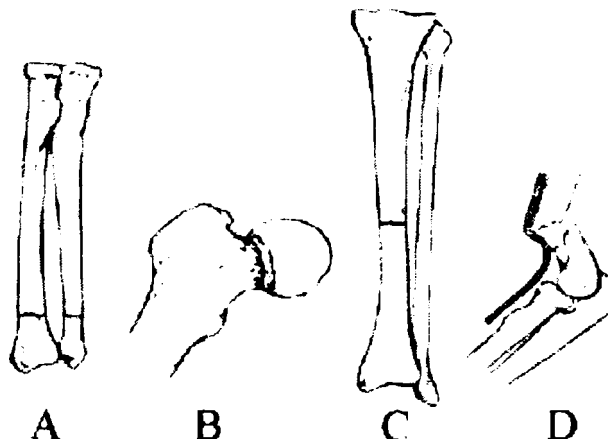


Fig. 1.42 Tipuri de fracturi
A. fără deplasare, **B.** de impact, **C.** Fragmentate, **D.** stabile

Decolările epifizale ale unui os de copil pot cauza deformări ulterioare dacă se formează un corp osos în zona fracturii, care stopează creșterea osului la unul din capete. Decolările epifizale la copil sunt clasificate de Harris și Salter [5], [16], (Fig 1.43) astfel:

- Tip I: Fractură de-a lungul liniei epifizale (decolare pură);
- Tip II: Fractură – decolare cu cioc diafizar;
- Tip III: Fractură – decolare cu cioc epifizat;
- Tip IV: Fractură – decolare marginală (metafizo-epifizară);
- Tip V: Compresiune cartilaginoasă.

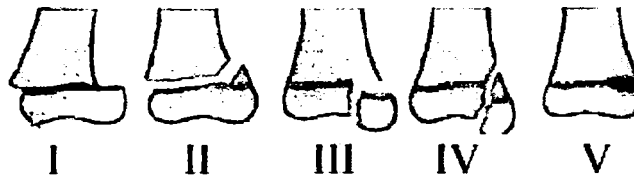


Fig. 1.43 Clasificarea Harris și Salter

1.6. Fracturi cranio-faciale

Statistici recente din SUA și Germania prezintă un număr de 200-300 cazuri de traumatisme cranio-cerebrale la 100.000 locuitori, cu un vârf de incidență la grupa de vârstă de 15-24 ani și prevalența sexului masculin față de sexul feminin în raport de 2 - 4 / 1 [112], [115], [118], [120].

În cazul bolnavilor politraumatizați, 50% prezintă leziuni ale mijlocului feței, iar traumatismele cranio-cerebrale sunt prezente la 75% dintre cei decedați prin accidente rutiere [113].

Masivul facial este un ansamblu de oase cu pereți subțiri care poate fi sediul a numeroase acte de agresiune cât și al altor modalități de producere a traumelor. În funcție de locul unde se produc pot fi traumatisme cranio-faciale sau maxilo-faciale. Aceste fracturi pot fi, de asemenea, simple sau complexe, la fel cum au fost definite și fracturile membrelor [84], [118].

Fracturile specifice masivului facial, dar care rar se limitează numai la acesta sunt:

- Fracturi horizontale inferioare de tip Guerin - partea bucală a maxilarului se desprinde de restul masivului facial.
- Fractura de tip Le Fort I - este fractura care separă platoul palato-dentar de restul feței. Acest tip de fractură este rezultatul unei forțe aplicate în partea de jos a maxilarului și se poate propaga în toate oasele din vecinătatea suprafeței de impact.(Fig 1.44).

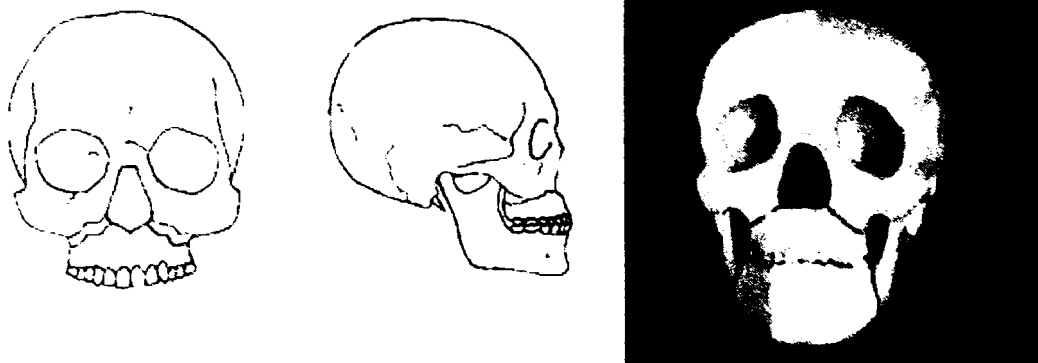


Fig 1.44 Fractură de tip Le Fort I

- Fractura de tip Le Fort II sau fractura piramidală este rezultatul unui agent traumatizant aplicat în mijlocul maxilarului, are formă piramidală, iar direcția de propagare poate fi pe tot mijlocul feței (Fig 1.45).

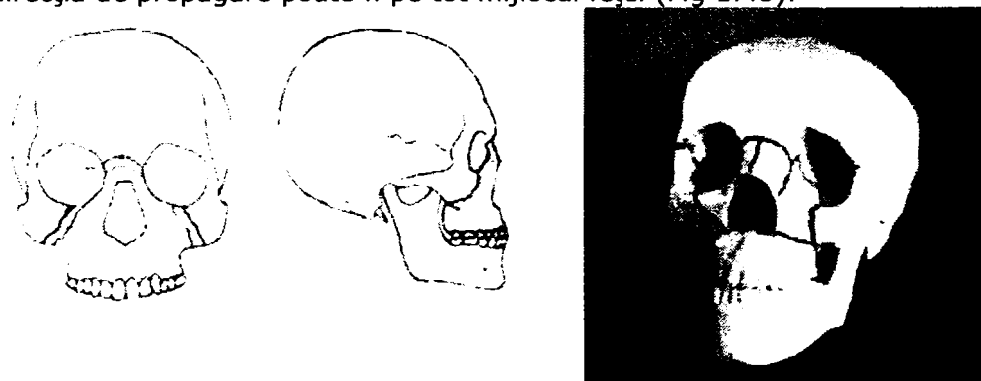


Fig. 1.45 Fractură de tip Le Fort II

- Fractura de tip Le Fort III este o disjunctie craniofacială înaltă, ce favorizează producerea breșelor durale prin intermediul etmoidului, cu apariția unor complicații oculare și infecțioase prin propagare ascendentă (Fig 1.46).

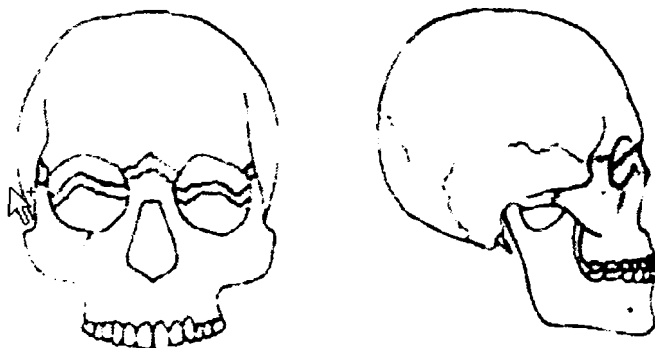


Fig. 1.46 Fractură de tip Le Fort III

Din punct de vedere biomecanic, structurile craniene formează un ansamblu arhitectural rezistent și elastic, datorită proprietăților sale constitutive de natură mecanică și arhitectonică. Neurocraniul are formă ovoidală, cu axul mare orientat antero-posterior unde este mai voluminos [84], [107].

Structurile osoase sunt continue, excepția fiind la nivelul găurii occipitale, unde se realizează joncțiunea cranio-spinală.

Rezistența craniului se datorează zonelor osoase fortificate, organizate ca stâlpi pilieri sau noduri de rezistență.

Structurile funcționale de rezistență ale neurocraniului au fost grupate în arcuri la nivelul boltii craniene, în căpriori la nivelul bazei și stâlpi pilieri la locul de întâlnire dintre arcuri și căprioiri.

Aceste componente mecano-structurale nu conferă craniului în mod real o rezistență majoră, în practică fiind observate frecvent fracturi localizate în regiunile considerate cele mai rezistente. Aceste constatări susțin rolul preponderent al elementelor dinamice (modul de aplicare și distribuție a energiei cinetice, direcția și cuantumul ei), cu rol secundar al caracterelor structurale statice în geneza traumatismului cranio-cerebral. Cunoașterea modului de producere a traumatismului cranio-cerebral are o deosebită importanță pentru interpretarea mecanismelor.

Fracturile craniene directe sunt acele tipuri de fracturi care se produc și sunt localizate pe aria de impact. Se pot constata multe variante ale fracturilor craniene directe, fiecare cu caracteristici specifice care le individualizează ca forme distincte.

Fracturile liniare (Fig 1.47) se formează prin reducerea razei de curbură și interesează fie o singură tablă craniană când se constituie o fisură, sau ambele plăci când formează o linie de fractură. Cel mai frecvent, direcția de propagare este meridională și afectează un os cranian sau oase conexe. Propagarea poate fi ecuatorială, când liniile de fractură sunt dispuse circular în jurul unui focar cu rază de curbură mai accentuată.

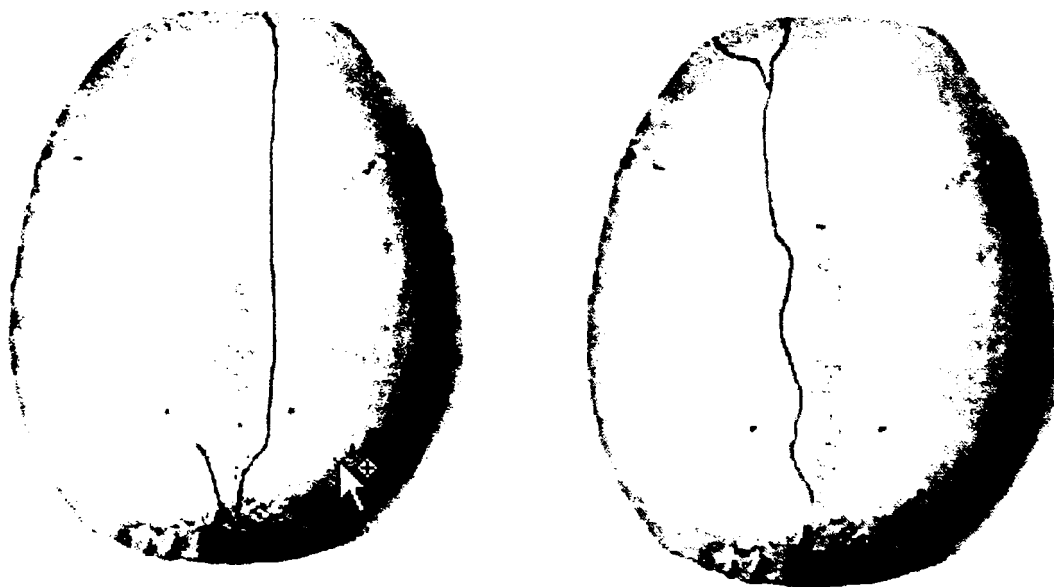


Fig. 1.47 Fracturi liniare

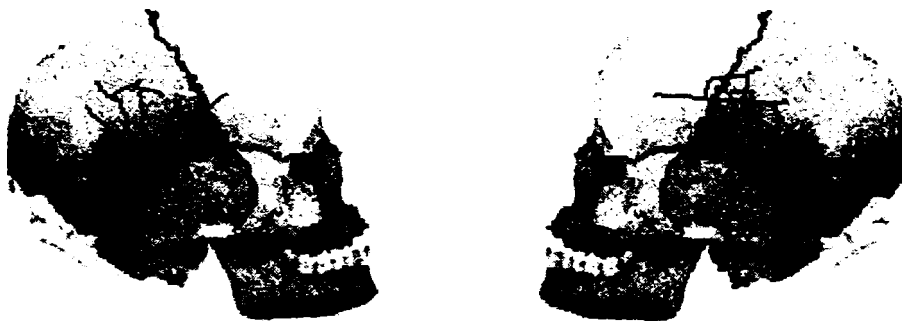
Fracturile liniare pot prezenta ramificații la capete, iar pe parcurs au o descendență variabilă. Ele pot fi:

- simple, ramificate, stelate, dehiscente;

- orizontale, verticale, circumferențiale;
- iradiate la bază, etaj anterior, mijlociu, posterior.

Fracturile circulare sunt dispuse ecuatorial în zona de impact și au o localizare dependentă de locul de aplicare a agentului vulnerant. Fracturile circulare de tip ecuatorial sunt denivelate sau subetajate și apar prin mecanism de lovire directă, acolo unde raza de curbură a cutiei craniene este mai mică.

Fracturile cominutive: morfologic se constată în focarul de fractură cominutiv mai multe fragmente osoase realizând aspect mozaicat al focarului. Fracturile cominutive apar prin impact direct sau intersectarea liniilor meridionale cu cele ecuatoriale (Fig 1.48).



a) focare de fracturi succesive

b) fracturi cominutive

Fig.1.48 Fracturi cominutive

Fracturile dehiscente sunt particularizate prin distanța mare dintre versanții fracturii liniare. Pereții se situează pe planuri diferite ca în fractura în terasă, sau sunt în unghi în cazul fracturii în jgheab, fiind produse prin corpuri cu muchii.

Fracturi de tip particular pot fi:

- fractura prin așchiere – este rezultatul acțiunii corpurilor ascuțite, cu viteză mare care se exercită tangent și detașează un fragment osos al calotei.
- disjunctia suturilor – se constată la adult prin lovirea capului fix sau prin comprimarea între două planuri dure a capului.

Fracturi mediate sunt întâlnite mai rar, ele producându-se prin intermediul unor structuri extracraniene care transmit unda de forță traumatică aplicată la distanță de craniu, la nivelul acestuia. Fracturile mediate prezintă două varietăți mai importante, și anume fractura mediată prin coloana vertebrală și fractura craniană mediată prin mandibulă.

- fractura mediată prin coloana vertebrală – se realizează prin cădere de la înălțime în picioare sau în șezut. Morfologic fractura este dispusă circular în jurul găurii occipitale în care este telescopat axisul sau chiar primele vertebre ale coloanei cervicale.
- fractura mediată prin mandibulă – apare consecutiv transmiterii forței prin intermediul condililor mandibulari și al cavității glenoide, fiind însoțită de obicei de hematoame epidurale situate la baza creierului.

Fracturile indirecte – sunt fracturi iradiate de la o fractură directă de impact, sau pot apare controlateral zonei de impact, mai frecvent la bază, dar se întâlnesc și la boltă. Ele sunt dispuse paralel cu axul de transmitere a forței și se subțiază spre capătul îndepărtat.

1.7. Reconstrucția fracturilor

Pentru a reveni la starea de sănătate anterioară producerii traumatismului trebuie aplicate, în funcție de gradul de fractură, diferite operații de reconstrucție. O metodă ce este destul de des utilizată în ultimii ani cu rezultate bune este cea care constă în implantarea elementelor de fixare rigidă a fragmentelor de oase fracturate și uneori chiar dislocate [74], [107], [112], [113].

Imobilizarea provizorie a fracturilor se face în scopul împiedicării mișcărilor fragmentelor osoase, pentru evitarea complicațiilor care pot fi provocate prin mișcarea unui fragment osos. Mijloacele de imobilizare sunt implantele de diferite forme și dimensiuni, precum și distractoarele, în funcție de regiunile la nivelul cărora se aplică. Pentru a avea siguranța că fractura nu se deplasează nici longitudinal și nici lateral, imobilizarea trebuie să cuprindă în mod obligatoriu fragmentele situate deasupra și dedesubtul focarului de fractură.

După examinarea radiologică a pacientului, chirurgul trebuie să decidă modul de fixare al fragmentelor de os. În funcție de tipul și zona fracturii, medicul poate decide folosirea dispozitivelor de fixare internă sau externă. După alegerea soluției de fixare urmează alegerea dispozitivului implantat. Forma și dimensiunile acestuia depind de tipul și de poziția fracturii.

În etapa de proiectare a implantelor este necesar să se țină seama de zona pentru care sunt destinate, deoarece forțele diferă după locul de destinație. În activitatea normală forțele ce apar în zona craniană sunt mult mai mici decât cele dezvoltate în membre. Acest lucru influențează în mod deosebit grosimea implantului și dimensiunile șuruburilor de fixare a acestuia. Forma implantului este de asemenea diferită în funcție de zonă, acest lucru fiind datorat complexității suprafețelor osoase.

1.8. Concluzii

Capitolul I al tezei de doctorat conține o importantă sinteză bibliografică asupra scheletului și tipurilor de fracturi care pot apărea în acest sistem complex ce reprezintă partea de rezistență a corpului uman.

Sunt evidențiate diferențele morfologice, structurale și de rezistență ale diferitelor tipuri de țesuturi osoase.

O direcție originală a studiului se regăsește în executarea și interpretarea rezultatelor unui ansamblu de încercări mecanice ale oaselor umane prelevate de pe cadavre. Au fost studiate separat zonele de la capetele oaselor lungi și zona centrală, concluzionându-se asupra proprietăților mecanice ale acestora. Rezultatele obținute au fost comparate între ele în vederea unei eventuale utilizări în analiza numerică a structurii osoase. S-a constatat că:

- valoarea medie a tensiunii obținută la compresiunea femurului, tibiei și humerusului la capătul distal este mai mare decât cea obținută la capătul proximal pentru fiecare os, o diferență semnificativă observându-se la tibie și humerus;
- diferența între tensiunile obținute la compresiune pentru toate oasele încercate nu variază semnificativ ($p=0.05$);
- rezultatele obținute în urma încercării de compresiune diferă semnificativ la capetele proximale, capul femurului fiind cel mai rezistent;
- nu sunt diferențe semnificative între capetele distale ale tibiei și humerusului ($p=0.23$);

- există diferență între rezultate obținute la compresiune pentru femur și tibie ($p=0.05$);
- la încercarea de tracțiune nu sunt diferențe semnificative între femur și humerus ($p=0.16$), dar între aceste oase și tibie rezultatele prezintă o diferență semnificativă ($p=0.21$);
- în cadrul încercării de încovoiere există două grupuri diferite de oase: femurul și tibia pe de o parte și humerusul, radiusul și ulna pe de altă parte; oasele care aparțin membrului inferior prezintă o rezistență mult mai mare decât cele care aparțin membrului superior;
- valorile medii ale tensiunilor la rupere prin întindere și încovoiere sunt semnificativ diferite față de cele obținute la compresiune ($p = 0.08$); această diferență se datorează faptului că epruvetele pentru încercările de compresiune au fost prelevate de la capetele oaselor unde structura este trabeculară, iar cele pentru întindere și încovoiere au fost prelevate din zona centrală a oaselor unde osul este cortical.

Pe baza rezultatelor experimentale și a celor existente în literatură s-au stabilit proprietățile mecanice ale oaselor, acestea fiind utilizate la analiza cu element finit. Se observă că între valorile utilizate la analiza cu element finit și cele determinate experimental există diferențe importante. Acestea se datorează faptului că oasele încercate reprezintă o structură compozită cortical – spongios iar datele din tabele se referă separat la cele două categorii distincte.

CAPITOLUL 2

MODELARE BIOMECHANICĂ

2.1. Principii generale de modelare

Utilizarea tehnicii modelării ca metodă de cercetare în investigarea organismului uman s-a dovedit deosebit de fructuoasă. Se poate spune că progrese notabile în medicină nu s-au obținut decât atunci când organismul nu a mai fost privit ca un întreg indivizibil, ci ca o suprapunere de mai multe sisteme, aparate, organe, funcții, etc., care sunt bine delimitate fizic și funcțional, fiind interconectate complex, după legi bine determinate. Delimitând, în cele ce urmează, problematica specifică sistemului osos, se fac unele detalieri ale teoriei modelării relativ la investigarea acestui sistem, din punct de vedere biomecanic [7], [15], [56], [64], [88], [94], [99], [130].

Cercetarea sistemului osos al organismului uman sub aspect mecanic se poate face cu succes utilizând metodele ingineresti clasice și moderne, de calcul și experimentale. Astfel, sistemul osos poate fi privit ca fiind o structură spațială deformabilă, având o complexitate apreciabilă în ceea ce privește geometria, proprietățile elastice și sarcinile.

În vederea elaborării unui model eficient, în orice problemă de biomecanică trebuie ca pe baza analizei datelor cunoscute în legătură cu fenomenul care interesează, precum și în funcție de scopul urmărit, să se facă o sinteză a modelului, care să țină seama de următoarele aspecte:

- dacă modelul este static, cinematic sau dinamic, adică dacă interesează solicitările, eforturile, tensiunile, deformațiile, deplasările sub diverse sarcini statice sau dinamice, sau legile de mișcare ale diverselor componente, în diverse situații, ca de exemplu: mers, alergare, săritură, etc.;
- dacă geometria modelului este plană sau spațială; modelul poate fi realizat la scară în toate detaliile sau poate fi distorsionat, adică unele detalii sau dimensiuni pot fi executate la altă scară decât restul modelului;
- dacă materialul din care este realizat modelul este natural, caz în care se utilizează un preparat anatomic, poate fi o masă plastică, un material metalic sau combinații ale acestora;
- dacă fixarea și încărcarea modelului se realizează în condiții cât mai apropiate de cele reale, pentru situația studiată.

Deși modelarea în biomecanica sistemului osos se supune aceluiași legi și principii generale care se utilizează în inginerie, totuși trebuie avut în vedere că există și unele deosebiri care limitează posibilitățile acestei metode de cercetare. Astfel, în biomecanică, rareori și numai într-o mică măsură se pot verifica pe sistemul original, care este organismul uman, rezultatele obținute prin studiul unui model. O suplinire a acestui inconvenient se poate face prin efectuarea de studii comparative, pe diverse variante de modelare a fenomenului real. Deși fiecare model este obținut prin simplificarea fenomenului original, diversele variante sunt comparabile între ele și se poate estima care dintre variante modelează mai bine problema investigată.

Proiectarea și desenarea asistate de calculator, în sensul cel mai larg (CAD-ul), se realizează cu programe de calcul care se pot clasifica în următoarele categorii de aplicații informatice [23], [44], [59], [69], [89], [96], [100]:

- Aplicații pentru modelare geometrică și desenare asistate de calculator (AutoCAD, Turbocad, KeyCAD, Design CAD, Solid Works, Solid Edge etc.);
- Aplicații pentru rezolvarea unor probleme generale de calcul matematic, utile mai ales în ingineria asistată CAE (Matlab, Mathematica, MathCAD, Maple, etc.) sau simularea unor sisteme particulare descrise de ecuații diferențiale ordinare (Spice - pentru analiza circuitelor electronice, EMTP pentru analiza rețelelor electroenergetice);
- Aplicații destinate modelării numerice, cu element finit sau cu funcții similare dedicate rezolvării ecuațiilor cu derivate parțiale, utilizate în proiectarea integrată (ANSYS, COSMOS, NASTRAN);
- Aplicații orientate spre un domeniu particular (PipeCAD proiectarea instalațiilor; ChemCAD pentru proiectarea moleculelor și multe altele).

Proiectarea CAD este un domeniu ce cunoaște o dinamică susținută. Cu câțiva ani în urmă, numărul aplicațiilor profesionale de proiectare asistată era limitat la numai câteva nume: AutoCAD, CATIA sau Pro/Engineer. La momentul actual numărul acestor aplicații este destul de mare, utilizatorul având posibilitatea de a alege cea variantă cu care își poate duce la bun sfârșit munca în timpul cel mai scurt. Unul din programele din categoria CAD ce cunoaște o largă arie de utilizare este programul Solid Edge [61], [66], [94], [97],

2.2. Facilitățile Solid Edge

Solid Edge este unul din puținele programe care își îmbogățesc substanțial lista de funcții cu fiecare nouă variantă. Ca tip de produs, el se situează între programele CAD tradiționale (AutoCAD, MicroStation) care, nefiind concepute inițial pentru 3D, nu au funcțiile specifice proiectării ansamblurilor și programele de proiectare/fabricație avansate (Intergraph EMS, Catia, Pro/ENGINEER, ComputerVision, etc.), al căror model matematic de reprezentare a corpurilor este, în genere, subordonat fabricației asistate (CAM) și simulării condițiilor de funcționare. Programele avansate de proiectare au librării vaste și complexe, dar pentru realizarea modelelor biomecanice nu este necesară prezența librăriilor pur mecanice.

Modelele solide pot fi obținute prin următoarele tehnici [71], [89], [100]:

- **Modelarea prin frontiere (B-rep).** Modelele 3D construite prin enumerarea fețelor ce separă obiectele definite prin „coaja” lor se numesc **modele prin frontiere B-rep (Boundary representation)**. Modelul memorează inclusiv poziția interiorului obiectului față de fețe. Tehnica este avantajoasă pentru vizualizări, dar nu este bine adaptată pentru unele operații analitice, precum calculul centrului de greutate sau al momentelor de inerție care vizează studiul comportării dinamice.
- **Modelarea prin geometria constructivă a solidelor (CSG).** Motivația acestei tehnici de modelare este realizarea unui mod interactiv de modelare a solidelor. Modelele complexe se pot crea grupând componente mai simple, denumite sub-obiecte sau primitive. Astfel de primitive sunt, de exemplu: cuburi, conuri, cilindri, sfere.
- **Modelarea prin enumerare (divizare) spațială.** Tehnica de modelare prin divizare spațială este o metodă care ia în considerare întregul spațiu pe care îl

ocupă un obiect, divizându-l în elemente „atomice” (unitare) volumice, asemănător cazului imaginilor 2D descrise prin mulțimea de pixeli constituenți (bit-mapped). Elementul volumic unitar echivalent unui pixel este denumit **voxel** (volume element).

- **Modelarea prin baleiere.** Tehnica de modelare prin baleiere este o tehnică utilă, în primul rând pentru obiecte 2D de tipul solide cu grosime constantă sau cu simetrie axială. Solidele din prima clasă rezultă prin baleiere rectilinie (tip extrudare), iar cele din a doua clasă, prin baleiere circulară (corpuri de revoluție).
- **Modelarea analitică (ASM).** Tehnica ASM este asemănătoare formulărilor izoparametrice tridimensionale din analiza cu elemente finite (FEA). Ea este adecvată descrierii modelelor cu forme complexe și calculelor proprietăților volumetrice.
- **Modelarea prin instanțierea primitivelor.** Metoda prin instanțierea primitivelor se bazează pe reprezentarea parametrică a obiectelor singulare. Un obiect va fi descris de modelul generator al întregii clase (familii) și de valorile parametrilor ce definesc obiectul particular (instanța).

Programul Solid Edge este compus din mai multe module (Fig. 2.1) [121].

- Modulul *Part* care permite realizarea modelului 3D al unui solid. Opțiunile acestui modul sunt analog operațiilor mecanice, astfel că după obținerea modelului, realizarea practică a acestuia se poate face urmărind etapele proiectării.
- Modulul *Sheet Metal* este asemănător modulului *Part*, dar opțiunile sale sunt dedicate prelucrării tablelor. Dacă în versiunile anterioare acest proces era destul de complicat și consumator de timp, în variantele noi există un pachet de funcții dedicate acestui aspect. Toate operațiunile de îndoire, tăiere sau pliere pot fi făcute direct pe suprafața metalică.
- Modulul *Weldment* este dedicat realizării sudării diferitelor piese.
- Modulul *Assembly* permite asamblarea pieselor realizate. În cadrul acestui modul se pot poziționa piesele unele față de altele precum și impune constrângerile existente între acestea.
- Modulul *Draft* asigură realizarea desenelor de execuție.

Celelalte opțiuni existente în meniul de start al programului permit comunicarea și transferul fișierelor între diferite programe CAD.



Fig. 2.1 Meniul de pornire a programului Solid Edge

Un model tridimensional realizat integral în Solid Edge poate suporta diferite operațiuni (care sunt aplicate în timp real) și abia în momentul în care acestea corespund cu ceea ce se dorește, ele se validează și se realizează. În acest mod pot

fi făcute mai multe încercări, fără teama de a deteriora modelul. Foarte multe cote și relații între piese se pot aplica cu ajutorul mouse-ului, necesitatea de a specifica diverși parametri în linia de comandă fiind eliminată. Un alt aspect foarte important în procesul modelării este funcția de Undo/Redo. Fie că se lucrează pe un obiect compus sau pe un simplu model de bază, există posibilitatea de a face modificări la un număr mare de pași. Acestea vor fi aplicate automat modelului, și actualizate toate legăturile cu celelalte obiecte.

În procesul de proiectare a obiectelor complexe este esențial să se poată obține o imagine cât mai bună a anumitor zone. Pentru aceasta, Solid Edge pune la dispoziție un set puternic de vizualizări care oferă o ergonomie sporită aplicației. Pe lângă posibilitatea de împărțire a ecranului în mai multe ferestre, care se referă la diferite unghiuri de vedere asupra modelului, în Solid Edge se poate aduce rapid în ecranul de lucru oricare dintre fațetele modelului. O altă facilitate utilă este aceea prin care se pot afișa ca „umbre” (shadow) acele contururi care în mod normal nu pot fi văzute dintr-un anumit unghi. Modelul poate fi afișat în mai multe stări, de la cea wireframe cu toate contururile afișate, la forma solidă, sau solid cu umbre (pentru o mai bună sesizare a conturilor).

Toate implantele chirurgicale create și analizate în cadrul tezei au fost realizate utilizând facilitățile Solid Edge, proiectarea lor urmărind aceeași succesiune de etape:

- Pentru a începe proiectarea implantului se rulează modulul *Part*. În fereastra de inițiere (Fig. 2.2) se selectează opțiunea *Sketch* apoi planul în care se dorește să fie situată baza implantului.
- Odata ales planul, în partea stângă a ferestrei, apar butoanele meniului *Sketch*. Aici se găsesc toate instrumentele pentru modelare: de la figurile de bază (poligoane, cercuri, arce de cerc) la funcțiile de creare a dependențelor sau de modificare a unor parametri existenți. Pentru desenarea propriu-zisă se pot folosi comenzile realizate cu ajutorul mouse-ului, sau se poate apela la căsuțele de dialog unde sunt introduse coordonatele exacte. După realizarea bazei implantului (Fig. 2.3) se revine în modulul *Part*.

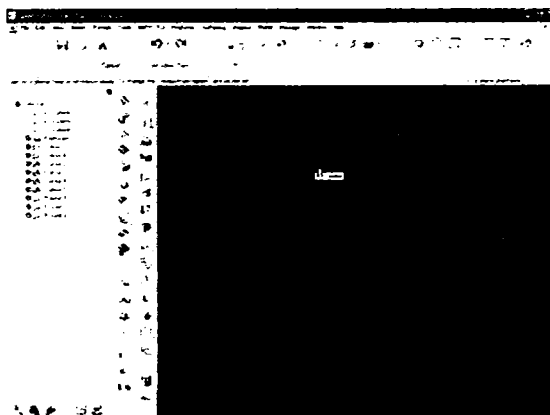


Fig 2.2 Fereastra de inițiere a modulului *Part*

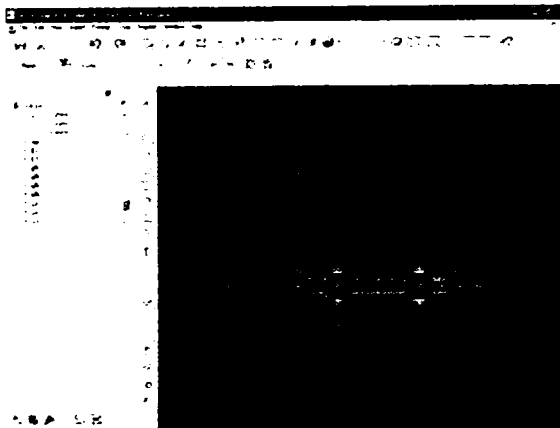


Fig. 2.3 Realizarea bazei implantului

- In continuare se alege opțiunea *Extrude* care permite să se dea o grosime formei plane create (Fig. 2.4).

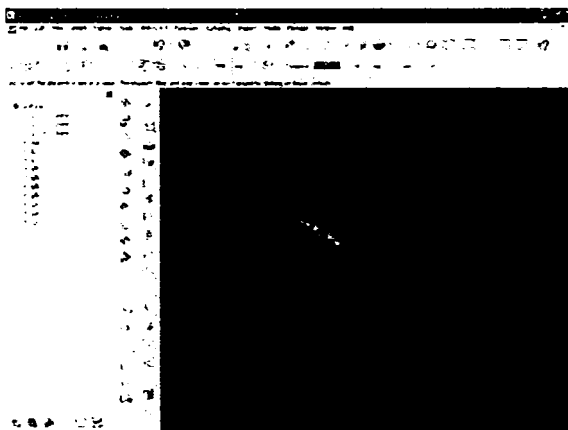


Fig. 2.4 Extrudarea

- După executarea acestei comenzi s-a obținut un solid având forma din fig. 2.5.

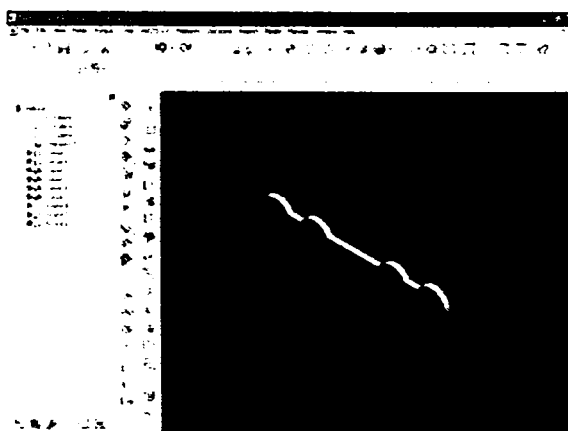


Fig. 2.5 Implantul după extrudare

- Urmează găurirea implantului care într-o prima etapă conduce la obținerea degajării necesare înecării capului șurubului de prindere (Fig. 2.6).

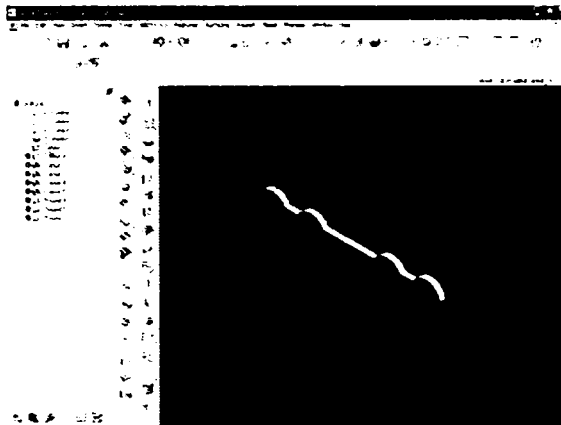


Fig. 2.6 Frezarea canalului de înecare a capului șurubului

- Urmează găurirea propriuzisă (Fig. 2.7). Operațiile de găurire se realizează folosind comanda *Cutout*.

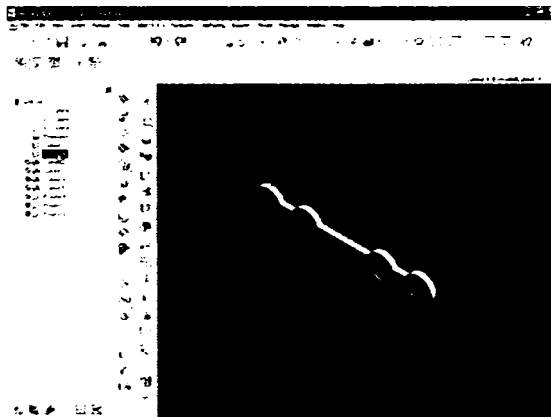


Fig. 2.7 Obținerea găurii șurubului

- Operația următoare este realizarea părții conice a găurii (Fig. 2.8) folosind comanda *Luft Cutout*. Această zonă conică este necesară pentru a stabili direcția de fixare a șurubului precum și a obține un contact cât mai bun între șurubul de fixare și implant.
- Ultima etapă este cea de rotunjire a muchiiilor ascuțite (Fig. 2.9).

Pentru elaborarea desenelor de execuție se pornește modulul Draft unde se importă modelul realizat în modulul Part. La importare este permis să fie alese vederile folosite în desenul de execuție (Fig. 2.10), putându-se de asemenea realiza și vederi nstandardizate. Dacă piesa necesită secțiuni, acestea se realizează automat. Tot ce are de făcut utilizatorul este să creeze planul de secționare. Încă o opțiune utilă este aceea care realizează detalii. Alegând porțiunea ce necesită detaliere, aceasta poate fi mărită de câte ori dorește utilizatorul. Amplasarea cotelor se poate face automat, iar dacă soluția aleasă de program nu este convenabilă, ea poate fi modificată. Indiferent dacă piesa este scalată sau nu, în cadrul desenului de execuție programul va pune cotele reale (Fig. 2.11) [121].

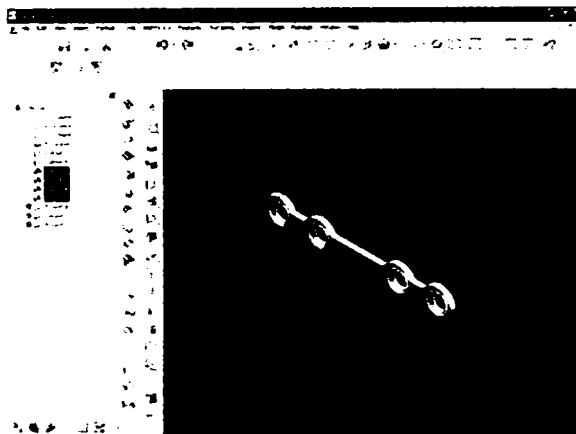


Fig. 2.8 Realizarea formei conice a găurii șurubului

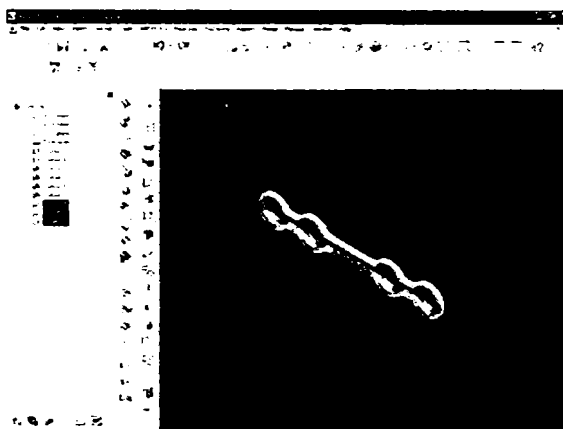


Fig. 2.9 Rotunjirea muchiiilor implantului

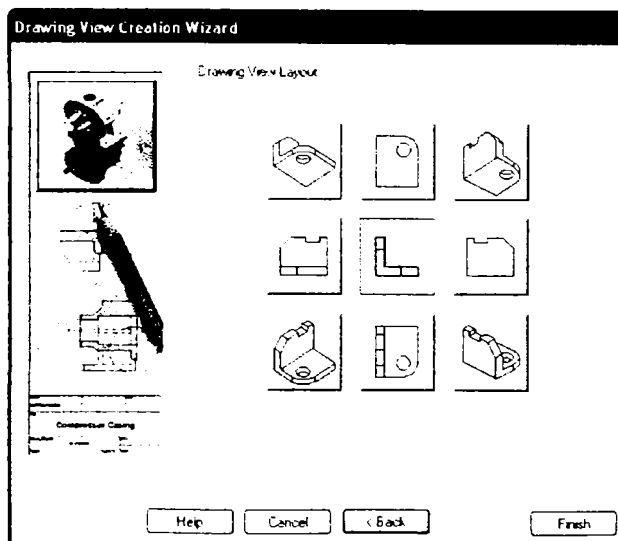


Fig. 2.10 Alegerea vederilor standardizate

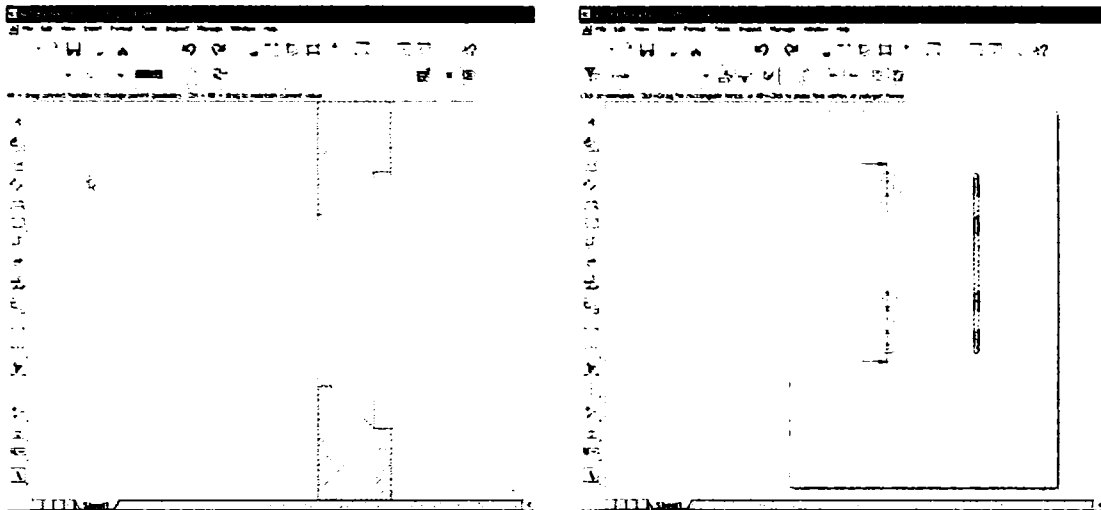
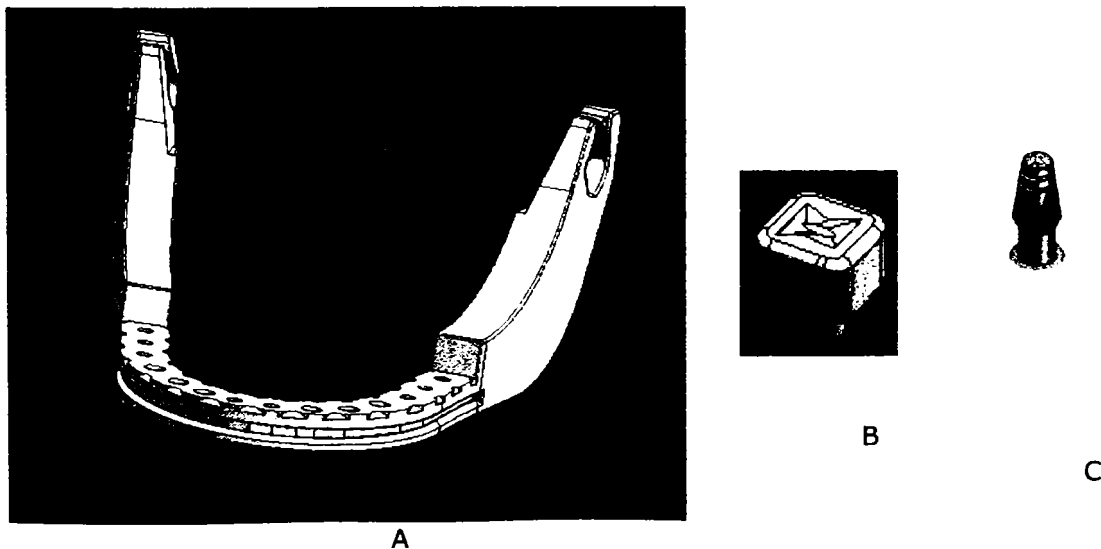


Fig. 2.11 Modulul *Draft*

Dacă este necesară asamblarea mai multor piese, atunci se rulează modulul *Assembly*. În cadrul acestui modul există funcții dedicate asamblării. Acestea permit poziționarea relativă (concentricitate, planeitate, plasarea pe tangentă, conectarea suprafețelor sau curbilor) a componentelor ansamblului. Se prezintă ca exemplu ansamblul mandibulei cu implante dentare. Astfel, osul mandibular, dinții și implantul dentar au fost create ca solide separate (Fig. 2.12), apoi folosind comenzile de asamblare a fost creat ansamblul (Fig. 2.13).

Cele trei module prezentate sunt necesare modelării oaselor și implantelor chirurgicale, celelalte nefiind utile studiului impus de obiectul tezei.

S-au putut astfel crea modelele: mandibula cu dinți, coloana vertebrală, femurul, implantele pentru oasele lungi și cranio-maxilo-faciale, precum și distractorul extern cranio-maxilo-facial.



A

Fig. 2.12 Elementele ansamblului mandibulei
A. corpul mandibulei; B. dinte; C. implant dentar.

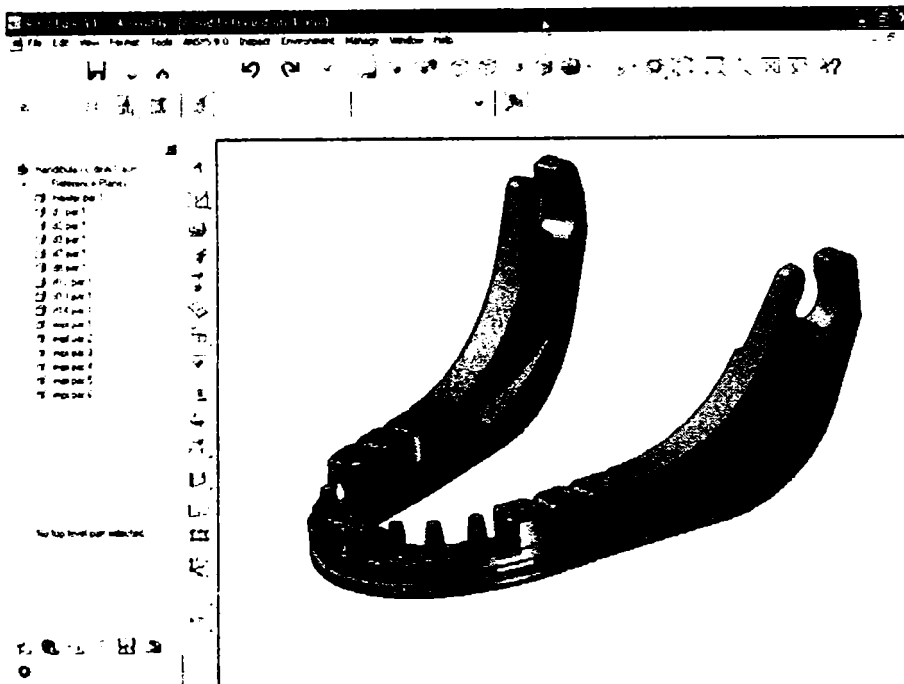


Fig. 2.13 Ansamblul mandibulă implantată

2.3. Modelarea oaselor

În domeniul proiectării și simulării sistemelor biomecanice sunt utilizate în prezent pe scară largă o multitudine de programe, începând cu "popularele" limbaje de programe (FORTRAN, BASIC, PASCAL, C, etc.), continuând cu programele de proiectare asistată (AUTOCAD, CATIA, EUCLID, PROENGINEER, etc.) și ajungând la software-urile performante de analiză și simulare (ADAMS, PLEXUS, DYMES, SDEXACT, etc.), respectiv de analiză cu element finit (NASTRAN, PATRAN, COSMOS, ANSYS, NISA, etc.). Cu ajutorul calculatorului pot fi create adevărate prototipuri virtuale, ceea ce înseamnă că simularea sistemelor biomecanice atinge nivelul modelării fidele atât a componentelor sistemului, cât și a condițiilor de funcționare ale acestuia. Aceste aspecte sunt foarte importante pentru modelarea structurilor osoase, dar mai ales pentru conceperea și realizarea implantelor, a dispozitivelor de susținere osoasă în general. Se elimină astfel o mare parte din etapa de testare experimentală a produsului, proces scump și consumator de timp [71], [72], [100].

În prezent realizarea implantelor personalizate constituie un domeniu de mare interes și actualitate. Pornind de la rezultatele obținute, realizarea implantelor personalizate va constitui una din direcțiile de continuare a cercetărilor după finalizarea tezei.

Pentru cercetările întreprinse, în special pentru analiza numerică a diferitelor implantate, respectiv ansamble implant-os, au fost necesare modelări ale diferitelor oase ale corpului uman. Modelarea acestora reprezintă o problemă dificilă datorită formei geometrice complicate a suprafețelor, respectiv neomogenității proprietăților mecanice [41], [50].

O modelare geometrică mai exactă presupune cunoașterea geometriei și caracteristicilor mecanice ale osului corpului uman investigat, deoarece forma și proprietățile oaselor diferă de la o persoană la alta. O astfel de modelare se poate

realiza pe baza informațiilor obținute prin investigații imagistice (computer tomografie, rezonanță magnetică nucleară, osteodensitometrie, etc) ale zonei de interes a subiectului investigat [38], [39], [45], [59] [102].

Pentru studiile întreprinse în cadrul tezei, pentru elaborarea modelelor diferitelor structuri osoase, s-au considerat dimensiuni geometrice medii pentru o persoană adultă.

2.3.1. Modelarea mandibulei

Mandibula umană a fost modelată în 15 părți. Etapele modelării mandibulei sunt:

- Crearea unui bloc din care se va crea mandibula (Fig. 2.14);

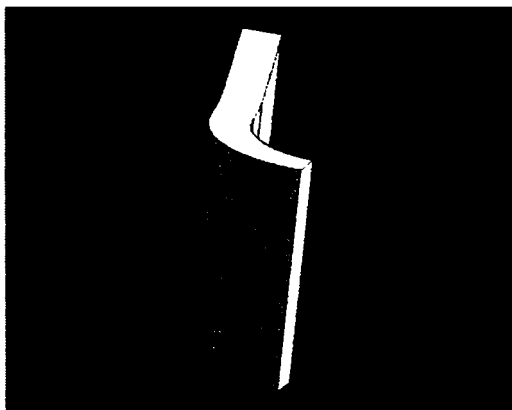


Fig. 2.14 Blocul din care s-a modelat mandibula

- Modelarea mandibulei cu dinți, folosind o succesiune de comenzi *Cutout* (Fig. 2.15);

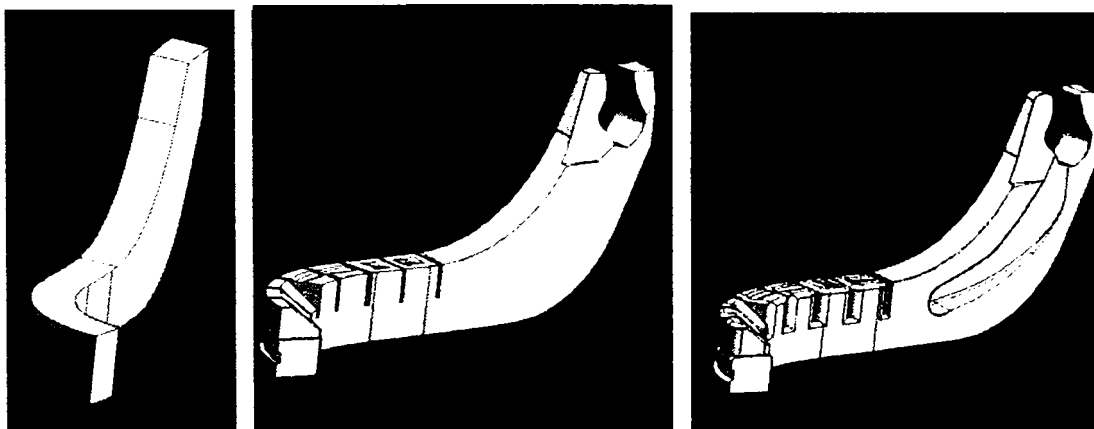


Fig. 2.15 Decupări efectuate pe blocul inițial

- Obținerea întregii mandibule aplicând comanda *Mirror* (Fig. 2.16);

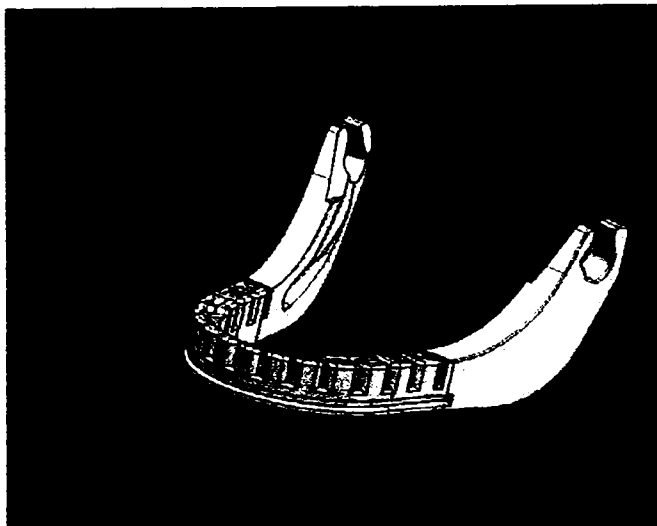
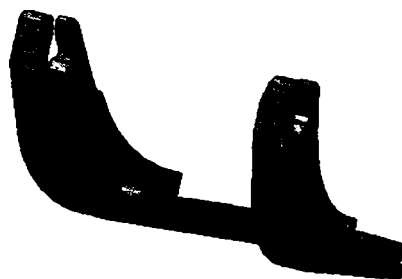


Fig. 2.16 Mandibula cu dinți

Osul mandibular (Fig. 2.17 a) și dinții (Fig. 2.17 b) au fost separate obținând solide individuale; apoi, folosind modulul *Assembly* s-a obținut modelul complet al mandibulei (Fig. 2.17 c). Modelarea individuală a fiecărei părți a mandibulei a fost necesară pentru a putea evidenția zona de contact, precum și a atribui proprietăți diferite de material în cadrul analizei numerice.



a) Osul mandibular



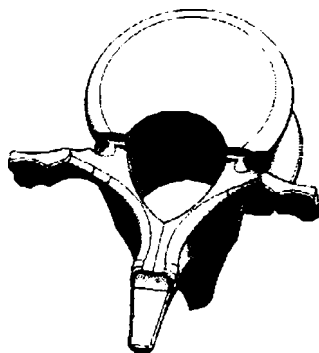
b) Dinții



c) Modelul mandibulei
Fig. 2.17 Mandibula umană

2.3.2. Modelarea coloanei vertebrale

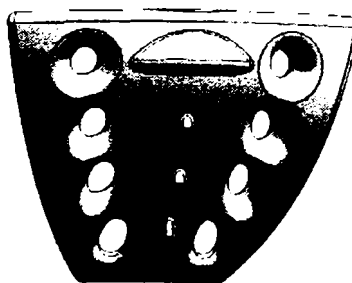
Coloana vertebrală umană a fost modelată în același mod ca și mandibula. S-au modelat separat vertebrele coloanei (Fig. 2.18 a), discurile intervertebrale (Fig. 2.18 b) și osul sacrum (Fig. 2.18 c). S-a ținut seama ca vertebrele și ligamentele să corespundă ca formă și dimensiuni cu zona (lombară, toracică, cervicală) din care fac parte. După modelarea fiecărei componente a coloanei, modelul acesteia a fost obținut folosind opțiunile modului *Assembly* (Fig. 2.18 d).



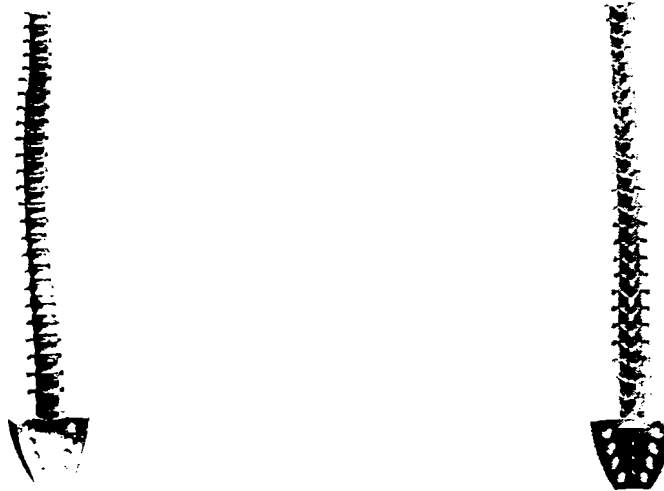
a) Vertebră



b) Disc intervertebral



c) osul sacrum



d) Modelul coloanei vertebrale
Fig. 2.18 Coloana vertebrală umană

2.3.3. Modelarea femurului

O altă soluție de modelare a oaselor este aceea în care există geometria osului urmând ca prin utilizarea programul Solid Edge să se obțină modelul osului ca solid. Astfel, forma exterioară a femurului uman (Fig. 2.19 a) a fost preluată de pe internet [119]. Această formă a fost obținută în urma scanării femurului uman prelevat de la un cadavru. Acest model obținut prin scanare prezintă dezavantajul de a fi doar o suprafață exterioară a femurului. Pentru a putea efectua analize numerice este necesar însă să existe modelul osului ca solid [62].

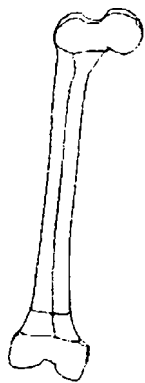
Obținerea suprafeței exterioare 3D a femurului a fost realizată prin suprapunerea suprafețelor obținute în urma scanării pe diferitele fețe ale femurului. Fețele femurului fiind însă scanate separat, la obținerea suprafeței exterioare se impune ca nodurile marginale ale suprafețelor scanate aflate în contact să corespundă ca număr și geometrie. Acest lucru este aproape imposibil, astfel încât rezultă în această tehnică cu siguranță un contur deschis. Acest contur poate fi închis folosind diferite funcții ale programului, dar datorită formei geometrice complexe aceste funcții trebuie aplicate manual, operația necesitând timp îndelungat. În cazul în care nu se poate obține un contur închis, nu se poate defini un solid care să fie cuprins de această suprafață. Există o soluție care nu necesită ca suprafața să fie închisă, dar este necesar un artificiu care constă din crearea unui solid în care să se înscrie suprafața exterioară a femurului (Fig. 2.19 b).

În acest solid se introduce suprafața exterioară a femurului ca obiect; se obține astfel înfășurătoarea femurului și folosind funcția *Boolean* se poate elimina zona din exteriorul înfășurării.

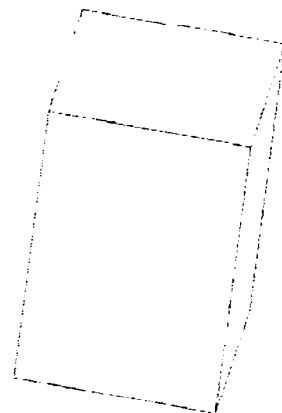
În urma acestor operații s-a obținut un solid având forma exterioară a femurului. Deoarece femurul este compus din partea corticală și din măduvă este necesar ca modelul să conțină aceste două părți ca și componente distincte pentru a putea atribui fiecăreia proprietățile specifice de material. În acest scop s-a secționat femurul în trei părți, și anume:

- Capătul distal al femurului (zona superioară a femurului unde este articulația șoldului) (Fig. 2.19 c);
- Capătul proximal al femurului (zona inferioară a femurului unde este articulația genunchiului) (Fig. 2.19 e);
- Partea mediană a femurului (cuprinsă între capul distal și cel proximal) (Fig. 2.14 g).

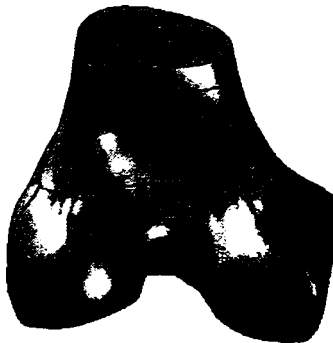
Prin prelucrarea celor trei componente ale femurului astfel obținute rezultă partea corticală a femurului. Împărțirea femurului a fost necesară pentru a obține locul necesar măduvei. Astfel noile componente ale femurului au fost prelucrate în modulul *Part* și folosind o succesiune de comenzi *Cutout* și *Luft Cutout* s-a obținut forma corticală a capetelor femurului (Fig. 2.19 d – capătul distal și Fig. 2.19 f – capătul proximal), iar prin comanda *Thinwall* s-a obținut partea corticală medie a femurului (Fig. 2.19 h).



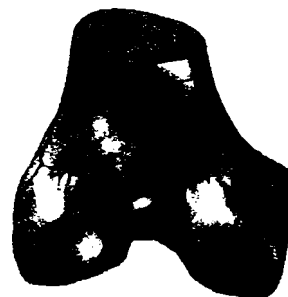
a) suprafața exterioară a femurului



b) Crearea femurului ca solid



c) Capătul distal al femurului - solid



d) Capătul distal al femurului – cortical



e) Capătul proximal al femurului - solid



f) Capătul proximal al femurului – cortical



g) partea mediană a femurului - solid



h) partea mediană a femurului - cortical

i) Modelul femurului
Fig. 2.19 Femurul uman

Asamblând componentele prelucrate ale femurului s-a obținut întreaga parte corticală a acestuia. Având femurul ca solid, precum și partea corticală a acestuia, prin suprapunerea celor două și folosirea funcției *Boolean*, se elimină partea corticală obținând astfel măduva ca formă geometrică.

Asamblând partea corticală și măduva și salvând ansamblul ca solid se obține modelul compus al femurului (Fig. 2.19 i). Acest model poate fi ușor folosit pentru analiza numerică deoarece se pot defini proprietățile specifice părții corticale, măduvei și de asemenea se poate defini contactul între cele două componente, în concordanță cu realitatea deoarece modelul este considerat ca un singur corp cu distribuție neomogenă de proprietăți.

2.4. Modelarea dispozitivelor de fixare

Există două metode de fixare a oaselor: internă și externă, fiecare cu avantajele și dezavantajele corespunzătoare.

Metodele interne de fixare în cazul osului fracturat sunt următoarele:

- introducerea unuia sau a mai multor șuruburi de-a curmezișul fracturii;
- plasarea unei plăcuțe din metal fixată cu ajutorul unor șuruburi în os;

- introducerea unui știft lung din metal cu găuri, în interiorul osului de-a lungul axei longitudinale, fixat cu șuruburi de os.

Dispozitivele de fixare externe sunt folosite cu scopul de a păstra oasele fracturate stabile și în aliniament, dar acestea pot fi reglate din exterior. Aceste dispozitive se folosesc cu precădere în cazul fracturilor deschise.

Șuruburile sunt fixate în os deasupra și sub fractură, iar dispozitivul de reglare utilizat pentru a alinia oasele este atașat în exterior prin intermediul unor șuruburi. Stratul cortical al osului, fiind compact, asigură o bună fixare a șuruburilor. Astfel dimensionarea șuruburilor de fixare se face luând în considerare grosimea stratului cortical și proprietățile acestuia.

2.4.1. Proprietățile materialelor utilizate pentru implantele chirurgicale

Plăcuțele metalice și șuruburile de fixare au forme și dimensiuni diverse și sunt confecționate din diferite aliaje metalice sau din materiale nemetalice. Plăcuțele realizează o excelentă stabilitate tridimensională fără risc de recidivă până la formarea calusului osos. De asemenea, oferă un bun suport pentru transplantele osoase interfragmentare în reconstrucția fracturilor cu pierdere de substanță.

Plăcuțele metalice sunt trecute în punte peste traiectul de fractură și sunt fixate cu mai multe șuruburi din același material. În ultimii ani se folosesc cu prioritate plăcuțele din titan mult diversificate ca formă și dimensiuni, cu calități biomecanice superioare și o foarte bună biocompatibilitate.

O etapă premergătoare analizei numerice este alegerea materialului; acesta poate fi definit atât în cadrul modelului, iar la importarea acestuia în programul de analiză numerică se selectează opțiunea *Including Model Properties*, cât și direct în programul de analiză.

Pentru efectuarea analizei numerice trebuie cunoscute proprietățile mecanice ale osului precum și ale materialului din care este confecționat implantul. Materialele biocompatibile utilizate în momentul actual pentru reconstrucția sistemului osos sunt prezentate în tabelul 2.1.

Luând în considerare caracteristicile de biocompatibilitate și proprietățile mecanice, implantele din trusa cranio-maxilo-facială și distractorul extern concepute și realizate au fost produse din titan pur. Astfel, în continuare sunt detaliate doar proprietățile acestuia.

Titanul s-a impus prin proprietățile sale deosebit de avantajoase: biocompatibilitate, conductibilitate termică redusă, densitate scăzută, rezistență la coroziune [86], [123], [124].

Ca toate elementele de tranzit și în cazul titanului noțiunea de pur este foarte relativă. Titanul pur conține diferiți componenți dizolvați în rețeaua cristalină. Procentajul de greutate al acestora în special de azot, oxigen și hidrogen, este neînsemnat, dar totuși cu mare importanță pentru proprietățile mecanice. De aceea este mai corectă utilizarea termenului de titan nealiat, în loc de titan pur.

Titanul se caracterizează printr-o rezistență mare, care rămâne nemodificată până la temperaturi apropiate de punctul zero absolut. Proprietățile mecanice sunt independente de granulație, de formă sau de tratamentul termic, dar depind în primul rând de impuritățile pătrunse în material în cursul elaborării titanului. Creșterea proporției acestor impurități duce la creșterea durității titanului, dar acesta devine casabil.

O importanță deosebită o prezintă modificarea alotropă a titanului la 882.5°C. Sub această temperatură, titanul are o rețea cristalină hexagonală compactă (faza - Ti α), peste 882.5°C transformându-se în rețea cubică centrată intern, formând faza - Ti β (tabelul 2.3).

Densitatea de împachetare a rețelei hexagonale este de 74%, iar a celei cubice centrate intern de 68%. Modificarea alotropă este reversibilă numai în anumite condiții (vid avansat - 10^{-2} Pa sau mediu de argon de puritate 99.999%). Dacă tratamentul termic se face în prezența aerului, modificările sunt ireversibile datorită reacțiilor care au loc cu N_2 și O_2 . În cursul prelucrării tehnologice în vederea obținerii unui implant trebuie să se țină seama de unii parametrii ce decurg din specificațiile de natură metalurgică relativ la titan.

Tabelul 2.1: Materiale utilizate pentru implante ale sistemului osos

	Materiale	Utilizare
Metale	Oțel inoxidabil 316L	Tijă de femur, alte componente ale femurului
	Aliaje pe bază de cobalt: Co-Cr-Mo turnat Co-Ni-Cr-Mo forjat Co-Cr-W-Ni forjat	Tijă de femur, componente ale femurului, componente ale tibiei, în acoperiri poroase ale suprafeței implantului
	Titan și aliaje pe bază de titan: Titan pur Ti-6Al-4V	În acoperiri poroase ale suprafeței implantului, tijă de femur, componente de femur, componente de tibie
Ceramici	<i>Ceramici bioinerte:</i>	
	Carbon	În acoperiri poroase ale suprafeței implantului metalic
	Oxizi de aluminiu Ceravital bioinert	Tijă de femur, cap de femur, cupă acetabulară
	<i>Ceramici bioactive:</i>	
	Bioglass Ceravital bioactiv	În acoperiri poroase ale suprafeței implantului metalic sau ceramic destinat înlocuirii femurului
Polimeri	PMMA	Agent de fixare a osului
	PEHD	Cupă acetabulară, componente ale tibiei, în acoperirea poroasă a suprafeței implantului metalic destinat înlocuirii femurului
	Polisulfon	Tijă de femur, acoperiri poroase ale suprafeței implantului metalic destinat înlocuirii femurului
	PTFE	Tijă de femur, acoperiri poroase ale suprafeței implantului metalic destinat înlocuirii femurului

În tabelul 2.2 sunt prezentate principalele proprietăți ale titanului.

Tabelul 2.2 Proprietățile fizico- chimice ale titanului

Culoarea în stare compactă	alb-argintie
Structura cristalină	hexagonală <822.5 °C>cubică centrată
Numărul izotopilor naturali	5
Masa atomică	47.88 kg/kmol
Configurația electronică	(Ar)3d ² 4s ²
Raza atomică	147 pm
Raza ionică	Ti ^{IV} 60.5pm
Rezistivitatea la 20 °C	42.0 x 10 ⁻⁸ Ωm
Densitatea la 25 °C (Ti α)	4.51 x 10 ³ kg/m ³
Temperatura de topire	1668°C
Temperatura de evaporare	3260°C
Coeficientul de dilatare termică	9.1x10 ⁻⁶ /K
Căldura specifică la 25 °C	0.523 x 10 ³ J/kg°K
Conductibilitatea termică la 25 °C	17 W/m°K
Tensiunea superficială la 1600 °C	1.7N/m
Modulul de elasticitate la 25 °C	108 GN/m ²
Potențialul de reducere	Ti ²⁺ + 2e ⁻ <---->Ti - 1.63 V

Tabelul 2.3 . Constantele de rețea cristalină a diferitelor faze ale titanului.

Faza	Rețea cristalină	Constanta rețelei
Ti α	hexagonală compactă	295 – 468.1 pm
Ti β	cubică centrată intern	327 pm

În implantologie se utilizează *titanul nealiat*, cu o puritate de aproximativ 99.75% și un conținut de fier de maximum 0.5% (de obicei sub 0.1%). Titanul nealiat sau faza α a titanului prezintă, conform DIN 17850 patru grade de puritate. Compoziția chimică a acestor grade de titan nealiat, respectiv procentul impurităților specifice, este prezentat în tabelul 2.4.

Tabelul 2.4 Compoziția chimică a titanului nealiat, în procente masă, conform DIN 17850

Grad	Nr.de ord.	Fe _{max}	O _{max}	N _{max}	C _{max}	H _{max}	Ti _{max}
Ti1	3.7025	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	rest
Ti2	3.7035	0.20	0.18	0.05	0.06	0.013	rest
Ti3	3.7055	0.25	0.25	0.05	0.06	0.013	rest
Ti4	3.7065	0.30	0.35	0.05	0.06	0.013	rest

Pentru realizarea implantelor chirurgicale și a distractorului în cadrul tezei s-a folosit Titan grad 2, proprietățile mecanice utilizate pentru analiza numerică fiind prezentate în tabelul 2.5.

Tabelul 2.5 Proprietățile mecanice ale titanului

Proprietăți	Valoare
Tensiunea de rupere la compresiune	930.0 MPa
Densitatea	4.62x10 ⁻³ kg/m ³
Coeficientul Poisson	0.36

Tensiunea de rupere la tracțiune	930.0 MPa
Tensiunea maximă la tracțiune	1070.0 MPa
Modulul de elasticitate	96000.0 MPa
Caldura specifică	522.0 J/kg·°C
Rezistivitatea	$1.7 \times 10^{-6} \Omega \cdot m$

2.4.2. Modelarea trusei de implante pentru chirurgia maxilo-facială

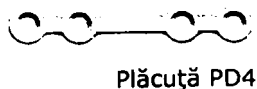
Cercetările în cadrul tezei s-au focalizat în primul rând spre un set de implante destinate chirurgiei cranio-faciale, a cărui utilizare s-a dovedit ulterior mult mai largă. Acest set a fost construit sub forma unei truse reunind cele mai frecvent utilizate implante în chirurgia reconstructivă a scheletului craniului.

Trusa de implante cranio-maxilo-faciale constituie un ansamblu de osteosinteză pentru chirurgia craniană și maxilo-facială, fiind destinat rezolvării chirurgicale a fracturilor complicate ale viscerocraniului, precum și reconstrucției faciale în cadrul clinicilor de chirurgie oro-maxilo-facială, care efectuează astfel de intervenții chirurgicale. Trusa de implante constă în plăcuțe de diferite forme și dimensiuni, de construcție modulară, respectiv șuruburi de diferite lungimi, a căror utilizare specifică este decisă de medicul specialist, în funcție de natura și extinderea defectului osos ce urmează a fi remediat.

Trusa este alcătuită din 12 tipuri de implante de forme diferite și trei tipuri de șuruburi. Fiecare implant al trusei a fost modelat separat utilizând modulul *Part* al programului Solid Edge (Fig. 2.20). Cele trei tipuri de șuruburi diferă prin lungime. Filetul șuruburilor este ascuțit având și rol de tarod, iar pasul filetului este mai mare pentru a nu deteriora osul în timpul strângerii. De asemenea capul șurubului este înecat în implant pentru a nu deteriora țesuturile adiacente osului.

În cazul fracturilor craniene, medicul stabilește tipul implantului utilizat precum și modul de fixare a acestuia. După alegerea implantului medicul are posibilitatea de a îndoi implantul cu ajutorul unui clește special pentru ca acesta să urmărească precis conturul osului. Plăcuțele au forme și dimensiuni diferite pentru a permite utilizarea lor la consolidarea unor fracturi de tipuri cât mai diverse. Plăcuțele PD161,5, PL135S și PL135D sunt dedicate reconstrucției mandibulei, iar celelalte implante pot fi folosite pentru reconstrucția oricărei porțiuni a craniului. Șuruburile se realizează și ele în mai multe variante constructive, pentru a putea fi adaptate cât mai bine condițiilor anatomice specifice fiecărui pacient sau tip de intervenție chirurgicală.

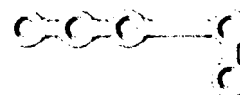
Trusa de implante cranio-maxilo-faciale realizată și certificată de Ministerul Sănătății este prezentată în Fig. 2.21. Implantele și șuruburile ce fac parte din trusă sunt realizate din titan tip Ti VT 1-0 (SR ISO 5832-2: 1996).



Plăcuță PD4



Plăcuță PD6



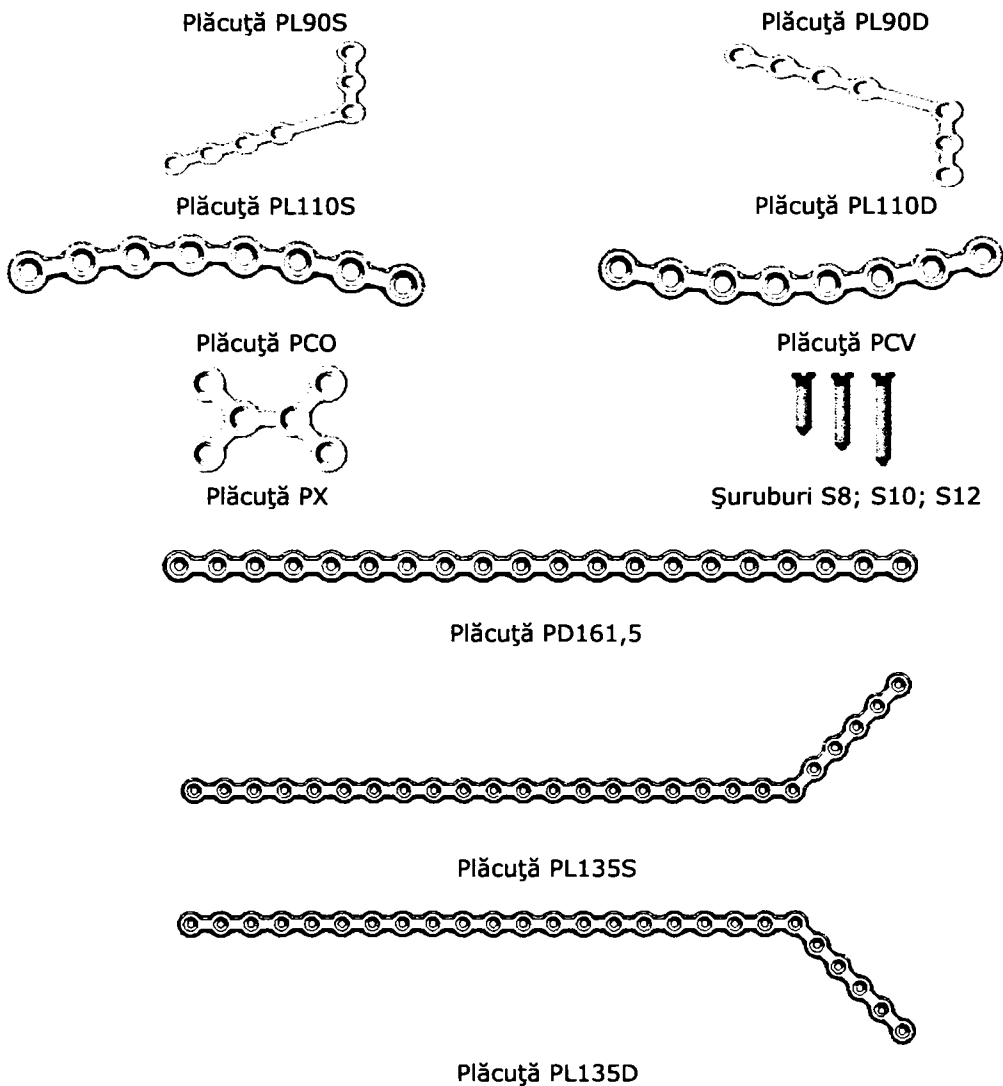


Fig. 2.20 Trusă implante cranio-maxilo-faciale

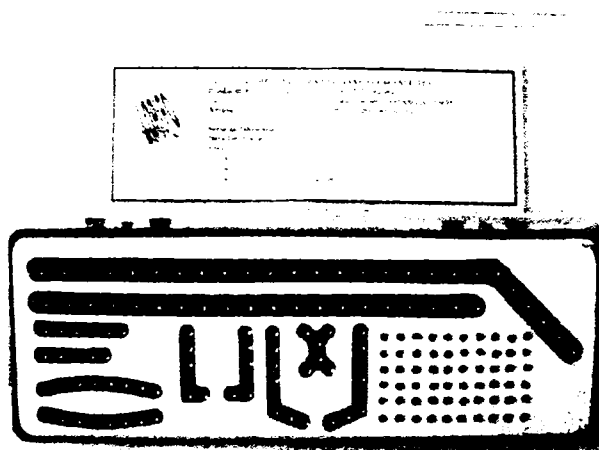


Fig. 2.21 Trusă implante cranio-maxilo-faciale produsă în laboratorul LOPIFO

Testele clinice necesare omologării trusei de implante au fost efectuate în cadrul Clinicii de Chirurgie Oro-maxilo-facială a Spitalului Municipal din Timișoara, de către o echipă de chirurghi coordonată de prof. dr. Emil Urtilă. În fig. 2.22 sunt prezentate radiografiile a doi pacienți care au suferit intervenții chirurgicale pentru reconstrucția mandibulei. Se observă utilizarea plăcuței PD165. Forma curbă a implantului, așa cum se observă din figură, a fost realizată de medic, utilizând un clește special pentru a adapta forma plăcuței la caracteristicile geometrice ale zonei implantate.

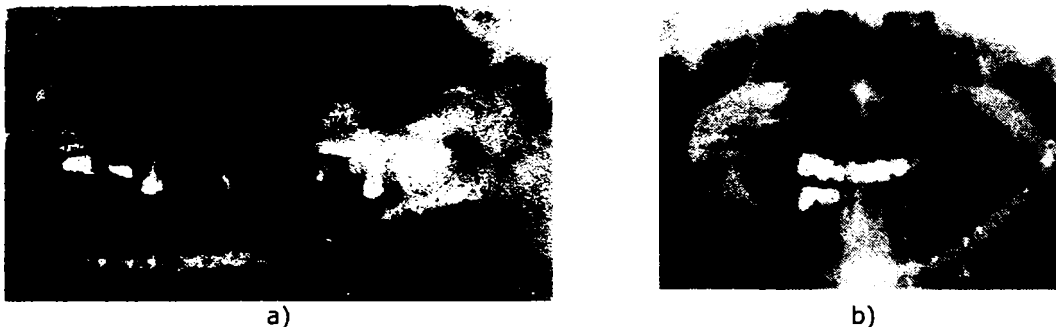


Fig. 2.22 Utilizarea unei plăcuțe din trusă la remediarea fracturii de mandibulă

2.4.3. Modelarea altor tipuri de implante chirurgicale

Cercetările întreprinse în cadrul tezei au abordat și modelarea altor tipuri de implante, atât pentru chirurgia cranio-facială, cât și pentru oasele lungi ale scheletului uman. Aceste implante au fost concepute, realizate și testate, fiind în prezent în faza de elaborare a dosarului de certificare și sunt:

- Implante ortopedice (Fig. 2.23);
- Implante dentare (Fig. 2.24).

Implantele ortopedice sunt destinate reconstrucției oaselor lungi ale membrelor. Funcție de osul fixat și de tipul fracturii aceste implante ortopedice sunt de diferite forme și dimensiuni. Implantele ortopedice au fost de asemenea modelate utilizând programul Solid Edge. Ele sunt destinate fixării pe exterior a oaselor fracturate având diferite forme în funcție de zonele pentru care sunt destinate.

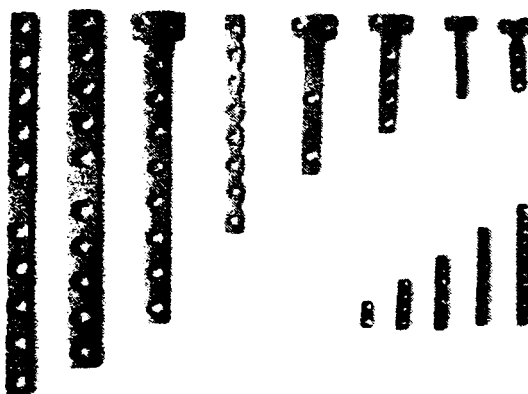


Fig. 2.23 Implante ortopedice

Implantul dentar modelat este utilizat la reconstrucția dinților. Astfel în cazul deficiențelor dentare, implantul este introdus în osul mandibular și suplinește rădăcinile dintelui, iar capul său reprezintă baza pe care se va reconstrui dintele. Implantul dentar este de două tipuri, funcție de zona unde este implantat (mandibulă sau maxilar). Aceste implante dentare sunt proiectate și realizate, urmând a fi efectuate testele clinice necesare certificării acestora.

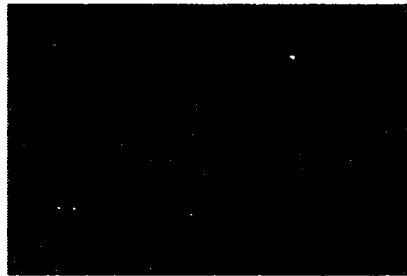


Fig. 2.24 Implante dentare

2.4.4. Modelarea distractorului

A fost de asemenea creat în cadrul tezei un dispozitiv de suport extern a mandibulei fracturate, de tip distractor. Acest distractor (Fig. 2.25) a fost de asemenea certificat de Ministerul Sănătății prin certificatul nr. 13/032/2200/04, putând fi utilizat în clinicile chirurgicale de specialitate.



Fig. 2.25 Distractor mandibular

Distractorul este destinat corectării în timp a defectelor mandibulei, dobândite sau congenitale, prin aplicarea unei tensiuni controlabile ca durată și intensitate asupra structurii osoase ce urmează a fi modelată în scopul alungirii sau ce trebuie fixată pentru refacerea osoasă. Elementele componente ale distractorului mandibular sunt special concepute și fabricate pentru a se putea adapta la o gamă cât mai largă de conformații geometrice ale osului mandibular, având prin urmare un caracter destul de general și o aplicabilitate extinsă.

Fiecare componentă a distractorului a fost modelată individual în modulul *Part*, iar ansamblul a fost construit în modulul *Assembly*, ambele fiind părți ale programului Solid Edge.

Elementele distractorului (Fig. 2.26) sunt:

1. Conector 1 DE 001;
2. Conector 2 DE 002;
3. Fixator DE 003;
4. Șurub strângere DE 004;
5. Șurub fixare DE 005;
6. Șurub extensie DE 006;
7. Antrenor DE 007;
8. Șurub M 4x0,75 DE 008.

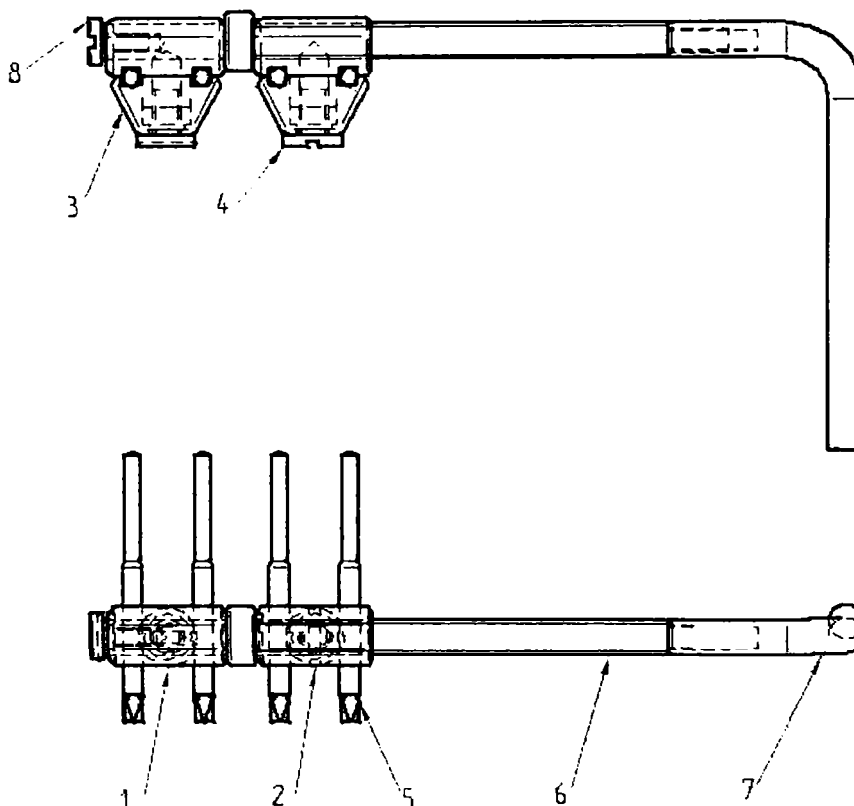


Fig. 2.26 Elementele componente ale distractorului mandibular

În timpul operației de reconstrucție a mandibulei, medicul trebuie să urmeze modul de asamblare a elementelor componente ale distractorului după cum urmează:

- Se introduc în os două șuruburi de fixare (Fig. 2.27), păstrând paralelismul și distanțele specificate în documentația distractorului;



Fig. 2.27 Amplasarea șuruburilor de fixare

- In lăcașurile special prevăzute, se fixează conectorul 1 DE 001 la partea superioară și fixatorul (DE 003) la partea inferioară (Fig. 2.28);

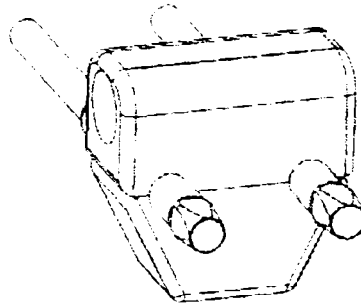


Fig. 2.28 Poziționarea conectorului 1 la partea superioară și a fixatorului la partea inferioară

- Se rigidizează ansamblul astfel obținut cu ajutorul șurubului de strângere (Fig. 2.29);

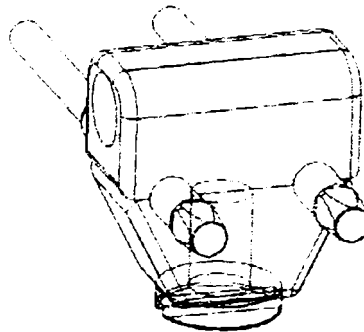


Fig. 2.29 Rigidizarea ansamblului cu ajutorul unui șurub strângere

- Se poziționează și se introduc în os celelalte două șuruburi de fixare (Fig. 2.30);

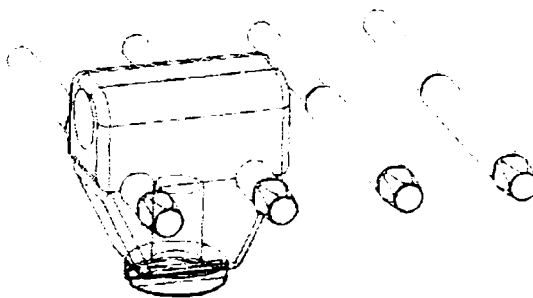


Fig. 2.30 Amplasarea șuruburilor de fixare de cealaltă parte a fracturii

- Se introduce șurubul de extensie în conectorul 2, într-o poziție cât mai apropiată de cea dorită în raport cu conectorul 1 și șuruburile de fixare (Fig. 2.31);

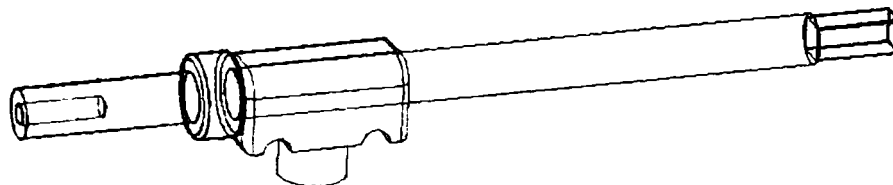


Fig. 2.31 Poziționarea conectorului 2 pe șurubul de extensie

- Se poziționează ansamblul astfel obținut în conectorul 1 și șuruburile de fixare, conform soluției adoptate (Fig. 2.32);

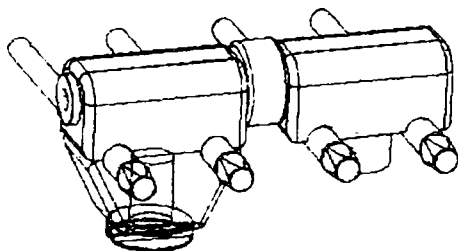


Fig. 2.32 Poziționarea ansamblului șurub extensie și conector 2

- Se poziționează celălalt fixator și se rigidizează cu ajutorul șurubului de strângere (Fig. 2.33);

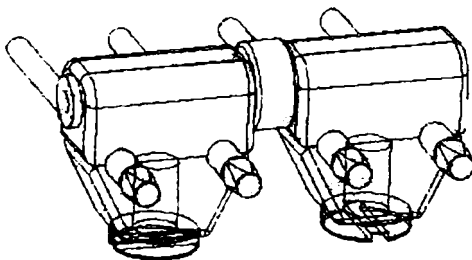


Fig. 2.33 Rigidizarea ansamblului distractor

- Se asigură funcționalitatea distractorului cu ajutorul șurubului M 4x0,75 (Fig. 2.34);

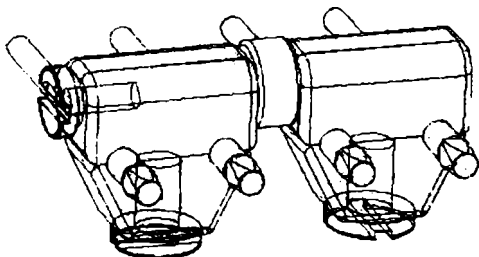


Fig. 2.34 Ansamblu distractor

- Se ajustează poziția șurubului de extensie 5 cu ajutorul antrenorului 7, până la atingerea tensiunii dorite (Fig. 2.35);

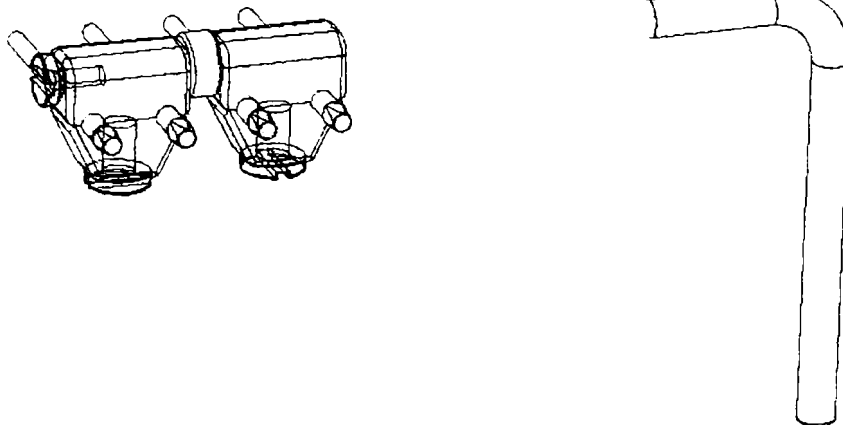


Fig. 2.35 Realizarea tensiunii dorite în distractor cu ajutorul antrenorului

În fig. 2.36 este prezentat distractorul realizat în cadrul tezei. Fiecare componentă a distractorului a fost realizată din titan tip Ti VT 1-0 (SR ISO 5832-2: 1996).

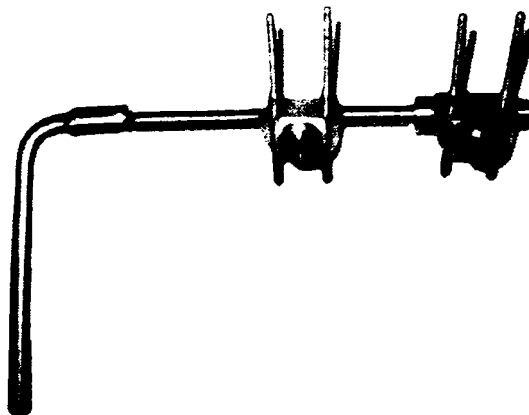


Fig. 2.36 Distractor extern

2.5. Concluzii

Luând în considerare tipurile de oase, comportamentul biomecanic al acestora și natura fracturii care trebuie reconstruită, trusele de implante trebuie concepute astfel încât să conțină plăcuțe și șuruburi de fixare de diferite forme și dimensiuni. După proiectarea unei astfel de truse este necesară o modelare și analiză numerică prin metoda elementelor finite, pentru a certifica dacă implantele respective vor rezista forțelor care apar datorită activităților zilnice ale pacientului. În urma acestei analize se vor putea estima tensiunile și deformațiile ce apar în implante, dar pentru un studiu complet este necesară considerarea ansamblului os-implant. În acest mod, se pot studia tensiunile și deformațiile ce apar atât în implant și șuruburile de fixare, cât și în fragmentele de os pe care acesta trebuie să le fixeze și se va putea concluziona dacă implantul este adecvat, dacă rezistă solicitărilor care

pot să apară ulterior implantării, atât în implant cât și în structura osoasă, astfel încât osul să nu fie deteriorat, ci, dimpotrivă, să fie reconstruit și să răspundă pozitiv din punct de vedere funcțional.

În cadrul tezei, au fost proiectate, realizate și omologate o trusă de implante cranio-maxilo-faciale și un distractor extern cranio-maxilo-facial. Proiectarea acestora s-a realizat utilizând software-ul Solid Edge, acesta fiind un sistem CAD (computer-aided design) dedicat modelării componentelor și ansamblurilor 3D, precum și elaborării desenelor de execuție. Având la bază tehnologia STREAM, programul Solid Edge conține o interfață sugestivă, este ușor de învățat și utilizat. Fiecare piesă a dispozitivelor de fixare, a fost proiectată individual.

Materialul folosit pentru realizarea dispozitivelor medicale certificate a fost Titan tip Ti VT 1-0 (SR ISO 5832-2: 1996). Titanul fiind biocompatibil, singura analiză, la care au trebuit supuse dispozitivele executate, a fost analiza din punct de vedere mecanic al acestora pentru a stabili dacă comportarea este cea dorită. Pentru o analiză eficientă este necesar ca aceasta să fie efectuată pe ansamblul os-implant. Astfel pentru a putea efectua o astfel de analiză a fost necesară și modelarea oaselor. Acestea fiind anizotrope, a fost necesară determinarea proprietăților mecanice ale acestora, iar modelul a trebuit să țină seama atât de partea corticală a osului, cât și de măduva acestuia.

Aplicabilitatea modelării în medicină, inginerie medicală și domeniile conexe ale acestora, pe cazuri reale trebuie să se bazeze pe achiziția și prelucrarea informațiilor obținute prin metode specifice situației respective. Domeniul în care modelarea computerizată își dovedește din ce în ce mai mult utilitatea este domeniul chirurgiei reparatorii. Pacientul este supus unor investigații imagistice, rezultând informațiile necesare chirurgului pentru planificarea intervenției chirurgicale. În condițiile în care imaginile achiziționate sunt procesate cu ajutorul unor programe speciale, chirurgul dispune de informații complete despre organul investigat. Aceste reprezentări pot fi utilizate de către chirurghi într-un mediu virtual pentru vizualizarea preoperatorie a deficiențelor osului asupra căruia urmează să se intervină, planificarea intervenției, modelarea și producerea unui implant sau substituent dacă este cazul și analiza comportării acestuia.

O ilustrare a modului în care în mod firesc se parcurg etapele de concepere a implantelor de la achiziția de imagini a defectului până la operația de corecție este prezentată prin exemplul unui pacient investigat și rezolvat în cadrul BCUM Centrul de Modelare a Protezării și Intervențiilor Chirurgicale asupra Scheletului Uman.

Pacientul cu deficiență congenitală de madibulă a fost investigat imagistic utilizând tomograful Somaton Plus 4 Power fiind reconstruită imaginea 3D (Fig. 2.37) necesară atât realizării implantului cât și cele necesare medicului pentru a planifica intervenția chirurgicală.

Prelucrând datele obținute în urma investigației tomografice, s-au determinat parametrii geometrici și funcționali ai implantului mandibular. Pe baza acestora s-a realizat implantul cu șuruburile aferente din fig. 2.38. Acesta a fost apoi sterilizat, adaptat la structura osoasă existentă și implantat la Clinica de Chirurgie Oro-Maxilo-Facială.

După intervenția chirurgicală, pacientul a fost supus unor noi investigații tomografice pentru a observa evoluția. Fig. 2.39 prezintă mandibula reconstruită. Se observă de asemenea că procesul de osteosinteză decurge normal. Deficiența a fost remediată și în prezent pacientul are o mandibulă cu o funcționalitate normală [27], [28], [39].

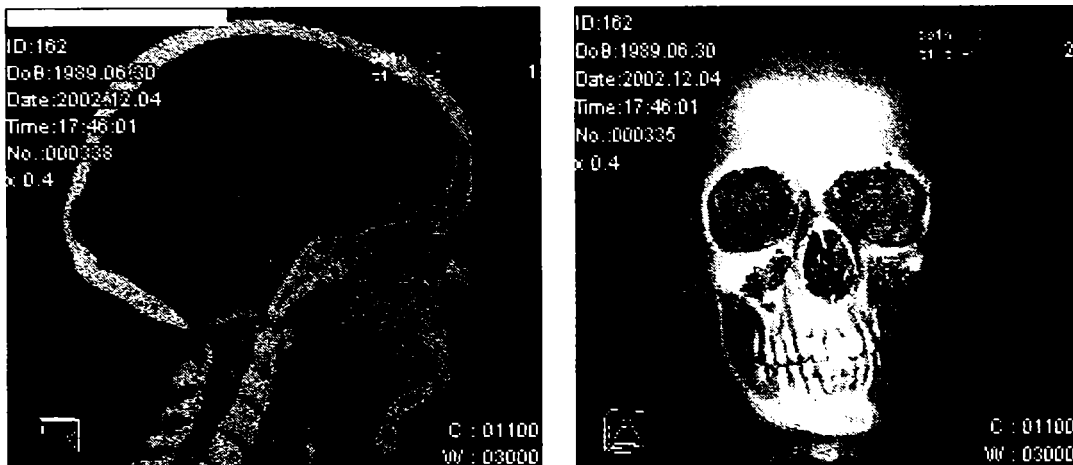


Fig. 2.37 Imagine 3D rezultată prin reconstrucția imaginilor CT preoperator

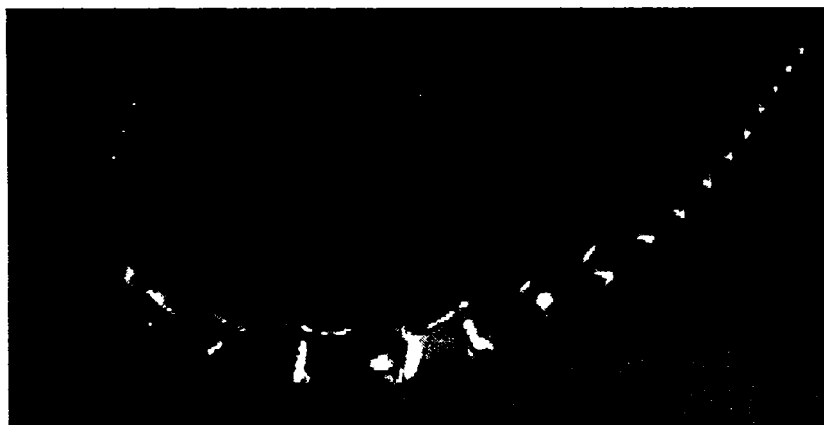


Fig. 2.38 Implantul utilizat pentru reconstrucția mandibulei

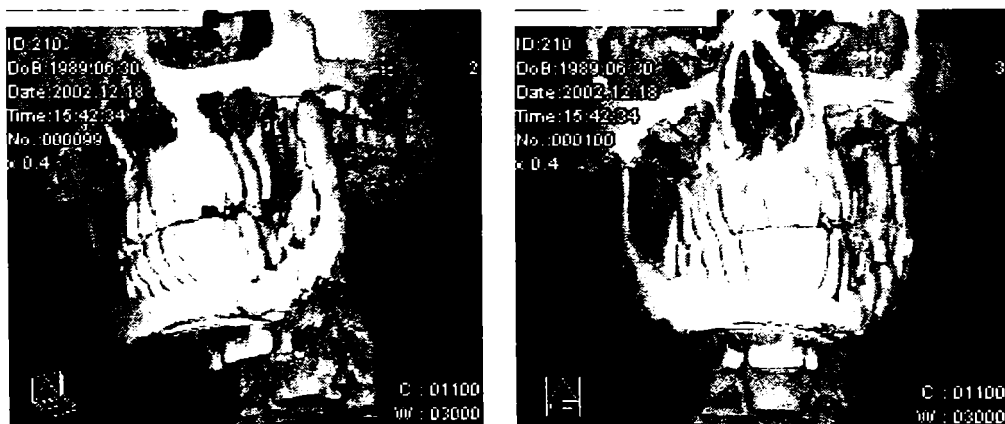


Fig. 2.38 Imagine 3D rezultată prin reconstrucția imaginilor CT postoperatorii

Cunoscând proprietățile osului și ale titanului (conform certificatului de calitate) și având modelele 3D ale dispozitivelor de fixare și ale oaselor s-a putut efectua analiza cu element finit, prezentată în capitolul următor, și care reprezintă o etapă importantă în procesul de omologare a soluțiilor constructive alese.

3 ANALIZA NUMERICĂ ȘI EXPERIMENTALĂ A IMPLANTELOR CHIRURGICALE

Modelarea stărilor de tensiuni și deformații este necesară pentru a demonstra sau verifica dacă un anumit produs satisface cerințele impuse din punct de vedere mecanic. Testarea unui anumit produs presupune atât verificările produsului, cât și ale ansamblului din care acesta face parte. Cercetările întreprinse în cadrul tezei au abordat două metode de determinare a stărilor de tensiuni și deformații pentru implantele proiectate, în vederea validării soluției constructive: modelarea teoretică prin analiză numerică pe baza metodei elementelor finite și determinării experimentale, variantă care, în unele cazuri este mai rapidă și mai eficientă. Rezultatele obținute prin cele două metode trebuie să fie comparabile pentru ca produsele astfel testate să fie validate [2], [12], [48], [60], [77], [79].

3.1. Principiile analizei numerice

Metoda de calcul constă în realizarea unui model structural ce poate conține trei tipuri de elemente, definite conform unor principii generale [3], [4], [8], [14], [20], [49], [53]:

- *elemente unidimensionale* (tip bară), la care se asociază un set de constante geometrice, ca: aria secțiunii, momente de inerție, etc.;
- *elemente bidimensionale* (tip placă), la care se adaugă ca o constantă geometrică, grosimea plăcii;
- *elemente tridimensionale* (tip solid), în acest caz nu trebuie definite constante geometrice.

Analiza numerică tratează în principal:

- *Analiza statică*: se referă la posibilitatea de a determina tensiunile și deformațiile pentru o problemă în care solicitările sunt constante în timp.
- *Analiza dinamică*: în cazul în care solicitările sunt variabile în timp se pot obține tensiuni și deformații la orice moment în care utilizatorul consideră că este necesar; de asemenea, programul utilizat pentru analiza dinamică poate determina valorile maxime ale tensiunilor și deformațiilor și momentele corespunzătoare.
- *Analiza neliniară*: oferă posibilitatea de a determina starea de tensiuni și deformații în probleme ce implică materiale neliniare, deplasări mari sau probleme de contact.
- *Analiza termică*: permite calculul temperaturilor într-o structură, în diverse condiții de solicitare termică;
- *Analiza la oboseală* a structurilor: oferă posibilitatea determinării duratei de viață a oricărui element component dintr-o structură, în condițiile unei solicitări variabile în timp;

Optimizarea structurală: oferă posibilitatea de a obține o structură optimă din punct de vedere geometric, în condițiile în care se definesc elementele specifice oricărui proces de optimizare (funcția obiectiv, restricțiile și variabilele de optimizare).

În problemele de analiză numerică ale tensiunilor și deformațiilor formularea metodei elementului finit se poate face alegând drept necunoscute fie deplasările, fie eforturile sau o parte deplasări și o parte eforturi. Formularea problemei conform acestor opțiuni se poate face în deplasări, eforturi sau mixtă [53], [54]. Cea mai utilizată dintre acestea este formularea în deplasări. Pentru materialele liniare legătura între tensiune și deformație este dată de relația (3.1) [21], [72], [82], [104]:

$$\{\sigma\} = [D] \cdot \{\varepsilon^{el}\} \quad (3.1)$$

Unde:

$$\{\sigma\} = [\sigma_x \quad \sigma_y \quad \sigma_z \quad \sigma_{xy} \quad \sigma_{yz} \quad \sigma_{xz}]^T = \text{vectorul tensiunilor};$$

$$[D] = \text{elasticitatea sau matricea de rigiditate elastică};$$

$$\{\varepsilon^{el}\} = \{\varepsilon\} - \{\varepsilon^{th}\} = \text{vectorul deformație elastică};$$

$$\{\varepsilon\} = [\varepsilon_x \quad \varepsilon_y \quad \varepsilon_z \quad \varepsilon_{xy} \quad \varepsilon_{yz} \quad \varepsilon_{xz}]^T = \text{vectorul deformație totală};$$

$$\{\varepsilon^{th}\} = \text{vectorul deformație termică};$$

Vectorul $\{\varepsilon^{el}\}$ reprezintă deformațiile care produc tensiuni. Vectorul tensiunilor este reprezentat în fig 3.1. Convenția de semne, pentru tensiunile și deformațiile directe, folosită de către programul ANSYS este pozitivă pentru tracțiune și negativă pentru compresiune [82], [53], [54], [104].

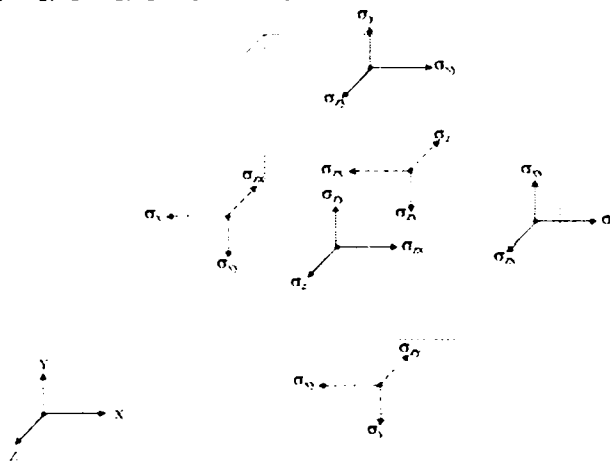


Fig.3.1 Definirea vectorului tensiune

Ecuția (3.1) se poate scrie:

$$\{\varepsilon\} = \{\varepsilon^{th}\} + [D]^{-1} \cdot \{\sigma\} \quad (3.2)$$

Pentru cazul 3D, vectorul deformație termică se scrie:

$$\{\varepsilon^{th}\} = \Delta T \cdot [\alpha_x \quad \alpha_y \quad \alpha_z \quad 0 \quad 0 \quad 0]^T \quad (3.3)$$

Unde:

α_x = coeficientul termic de dilatare pe direcția X;

α_y = coeficientul termic de dilatare pe direcția Y;

α_z = coeficientul termic de dilatare pe direcția Z;

$\Delta T = T - T_{REF}$;

T = temperatura curentă;

T_{REF} = temperatura de referință (inițial 20 °C);

Matricea de flexibilitate a structurii inversată $[D]^{-1}$ are expresia:

$$[D]^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_x} & \frac{-\nu_{xy}}{E_x} & \frac{-\nu_{xz}}{E_x} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{yx}}{E_y} & \frac{1}{E_y} & \frac{-\nu_{yz}}{E_y} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{zx}}{E_z} & \frac{-\nu_{zy}}{E_z} & \frac{1}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Unde:

E_x = modulul de elasticitate longitudinal (Young) pe direcția X;

E_y = modulul de elasticitate longitudinal (Young) pe direcția Y;

E_z = modulul de elasticitate longitudinal (Young) pe direcția Z;

ν_{xy} = coeficientul lui Poisson în planul XY pe direcția X;

ν_{yx} = coeficientul lui Poisson în planul XY pe direcția Y;

ν_{xz} = coeficientul lui Poisson în planul XZ pe direcția X;

ν_{zx} = coeficientul lui Poisson în planul XZ pe direcția Z;

ν_{yz} = coeficientul lui Poisson în planul YZ pe direcția Y;

ν_{zy} = coeficientul lui Poisson în planul YZ pe direcția Z;

G_{xy} = modulul de elasticitate transversal (forfecare) în planul XY;

G_{yz} = modulul de elasticitate transversal (forfecare) în planul YZ;

G_{xz} = modulul de elasticitate transversal (forfecare) în planul XZ;

Matricea $[D]^{-1}$ se presupune simetrică astfel că:

$$\frac{\nu_{yx}}{E_y} = \frac{\nu_{xy}}{E_x} \quad (3.5)$$

$$\frac{\nu_{zx}}{E_z} = \frac{\nu_{xz}}{E_x} \quad (3.6)$$

$$\frac{\nu_{zy}}{E_z} = \frac{\nu_{yz}}{E_y} \quad (3.7)$$

Din relațiile (3.5), (3.6) și (3.7) se observă că ν_{xy} , ν_{yz} , ν_{xz} , ν_{yx} , ν_{zy} și ν_{zx} nu sunt valori independente, astfel utilizatorul trebuie să introducă fie valorile ν_{xy} , ν_{yz} , și ν_{xz} , fie valorile ν_{yx} , ν_{zy} și ν_{zx} . Utilizarea coeficientului lui Poisson pentru materiale anizotrope, cauzează uneori confuzii. Pentru materialele anizotrope, utilizatorul trebuie să introducă datele despre material în modelul matematic cel mai apropiat de realitate. Pentru materialele izotrope ($E_x = E_y = E_z$ și $\nu_{xy} = \nu_{yz} = \nu_{xz}$) nu are importanță cum se introduc datele în model, acestea fiind egale [104].

Introducând relațiile (3.3-3.7) în relația (3.2) și explicitând deformațiile se obțin 6 expresii explicite indicând deformațiile din structură:

$$\varepsilon_x = \alpha_x \cdot \Delta T + \frac{\sigma_x}{E_x} - \frac{\nu_{xy} \cdot \sigma_y}{E_x} - \frac{\nu_{xz} \cdot \sigma_z}{E_x} \quad (3.8)$$

$$\varepsilon_y = \alpha_y \cdot \Delta T - \frac{\nu_{xy} \cdot \sigma_x}{E_x} + \frac{\sigma_y}{E_y} - \frac{\nu_{yz} \cdot \sigma_z}{E_y} \quad (3.9)$$

$$\varepsilon_z = \alpha_z \cdot \Delta T - \frac{\nu_{xz} \cdot \sigma_x}{E_x} - \frac{\nu_{yz} \cdot \sigma_y}{E_y} + \frac{\sigma_z}{E_z} \quad (3.10)$$

$$\varepsilon_{xy} = \frac{\sigma_{xy}}{G_{xy}} \quad (3.11)$$

$$\varepsilon_{yz} = \frac{\sigma_{yz}}{G_{yz}} \quad (3.12)$$

$$\varepsilon_{xz} = \frac{\sigma_{xz}}{G_{xz}} \quad (3.13)$$

unde:

ε_x = deformația pe direcția X;

ε_y = deformația pe direcția Y;

ε_z = deformația pe direcția Z;

σ_x = tensiunea pe direcția X;

σ_y = tensiunea pe direcția Y;

σ_z = tensiunea pe direcția Z;

ε_{xy} = deformația de forfecare în planul XY;

ε_{yz} = deformația de forfecare în planul YZ;

ε_{xz} = deformația de forfecare în planul XZ;

σ_{xy} = tensiunea de forfecare în planul XY;

σ_{yz} = tensiunea de forfecare în planul YZ;

σ_{xz} = tensiunea de forfecare în planul XZ;

Alternativ, inversând ecuația (3.4) și introducând rezultatele ecuațiilor (3.3-3.7) în ecuația (3.1) se obțin 6 expresii explicite ale tensiunilor:

$$\sigma_x = \frac{E_x}{h} \cdot \left(1 - (\nu_{yz})^2 \cdot \frac{E_z}{E_y} \right) \cdot (\varepsilon_x - \alpha_x \cdot \Delta T) + \frac{E_y}{h} \cdot \left(\nu_{xy} + \nu_{xz} \cdot \nu_{yz} \cdot \frac{E_z}{E_y} \right) \cdot (\varepsilon_y - \alpha_y \cdot \Delta T) + \frac{E_z}{h} \cdot (\nu_{xz} + \nu_{yz} \cdot \nu_{xy}) \cdot (\varepsilon_z - \alpha_z \cdot \Delta T) \quad (3.14)$$

$$\sigma_y = \frac{E_y}{h} \cdot \left(\nu_{xy} + \nu_{xz} \cdot \nu_{yz} \cdot \frac{E_z}{E_y} \right) \cdot (\varepsilon_x - \alpha_x \cdot \Delta T) + \frac{E_y}{h} \cdot \left(1 - (\nu_{xz})^2 \cdot \frac{E_z}{E_x} \right) \cdot (\varepsilon_y - \alpha_y \cdot \Delta T) + \frac{E_z}{h} \cdot \left(\nu_{yz} + \nu_{xz} \cdot \nu_{xy} \cdot \frac{E_y}{E_x} \right) \cdot (\varepsilon_z - \alpha_z \cdot \Delta T) \quad (3.15)$$

$$\sigma_z = \frac{E_z}{h} \cdot (\nu_{xz} + \nu_{yz} \cdot \nu_{xy}) \cdot (\varepsilon_x - \alpha_x \cdot \Delta T) + \frac{E_z}{h} \cdot \left(\nu_{yz} + \nu_{xz} \cdot \nu_{xy} \cdot \frac{E_y}{E_x} \right) \cdot (\varepsilon_y - \alpha_y \cdot \Delta T) + \frac{E_z}{h} \cdot \left(1 - (\nu_{xy})^2 \cdot \frac{E_y}{E_x} \right) \cdot (\varepsilon_z - \alpha_z \cdot \Delta T) \quad (3.16)$$

$$\sigma_{xy} = G_{xy} \cdot \varepsilon_{xy} \quad (3.17)$$

$$\sigma_{yz} = G_{yz} \cdot \varepsilon_{yz} \quad (3.18)$$

$$\sigma_{xz} = G_{xz} \cdot \varepsilon_{xz} \quad (3.19)$$

unde:

$$h = 1 - \left(\nu_{xy}\right)^2 \cdot \frac{E_y}{E_x} - \left(\nu_{yz}\right)^2 \cdot \frac{E_z}{E_y} - \left(\nu_{xz}\right)^2 \cdot \frac{E_z}{E_x} - 2 \cdot \nu_{xy} \cdot \nu_{yz} \cdot \nu_{xz} \cdot \frac{E_z}{E_x} \quad (3.20)$$

Dacă modulele de forfecare G_{xy} , G_{yz} și G_{xz} sunt introduse pentru materiale izotrope, atunci relația de calcul a acestora este:

$$G_{xy} = G_{yz} = G_{xz} = \frac{E_x}{2 \cdot (1 + \nu_{xy})} \quad (3.21)$$

Pentru materialele anizotrope, utilizatorul trebuie să introducă exact valorile modului de forfecare, deoarece programul nu deține valori inițiale sau relații pentru acesta [104].

Metoda elementelor finite a apărut ca o consecință a necesității de a calcula structuri de rezistență complexe pentru care modelele analitice de calcul nu sunt operabile. Ideea de bază este aceea că în cazul în care structura se împarte în mai multe părți numite *elemente finite*, pentru fiecare dintre acestea se pot aplica teoriile de calcul corespunzătoare schematizării adoptate (teoria de placă, bară sau solid). Împărțirea întregului în părți de dimensiuni mai mici, operație care poartă denumirea consacrată de *discretizare* va avea drept efect obținerea de forme simple pentru elementele finite componente ale structurii. Modelul de calcul utilizat în analiza cu elemente finite este un model aproximativ, obținut prin asamblarea elementelor finite componente, ținând seama de geometria structurii. Conectarea elementelor finite se realizează numai în anumite puncte numite puncte nodale sau *noduri*. Nodurile reprezintă punctele de intersecție ale liniilor de contur rectilinii sau curbe ale elementelor finite. Elementele finite pot fi uni-, bi- sau tridimensionale, în funcție de geometria structurii pe care o modelează [53], [54].

Nodurile sunt plasate, de obicei, pe contururile elementului unde elementele adiacente sunt conectate între ele. Deoarece variația reală a variabilei de câmp (ca deplasarea, tensiunea, temperatura, presiunea sau viteza) în interiorul mediului continuu nu este cunoscută, se admite că variația variabilei de câmp pe domeniul unui element finit poate fi aproximată printr-o funcție simplă. Aceste funcții de aproximare (numite modele de interpolare) sunt definite în funcție de valorile variabilelor de câmp în noduri [53], [54].

Caracterul aproximativ al metodei elementelor finite rezultă ca urmare a faptului că geometria reală este întotdeauna înlocuită cu o rețea de elemente finite care urmărește forma reală, dar nu o poate reda cu exactitate decât numai pentru anumite geometrii particulare, datorită numărului finit de elemente, iar mărimile necunoscute ale problemei sunt calculate numai în nodurile structurii. Rezultă de aici concluzia că precizia de calcul crește o dată cu creșterea numărului de elemente finite. [53], [54].

Formularea metodei elementelor finite se bazează pe exprimarea condițiilor de extrem pe care unele mărimi care intervin în fenomenul studiat trebuie să le satisfacă. Metoda elementelor finite este o metodă cu un vast domeniu de aplicabilitate care se bucură de avantajul unei formulări relativ simple. Caracterul de generalitate al metodei

îi conferă avantajul de a se adapta cu modificări simple celor mai complexe și variate probleme cum sunt problemele liniare și neliniare, solicitări de contact, probleme de mecanica ruperii, grupate în cele trei tipuri de probleme: probleme de echilibru, probleme de valori proprii și probleme de propagare [53], [54].

3.2. Facilitățile programului de analiză numerică ANSYS

Programul utilizat pentru analiza cu element finit a implantelor chirurgicale a fost ANSYS Workbench V9.0. Programul oferă utilizatorului posibilitatea de a opta pentru unul din următoarele module (fig 3.2) [104]:

- Design Modeler Geometry;
- Simulation;
- Workbench FEM;
- Blank project.



Fig. 3.2 Meniu module ANSYS

Modulul *Design Modeler Geometry* permite crearea modelului 3D. Modulul este destul de performant, dar are dezavantajul că nu permite elaborarea ansamblurilor. Dacă modelul geometric este realizat în alt program, acest modul poate fi folosit pentru modificări.

Modulul *Simulation* este cel care permite analiza numerică. Modelul geometric obținut anterior este importat în acest modul, sunt aplicate constrângerile, discretizarea și se efectuează analiza.

Modulul *Workbench FEM* permite importul modelului geometric discretizat și aplicarea constrângerilor cu ajutorul altui program (exemplu Nastran).

Modulul *Blank Project* parcurge pas cu pas toate etapele și modulele necesare pentru a efectua analiza. Prin răspunsul la întrebările succesive ale programului se stabilește dacă este creat modelul geometric sau nu, respectiv ce tip de analiză se dorește. Acest modul pornește succesiv celelalte module, în funcție de opțiunile utilizatorului.

Pentru a realiza analiza numerică cu ajutorul programului ANSYS trebuie parcurse mai multe etape.

▪ Crearea modelului

Dacă modelul geometric se creează folosind modulul Design Modeler Geometry, atunci trebuie să se folosească meniurile principale, căsuțele de dialog și icon-urile existente în acest modul care conferă posibilitatea personalizării și comunicării ușoare cu programul în vederea obținerii modelului geometric.

Deoarece modelarea oaselor este complexă și acest modul dispune de mai puține facilități, modelele geometrice ale oaselor și implantelor chirurgicale au fost elaborate în programul Solid Edge și apoi importate în ANSYS.

O problemă destul de spinoasă, atunci când se lucrează cu mai multe aplicații CAD, este aceea a compatibilității fișierelor. Chiar dacă majoritatea aplicațiilor folosesc cu succes formatul proprietar, totuși reprezentarea acestora poate apărea eronată, pierzându-se astfel un număr important de informații. Din această cauză programatorii care au elaborat software-ul Solid Edge au acordat o mare atenție modulului responsabil cu importul și exportul de fișiere din și către alte aplicații. Modelele geometrice ale implantelor și oaselor create utilizând programul Solid Edge pot fi importate direct în ANSYS deoarece fișierele de tip parasolid (*.par; *.asm) folosite de programul de modelare Solid Edge sunt recunoscute de programul de analiză numerică ANSYS.

- *Pregătirea modelului pentru analiză*

Asupra modelului geometric se pot defini: *contactele* între elementele modelului, *constrângerile* (forțe, momente, accelerații, viteze, tipuri de legături), *proprietățile materialului* (materialelor) și *elementele de discretizare* [82].

- *Rezolvarea problemei*

În această etapă se alege tipul rezultatelor dorite: deformații, tensiuni, frecvențe proprii etc, precum și tipul analizei: direct, indirect, iterativ.

- *Vizualizarea rezultatelor*

După obținerea rezultatelor, acestea pot vizualizate prin intermediul programului sau pot fi exportate ca imagini sau filme. De asemenea, toate datele inițiale precum și rezultatele sunt trecute într-un raport care poate fi exportat ca document .doc sau .pdf.

3.3. Etapele generale de analiză numerică a unui implant

Pentru evidențierea etapelor ce trebuie parcurse pentru a efectua analiza cu element finit se prezintă modul de abordare a unui implant chirurgical tip PX din trusa de implantate cranio-maxilo-faciale proiectată și realizată în cadrul obiectivelor tezei [8], [21], [54], [75].

Modelul geometric al implantului PX a fost creat în programul Solid Edge, modul în care a fost construit fiind prezentat în capitolul 2 al tezei. Pentru analiza acestui implant se pornește modulul *Simulation* (fig 3.3) al programului ANSYS. Se importă modelul geometric al implantului (fig 3.4) și se alege materialul (fig 3.5) din care va fi executat implantul. Dacă librăria existentă nu conține materialul dorit atunci se pot importa proprietățile acestuia din alte fișiere tip tabel, sau se poate crea un nou material căruia i se vor atribui proprietățile dorite [125], [127], [129].

Următorul pas constă în discretizarea modelului (fig 3.6). În prima fază, acesta este discretizat automat, apoi utilizatorului îi este permis accesul la modelul discretizat, acesta putând defini zonele de maxim interes, respectiv modifica discretizarea în aceste zone, în scopul unei analize cât mai precise.

În continuare trebuie aplicate constrângerile. În această etapă se alege modul de fixare al implantului (suportul fig 3.7 a) și forțele ce acționează (fig 3.7 b) obținând astfel condițiile de solicitare a implantului (fig 3.8).

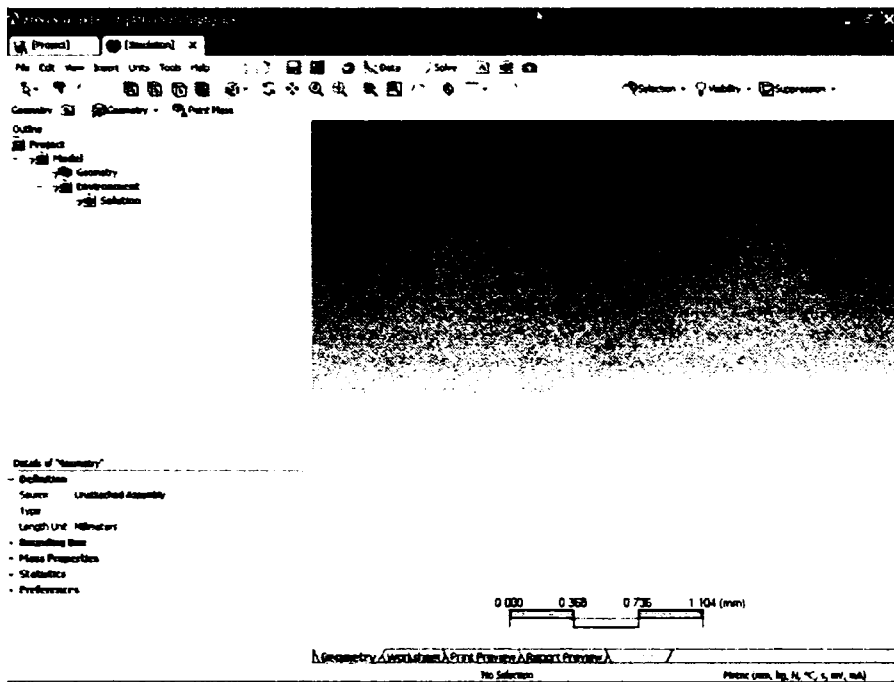


Fig. 3.3 Modulul Simulation

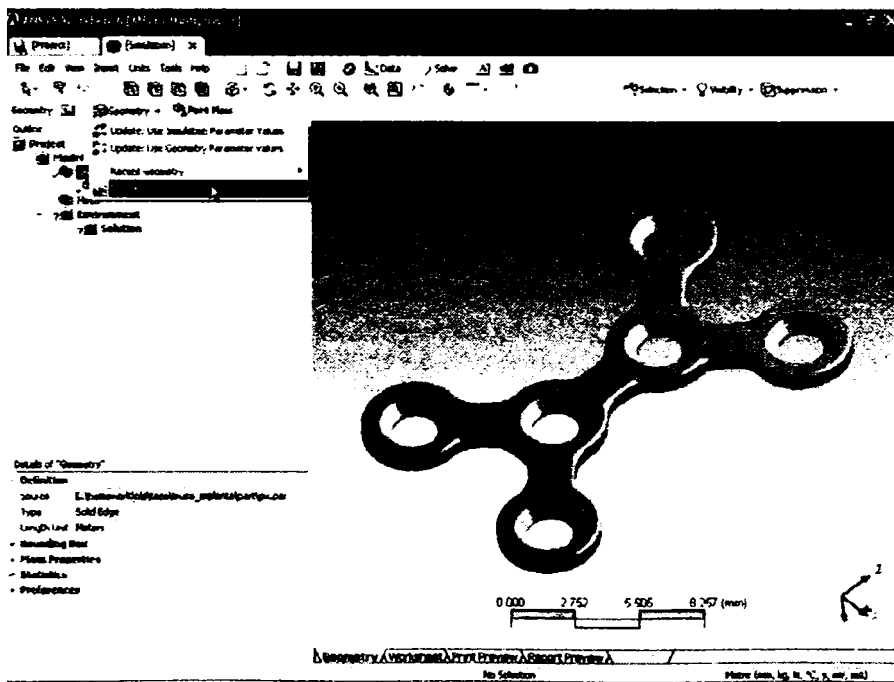


Fig. 3.4 Geometria implantului PX

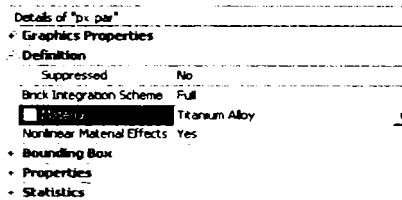
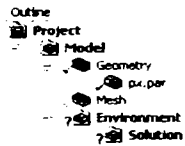


Fig. 3.5 Alegerea materialului

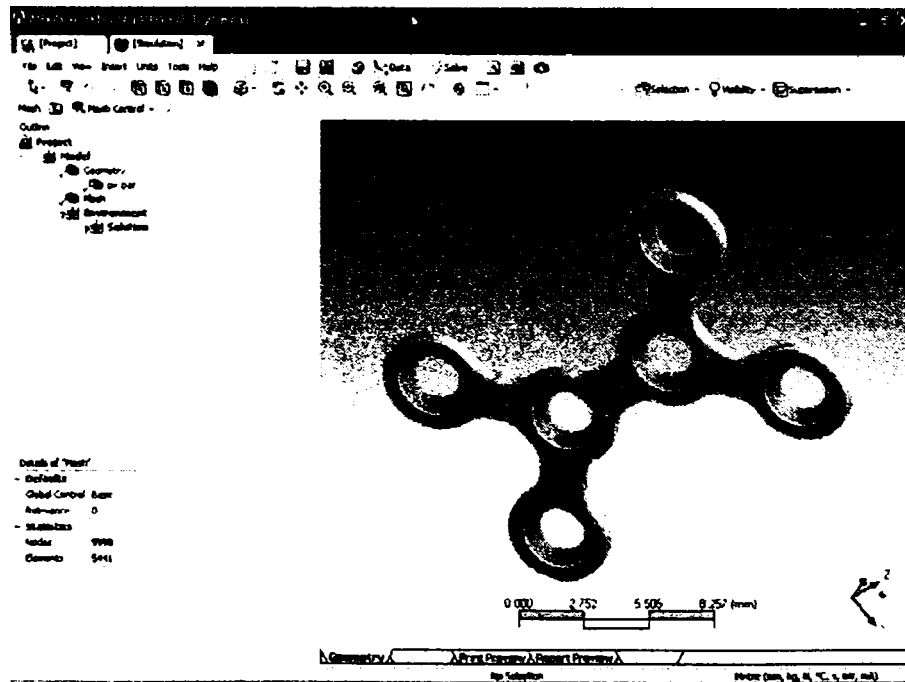
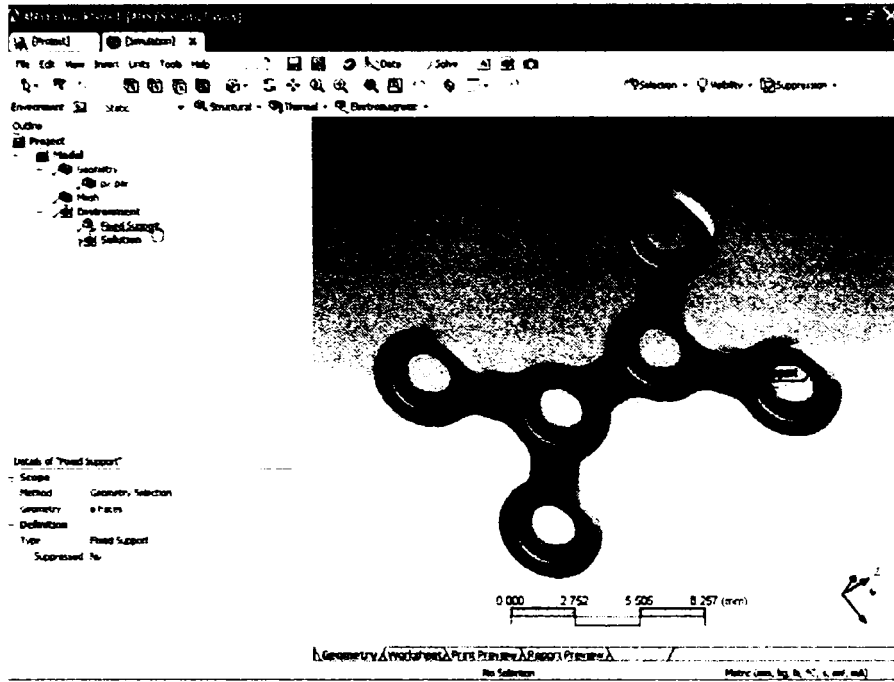
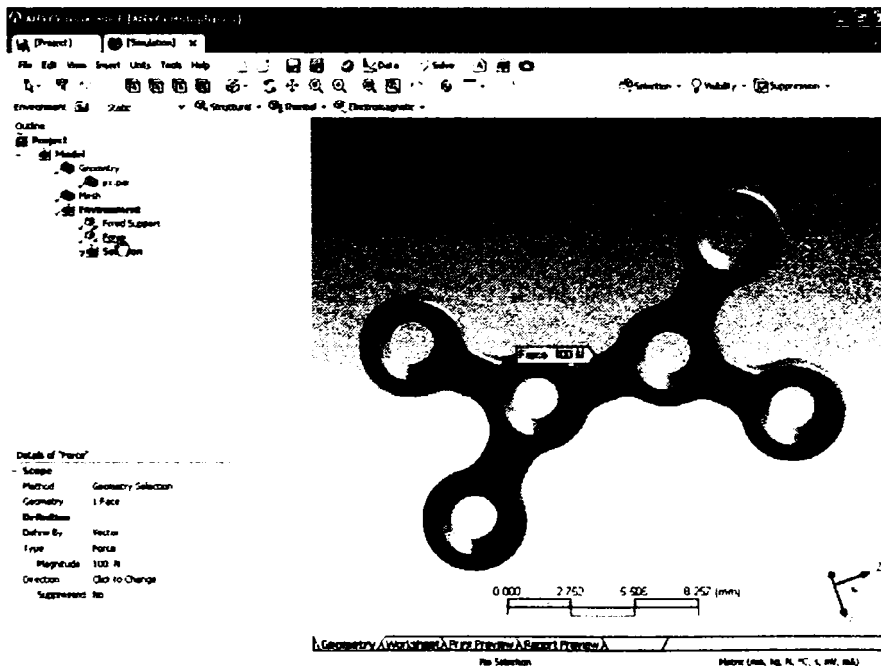


Fig. 3.6 Discretizarea modelului



a) Alegerea suportului



b) Aplicarea forței de încărcare

Fig. 3.7 Constrângerile aplicate implantului

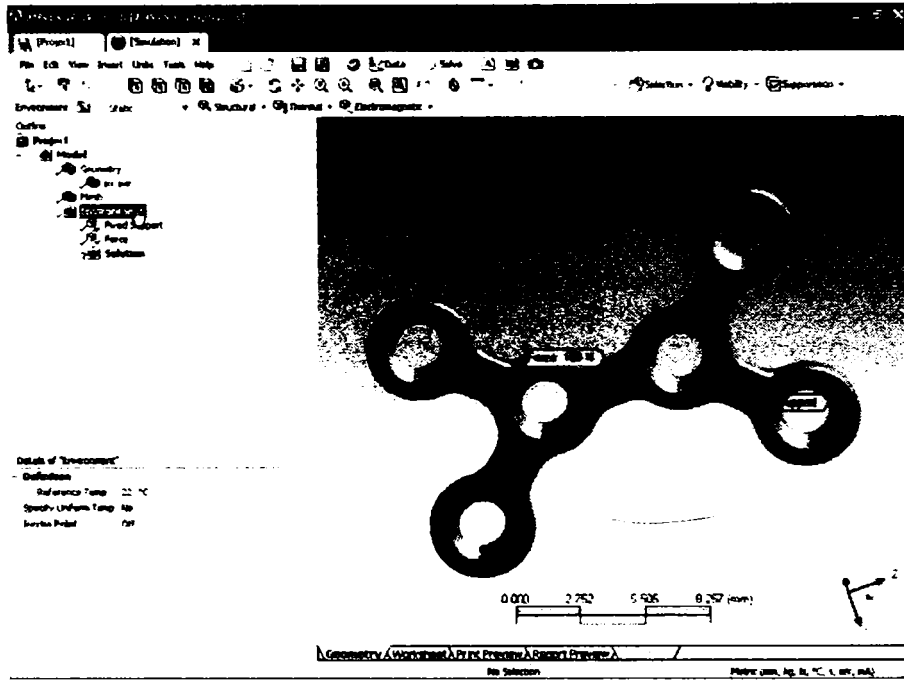


Fig. 3.8 Condițiile pe contur

Se aleg în final tipurile de rezultate ce se doresc a se obține (fig 3.9). În cazul de față s-a dorit distribuția tensiunilor echivalente și a deformației totale. Dacă fereastra *Project* conține toate etapele marcate cu verde, înseamnă că acestea au fost efectuate corect; dacă sunt marcate cu galben înseamnă ca toate datele sunt introduse, dar mai este necesar calculul acestora. După cum rezultă din fig 3.9 toate etapele premergătoare analizei au fost bifate, tipul soluțiilor ales, și deci poate fi pornită analiza apăsând butonul *Solve*.

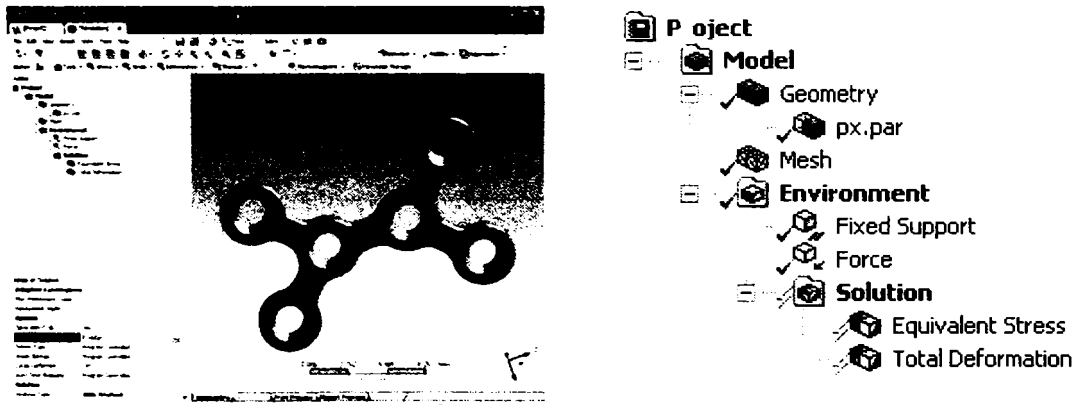


Fig. 3.9 Modelul de analizat

Dacă după terminarea analizei, fereastra *Project* este în întregime bifată cu verde (fig 3.10), înseamnă că analiza a fost efectuată fără să apară probleme. În cazul în care apar probleme pe parcursul analizei, etapele care nu au putut fi efectuate vor fi marcate cu roșu și de asemenea va apărea un mesaj care descrie eroarea.

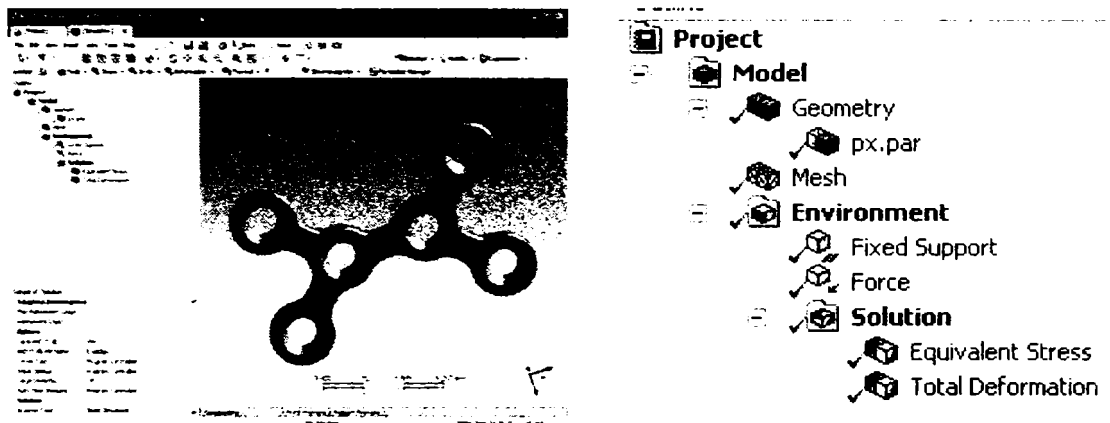


Fig. 3.10 Analiza modelului

După cum se observă în cazul prezentat, analiza a fost efectuată corect, iar rezultatele obținute sunt prezentate în fig 3.11 – tensiunile echivalente, respectiv în fig 3.12 – deformația totală.

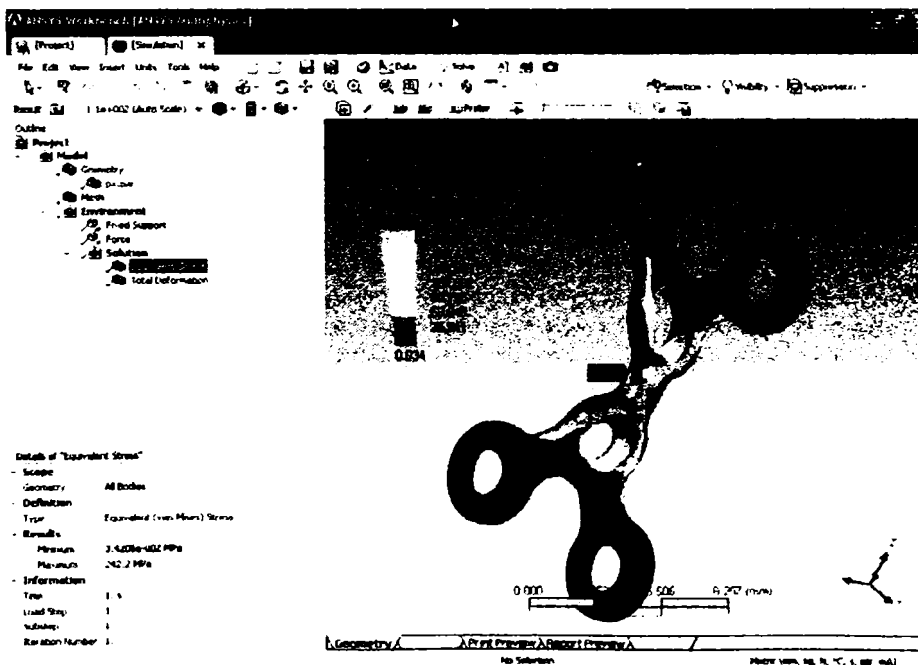


Fig. 3.11 Tensiunile echivalente

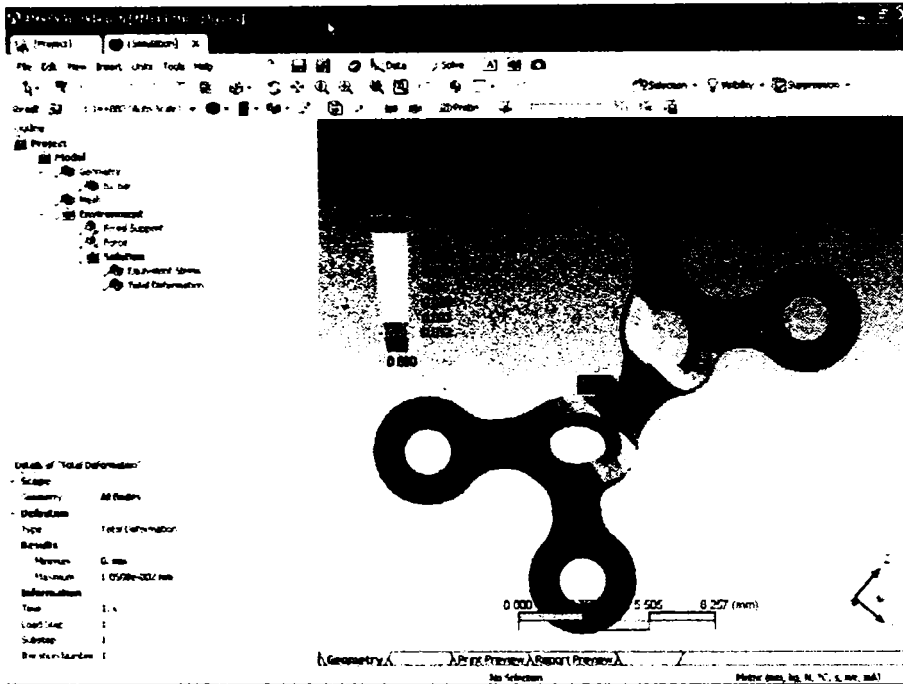


Fig. 3.12 Deformația totală

Punctele de fixare a implantului sunt cele patru găuri extreme ale acestuia; solicitarea este aplicată pe partea laterală a implantului, în zona mediană a acestuia și are valoarea de 100 N. După efectuarea analizei s-a determinat că valoarea maximă a tensiunilor echivalente este 242.197 MPa, iar deformația totală maximă este de 0.0105 mm. Zona în care apar tensiunile echivalente maxime și deformațiile maxime este zona centrală. Codul culorilor reprezintă distribuția tensiunilor sau deformațiilor în implantul analizat. Astfel, pentru fiecare rezultat există un cod al culorilor, variind de la albastru închis (valoarea minimă a tensiunii sau deformației), până la roșu (valoarea maximă a tensiunii sau deformației). Acest cod al culorilor permite o mai bună vizualizare a distribuției tensiunilor și deformațiilor, ducând la determinarea ușoară și rapidă a zonelor de interes maxim.

Programul mai prezintă unele facilități cum ar fi: existența unei ferestre care indică pașii ce trebuie urmăriți pe parcursul analizei (fig3.13), precum și posibilitatea de generare a unui raport care conține date despre utilizator (dacă sunt specificate), date referitoare la calea spre fișierul de unde s-a importat geometria, precum și spre fișierele unde este salvată analiza (fișierul ce conține modelul discretizat și constrângerile acestuia precum și baza de date ce conține rezultatele analizei), date referitoare la discretizare, condițiile pe contur, precum și rezultatele analizei.

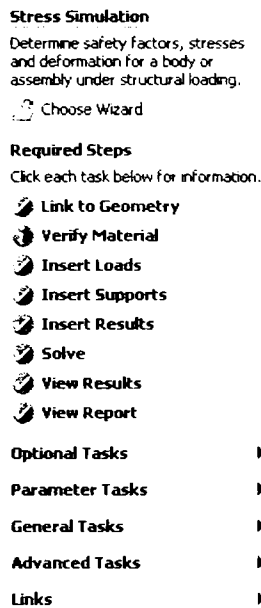
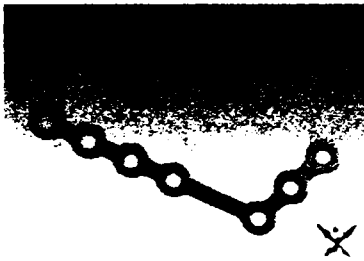


Fig. 3.13 Pașii urmăriți pentru analiza numerică

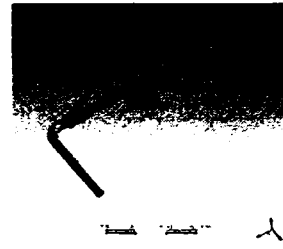
3.4. Analiza numerică a structurilor implantate

În cadrul cercetărilor întreprinse în cadrul tezei au fost realizate numeroase analize numerice pentru mai multe tipuri de implante (atât pentru craniu, cât și pentru oasele lungi), structuri osoase, dispozitive de fixare, distractor cranio-facial extern, etc.

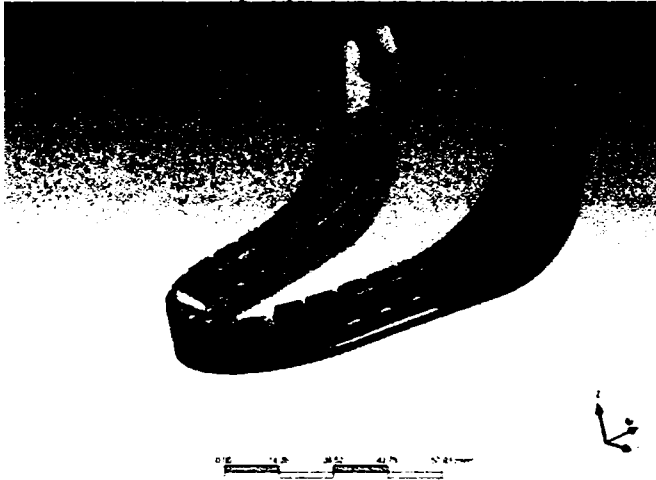
În (fig 3.14) sunt prezentate implantele și ansamblele os-implant care au fost analizate. Astfel, s-au analizat individual implantele (fig 3.14 a) și distractorul (fig 3.14 b) proiectate și realizate în cadrul tezei. S-au studiat de asemenea: ansamblul mandibulă neimplantată (fig 3.14 c), mandibulă implantată cu plăcuță PD4 (fig 3.14 d), mandibulă fixată extern cu distractor (fig 3.14 e), mandibulă cu număr diferit de implante dentare (fig 3.14 f, g), reconstrucția boltei craniene prin implantare (fig 3.14 g), diferite moduri de reconstrucție a oaselor lungi (fig 3.14 i, j), precum și coloana vertebrală ca structură complexă neimplantată (fig 3.14 k).



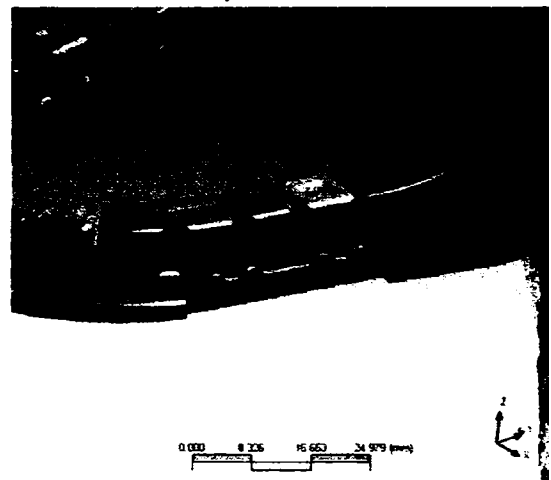
a) implant PL110S



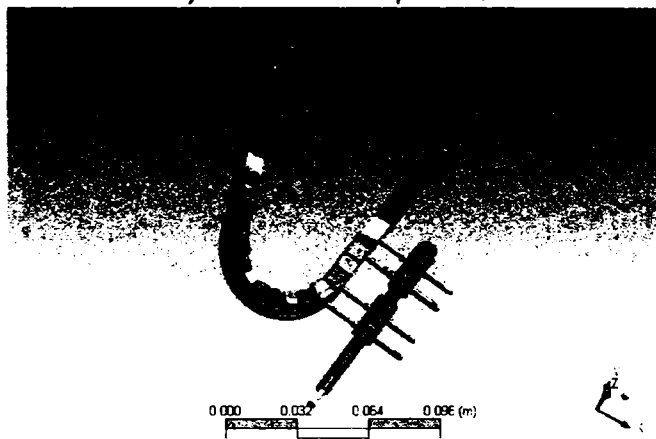
b) distractor



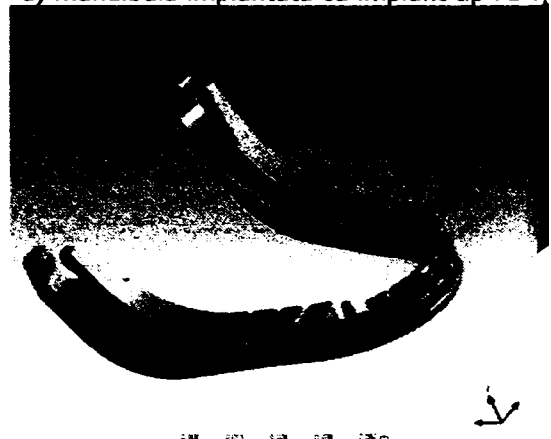
c) mandibulă neimplantată



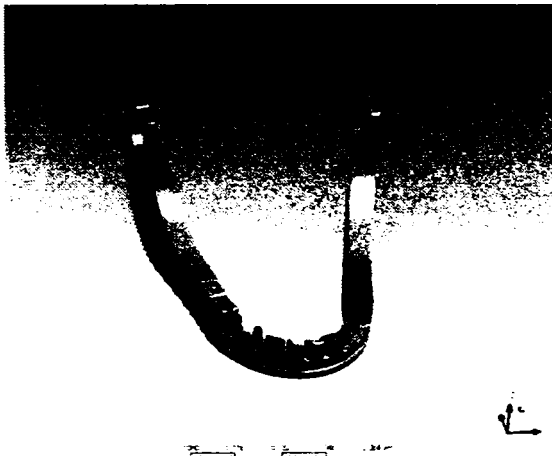
d) mandibulă implantată cu implant tip PD4



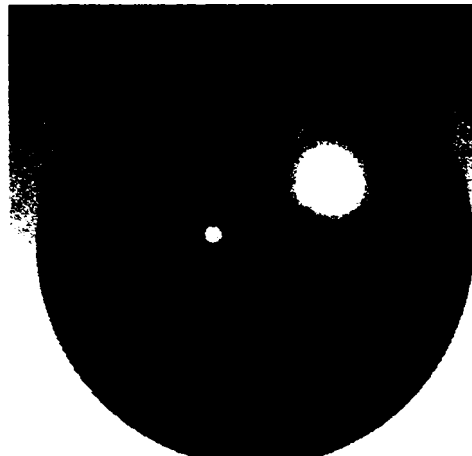
e) mandibulă fixată cu distractor



f) mandibulă cu implant dentar



g) mandibulă cu 4 implante dentare



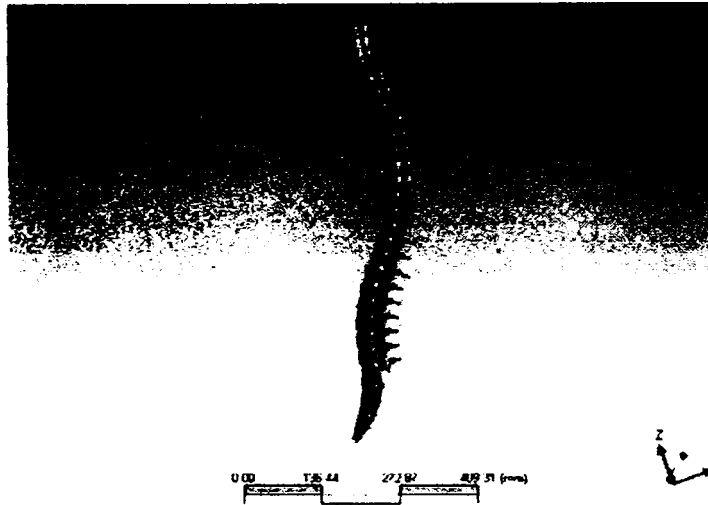
h) reconstrucția boltei craniene



i) os lung implantat cu tijă



j) os lung implantat cu placuță

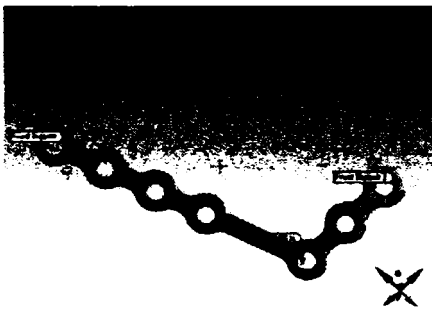


l) coloana vertebrală

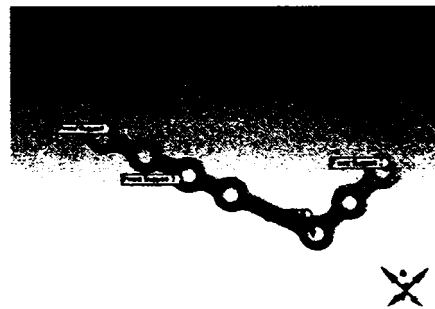
Fig.3.14 Modele geometrice

3.4.1. Analiza implantului PL110S

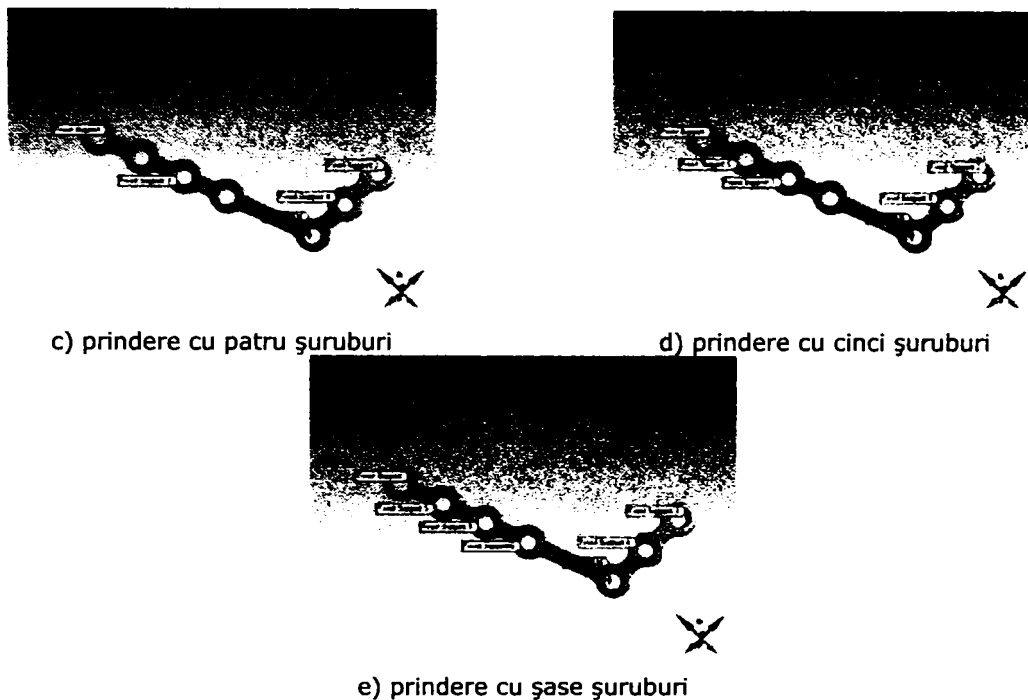
Implantul PL110S este destinat reconstrucției craniene, în funcție de tipul fracturii, medicul hotărând locul amplasării sale, precum și numărul de prinderi (șuruburi). Analiza efectuată pe acest implant are ca scop determinarea prinderii optime a implantului în os. Astfel, el a fost fixat printr-un număr variabil de șuruburi și solicitat cu o forță de 50 N în zona unghiulară (fig 3.15).



a) prindere cu două șuruburi



b) prindere cu trei șuruburi



c) prindere cu patru șuruburi

d) prindere cu cinci șuruburi

e) prindere cu șase șuruburi

Fig. 3.15 Diferite prinderi ale implantului PL110S

Modelul conține 11082 noduri și 5805 elemente, rezultatele obținute în urma analizei cu element finit fiind prezentate în tabelul 3.1

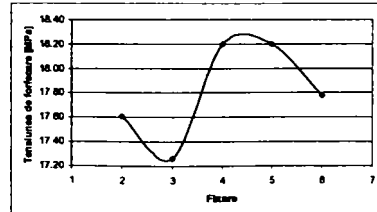
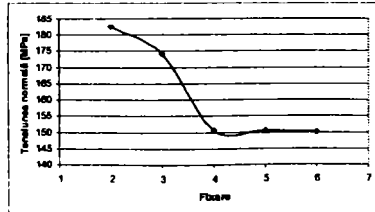
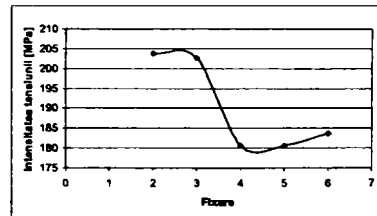
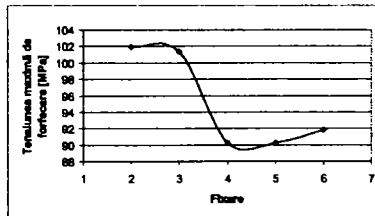
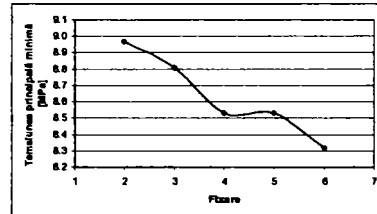
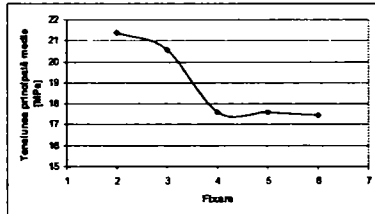
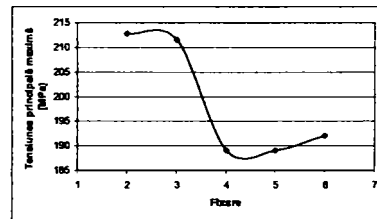
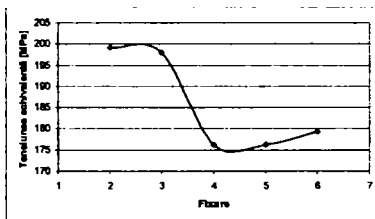
Pentru a determina fixarea optimă a implantului, rezultatele au fost reprezentate grafic și analizate (fig 3.16).

Se observă că o dată cu creșterea numărului de prinderi, toate tensiunile și deformațiile scad, excepție făcând tensiunea de forfecare și deformația pe direcția X (direcția X fiind perpendiculară pe planul plăcuței). Se observă astfel că cea mai bună prindere se realizează prin 4 sau 5 șuruburi. Cu toate că în aceste cazuri tensiunea de forfecare este mai mare, aceasta nu depășește valoarea critică; ținând seama că tensiunile normale și principale, precum și deformația totală au cele mai mici valori, această soluție este cea recomandată.

Tabelul 3.1 Rezultatele analizei implantului PL110s

Tip rezultat	Prindere				
	2 șuruburi	3 șuruburi	4 șuruburi	5 șuruburi	6 șuruburi
Tensiunea					

Tensiunea principală minimă [MPa]	8.97	8.81	8.53	8.53	8.32
Tensiunea de forfecare maximă [MPa]	101.93	101.35	90.29	90.29	91.85
Intensitatea tensiunii [MPa]	203.86	202.7	180.58	180.58	183.7
Tensiunea normală [MPa]	182.65	174.06	150.57	150.57	150.23
Tensiunea de forfecare [MPa]	17.61	17.26	18.2	18.2	17.78
Deformația totală [mm]	0.021	0.01	0.00826	0.00826	0.00636
Deformația pe direcția X [mm]	0.0013	0.000119	0.0014	0.0014	0.00058
Deformația pe direcția Y [mm]	0.00854	0.00424	0.00115	0.00115	3.35×10^{-5}
Deformația pe direcția Z [mm]	4.24×10^{-5}	5.95×10^{-5}	2.19×10^{-5}	2.19×10^{-5}	2.02×10^{-5}



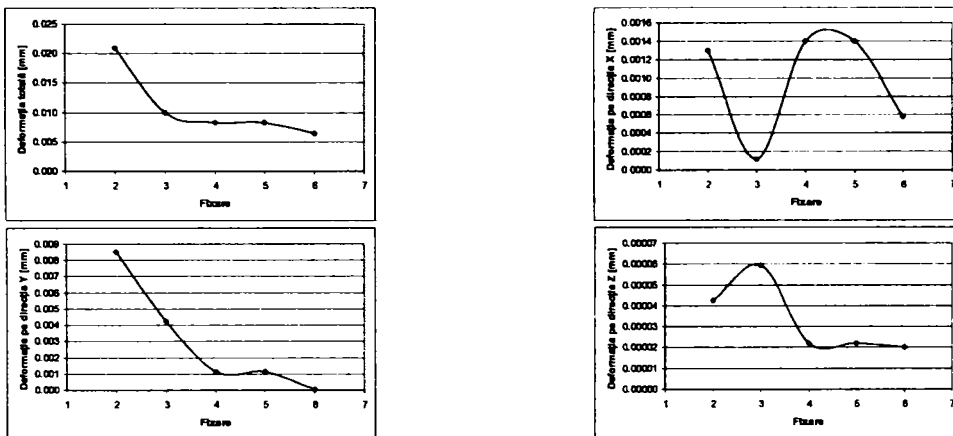


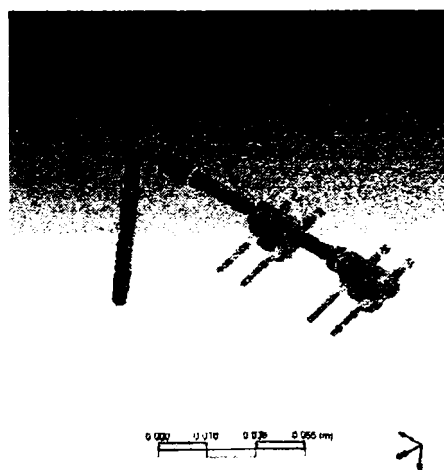
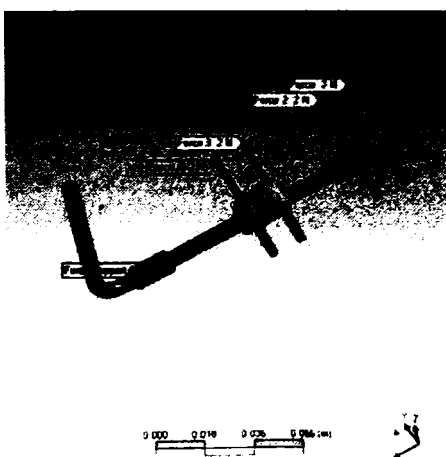
Fig. 3.16 Rezultatele analizei implantului PL110S

Acest tip de analiză se poate face pentru fiecare categorie de implant și astfel medicului i se sugerează deja în faza inițială o soluție operatorie valabilă din punct de vedere al solicitărilor. Sigur că într-o intervenție de acest tip contează și aspectele pur chirurgicale care își vor spune cuvântul în varianta aleasă în final.

3.4.2. Analiza numerică a distractorului extern

După modelarea distractorului extern și înainte de producția acestuia a fost necesară o analiză cu element finit pentru a evidenția comportarea mecanică.

Modelul conține 45992 noduri și 27066 elemente, are masa totală de 5.93×10^{-2} kg și un volum de 1.28×10^{-5} m³. În fig 3.17 este prezentat modelul și rezultatele în mod grafic, în tabelul 3.2 este prezentată discretizarea modelului, iar în tabelul 3.3 sunt înscrise rezultatele numerice ale analizei [95].





0 000 0 010 0 020 0 030 (mm)



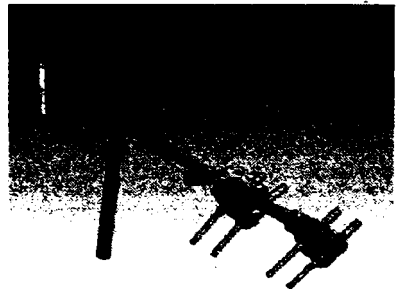
0 000 0 010 0 020 0 030 (mm)



0 000 0 010 0 020 0 030 (mm)



0 000 0 010 0 020 0 030 (mm)



0 000 0 010 0 020 0 030 (mm)

0 000 0 010 0 020 0 030 (mm)

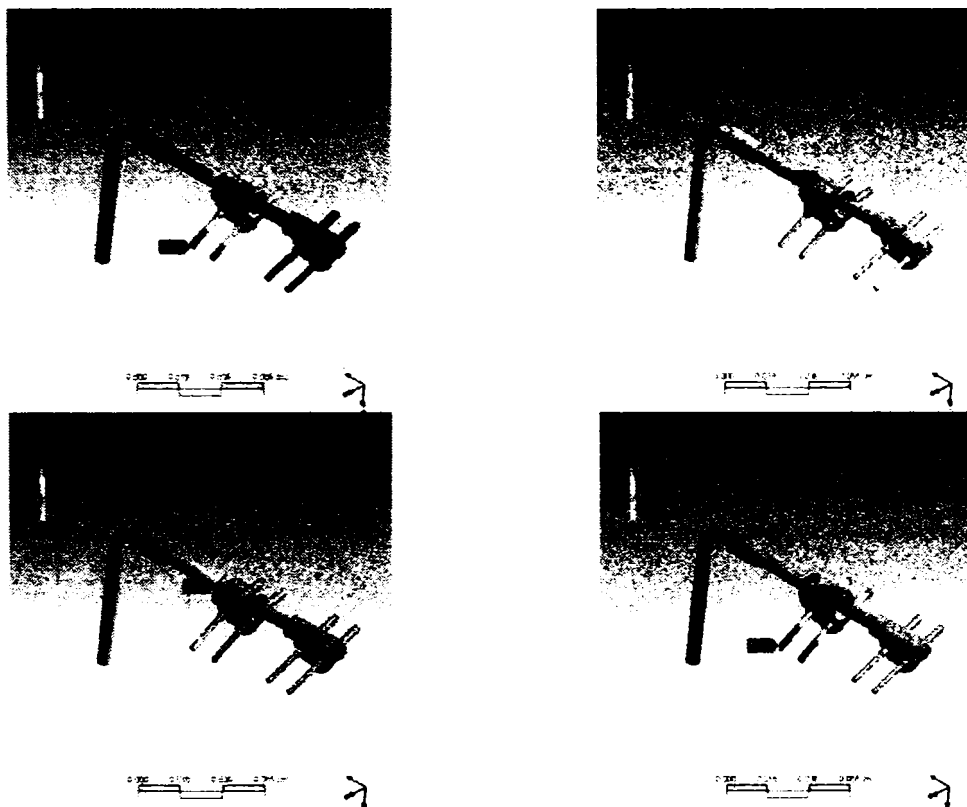


Fig. 3.17 Analiza distractorului extern

Pentru analiză, fiecărui șurub ce se fixează în os i s-a aplicat o forță de 10 N, valoarea forței corespunzând cu solicitarea reală. Valorile tensiunilor normală, de forfecare și echivalentă sunt foarte apropiate, și mult sub limita celor admisibile pentru structura și materialul ales. De asemenea se observă că deformația minimă (0.308 mm) apare pe direcția Y (direcția longitudinală a șurubului conducător). Toate rezultatele obținute denotă că modelul distractorului corespunde din punct de vedere mecanic și ca atare acesta poate fi utilizat. Deformația totală este 9.95×10^{-4} m, aceasta neinfluențând procesul de osteosinteză. Avînd în vedere că distractorul este amplasat în exteriorul corpului uman, poate fi realizat din mai multe materiale, dar avantajul prezentat de titan este acela de a avea densitate mică față de alte materiale, deci masa va fi mai redusă. Acest lucru este benefic pentru pacient deoarece acesta trebuie să poarte distractorul timp de câteva luni.

Tabelul 3.2 Discretizarea modelului

Piesa	Conturul (m)	Masa (kg)	Volum(m ³)	Noduri	Elemente
surub conducator	10.0×10^{-3} , 0.11, 10.0×10^{-3}	1.4×10^{-2}	3.03×10^{-6}	4399	2436
conector 1	1.27×10^{-2} , 2.0×10^{-2} ,	6.39×10^{-3}	1.38×10^{-6}	1406	680

	1.63×10^{-2}				
conector 2	1.27×10^{-2} , 2.0×10^{-2} , 1.63×10^{-2}	7.15×10^{-3}	1.55×10^{-6}	1431	703
fixator 1	1.15×10^{-2} , 1.88×10^{-2} , 9.72×10^{-3}	3.15×10^{-3}	6.83×10^{-7}	1150	561
fixator 2	1.15×10^{-2} , 1.88×10^{-2} , 9.72×10^{-3}	3.15×10^{-3}	6.83×10^{-7}	1158	567
șurub strângere 1	1.05×10^{-2} , 10.0×10^{-3} , 0.01	1.8×10^{-3}	3.9×10^{-7}	2853	1641
șurub strângere 2	1.05×10^{-2} , 10.0×10^{-3} , 0.01	1.8×10^{-3}	3.9×10^{-7}	2967	1712
șurub fixare	8.0×10^{-3} , 1.2×10^{-2} , 8.0×10^{-3}	1.02×10^{-3}	2.22×10^{-7}	1975	1073
antrenor	9.0×10^{-3} , 3.3×10^{-2} , 7.45×10^{-2}	1.41×10^{-2}	3.05×10^{-6}	1399	679
șurub 1	0.04, 3.53×10^{-3} , 1.85×10^{-2}	1.67×10^{-3}	3.61×10^{-7}	6726	4182
șurub 2	0.04, 3.53×10^{-3} , 1.85×10^{-2}	1.67×10^{-3}	3.61×10^{-7}	6826	4257
șurub 3	0.04, 3.53×10^{-3} , 1.85×10^{-2}	1.67×10^{-3}	3.61×10^{-7}	6572	4086
șurub 4	0.04, 3.53×10^{-3} , 1.85×10^{-2}	1.67×10^{-3}	3.61×10^{-7}	7130	4489

Tabelul 3.3 Rezultatele numerice ale analizei distractorului extern

Rezultat	Minimum	Maximum	Criteriu de alerta
Tensiunea echivalentă	0.65 Pa	2.23×10^{10} Pa	None
Tensiunea principală maximă	-5.4×10^9 Pa	1.79×10^{10} Pa	None
Tensiunea principală medie	-7.94×10^9 Pa	4.41×10^9 Pa	None
Tensiunea principală minimă	-9.62×10^9 Pa	1.0×10^9 Pa	None
Tensiunea maximă de forfecare	0.35 Pa	1.29×10^{10} Pa	None
Intensitatea tensiunii	0.71 Pa	2.57×10^{10} Pa	None
Tensiunea normală	-8.74×10^9 Pa	1.52×10^{10} Pa	None
Tensiunea de forfecare	-2.25×10^9 Pa	1.83×10^9 Pa	None
Deformația totală	0.0 m	9.95×10^{-4} m	None
Deformația pe direcția X	-6.37×10^{-4} m	3.08×10^{-4} m	None

Deformația pe direcția Y	-1.42×10^{-4} m	1.51×10^{-4} m	None
Deformația pe direcția Z	-2.73×10^{-4} m	9.25×10^{-4} m	None

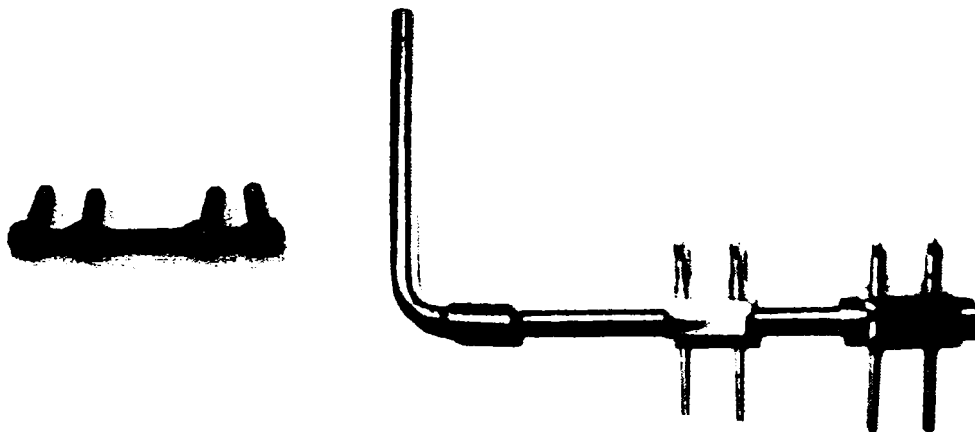
3.4.3. Analiza numerică a mandibulei

Mandibula al cărei model a fost prezentat în capitolul precedent a fost analizată în diferite ipostaze: mandibula normală, fără fracturi, mandibula cu diferite fracturi fixate cu elemente de implantare, respectiv cu ajutorul distractorului. S-au analizat și comparat astfel cele două metode de fixare: cu implant și cu distractor. Mandibula neimplantată a fost analizată pentru a cunoaște tensiunile și deformațiile care apar în timpul masticăției când osul se află sub acțiunea forțelor dezvoltate de tripleta de mușchi: maseter, temporal și pterigoidian medial. Cele două părți ale mandibulei fracturate au fost fixate cu implantul PD4 din trusa cranio-facio-maxilară, respectiv fixate extern prin distractor [41].

În fig 3.18 sunt prezentate modelele reale ale implantului (a) și distractorului (b).

Pentru că sistemul de fixare trebuie să asigure funcționarea corectă a osului, mandibula fracturată a fost studiată sub acțiunea forțelor reale de masticăție. Impunând condițiile de mișcare în timpul masticăției și considerând forțele dezvoltate de mușchi în timpul mișcării, au fost calculate reacțiunile pe fiecare dinte. Studiile anterioare au arătat că soluția optimă de fixare a implantului este în patru șuruburi (fig 3.19). Așadar comportamentul mecanic al distractorului (fig 3.20) a fost comparat cu cel al implantului PD4 fixat în 4 șuruburi.

Discretizarea modelului mandibulei s-a realizat cu elemente de tip tetraedru, rezultând 136273 noduri și 81262 elemente. Masa totală și volumul modelului sunt 7×10^{-2} kg, respectiv 44810.65 mm^3 . Fiecare dinte a fost încărcat cu o forță simulând masticăția (fig 3.21). În funcție de rolul fiecărui dinte în timpul masticăției, forțele aplicate variază în intervalul [25 N – 100 N]. Încărcarea pe șuruburile de fixare este în toate situațiile de 10 N.



a) implant tip pd4

b) distractor

Fig. 3.18 Implante pentru reconstrucția mandibulei

0 0.02 9.218 16.432 27.665 (mm)

Fig. 3.19 Mandibula fracturată fixată cu implantul PD4

0 0.02 9.218 16.432 27.665 (mm)

Fig. 3.20 Mandibula fracturată fixată cu distractorul

Rezultatele obținute în urma analizei descrise au fost comparate cu cele obținute pe o mandibulă nefracturată, cu scopul de a stabili soluția optimă din punctul de vedere al distribuției tensiunilor și deformațiilor (tabelul 3.4).

Valorile din tabelul 3.4 au fost reprezentate grafic în funcție de modul de fixare. Se observă în fig 3.22 că, din punct de vedere al tensiunilor normale, soluția optimă este dată de distractor (tensiunea normală este de aproximativ 2.5 ori mai mică decât în cazul mandibulei sănătoase). Deformația pe direcția X (de la dreapta la stânga mandibulei) este, de asemenea, minimă în cazul distractorului (aproximativ de 12 ori mai mică decât în cazul mandibulei sănătoase - fig 3.23).

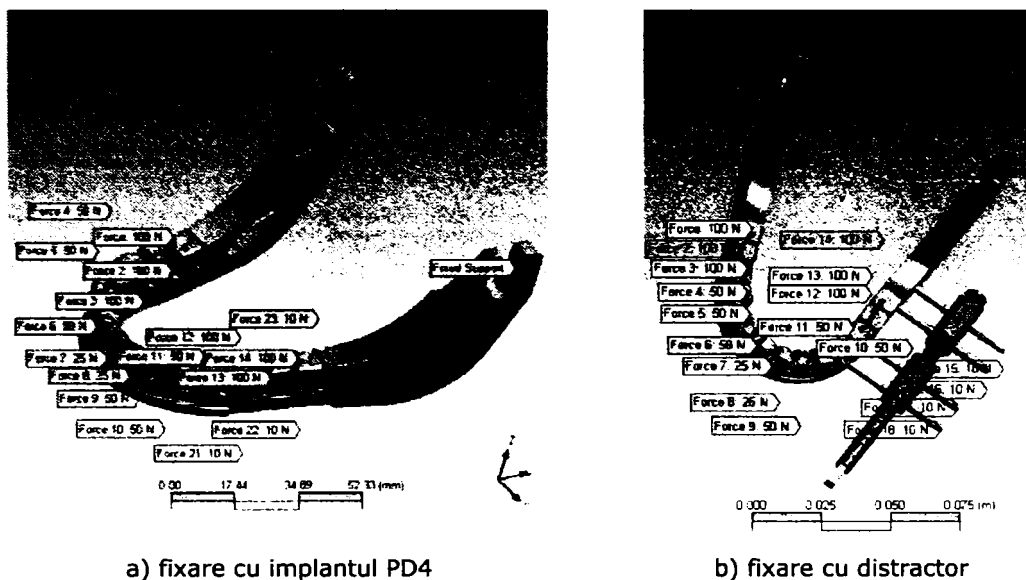


Fig. 3.21 Condițiile pe contur

Tabelul 3.4 Rezultatele analizei numerice a mandibulei

Rezultate	Mandibulă neimplantată	Mandibula implantată cu implantul PD4	Mandibulă fixată cu distractor
Tensiunea normală [MPa]	150.6500	147.4900	63.0130
Tensiunea de forfecare [MPa]	39.2400	41.4900	47.0010
Deformația pe direcția X [mm]	0.1300	0.0735	0.0109
Deformația pe direcția Y [mm]	1.0500	1.1270	1.0482
Deformația pe direcția Z [mm]	0.0693	0.0728	0.0760

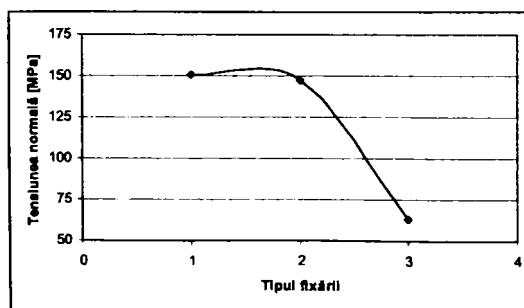


Fig. 3.22 Tensiunea normală

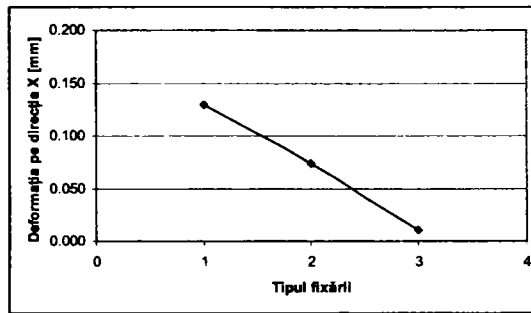


Fig. 3.23 Deformația pe direcția X

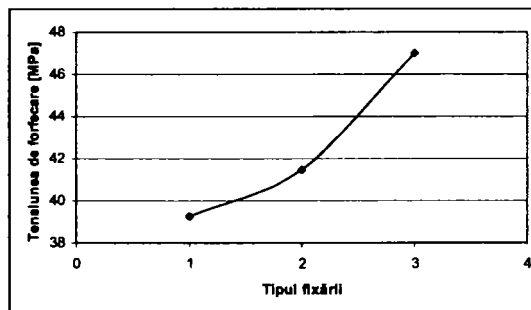


Fig. 3.24 Tensiunea de forfecare

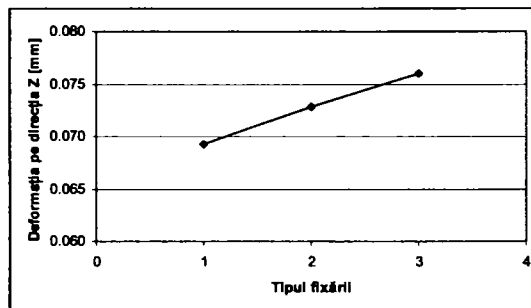


Fig. 25 Deformația pe direcția Z

Tensiunea de forfecare este minimă în cazul mandibulei sănătoase (fig 3.24), dar tensiunea în cazul mandibulei fixate cu implantul PD4 este apropiată (de 1.057 ori mai mare). În ceea ce privește deformația pe direcția Z, tendința este aceeași, creșterea având o pantă redusă (fig 3.25).

Corelând variațiile tensiunilor principale și ale deformațiilor se poate spune că este recomandabilă utilizarea implantelor deoarece sunt mai apropiate de comportamentul mandibulei sănătoase decât distractorul. În cazul în care se recomandă ca procesul să fie cât mai puțin invaziv, doar atunci se folosește distractorul.

Un alt studiu asupra mandibulei a avut ca scop stabilirea corelației între numărul de implantate amplasate în vederea reconstrucției aparatului dentar și comportarea mecanică a mandibulei.

Geometria implantului și a mandibulei sunt prezentate în fig 3.26, respectiv 3.27. Și în acest caz s-au luat în considerare aceleași forțe ce apar în timpul masticației (fig 3.28).



Fig.3.26. Implant dentar

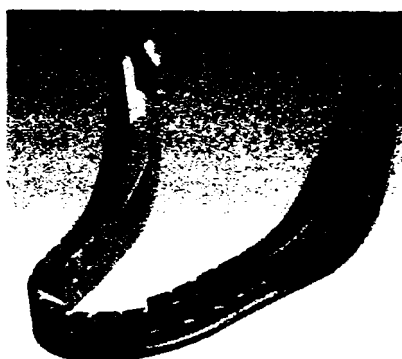


Fig. 3.27. Mandibula



Fig. 3.28. Condiții pe contur



Fig. 3.29. Deformația totală



Fig. 3.30. Tensiunea de forfecare

S-au analizat diferite cazuri de implantare a mandibulei cu număr diferit de implantate dentare. Discretizarea s-a realizat cu elemente tetraedale. Numărul mediu de noduri și elemente pentru diferitele soluții este 125000 noduri, respectiv 78000 elemente. Pentru a defini condițiile pe contur, mandibula a fost rezemată la partea inferioară, fiecare dinte și implant fiind încărcate cu forțe care le reproduc pe cele reale din timpul masticației. Astfel pentru masticație, ridicarea mandibulei este asigurată de grupul de mușchi format din: temporal, maseter și pterigoidian medial. Forțele dezvoltate de acești mușchi pot atinge valori de până la 900 N în cazul mușchiului maseter, de 400 N la cel pterigoidian, respectiv 700 N la cel temporal, dar în timpul masticației valorile maxime atinse sunt de 370 N, 150 N, respective 260N. Deoarece în timpul masticației dintele este supus atât la compresiune cât și la forfecare, analiza a luat în considerare deformația totală și tensiunile de forfecare deoarece sunt mult mai periculoase decât cele ce apar la compresiune. Rezultatele pentru deformația totală și

tensiunea de forfecare au fost extrase din raportul generat de ANSYS și sunt prezentate în mod grafic în figurile 3.29 și 3.30, respectiv valoric în tabelul 3.5 [31], [55].

Analizând rezultatele pentru deformația totală se observă că aceasta scade o dată cu creșterea numărului de implante, deci implantele au o influență pozitivă din acest punct de vedere. Pe de altă parte, tensiunea de forfecare crește de la 0.0992 MPa în cazul mandibulei fără implant, la 1.85 MPa în cazul mandibulei cu 3 implante. Se poate observa de asemenea că deformația totală și tensiunea de forfecare sunt mai mici în cazul unui număr par de implante, decât în cazul unui număr impar. Figurile 3.31 și 3.32 prezintă variația deformației totale, respectiv a tensiunii de forfecare în funcție de numărul de implante.

Tabelul 3.5 Valorile deformației totale și ale tensiunii de forfecare în funcție de numărul implantelor

Numarul implantelor dentare	Deformația totală [μm]	Tensiunea de forfecare [MPa]
0	6.35	0.992
1	6.06	1.71
2	5.98	1.71
3	6.00	1.85
4	5.28	1.66
5	5.29	1.74
6	3.19	1.74

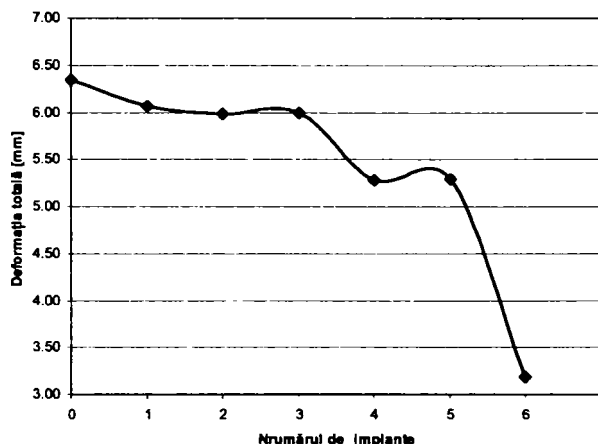


Fig. 3.31. Deformația totală

În multe cazuri utilizarea implantelor pentru reconstrucția aparatului dentar este inevitabilă. Introducerea unui implant dentar pe care să fie plasat un dinte este o tehnică frecvent utilizată. Implantul dentar introdus nu are efect negativ din punct de vedere mecanic și reprezintă o structură cu fiabilitate ridicată.

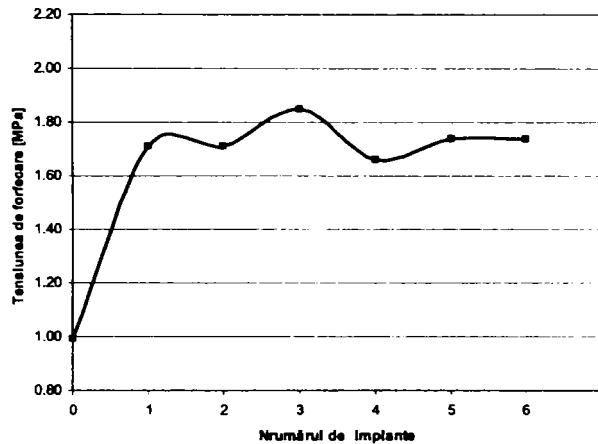


Fig. 3.32. Tensiunea de forfecare

3.4.4. Reconstrucția craniană utilizând implantul LN 331 S

Unul dintre implantele luate în studiu într-o etapă prealabilă realizării trusei de implantate este plăcuța LN 331 S produsă de firma Aesculap (fig 3.33), a cărei fixare poate fi realizată utilizând 2, 3, 4 sau 5 șuruburi. Concluziile obținute din analiza numerică a acestui implant au fost utilizate la conceperea plăcuțelor componente ale trusei [30], [34], [135].



Fig.3.33 Implant tip LN331 S

Implantul este folosit pentru fixarea fracturilor neregulate pe bolta craniană, în zone unde nu există forțele musculare, fixarea cu o singură plăcuță asigurând suficientă apăsare între fragmentele osoase pentru realizarea osteosintezei. Au fost studiate diferite situații de fixare (cu 2, 3, 4 și 5 șuruburi). Pentru fiecare situație s-a aplicat o forță de 10 N (fig 3.34) pentru fiecare șurub simulând astfel strângerea. Chiar dacă numărul șuruburilor de fixare diferă, direcția forței a fost păstrată pentru a putea compara rezultatele [3], [91].

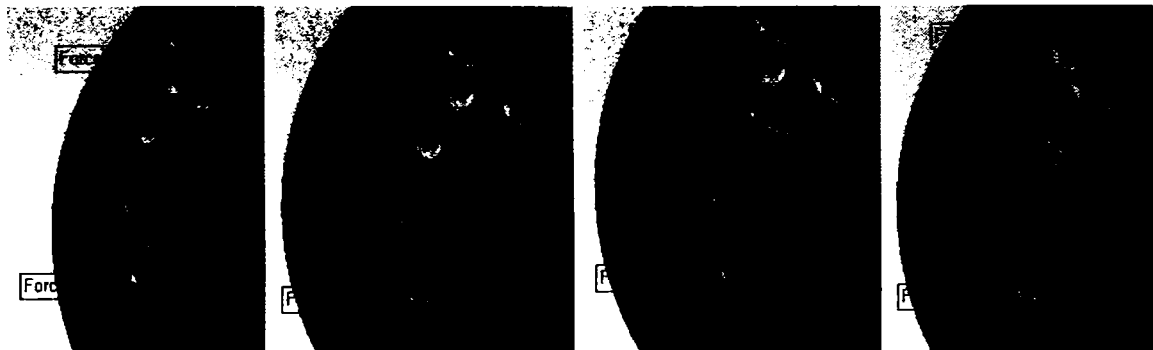


Fig. 3.34 Diferite cazuri de fixarea fracturii

Caracteristicile modelului analizat sunt prezentate în tabelul 3.6.

Rezultatele analizei cu element finit efectuate sunt prezentate în tabelul 3.7. În toate situațiile, tensiunile sunt sub limita maximă dată de material (os sau titan).

Valoarea medie a tensiunii echivalente maxime este 3.04MPa, de 2.38 de ori mai mare decât tensiunea normală maximă (1.275 MPa) și de 6.33 de ori mai mare decât tensiunea maximă de forfecare. Variația tensiunii echivalente maxime în funcție de numărul de prinderi este prezentată în fig 3.35. Se observă că pentru 3, respectiv 4 prinderi, valoarea tensiunii este aproximativ aceeași și mult mai mică decât în cazul fixării cu 5 șuruburi.

Tabelul 3.6 Caracteristicile discretizării

Denumire	Material	Masa [kg]	Noduri	Elemente
Fragment osos 1	Os	0.24	3435	1636
Fragment osos 2	Os	7.52×10^{-2}	1094	485
Implant	Titan	2.48×10^{-3}	1017	422
Șurub 1, 2, 3, 4	Titan	5.37×10^{-3}	1235	669

Tensiunile normală și de forfecare au fost reprezentate luând în considerare atât valorile maxime cât și cele minime.

Se observă că valoarea tensiunii normale maxime este distribuită aproape de valoarea medie de 1.275 MPa (fig 3.36), deviația standard fiind de 0.014. Se observă că punctele unde apare maximul și minimul tensiunii normale se modifică o dată cu schimbarea numărului șuruburilor de fixare (fig 3.37).

Tabelul 3.7 Rezultatele analizei

Rezultate	Numărul de șuruburi			
	2	3	4	5
Tensiunea maximă echivalentă [MPa]	1.26	2.46	2.54	5.90
Tensiunea minimă echivalentă [MPa]	0.000170	0.000152	0.000131	0.000150
Tensiune normală maximă [MPa]	1.34	1.32	1.07	1.37
Tensiune normală minimă [MPa]	-0.68	-0.76	-1.68	-3.90

3.4 – Analiza numerică a structurilor implantate

Tensiunea maximă de forfecare [MPa]	0.27	0.43	0.46	0.76
Tensiunea minimă de forfecare [MPa]	-0.50	-0.51	-0.53	-1.00
Deformația totală maximă [mm]	0.001500	0.00190	0.002290	0.003890
Deformația maximă pe direcția X [mm]	0.000306	0.000377	0.000464	0.000747
Deformația maximă pe direcția Y [mm]	0.001480	0.001890	0.002280	0.003860
Deformația maximă pe direcția Z [mm]	0.000175	0.000256	0.000347	0.000465

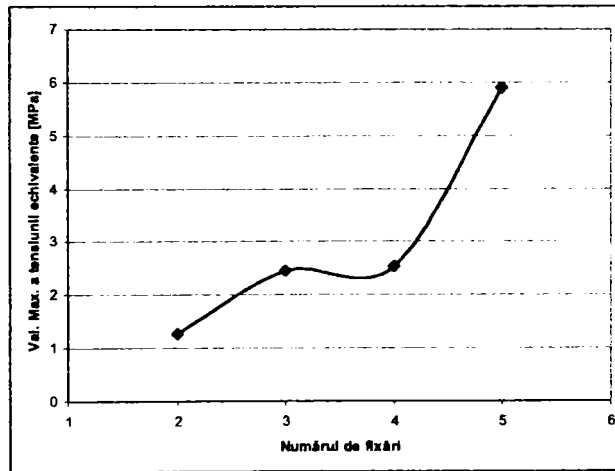


Fig.3.35 Variația tensiunii echivalente maxime

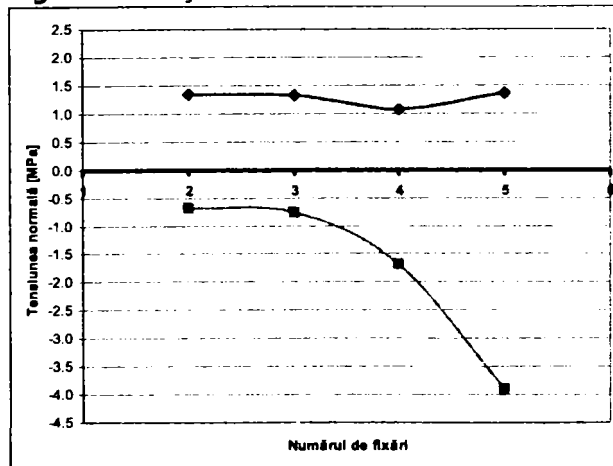


Fig. 3.36 Variația tensiunii normale

Din punctul de vedere al stabilității fixării, în concordanță cu valoarea tensiunii normale maxime, soluția optimă este cea în 3 șuruburi.



Fig.3.37 Modificarea punctelor unde apare maximul și minimul tensiunii normale în funcție de tipul fixării

Observații similare se obțin și în cazul tensiunii de forfecare, a cărei variație în funcție de prindere este prezentată în fig 3.38, respectiv 3.39.

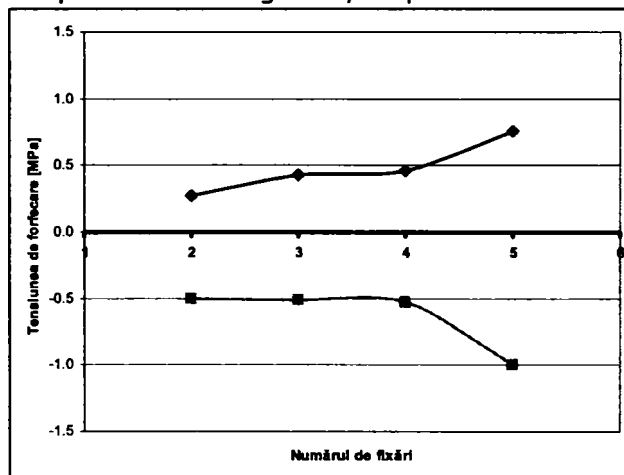


Fig.3.38 Variația tensiunii de forfecare

Comparând simetria încărcării se observă că varianta de fixare în 3 puncte este cea optimă.

Deformațiile rezultate în structura implantului nu au fost analizate deoarece sunt neglijabile (de ordinul 10^{-3} mm) și nu prezintă interes la calota craniană.

Astfel, din punct de vedere mecanic, soluția optimă de fixare a implantului LN 331 S este în 3 puncte, acestea fiind situate la extremitățile ramurilor implantului.

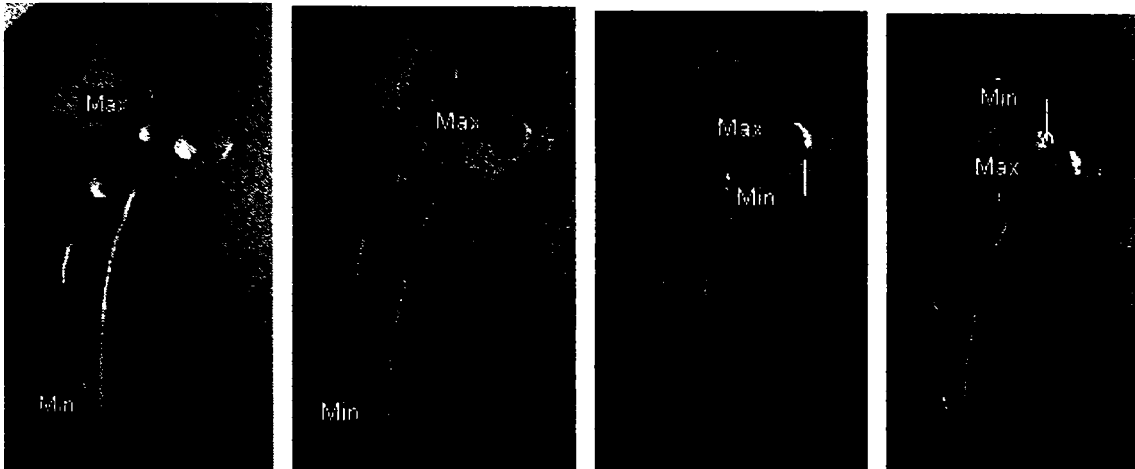
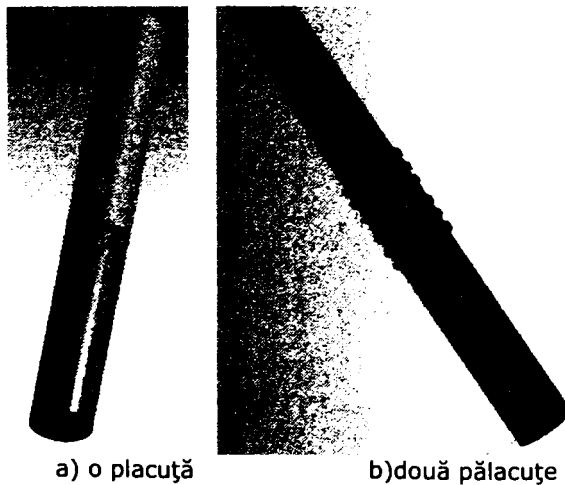


Fig.3.39 Modificare punctelor unde apare maximul și minimul tensiunii de forfecare funcție de tipul fixării

3.4.5. Analiza fixării oaselor lungi

Studii similare au fost realizate și pentru implantele folosite la fixarea fracturilor oaselor lungi. Intrucât practica fixării fracturilor la oasele lungi prin utilizarea unei tije în interiorul osului este foarte răspândită, se vor compara rezultatele obținute în cazul fixării osului cu una, respectiv două miniplăcuțe plasate pe exteriorul osului (fig 3.40), cu rezultatele obținute în urma fixării prin metoda clasică cu tijă introdusă în os (fig 3.41). Osul a fost modelat ca o bară compozită, luând în considerare partea corticală și măduva [32], [33], [35], [37], [40], [42], [43], [46], [47], [87], [98].



a) o plăcuță

b) două pălăcuțe

Fig3.40. Fixare cu plăcuțe

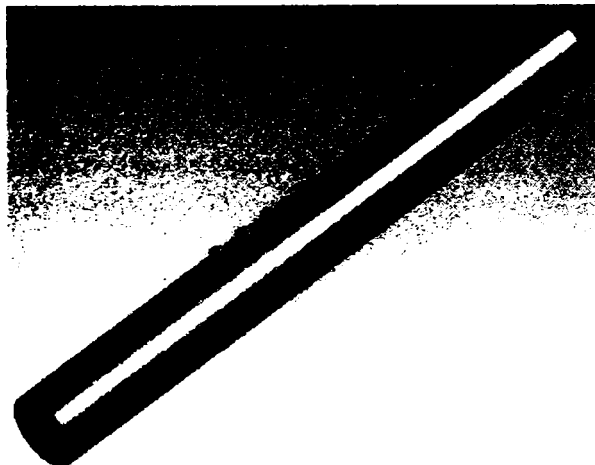


Fig.3.41. Fixare cu tijă

Miniplăcuța are formă rectangulară, iar tija are formă cilindrică. În cazul ambelor metode s-au studiat prinderile prin 2, 4 și 6 șuruburi.

Fiecare șurub de prindere a fost încărcat cu o forță de 10 N de-a lungul axei sale. De asemenea, s-a aplicat o forță de 350 N (considerată a fi jumătate din greutatea medie a unei persoane) de-a lungul axei longitudinale a osului. Considerând că osul analizat aparține membrului inferior, s-au mai aplicat un moment de torsiune de 50 Nm și o forță de încovoiere de 100 N care simulează încărcările ce apar în timpul mersului (fig 3.42). Caracteristicile discretizării sunt prezentate în fig 3.43 și tabelul 3.8.

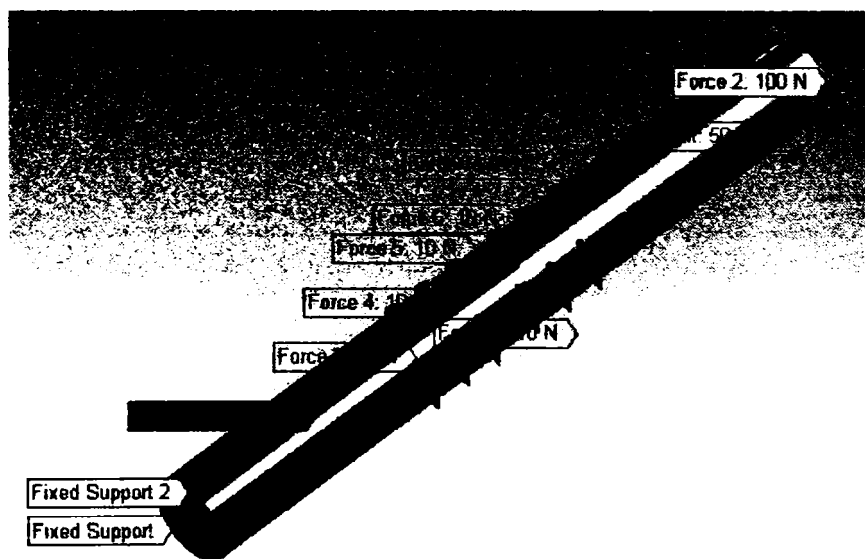
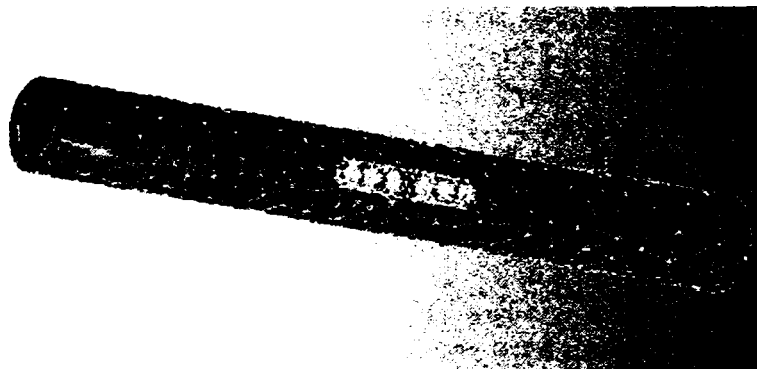


Fig.3.42 Condițiile pe contur în cazul imlantului tijă

Tabelul 3.8 Caracteristicile discretizării ansamblului os-implant

Denumire	Material	Masa [kg]	Noduri	Elemente
Os Cortical 1	Os cortical	0.25	2382	1181
Os Cortical 2	Os cortical	0.24	2396	1185
Măduvă	Măduvă	0.12	514	75
Plăcuță	Titan	2.15×10^{-3}	4818	2521
Șurub plăcuță	Titan	5.37×10^{-4}	1235	669
Tijă	Titan	3.28×10^{-2}	1641	814
Șurub tijă	Titan	1.54×10^{-3}	1140	606

**Fig.3.43** Modelul cu plăcuțe discretizat

Rezultatele analizei cu element finit sunt studiate separat pentru a putea observa și efectul modului de fixare.

Când osul lung a fost implantat cu o singură plăcuță, reducerea tensiunii echivalente începe la prinderea cu 4 șuruburi și se accentuează pentru cazul cu 6 șuruburi (fig 3.44). Această tendință favorabilă a comportamentului mecanic, când plăcuța este fixată cu 6 șuruburi, este reflectată și de valoarea minimă a deformației (6.7×10^{-4} mm) pe direcția X (direcția șuruburilor de fixare) (fig 3.45). Această deformație este datorată compresiunii osului, deformația maximă fiind întâlnită în cazul fixării prin 4 șuruburi.

În cazul în care osul este implantat cu două plăcuțe se observă aceleași tendințe, doar că tensiunile și deformațiile sunt de 1.06 ori mai mari decât în cazul unei singure plăcuțe, ceea ce reprezintă o creștere ne semnificativă.

Când osul a fost implantat cu o tijă internă, tensiunile au scăzut semnificativ. Tensiunea echivalentă maximă este de 1.70 ori mai mică decât în cazul unei singure plăcuțe și de 1.78 ori mai mică decât în cazul a două plăcuțe. Cea mai semnificativă reducere se observă în cazul tensiunii normale (de 2.87 respectiv 2.89 ori). Tensiunea de forfecare maximă s-a redus doar de 1.13 ori față de fixarea cu o plăcuță, respectiv 1.27 ori față de fixarea cu două plăcuțe (Fig 3.46). Este important de remarcat că deformația datorată compresiunii este mai mică în cazul fixării cu 4 șuruburi, având o variație inversă față de cealaltă metodă de fixare. Media deformației este de 2.23 ori mai mare în acest caz decât în cazul fixării cu plăcuțe (fig 3.47). Aceste valori sugerează anumite concluzii relative la soluția chirurgicală propusă.

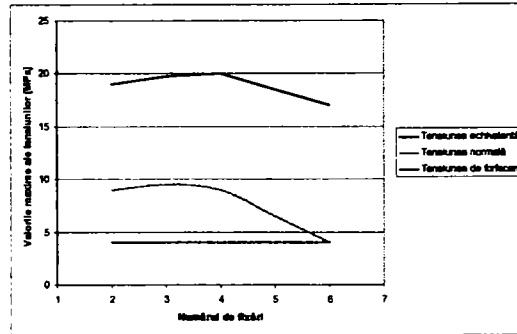


Fig.3.44 Variația tensiunii în implantul plăcuță individuală

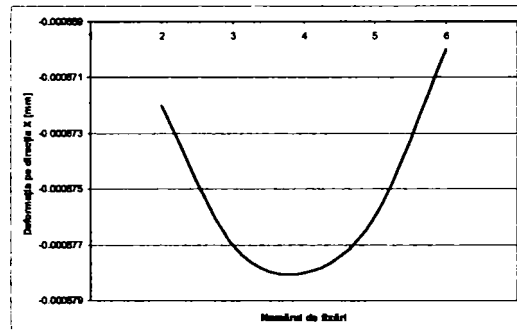


Fig.3.45 Variația deformației în implantul plăcuță individuală

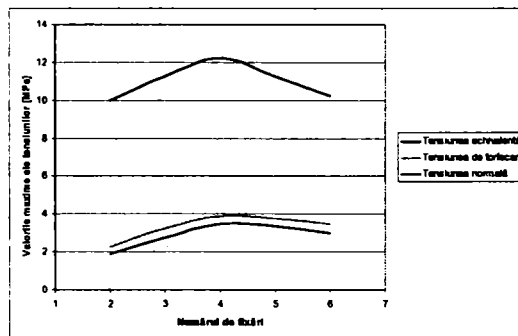


Fig.3.46 Variația tensiunii în implantul tijă

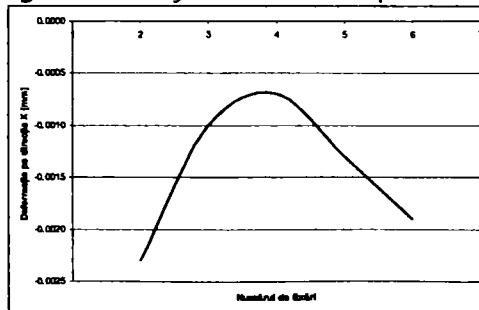


Fig.3.47 Variația deformației în implantul tijă

Folosirea plăcuțelor este favorabilă deoarece deformațiile sunt mici și intervenția nu este prea invazivă. Dacă osul fracturat este immobilizat pe parcursul vindecării, atunci este mai bine să fie folosite plăcuțele (una sau două, în funcție de tipul fracturii, diferențele fiind nesemnificative). În acest caz, tensiunile sunt mai mari dar nu depășesc limita titanului. Dacă tratamentul impune necesitatea asigurării încărcării mecanice a osului și nu sunt necesare restricții privind deformația, în acest caz este optimă utilizarea tijeii.

3.4.6. Analiza influenței densității oaselor

Studiul comportării mecanice a structurilor osoase din corpul uman poate fi relevant și prin prisma determinării factorilor care influențează rezistența mecanică a oaselor. Unul dintre cei mai importanți factori este densitatea osoasă. S-a urmărit influența densității osoase asupra comportării mecanice a coloanei vertebrale și a aparatului dentar pe durata unei sarcini normale, fiind cunoscută modificarea densității osoase pe parcursul acestui proces. [17], [18], [19], [29].

Datele din literatura medicală privitoare la disfuncționalitățile de postură și defectele aparatului dentar cauzate de sarcină, au fost completate prin analiza numerică a stării de tensiuni și deformații din coloana vertebrală și mandibula dentată la subiecți cu densități medii osoase, corespunzătoare diferitelor perioade din timpul sarcinii. Astfel, utilizarea analizei prin metoda elementelor finite a diferitelor porțiuni ale coloanei vertebrale a scos în evidență efecte importante ale modificării densității osoase asupra comportării mecanice a coloanei. Studiul s-a efectuat pe modelul de coloană din fig 3.48 a) încărcată cu forțele reale, reprezentând greutatea proprie de 700 N în prima perioadă de sarcină și 900 N la sfârșitul acesteia. La partea superioară a coloanei acționează greutatea capului, în valoare de 150 N. Legătura la care se consideră supusă coloana este o încastrare în centura pelviană, toate vertebrele fiind legate între ele prin articulații cilindrice. Discretizarea structurii pe care s-au realizat analizele este prezentată în fig 3.48 b).

S-a studiat repartiția tensiunilor în diferitele zone ale coloanei, cu accent pe tensiunile normale, de forfecare și echivalente de oboseală calculate după criteriul von Mises. Rezultatele obținute sunt reprezentate comparativ în diagrama din fig 3.49, în funcție de densitatea medie osoasă considerată ca parametru al evoluției sarcinii.

Se constată că, pe măsura scăderii densității osoase de la o valoare de 1.5 g/cm^3 , considerată normală pentru subiecții tineri în perioada incipientă a sarcinii, cele trei tipuri de tensiuni considerate semnificative înregistrează creșteri continue, astfel că la densitatea de 0.7 g/cm^3 se apropie de valorile limită ale rezistenței osoase impuse prin protocolul de analiză și determinate de caracteristicile materialului osos. Astfel, la densitatea finală menționată, se pot produce fisuri sau fracturi ale materialului osos ce se evită numai printr-un aport controlat de calciu care să determine ca, pe toată perioada sarcinii, bilanțul acestui element la nivelul organismului să fie pozitiv.

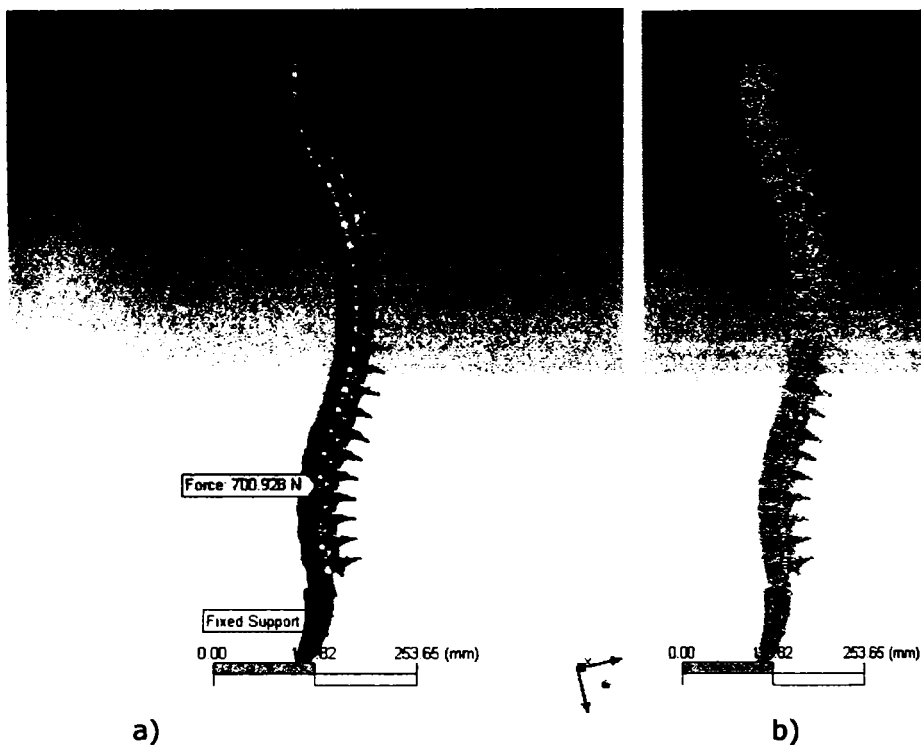


Fig.3.48 Incărcarea și discretizarea coloanei vertebrale

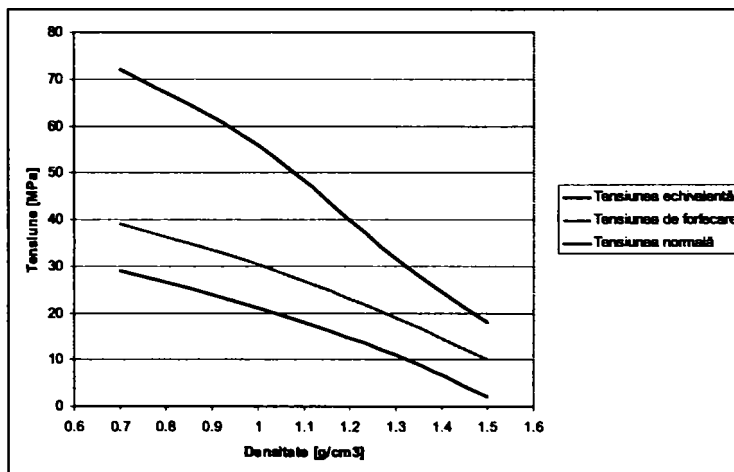


Fig.3.49 Variația tensiunilor din coloana vertebrală în funcție de densitatea medie osoasă

Determinările realizate prin metoda elementelor finite prezintă maxim interes în zona lombară, cea mai solicitată și afectată atât de modificările de postură impuse coloanei prin modificarea poziției centrului de greutate, cât și de creșterea valorii forței de greutate în perioada finală a sarcinii.

La nivelul aparatului dentar, analiza numerică s-a desfășurat pentru diferite valori ale densității osoase a mandibulei și respectiv a dinților, aflate în descreștere în timpul evoluției sarcinii. Modelul utilizat și discretizarea sa sunt prezentate în fig 3.50.

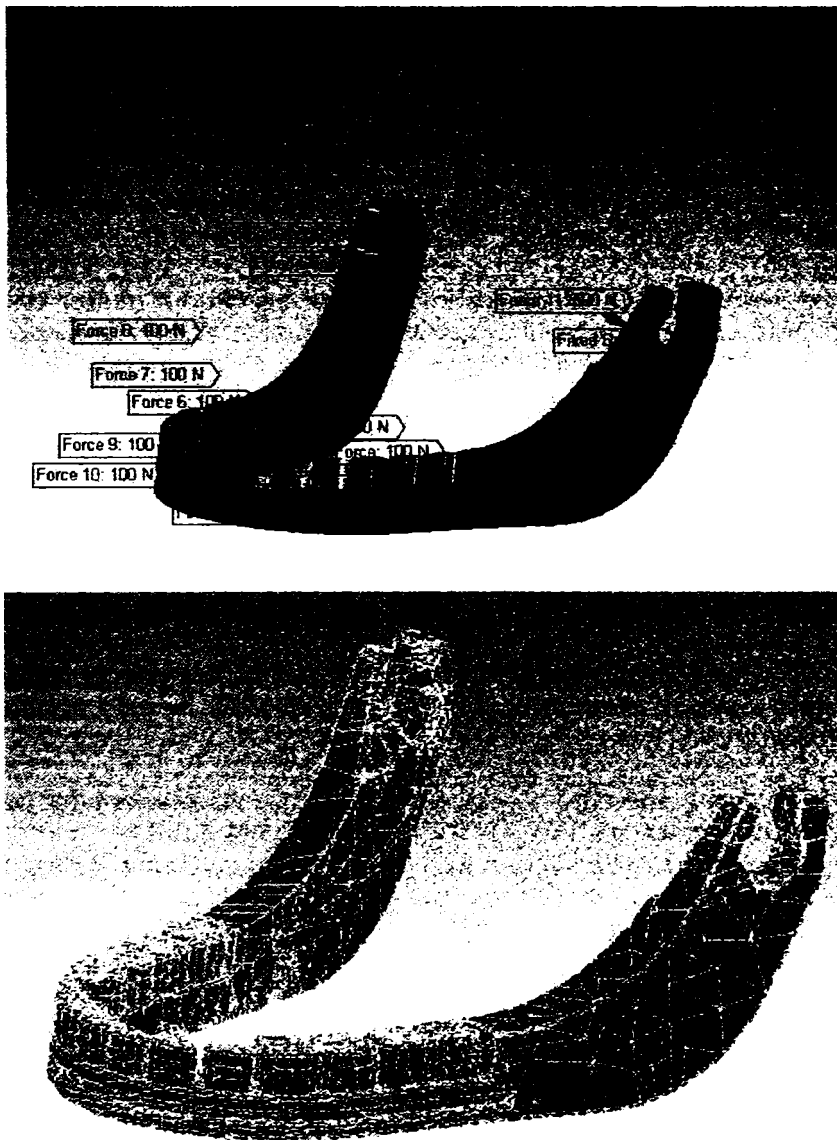


Fig. 3.50 Modelul de mandibulă încărcat și discretizat

Studiile stării de tensiune din maxilar și dinți s-au realizat în toate cazurile sub acțiunea, pe fiecare ramură, a unei forțe exterioare de 500 N produsă de ansamblul de mușchi maseter-pterigoid-temporal și a forțelor normale care apar în dinți în timpul

masticăției. S-a constatat că în situațiile în care densitatea mandibulei scade sub 1.3 g/cm^3 și a dinților sub 2.7 g/cm^3 apar tensiuni la zona de implantare dinte-maxilar care depășesc cu mult nivelul admis. Astfel, tensiunile de forfecare pentru densitatea osului de 1 g/cm^3 și a dinților de 1.5 g/cm^3 ajung la 661.54 MPa , fiind triple față de valoarea maximă admisă.

Scăderea nivelului de calciu din oase în graviditate poate atinge, în ultimul trimestru de sarcină, nivelul osteoporozei instalate cu o densitate medie osoasă de 0.7 g/cm^3 . Datorită creșterii continue a tensiunilor din coloana vertebrală pe măsura înaintării în sarcină, asociată cu scăderea densității osoase medii, se poate atinge nivelul de alertă prin existența în anumite zone a unor valori limită ale tensiunilor de compresie și forfecare. Aceste disfuncții pot fi evitate prin controlul riguros al aportului de calciu în organism, putându-se astfel preveni eventuale fracturi sau fisuri osoase în zonele suprasolicitate.

O situație dificilă a fost constatată la nivelul aparatului dentar unde tensiunile ating nivelul excavării dinților și chiar superior acestora, mai ales la reducerea lungimii rădăcinii provocată de gingivitele de sarcină.

3.5. Analiza experimentală a implantelor chirurgicale

Studiile realizate prin analiză numerică a elementelor de implantare au fost completate prin determinări experimentale realizând încercări la tracțiune/compresiune și torsiune pe tipurile de implantate proiectate și produse [128] [131], [132], [133], [134], [136].

Încercările mecanice de tracțiune s-au executat în laboratorul CIDUCOS aflat în curs de acreditare conform standardului SR EN 17025:2005 pe cele două echipamente din dotarea laboratorului, folosind o dispozitivare specifică tipului încercării și obiectului de încercat.

În fig 3.51 este prezentată schema de principiu a echipamentelor folosite pentru efectuarea încercărilor mecanice [105], [106], [108], [114], [116].

Echipamentul ULTRATEST (Fig 3.52) este dotat cu celule de forță și moment.

Capacitatea maximă a echipamentului UltraTest este 1000N , care în combinație cu o celulă digitală de măsurare a forței reprezintă un echipament competitiv de măsurare a forței.

Pentru comunicarea cu calculatorul este folosit formatul standard NRZ (Non Return to Zero) cunoscut ca 8 sau 9 biți de date, fără paritate și cu un bit de stop. **Linia liberă** este definită starea **unu logic**. Starea transmisiei – **Bitul de Start**, are starea **zero logic**. Transmisia urmează bitului de start (primul este cel mai puțin semnificativ bit), fiind urmată de un **Bit de Stop** care are starea **unu logic**. Durata bitului depinde de viteza transmisiei și este ajustat după necesitățile transmisiei [126].

Pentru achiziția și stocarea datelor s-a elaborat un program în LabView. Acest software este dedicat achiziției de date în timp real, precum și prelucrării și memorării rezultatelor. El are în componență două părți:

- diagrama bloc (care conține programul efectiv),
- interfața cu utilizatorul.

Crearea programului este relativ simplă deoarece urmărește ideea unei scheme logice, iar interfața cu utilizatorul poate fi creată foarte sugestiv cu o multitudine de indicatori și opțiuni.

Elementele utilizate pentru realizarea diagramei bloc sunt clasificate în trei grupe: *noduri*, *terminale* și *fire*. *Nodurile* sunt elementele de execuție ale unui *IV*. Acestea sunt disponibile prin caseta cu funcții ale *IV*(fig 3.53).

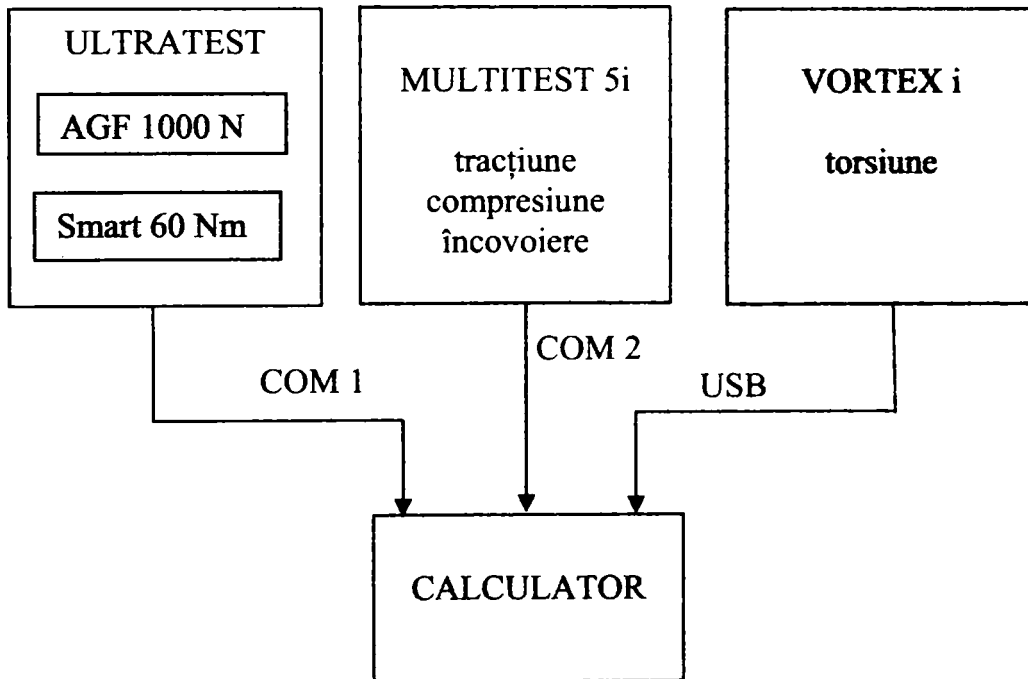
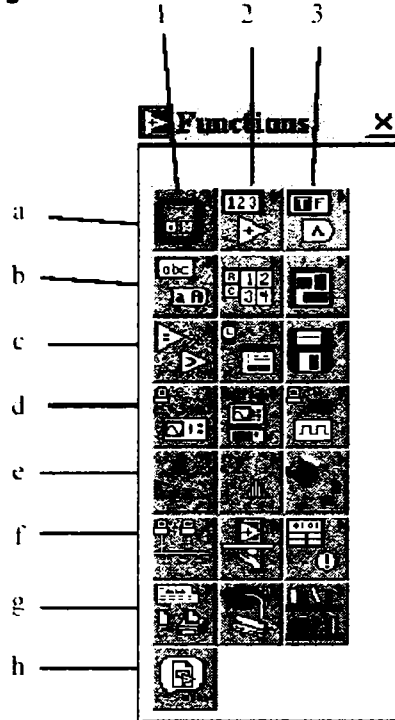


Fig. 3.51. Echipamentele folosite pentru efectuarea încercărilor mecanice



Fig. 3.52 Stand motorizat UltraTest**Fig. 3.53** Caseta cu funcții LabView

Elementele componente ale casetei cu funcții sunt:

a1 - instrucțiuni pentru controlul execuției programelor, formula de calcul, variabilă locală și globală;

a2 - funcții aritmetice, trigonometrice, logaritmice, etc.;

a3 - funcții logice;

b1 - funcții și constante pentru tipul șir de caractere;

b2 - funcții și constante de tip tablou;

b3 - funcții și grup de date (cluster);

c1 - funcții de comparare;

c2 - funcții de timp;

c3 - funcții și IV pentru gestionarea de fișiere;

d1 - IV pentru comunicații cu instrumente GPIB, VISA sau serial;

d2 - IV pentru GPIB, VISA, instrumente de măsură;

d3 - IV pentru achiziția datelor;

e1 - IV pentru analiza datelor, generare de semnal etc.;

e2 - IV pentru calcule în exemple de simulare;

e3 - funcții pentru apelarea procedurilor scrise în C, pentru manevrarea datelor

etc;

f1 - IV pentru comunicări în rețea;

f2 - caseta de controlul aplicațiilor include funcții Help, Menu, Print etc.;

f3 - funcții avansate;

- g1 – generare raport;
- g2 – tutorial;
- g3 – bibliotecă de IV salvate în ...\\LabView\User.Lib ;
- h1 – selectare IV;

Există 4 tipuri de instrucțiuni pentru controlul execuției programului (Fig 3.54):

- a) instrucțiunea Secvențială - Sequence;
- b) instrucțiunea de selecție multiplă - Case;
- c) instrucțiunea repetitivă For - For Loop;
- d) Instrucțiunea repetitivă While - While Loop.

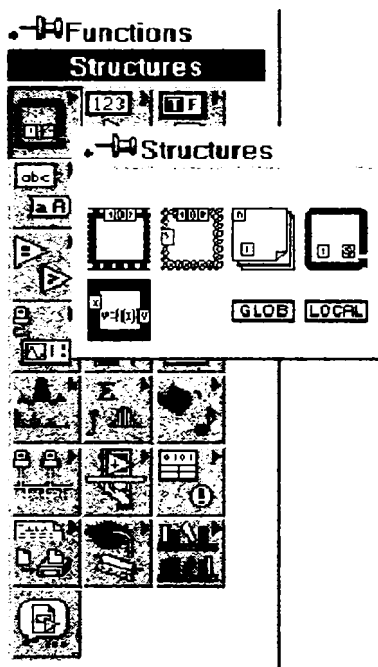


Fig. 3.54 Instrucțiuni pentru controlul programului

Instrucțiunea secvențială permite să se impună ordinea de execuție a unor subdiagrame, între care nu există dependența datelor. Instrucțiunea este formată din una sau mai multe subdiagrame, fiecare fiind susținută de un cadru. Cadrele sunt suprapuse, iar prin numărul alocat consemnează succesiunea de execuție.

Instrucțiunea de selecție multiplă permite execuția unei singure instrucțiuni, din mai multe alternative, pe baza valorii unei expresii.

Instrucțiunea repetitivă For asigură reluarea instrucțiunilor, care formează corpul ciclului, de un anumit număr de ori.

Instrucțiunea repetitivă While condiționează execuția instrucțiunii de valoarea logică a expresiei de oprire. Pentru valoarea logică "Adevărat" se reia execuția, iar pentru "False" execuția se oprește.

Terminalele reprezintă "porți" (tunele) prin care se realizează transferul datelor:

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

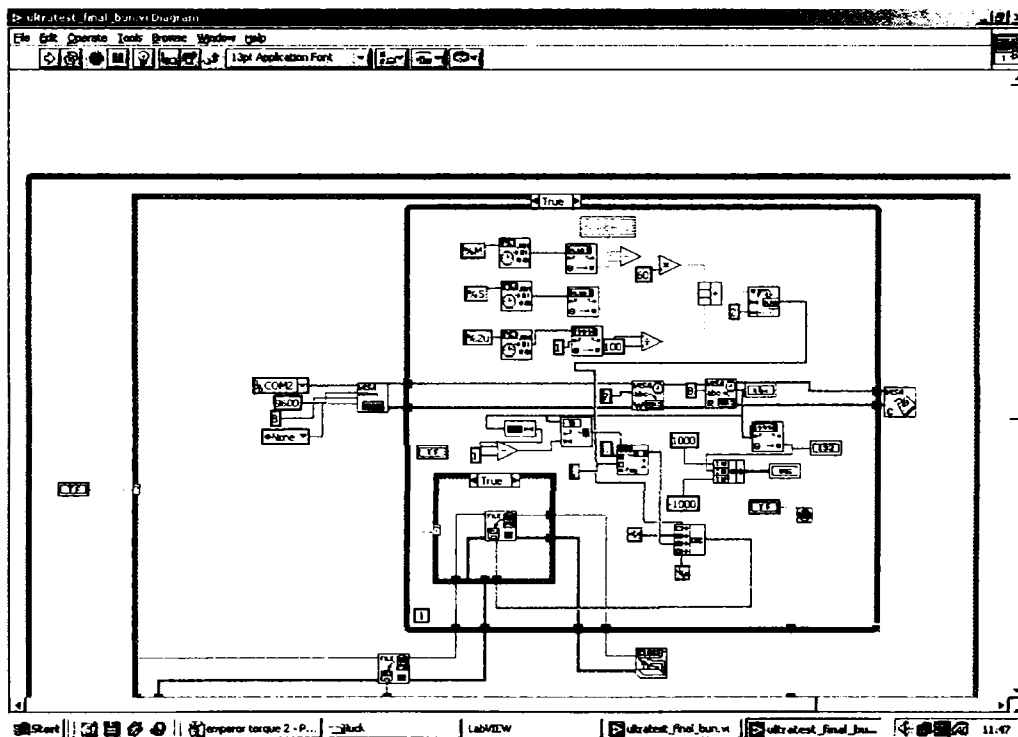
Terminalele au o reprezentare grafică sugestivă, fiind terminale sursă pentru datele de intrare și respectiv terminale destinație (ieșire).

Firele definesc și reprezintă grafic fluxul datelor în diagrama bloc. Fluxul datelor este de la terminalele sursă spre terminalele destinație. Prin culoarea și tipul liniei, firele codifică tipul datelor transmise.

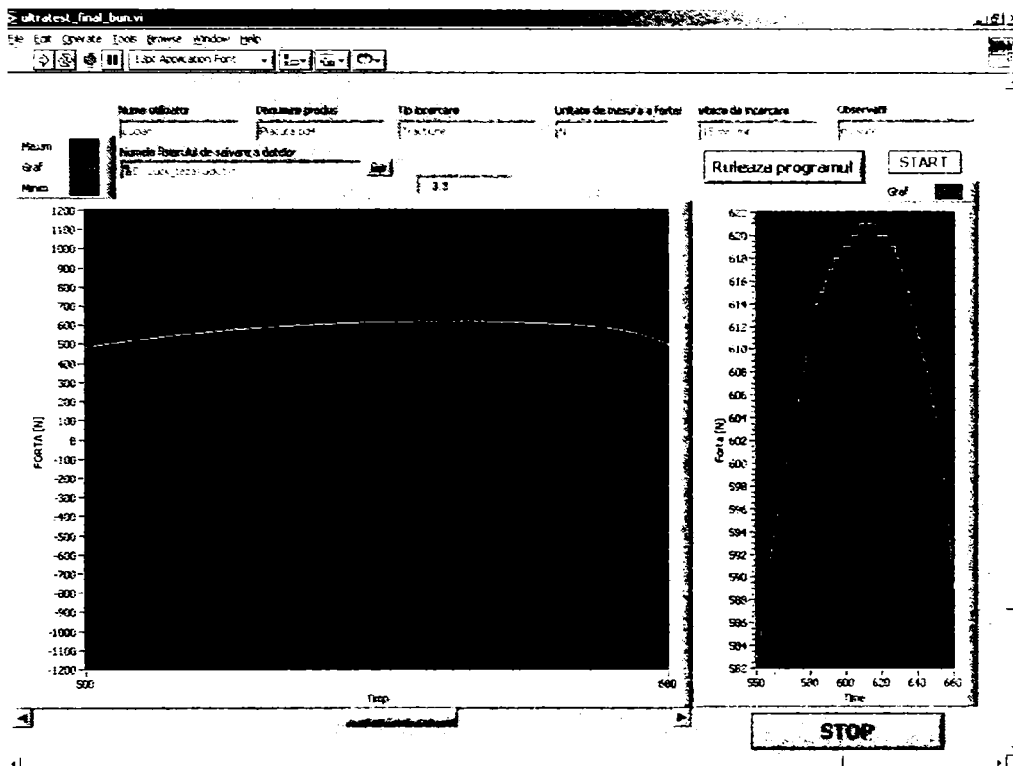
În fig 3.55 a) este prezentat programul sursă elaborat în LabVIEW, iar în fig 3.55 b) este prezentată interfața programului realizat pentru achiziția datelor de la celulă.

Pentru rularea programului se apasă butonul „Rulează programul”. În urma acestei acțiuni, programul achiziționează datele de la stand, dar nu le salvează în fișier decât după apăsarea butonului „START”. În momentul apăsării butonului „START”, în fișierul ales (tot prin program) se salvează întâi datele despre utilizator și despre caracteristicile încercării, apoi toate datele obținute de la standul de încercări.

Au fost încercate implantele trusei crano-maxilo-faciale (Fig 3.56). În fig 3.57 sunt prezentate reprezentările grafice ale forței de tracțiune înregistrate în funcție de săgeată. Viteza de încărcare este de 12.5 mm/min în toate cazurile, diferențele dintre reprezentări provenind de la valoarea distanța între bacuri (albastru - 6 mm, roz - 12 mm, galben - 18 mm).



a) sursa programului de achiziție



b) Interfață program achiziție
Fig. 3.55 Program de achiziție

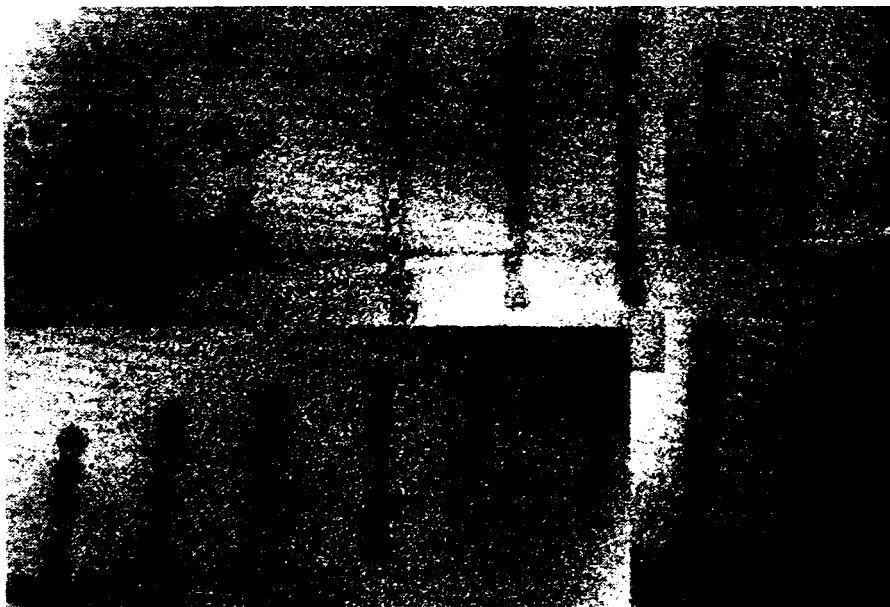
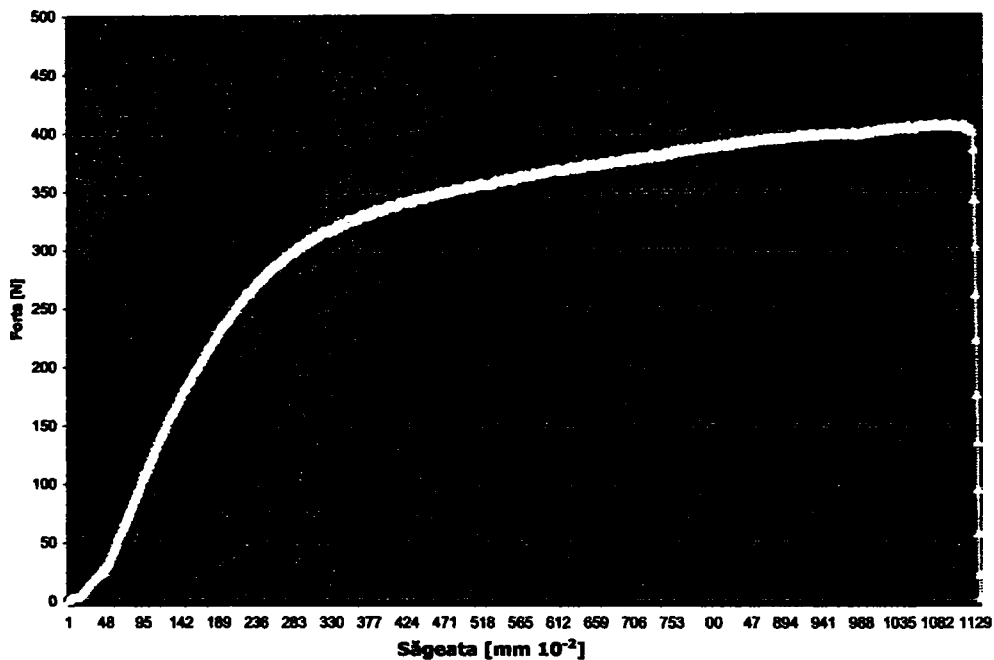
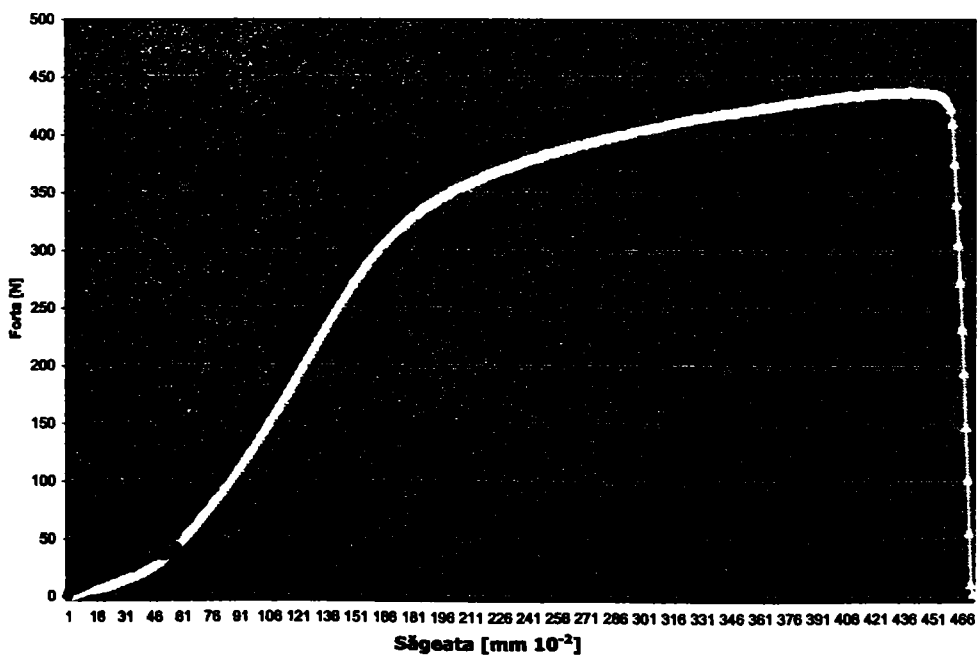


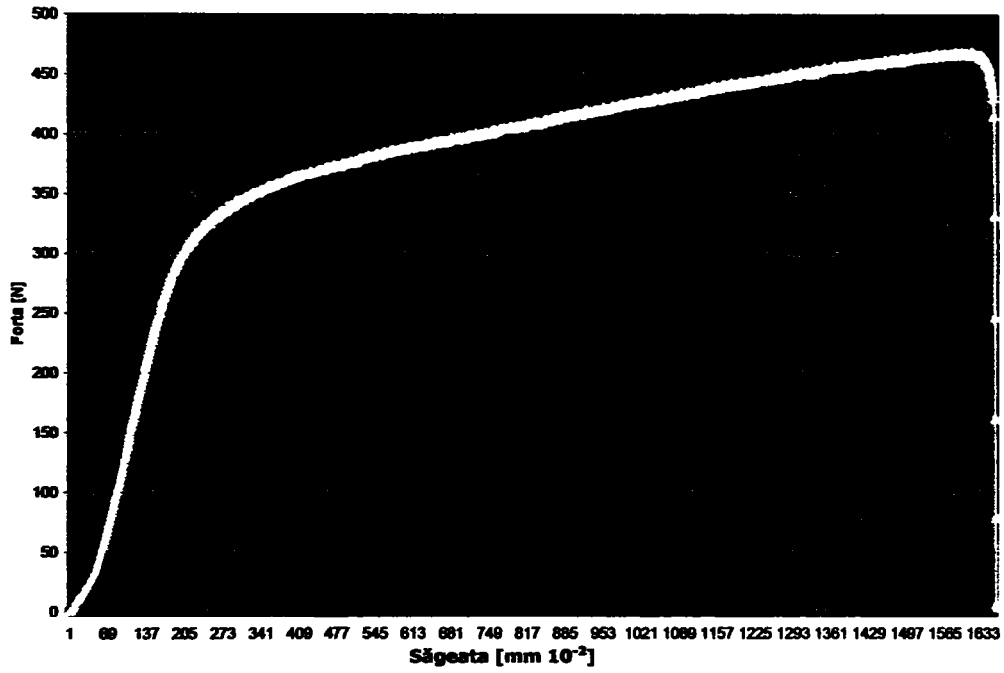
Fig. 3.56 Implantele încercate la tracțiune



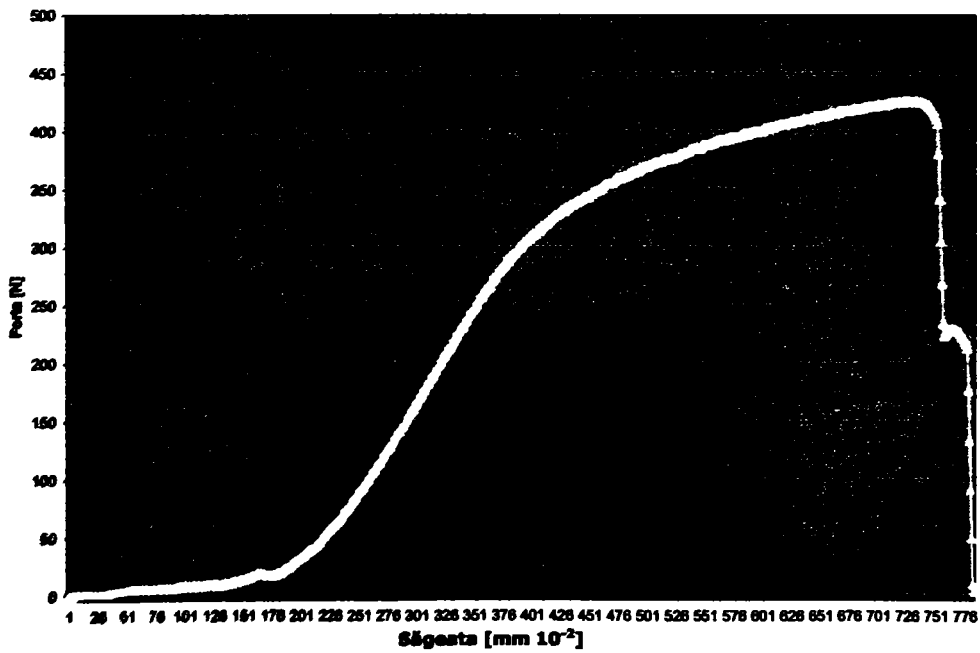
a) plăcuță tip PCO



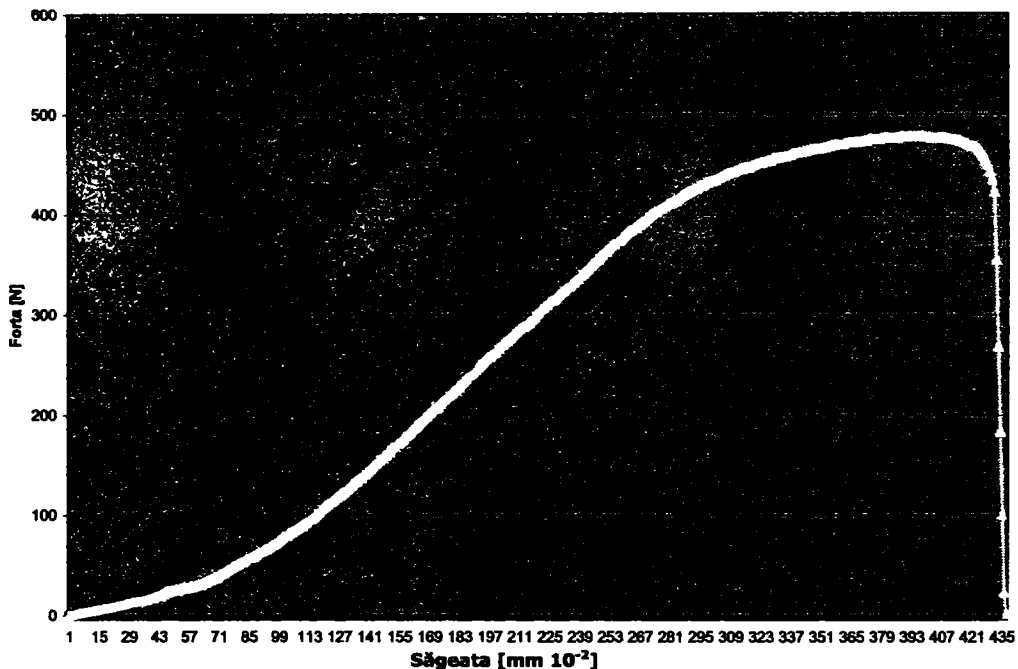
b) plăcuță tip PD4



c) plăcuță tip PD6



d) plăcuță tip PL90S



e) plăcuță tip PX

Fig. 3.57 Rezultatele încercării la tracțiune

Din diagramele prezentate se observă că, indiferent de tipul implantului și de distanța de prindere între bacuri, piesele încercate se rup la o forță de aproximativ 450 N. Având în vedere că aceste implante sunt destinate fracturilor craniene, se poate afirma că aceste implante rezistă din punct de vedere mecanic deoarece astfel de forțe nu apar în mod normal la craniu decât prin aplicarea unor lovituri. Se observă că o dată cu creșterea distanței dintre bacurile de prindere, crește și săgeata. Se mai observă că la încercarea implantului PL90S, acesta cedează în jurul valorii de 450 N, dar nu total, ruperea totală producându-se ulterior la o valoare a forței de aproximativ 200 N. Aceasta se datorează faptului că implantele PL90S s-au rupt toate în zona schimbării de direcție dintre cele două ramuri ale plăcuței (fig 3.58).



Fig. 3.58 Implant PL90S rupt la tracțiune

Pentru extinderea forței limită a încercărilor mecanice până la 5000 N și a acurateții achiziției s-a utilizat echipamentul MULTITEST 5-i (Fig 3.59), un sistem de testare controlat complet de calculator. Echipamentul MULTITEST 5-i conține și un software dedicat, crescându-i astfel acuratețea achiziției și stocării datelor (Fig 3.60).

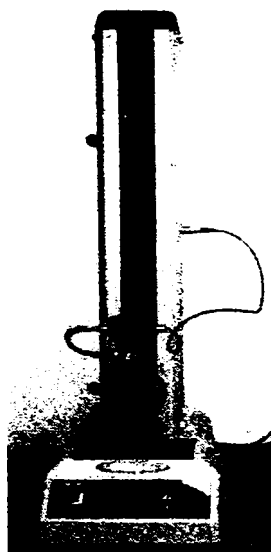


Fig. 3.59 Echipament Multi Test 5-i

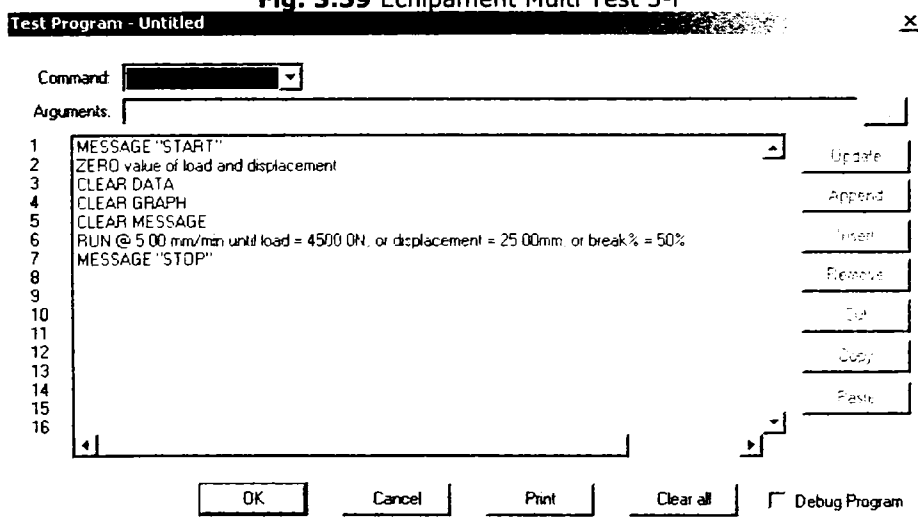


Fig. 3.60 Program Multi Test 5-i

Software-ul dedicat acestui echipament permite vizualizarea și prelucrarea ulterioară a datelor achiziționate (Fig 3.61). Astfel, prin poziționarea mouse-ului pe curba obținută se afișează coordonatele celui punct. De asemenea, programul conține un pachet bogat de funcții pentru calcul statistic (medie, abaterea medie pătratică, abaterea standard, determinarea pantei, interpolarea, etc.). În fereastra principală se observă curba de încărcare pentru un implant de tip PD4. Folosind cursorul de sub curbă și urmărind valorile din căsuțele de afișaj digital se poate parcurge curba și afla, pentru orice punct, valoarea mărimii măsurate în punctul respective și poziția acestuia.

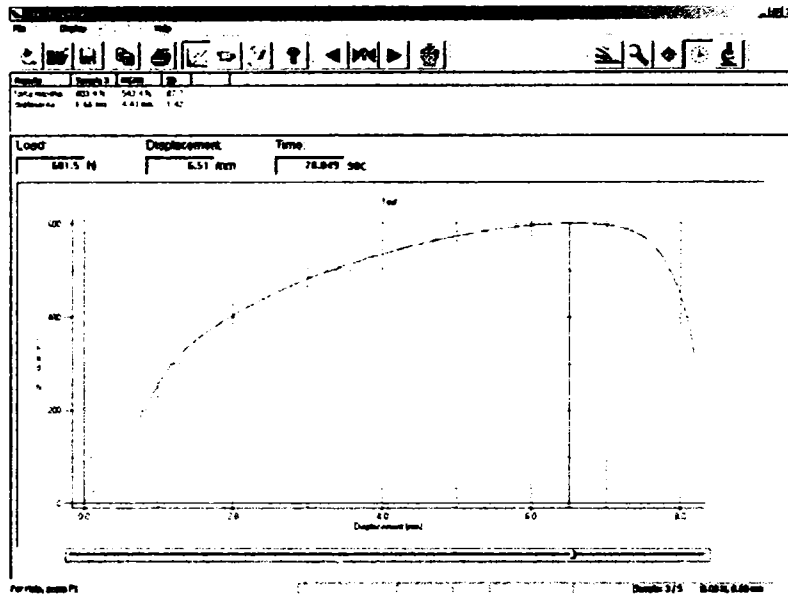
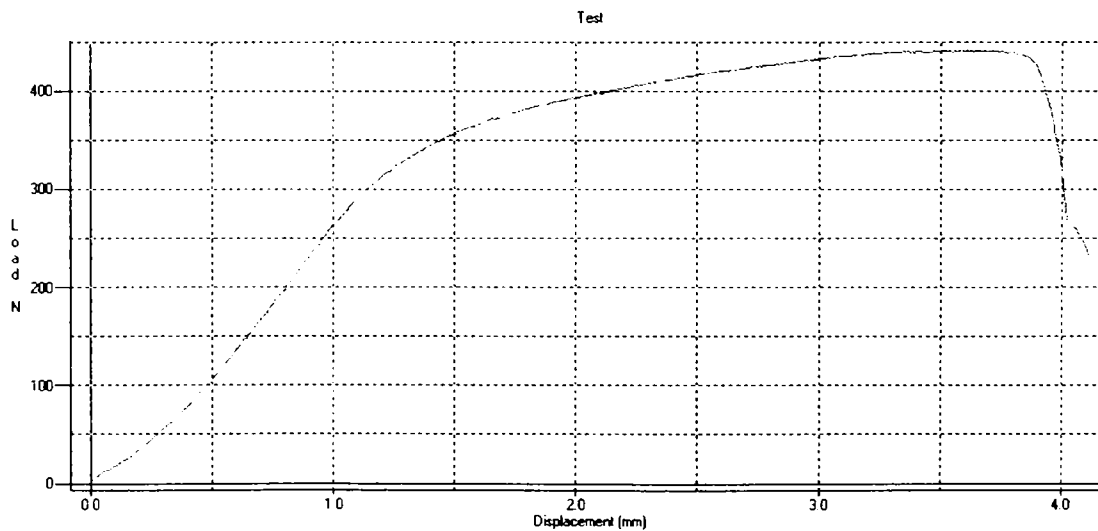
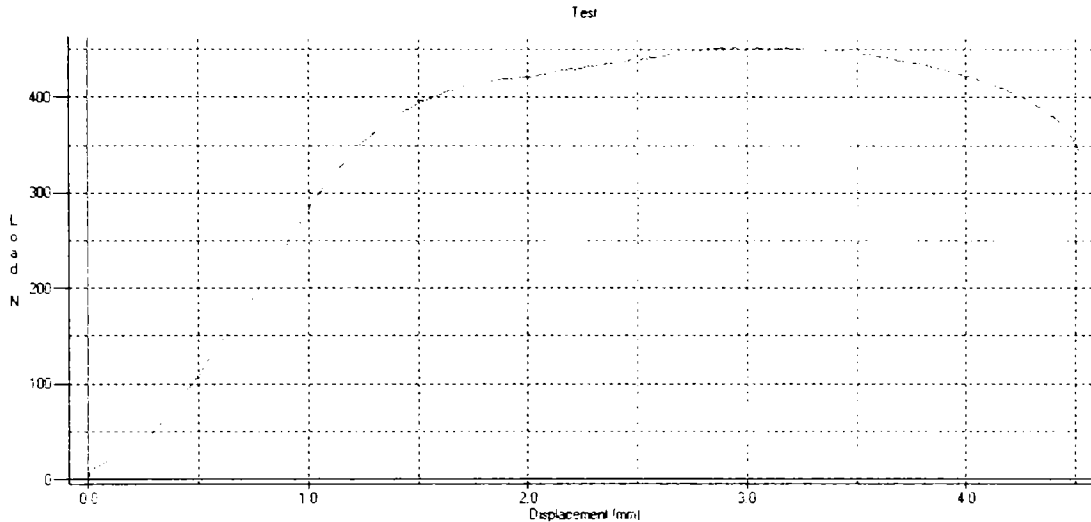


Fig. 3.61 Reprezentarea grafică utilizând software-ul echipamentului MULTI TEST 5-i

Cu acest echipament s-au efectuat încercări asupra implantelor chirurgicale din trusă. În figurile 3.62 a) și b) sunt prezentate rezultatele obținute pentru încercarea de tracțiune a două implantate tip PD4. Se observă că implantele se rup în jurul valorii de 450 N, valoare identică cu cea obținută la încercările efectuate cu echipamentul Ultratest.



a) încercare 1



b) Încercare 2

Fig. 3.62 Rezultatele încercării la tracțiune a plăcuței PD4

Deoarece Laboratorul CIDUCOS este un laborator de încercări cu sistemul de management al calității documentat și implementat, în curs de acreditare de către organismul Asociația de Acreditare din România RENAR, toate încercările mecanice realizate au respectat procedurile specifice și regulile impuse de managementul sistemului calității, ceea ce conferă tezei un caracter de noutate pe plan național.

Încercările mecanice realizate pentru plăcuțele trusei de implante, respectiv asupra componentelor distractorului, au stat la baza întocmirii dosarului de certificare a acestor dispozitive medicale.

3.6. Concluzii

Metoda de analiză cu elemente finite oferă informații care validează sau modifică soluția constructivă inițială. De asemenea, rezultatele analizei numerice realizate pentru implantele chirurgicale furnizează aprioric medicului specialist o imagine corectă asupra avantajului utilizării unui tip de implant în raport cu altele. Forma implantelor depinde evident de tipul și localizarea defectului de schelet, de solicitarea mecanică exterioară și, nu în ultimul rând, de calitatea materialelor implicate: a materialului osos în zona ce trebuie remediată și a materialului ales pentru implant. Este, deci, recomandabil ca înainte de inițierea unei intervenții chirurgicale reparatorii să se cunoască, ca urmare a unei investigații imagistice de detaliu, toate caracteristicile structurale ale complexului osos asupra căruia se intervine, precum și sistemul de solicitări mecanice exterioare și proprii la care porțiunea implantată va fi supusă. În felul acesta, rezultatele intervenției chirurgicale reparatorii nu depind doar

de abilitatea chirurgului, ci și de rezultatele investigației inginerești care precedă intervenția.

Efectuarea analizelor numerice pe fiecare tip de implant, individual, au demonstrat că acestea corespund din punct de vedere al solicitărilor la care vor fi supuse. Rezultatele analizelor efectuate pe ansamblul os-implant au condus la alegerea modului optim de fixare a fragmentelor osoase. S-a constatat că:

- la analiza implantului PL110 o dată cu creșterea numărului de prinderi, toate tensiunile și deformațiile scad, excepție făcând tensiunea de forfecare și deformația pe direcția X; cea mai bună prindere realizându-se prin 4 sau 5 șuruburi;
- în cazul distractorului valorile tensiunilor normală, de forfecare și echivalentă sunt foarte apropiate, și mult sub limita ceor admisibile pentru structura și materialul ales; deformația minimă (0.308 mm) apare pe direcția Y, iar deformația totală este 9.95×10^{-4} m, aceasta neinfluențând procesul de osteosinteză;
- tensiunilor normale în cazul mandibulei fixată cu distractor este de aproximativ 2.5 ori mai mică decât în cazul mandibulei sănătoase iar deformația pe direcția X (de la dreapta la stânga mandibulei) este, de asemenea, minimă aproximativ de 12 ori mai mică decât în cazul mandibulei sănătoase;
- tensiunea de forfecare este minimă în cazul mandibulei sănătoase, dar tensiunea în cazul mandibulei fixate cu implantul PD4 este apropiată (de 1.057 ori mai mare), iar pentru deformația pe direcția Z, tendința este aceeași, creșterea având o pantă redusă;
- în cazul mandibulei cu implante dentare, deformația totală scade o dată cu creșterea numărului de implante, deci implantele au o influență pozitivă din acest punct de vedere;
- tensiunea de forfecare crește de la 0.0992 MPa în cazul mandibulei fără implant, la 1.85 MPa în cazul mandibulei cu 3 implante;
- deformația totală și tensiunea de forfecare sunt mai mici în cazul mandibulei implantate cu un număr par de implante, decât în cazul implantării unui număr impar;
- în cazul fixării cu implantul LN 331 S valoarea medie a tensiunii echivalente maxime este 3.04 MPa, de 2.38 de ori mai mare decât tensiunea normală maximă (1.275 MPa) și de 6.33 de ori mai mare decât tensiunea maximă de forfecare; valoarea tensiunii este aproximativ aceeași pentru 3, respectiv 4 prinderi și mult mai mică decât în cazul fixării cu 5 șuruburi; valoarea tensiunii normale maxime este distribuită aproape de valoarea medie de 1.275 MPa, deviația standard fiind de 0,014; punctele unde apare maximul și minimul tensiunii normale se modifică o dată cu schimbarea numărului șuruburilor de fixare; din punctul de vedere al stabilității fixării, în concordanță cu valoarea tensiunii normale maxime, soluția optimă este cea în 3 șuruburi;
- când osul lung a fost implantat cu o singură plăcuță, reducerea tensiunii echivalente începe la prinderea cu 4 șuruburi și se accentuează pentru cazul cu 6 șuruburi; această tendință favorabilă a comportamentului mecanic, când plăcuța este fixată cu 6 șuruburi, este reflectată și de valoarea minimă a deformației (6.7×10^{-4} mm) pe direcția X (direcția șuruburilor de fixare);
- în cazul în care osul este implantat cu două plăcuțe se observă aceleași tendințe, doar că tensiunile și deformațiile sunt de 1.06 ori mai mari decât în cazul unei singure plăcuțe, ceea ce reprezintă o creștere nesemnificativă;

- când osul a fost implantat cu o tijă internă, tensiunile au scăzut semnificativ; tensiunea echivalentă maximă este de 1.70 ori mai mică decât în cazul unei singure plăcuțe și de 1.78 ori mai mică decât în cazul a două plăcuțe; cea mai semnificativă reducere se observă în cazul tensiunii normale (de 2.87 respectiv 2.89 ori); tensiunea de forfecare maximă s-a redus doar de 1.13 ori față de fixarea cu o plăcuță, respectiv 1.27 ori față de fixarea cu două plăcuțe; este important de remarcat că deformația datorată compresiunii este mai mică în cazul fixării cu 4 șuruburi, având o variație inversă față de cealaltă metodă de fixare; media deformației este de 2.23 ori mai mare în acest caz decât în cazul fixării cu plăcuțe;
- în cazul fixării oaselor lungi folosirea plăcuțelor este favorabilă deoarece deformațiile sunt mici și intervenția nu este prea invazivă; dacă osul fracturat este imobilizat pe parcursul vindecării, atunci este mai bine să fie folosite plăcuțele (una sau două, în funcție de tipul fracturii, diferențele fiind ne semnificative; dacă tratamentul impune necesitatea asigurării încărcării mecanice a osului și nu sunt necesare restricții privind deformația, în acest caz este optimă utilizarea tijei;
- pe măsura scăderii densității osoase de la o valoare de 1.5 g/cm^3 , considerată normală pentru subiecții tineri în perioada incipientă a sarcinii, cele trei tipuri de tensiuni considerate semnificative înregistrează creșteri continue, astfel că la densitatea de 0.7 g/cm^3 se apropie de valorile limită ale rezistenței osoase impuse prin protocolul de analiză și determinate de caracteristicile materialului osos;
- zona lombară este cea mai solicitată și afectată atât de modificările de postură impuse coloanei prin modificarea poziției centrului de greutate, cât și de creșterea valorii forței de greutate în perioada finală a sarcinii;
- dacă densitatea mandibulei scade sub 1.3 g/cm^3 și a dinților sub 2.7 g/cm^3 apar tensiuni la zona de implantare dinte-maxilar care depășesc cu mult nivelul admis; astfel, tensiunile de forfecare pentru densitatea osului de 1 g/cm^3 și a dinților de 1.5 g/cm^3 ajung la 661.54 MPa, fiind triple față de valoarea maximă admisă.

Încercările mecanice au fost realizate doar asupra implantelor. Aceste încercări s-au efectuat în Laboratorul CIDUCOS care este un laborator de încercări cu sistemul de management al calității documentat și implementat, în curs de acreditare de către organismul Asociația de Acreditare din România RENAR. Toate încercările mecanice realizate au respectat procedurile specifice și regulile impuse de managementul sistemului calității, ceea ce conferă tezei un caracter de noutate pe plan național. Rezultatele experimentale astfel obținute au completat informațiile obținute prin analiză numerică.

Forțele de rupere a implantelor determinate experimental sunt de aproximativ 450 N. Acestea sunt mult mai mari decât cele care pot apărea în mod normal în scheletul uman. Astfel încercările experimentale au demonstrat că implantatele proiectate și realizate corespund din punct de vedere mecanic.

Pe baza datelor obținute în urma investigațiilor asupra pacientului și a rezultatelor analizelor numerice și experimentale efectuate, se pot determina soluțiile optime de reconstrucție a osului. Dar soluția finală care se va implementa chirurgical este decisă de medicul specialist.

4 TEHNOLOGII DE PRELUCRARE A IMPLANTELOR

Datorită proprietăților mecanice ale titanului, prelucrarea prin așchiere este dificilă. Uzura rapidă a sculelor și avansul lent al acestora sunt în defavoarea tehnologiilor clasice de prelucrare. Astfel pentru prelucrarea titanului a fost necesară orientarea spre tehnologiile neconvenționale de prelucrare. Aceste tehnologii neconvenționale oferă posibilități de prelucrare a unor materiale dure și extradure, în condiții de maximă eficiență tehnico-economică. Se obțin astfel piese cu forme și tipuri de suprafețe complexe, greu și uneori imposibil de obținut prin aplicarea tehnologiilor clasice de prelucrare [103], [109], [137].

Utilizarea metodelor și procedeele de prelucrare neconvențională se aplică și în tehnologiile de prelucrare a unor materiale curențe, dar fără a înlocui sau elimina procedeele clasice de prelucrare din fluxul tehnologic.

Metodele și procedeele de prelucrare neconvenționale sunt, în etapa actuală, în plină dezvoltare și diversificare, fapt ce conduce la apariția succesivă a unor procedee noi și utile care au următoarele caracteristici generale:

- posibilitatea copierii formei sculei simultan pe cele trei coordonate ale semifabricatului, fapt ce permite realizarea unei productivități ridicate, în special pentru piese de forme complicate;
- forțele care apar în sistemul tehnologic sunt, în general, mici sau complet neglijabile; ca urmare, deformațiile clasice ale sistemului sunt reduse, fapt ce se reflectă în creșterea preciziei de prelucrare;
- regimurile de prelucrare sunt practic independente de duritatea și tenacitatea materialelor de prelucrat (excepție fac prelucrările cu ultrasunete, când se prelucrează materiale cu duritate ridicată, nu materiale moi);
- procesul de prelucrare este, în general, ușor de automatizat.

O clasificare a tehnologiilor neconvenționale se poate face după modul în care decurge procesul de prelucrare: cu îndepărtare sau depunere de material și fără îndepărtare de material [103], [109].

În prima grupă sunt incluse tehnologiile care au la baza îndepărtarea de material prin eroziune sau depunere de material pe anumite suprafețe și cu anumite scopuri tehnice. În aceasta categorie sunt incluse următoarele metode:

- prelucrare prin electroeroziune (prin eroziune electrică);
- prelucrare electrochimică (prin eroziune electrochimică);
- prelucrare cu plasmă (prin eroziune cu plasmă);
- prelucrare cu fascicule dirijate (cu radiații);
- prelucrare cu ultrasunete (prin eroziune cu ultrasunete);
- prelucrare prin așchiere la rece sau la cald.

În cea de a doua grupă sunt incluse tehnologiile în care, deși au loc schimbări de forme, volume, dimensiuni, nu se produc îndepărtări / depuneri de material. Din această categorie fac parte tehnologiile de:

- prelucrare prin deformare plastică la viteze mari;

- prelucrare prin finisare a suprafețelor.

Grupa prelucrărilor prin electroeroziune este, în general, utilizată numai la prelucrarea metalelor și aliajelor lor, în condiții speciale putând fi prelucrate și alte materiale care nu sunt bune conducătoare de electricitate, dar numai pe adâncimi mici. Procedeele din această grupă se bazează pe transformarea energiei electrice în energie calorică, prin microdescărcările care au loc în interstițiul de lucru sau prin formarea unor arcuri electrice care topesc metalul.

Grupa prelucrărilor electrochimice este utilizată numai la prelucrarea metalelor și aliajelor și se bazează pe fenomenul de dizolvare anodică, însoțit de reacțiile chimice de electroliză dintre piesă și electrodul sculă. Adaosul de prelucrare al semifabricatului este transformat în compuși chimici, prin formarea unui strat pasivizat moale ce va fi îndepărtat din zona de lucru pe cale hidrodinamică.

Grupa prelucrărilor cu fascicule dirijate se poate aplica la prelucrarea tuturor tipurilor de materiale (metale, sticlă, materiale plastice, materiale termoplastice). Fasciculele dirijate pot fi de electroni, de ioni sau de fotoni. Prelucrarea se bazează pe fenomenul de transformare a energiei electrice în energie luminoasă (prelucrare *LASER* = Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation sau într-un fascicul de electroni sau ioni, de o anumită intensitate. Pentru creșterea energiei pe suprafața de prelucrat fasciculele sunt concentrate prin diverse metode de focalizare: optice, electromagnetice.

Grupa prelucrărilor cu plasma se aplică în special la obținerea contururilor prin tăiere. Energia electrică este utilizată pentru formarea jetului de plasma în prezența unui gaz plasmogen (argon, heliu, azot). Temperatura de lucru poate ajunge până la 5000...8000 °C.

Grupa prelucrărilor cu ultrasunete are la bază fenomenul de transformare a energiei electrice în energie mecanică de oscilație a sculei. Ultrasunetele pot fi de frecvență medie, de 20...150 kHz (utilizate pentru prelucrarea dimensională a unor fante, găuri, finisări) sau de frecvență ridicată, de 500...1500kHz (utilizate pentru degresarea și spălarea pieselor, pregătirea emulsiilor de răcire și ungere).

Grupa prelucrărilor prin așchiere la rece sau la cald se bazează pe combinarea procesului de așchiere clasic cu condiții speciale de temperatură. În general, se aplică materialelor care în condiții normale nu pot fi prelucrate prin așchiere.

Grupa prelucrărilor prin deformare plastică de mare viteză dezvoltă forțe de inerție de valori mari, capabile să deformeze plastic materialul în condiții mai avantajoase din punct de vedere al prelucrării. Sursele de energie pot fi chimice, electrice sau mecanice, iar energia de prelucrare disponibilă poate crește de zeci și sute de ori față de cazurile clasice. Se pot prelucra atât materiale obișnuite cât și materiale greu prelucrabile prin alte procedee.

Cu aceste metode și procedee se recomandă prelucrarea diferitelor materiale (tabelul 4.1), iar în funcție de natura materialelor și de felul prelucrărilor, se aplică un procedeu sau altul, în scopul realizării preciziei dimensionale, de formă și rugozitate și în condițiile obținerii unei eficiente economice cât, mai ridicate (1 = foarte bun; 2 = bun; 3 = neindicat; 4 = neaplicabil).

Pentru realizarea implantelor prezentate și realizate în cadrul tezei s-au aplicat două tehnologii și anume electroeroziune și laser. S-au ales aceste două tehnologii pentru că au eficiență bună respectiv foarte bună conform tabelului 4.1.

Tabelul 4.1 Alegerea tipului de tehnologie în funcție de eficiența economică și precizia dimensională urmărită

Procedeul de aplicare	Aliaje neferoase	Aliaje feroase și super aliaje	Carburi metalice	Materiale neferoase	Materiale ceramice și plastice	Diamant sticlă
Electroeroziune	2	1	1	2	4	2 (4)
Electrochimic	2 (1)	1	2(1)	2	4	4
Ultrasunete	4	2	1	1	1(4)	1
Plasma	1	1	2	3	4	4
Laser	2(1)	2	2	1	1	1
Fascicule dirijate	2	1	2	1	1	1

4.1 Metoda de tăiere prin electroeroziune

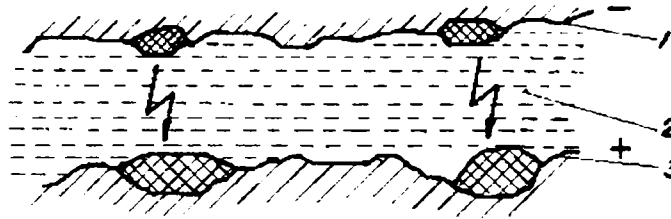
Eroziunea este fenomenul de distrugere a integrității straturilor de material al pieselor, ca urmare a acțiunii unui agent eroziv. Acesta, prin energia sa, distruge legăturile dintre particulele materialului prelucrat. Ca agenți erozivi se pot utiliza scânteile electrice, curentul electric, plasma, fasciculul de lumină sau de electroni [103], [109].

Indepărtarea materialului se face prin topire, vaporizare, rupere, corodare sau prin acțiunea combinată a acestora.

Prelucrarea prin electroeroziune se realizează prin îndepărtarea particulelor de material de pe suprafața piesei ca urmare a acțiunii scânteilor electrice produse între o sculă metalică și piesa de prelucrat.

Schema de principiu este redată în fig 4.1. Electrocul - scula 1 este legat la polul negativ al unei surse de curent continuu și se constituie în catod. Electrocul - piesă 3 este legat la polul pozitiv al sursei de curent și se constituie în anod. Între cei doi electrozi se păstrează constant un mic spațiu numit interstițiu, în care, în timpul prelucrării, se află un mediu dielectric 2 (apa distilată, petrol, ulei).

Energia electrică este trimisă în zona de lucru sub forma de impulsuri de o anumită mărime, intensitate, tensiune și frecvență. Între punctele cele mai apropiate de pe sculă și piesă, puncte cu densitate maximă de curent, apar descărcări electrice în lanț. Dielectricul formează mediul care favorizează procesul electroeroziv și în care se desfășoară rapid o serie de fenomene fizico-mecanice, fizico-chimice, termice, hidrodinamice (fig.4.2).



1 electrod-sculă (catod); 2 mediu dielectric (apa distilată; petrol; ulei);
3 electrod - piesă (anod)

Fig.4.1 Schema de principiu a prelucrării prin electroeroziune

Scânteia produsă dezvoltă temperaturi foarte mari pe o suprafață extrem de mică; în acel loc materialul piesei se topește și se volatilizează, formând un crater minuscul. Datorită numărului mare de scânteii care se produc, întreaga suprafață se va acoperi cu cratere, ceea ce echivalează cu îndepărtarea unui strat de material.

Pentru ca prelucrarea prin electroeroziune să fie eficientă dielectricul trebuie să îndeplinească următoarele condiții:

- rezistență chimică mare față de acțiunea aerului;
- să-și păstreze vâscozitatea în cursul prelucrării;
- conductivitate termică și electrică redusă;
- punctul de inflamabilitate peste + 400 °C pentru a se evita aprinderea lui;
- să se evapore cât mai puțin în timpul încălzirii pe durata prelucrării, iar vaporii să nu fie nocivi;
- să posede o bună pasivitate chimică în raport cu materialul electrozilor;
- să fie stabil chimic la acțiunea descărcărilor electrice în spațiul de lucru;
- să-și păstreze proprietățile fizico - chimice în timp;
- să fie ușor de recuperat;
- să fie ieftin.

Rolul dielectricului este de a asigura repartizarea energiei impulsurilor de curent electric între piesă și sculă și de a evacua produsele rezultate în urma eroziunii. Cel mai utilizat este petrolul lampant, dar rezultate bune se pot obține și folosind apa distilată, soluțiile apoase, alcoolul, uleiurile minerale.

Dacă dielectricul se amestecă cu numai 2% sulf are loc o micșorare a uzurii electrodului - sculă cu peste 40%, datorită formării unei pelicule protectoare groase pe suprafața acestuia. Pentru obținerea unei precizii ridicate, dielectricul este recirculat forțat în zona de lucru, iar particulele desprinse de pe suprafața piesei sunt antrenate spre sistemul de filtrare. Adăugând praf de siliciu, carbon, aluminiu sau cupru în lichidul dielectric se îmbunătățește mult finisarea suprafeței, rezultând suprafețe oglindă.

Prin electroeroziune se pot prelucra toate tipurile de materiale bune conductoare de electricitate, fie că sunt moi, fie că sunt dure sau extradure (inclusiv pulberi de carbon, aluminiu, cupru, carbură de tungsten). În condiții speciale, se pot prelucra și materiale care nu sunt bune conducătoare de electricitate. În funcție de materialul electrodului - piesă se va alege materialul pentru electrodul - sculă astfel încât să se obțină o uzură minimă la o prelevare maximă de material din piesă.

Costul sculelor poate ajunge până la 60% din costul total al prelucrării, ceea ce impune alegerea celor mai convenabile metode și materiale pentru acești electrozi.

Caracteristicile ce trebuie îndeplinite de către metoda de decupare prin electroeroziune sunt:

- obținerea unei forme identice cu cea a modelului;
- precizia de execuție ridicată (0,01 mm);
- structură compactă cu granulație fină;
- prelucrabilitate bună;
- stabilitate termică bună.

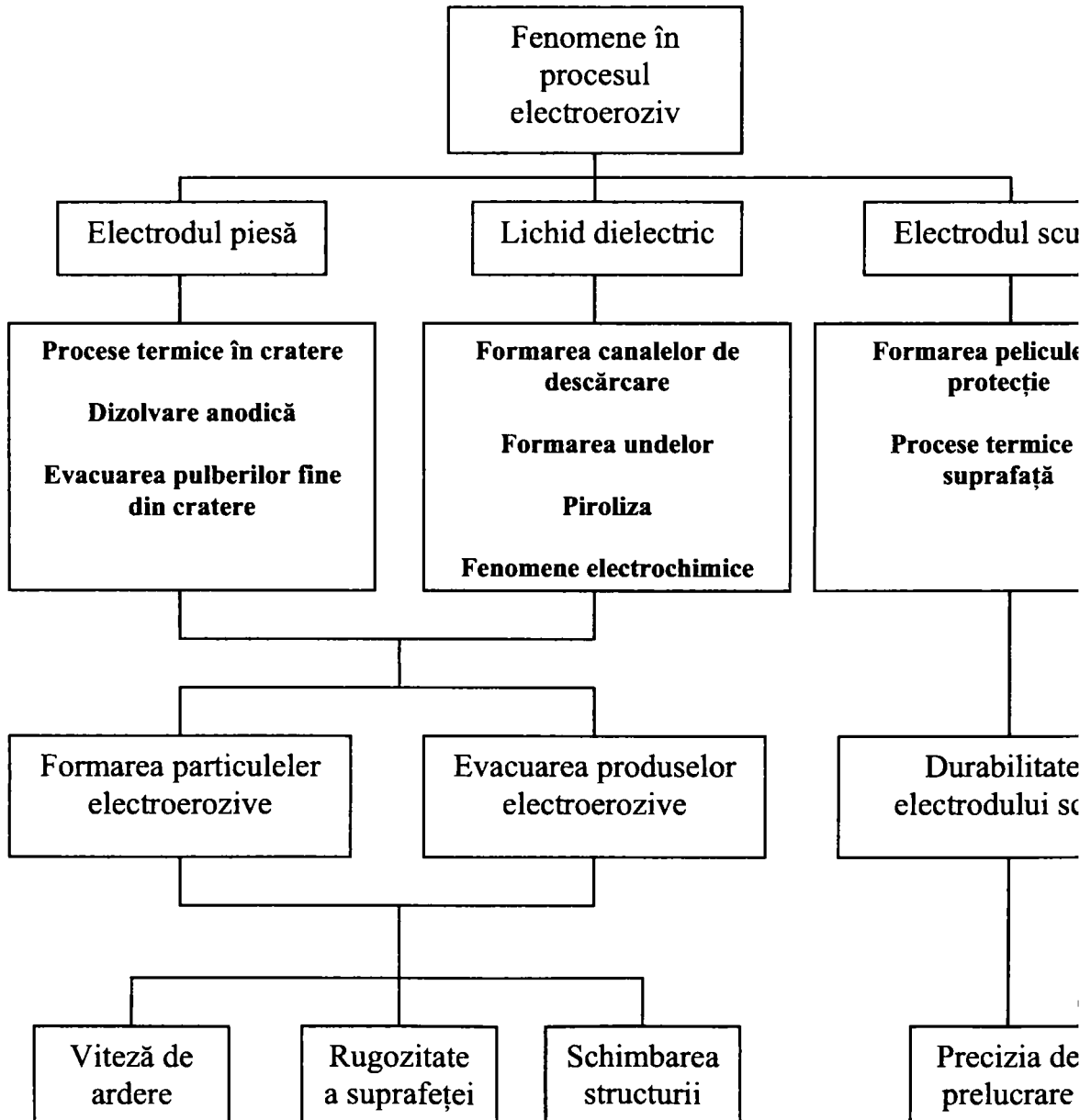
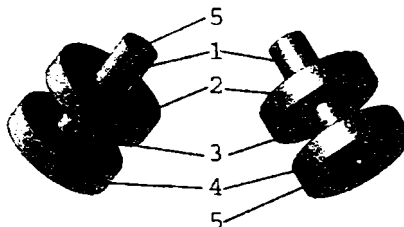


Fig. 4.2 Fenomene ce se desfășoară în procesul electroeroziv

Sculele se pot realiza prin aşchiere, prin matriţare la cald, la rece sau combinat, prin extrudare, prin metalizare, prin turnare, prin sinterizare. Constructiv sunt alcătuite dintr-o parte activă şi o parte de prindere (fig 4.3). Se pot executa pentru fiecare fază a prelucrării separat sau în trepte. Treapta de degroşare 5 şi de finisare 2 se construiesc din cupru electrolitic, iar partea de prindere 1, tija de legătură 3 şi buşele distanţiere din otel. Sculele pot fi prevăzute cu un canal pentru conducerea dielectricului 4.

Posibilităţile de realizare a suprafeţelor prin electroeroziune sunt prezentate în tabelul 4.2. Mişcările de lucru sunt: avans de pătrundere aparţinând sculei sau piesei, în funcţie de schema tehnologică adoptată şi mişcări ajutătoare, realizate cu dispozitive auxiliare aflate în dotarea maşinii. Generarea suprafeţelor complexe se poate realiza prin copierea profilului sculei, prin mişcări relative între piesă şi sculă sau combinat.



1 tija de prindere; 2 treapta de finisare; 3 tija de legătură; 4 treapta de degroşare; 5 canal pentru conducerea dielectricului.

Fig.4.3 Schema de principiu a unui electrod-sculă pentru prelucrarea prin electroeroziune

Tabelul 4.2 Posibilităţi de realizare a suprafeţelor prin electroeroziune

Maşini de prelucrat	Componenta care o execută	Tipul mişcării	Componenta care o execută	Tipul mişcării	Operaţii posibile
Prin copierea formei electrodului scula	electrodul scula electrodul scula	rectilinie translaţie circulara	electrodul scula	oscilatorie rotaţie	găurire, gravare finisarea unor orificii şi cavităţi tehnologice
cu fir	electrodul piesa electrodul piesa	rectilinie după un contur	electrodul scula electrodul scula	rectilinie rectilinie	debitare decupare după contur
cu electrod scula rotativ	electrodul scula electrodul piesa	rectilinie	electrodul scula si electrodul piesa	rotaţie	debitare rectificare găurire profilare filetare interioara

cu electrod piesa rotativ	electrodul scula	rectilinie	electrodul piesa electrodul scula	rotație	rectificarea si netezirea suprafețelor de revoluție
---------------------------------	---------------------	------------	--	---------	--

4.2 Debitarea implantelor prin electroeroziune

Implantele componente ale trusei cranio-maxilo faciale au fost debitate pe mașina de electroeroziune cu fir DK7732F (Fig 4.4) care face parte din categoria mașinilor unelte de dimensiuni gabaritice mici, echipată cu comandă numerică tip MNC-A. Mașina se evidențiază în seria din care face parte printr-un design „ecologic”, adică, emisii reduse de zgomot și o protecție suplimentară la praf. Centrul de comandă numerică conferă precizie ridicată de prelucrare în condiții de economie de material.

Caracteristicile tehnice ale mașinii sunt:

- Dimensiuni masă de lucru (X,Y): 360x610 mm;
- Cursa maximă masă de lucru (X,Y): 320x400 mm;
- Precizie de poziționare: eroarea maximă pe oricare dintre axe este de 12 microni (0,012 mm);
- Greutatea maximă a piesei prelucrate: 350 kg;
- Dimensiunile maxime ale mașinii (X,Y,Z): 1300x1250x1700 mm;
- Grosimea maximă a piesei prelucrate: 300 mm;
- Grosimea firului de tăiere: 0,1+/- 0,3 mm;
- Dielectric : apă deionizată.

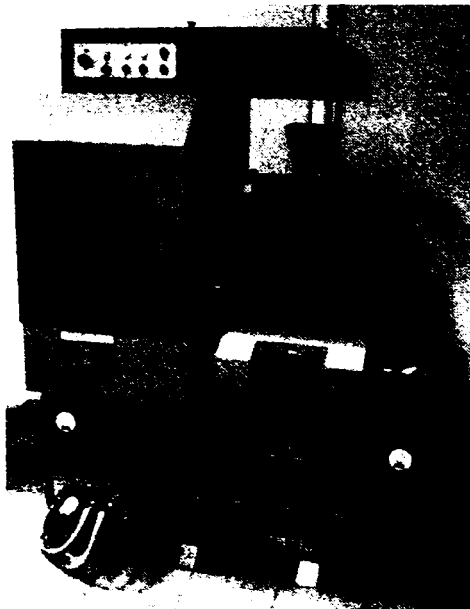


Fig. 4.4 Mașina de prelucrat prin electroeroziune tip DK7732F

Principiul de funcționare al mașinii se bazează pe eroziunea materilului de prelucrat cu ajutorul descărcărilor electrice dintre semifabricat (conectat la un pol electric) și firul de lucru (conectat la celălalt pol). Mașina este capabilă să genereze contururi geometrice complicate, imposibil de realizat în alte condiții, de o precizie dimensională, a formei și rugozitate a suprafeței foarte bune. Se pot genera sau debita piese cu grosimi foarte diferite prin reglajul discret al intensității curentului din fir. Procesul are loc sub un mediu dielectric continuu care favorizează scânteierea.

Și în cazul electroeroziunii, decuparea se face după desenul de execuție a implantului. În acest caz desenul de execuție în format .dxf este dus pe suport extern și este încărcat direct pe mașină, aceasta fiind dotată cu calculator intern. După încărcarea desenului se stabilesc parametrii de taiere.

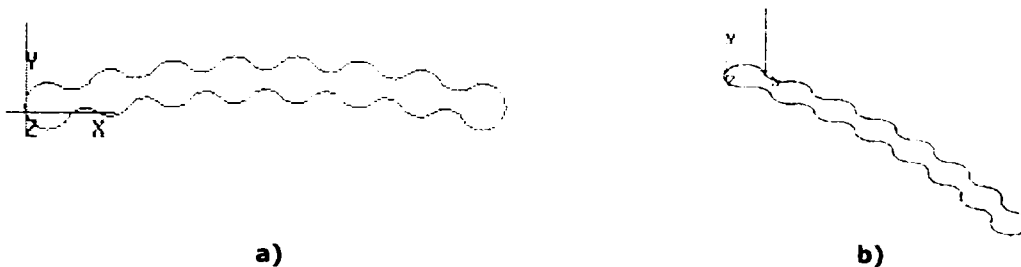


Fig. 4.5 Desenul 2D al piesei și generarea traiectoriei firului

Procesul de prelucrare pe o astfel de mașină începe cu realizarea modelului 2D sau 3D reperului care urmează a fi prelucrat. Acest model geometric se poate realiza cu ajutorul unui software CAM capabil de construcții geometrice în diferite sisteme de coordonate (Fig 4.5 a). Următorul pas îl reprezintă descrierea traiectoriei pe care trebuie să o parcurgă firul în vederea realizării reperului (fig 4.5 b). În acest moment al concepției tehnologice trebuie ținut seama de dimensiunile interstițiului care se va naște între rebut și piesa nou formată. Acest interstițiu depinde de diametrul firului de lucru, de materialul de prelucrat, dar foarte mult și de regimul de prelucrare ales. Toate aceste aspecte trebuie lămurite în faza de concepție.

Comanda numerică cu calculatorul permite transmiterea informațiilor de lucru sub formă electronică de program. Programul este generat de același software pe baza informațiilor introduse de către tehnolog. Un exemplu de program se prezintă în fig 4.6, și corespunde realizării modelului din fig 4.5.

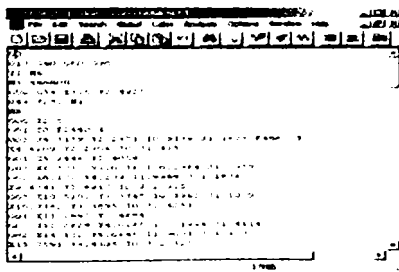


Fig. 4.6 Program de comandă numerică

După implementarea programului și fixarea semifabricatului pe mașină, se poate începe prelucrarea propriu zisă. Echipamentul de comandă numerică transmite în permanență mașinii informațiile necesare, primind la rândul lui informații despre desfășurarea procesului. Orice eroare apărută în prelucrare se poate corecta imediat cu ajutorul calculatorului. Fig. 4.7 prezintă rezultatul prelucrării pe o astfel de mașină.



Fig. 4.7 Piesă obținută prin tăiere cu fir

Tabelul 4.3 Parametrii de tăiere prin electroeroziune

Nr. crt.	T1 (activ) [μ s]	T2 (repaus) [μ s]	I (intensitate) [A]
1	4.25	5.75	2.67
2	3.75	6.25	2.58
3	4.00	6.00	2.50

Implantele din trusa cranio-maxilo-facială au fost decupate, în pachete de câte zece, pe echipamentul de electroeroziune cu T1 4 μ s, T2 6 μ s și o intensitate de 2,5 A a curentului de tăiere.

Indiferent de tehnologia aplicată pentru debitarea implantelor, acestea au fost studiate microstructural pentru stabilirea tehnologiei finale adoptate în producerea implantelor. Rezultatele acestei analize coroborate cu cele ale încercărilor mecanice au determinat alegerea uneia din tehnologiile propuse.

4.3 Tehnologia LASER

Orice instalație laser este un utilaj complex destinat operațiilor de tăiere pe contur și debitărilor de precizie. În principal se compune din: tubul de generare a fascicolului laser, sistemul de deplasare a semifabricatului în coordonate XY, capul de tăiere deplasabil pe axa OZ, centru de prelucrare numerică (CNC) pentru deplasare pe contur [138].

Prelucrarea cu laser se caracterizează prin:

- productivitate mărită față de procedeul de tăiere oxiacetilenică sau cel de tăiere mecanică, de 10...20 ori, în special datorită vitezelor mari de tăiere;
- pierderi minime de material datorate interstițiului mic de tăiere (0,2...0,5 mm) și croire economică asistată de calculator;
- precizie de tăiere conturată și zona de influență termică redusă;
- gamă largă de materiale prelucrabile.

Laserul este un dispozitiv complex ce utilizează un mediu (ce poate fi solid, lichid sau gazos) de o puritate ridicată și având parametrii calitativi (dimensiuni și forme) foarte exacti. Producerea razei laser se datorește emisiei stimulate. O rază de lumină monocromatică este produsă prin stimularea emisiunii de o anumită frecvență a

mediului cu ajutorul unei energii exterioare (de obicei energia curentului electric). Rezultatul stimulării emisiei cuantice de radiație apare sub forma unei raze de lumină continuă sau pulsatorie. Ca atare, un laser comun poate fi continuu sau pulsator.

În principiu, energia electrică este transferată într-o rază de lumină cu o singură lungime de undă în timpul procesului de generare a razei în rezonatorul laserului, ca de exemplu în cazul laserului pe baza de CO₂. Raza laser este esențialmente paralelă, ceea ce ușurează transferul pe distanțe mari, până la punctul vizat. În aria de procesare, raza laser este concentrată într-un punct mic, asigurând astfel energia necesară pentru a încălzi, topi sau chiar evapora rapid metalele [11], [83], [85], [92], [93].

Laserele cu gaze folosesc gazele pentru a genera fascicolul. Compoziția exactă a amestecului de gaze depinde de tipul laserului și producător. Unele tipuri de laseri au nevoie de adaosuri de alte gaze ca oxigen, hidrogen sau xenon. Gazele laser sunt livrate în general în butelii de gaze separate sau amestecate în butelii individuale. Laserii cu CO₂ sunt cel mai frecvent utilizați în procesarea materialelor, în particular la sudare, taiere și tratarea suprafețelor.

Impuritățile din gazele laser pot diminua performanțele laserilor cu CO₂ prin reducerea puterii laserului, o descărcare electrică instabilă sau creșterea consumului de gaze laser. Mai mult, impuritățile afectează optica internă, prin formarea de produși de condensare pe elementele optice răcite.

În tabelul 4.4 sunt prezentate principalele caracteristici ale diferitelor tipuri de laseri.

Tabelul 4.4 Caracteristicile diferitelor tipuri de laseri

Tipul	Lungimea de undă (μm)	Eficiența	Puterea fascicolului (W)	
			Pulsator	Continu
CO ₂	10.6	0.01 0.02(pulsator)	>2x10 ¹³	> 10 ⁵
CO	5	0.4	>10 ⁹	> 100
Rubin	0.6943	<10 ⁻³	10 ¹⁰	1
He-Ne	0.6328	10 ⁻⁴	-	1 - 50 x 10 ³
*Ioni de Argon	0.45 - 0.60	10 ⁻³	5 x 10 ⁴	1 - 20
N ₂	0.3371	0.001 - 0.05	10 ⁵ -10 ⁶	-
Kr - F	0.26	0.08	>10 ⁹	500
Xenon	0.175	0.02	>10 ⁸	-

*=Surse reglabile

4.4 Debitarea implantelor chirurgicale folosind tehnologia laser

Pentru debitarea implantelor chirurgicale ce fac obiectul tezei s-au folosit două tehnologii și anume: tăiere prin electroeroziune respectiv laser.

Tăierea cu laser a implantelor chirurgicale s-a efectuat la Universitatea din Artois – Franța, institutul tehnologic din Bethune, în cadrul laboratorului Centre

d'Applications de Laser de Flandres Artois (CALFA). Laserul folosit este cu dioxid de carbon **CI 2000** (fig 4.8) acesta având comanda numerică **NUM 750 CNC**.

Decuparea conturului implantului se realizează după desenul de execuție salvat în format .dxf. Desenele de execuție au fost elaborate o dată cu modelul 3D și sunt prezentate în Anexa 1.

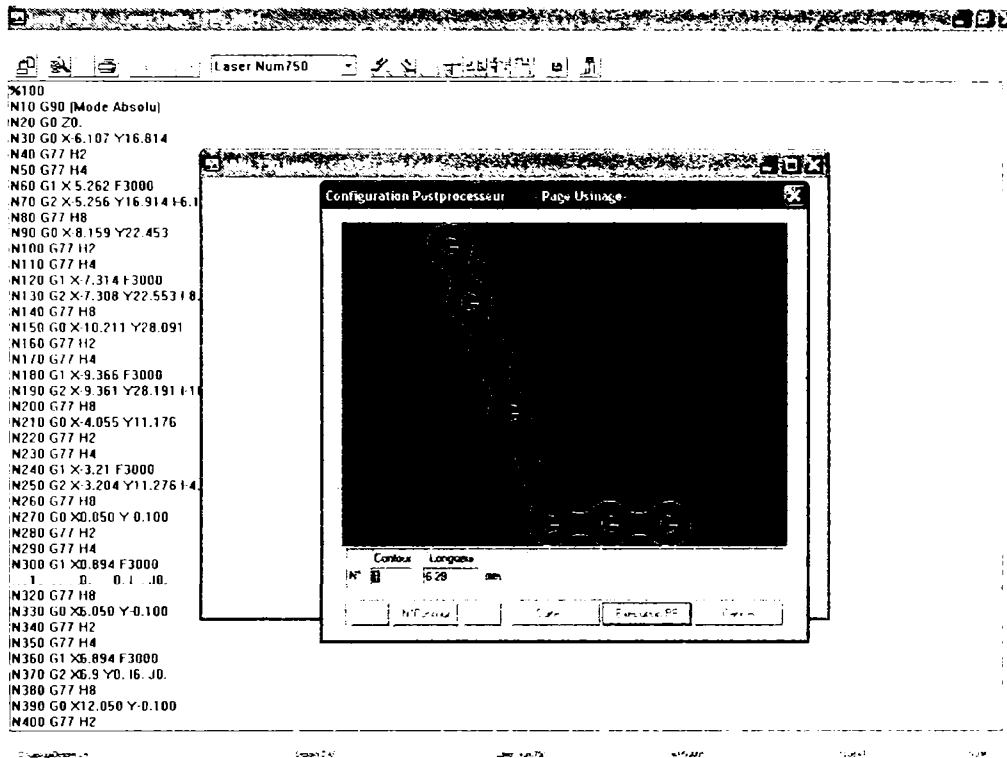
Pentru transferul conturului ce urmează a fi tăiat folosind laserul există două programe:

- **Laser DX3** (fig 4.9 a) utilizat pentru a crea programul de comandă numerică după desenul de execuție în format dxf
- **DNC32** (fig 4.9 b) care transferă programul de comandă numerică în memoria echipamentului laser.

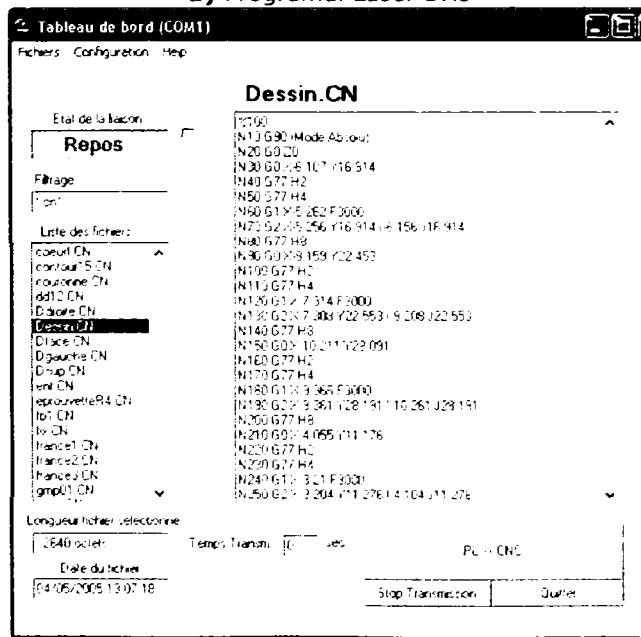
Laser DX3 permite pe lângă crearea programului de comandă numerică și setarea ordinii de tăiere a conturilor închise, precum și modul de atac al fiecărui contur de către fascicol laser. Decuparea implantelor s-a realizat atât cu fascicol laser continuu cât și pulsatoriu. S-au folosit diferiți parametri de tăiere și diferite gaze asistente, acești parametri fiind prezenți în tabelul 4.5 pentru modul continuu de tăiere respectiv în tabelul 4.6 pentru modul pulsatoriu.



Fig. 4.8 Laserul CI 2000



a) Programul Laser DX3



b) Programul DNC32

Fig. 4.9 Programe pentru comanda numerică

Tabelul 4.5 Parametrii de taiere pentru modul continuu

Nr.	Avansul [mm/s]	Presiune gaz asistent [bar]	Putere [W]	Distanța între capul laser și implant [mm]	Gaz asistent
1	30	5	550	0.8	N2
2	30	15	550	0.8	N2
3	30	15	700	0.8	N2
4	30	15	850	0.8	N2
5	30	15	1000	0.8	N2
6	25	15	850	0.8	N2
7	35	15	850	0.8	N2
8	25	15	850	1	N2
9	25	15	850	0.6	N2
10	25	15	850	1.2	N2
11	25	15	400	0.8	N2
12	25	5	850	0.8	Ar
13	25	15	850	0.8	Ar
14	25	15	700	0.8	Ar
15	25	15	550	0.8	Ar
16	25	15	400	0.8	Ar
17	25	15	400	0.8	Ar
18	25	15	250	0.8	Ar

Tabelul 4.6 Parametrii de taiere pentru modul pulsatoriu

Nr.	Avans [mm/s]	Presiune gaz asistent [bar]	Intensitate [mA]	T1 [ms]	T2 [ms]	Distanța între capul laser și implant [mm]	Gaz asistent
1	12.5	15	30	1	5	0.8	Ar
2	12.5	15	50	1	5	0.8	Ar
3	12.5	15	50	1	5	0.8	N2
4	12.5	15	50	1	5	0.8	N2
5	12.5	10	50	1	5	0.8	Ar

T1=timpul cât fascicolul laser este activ

T2=timpul de repaus

Implantele obținute la diferiți parametri de tăiere au caracteristici diferite după cum urmează:

- Proba 1 (Fig 4.10) a fost tăiată la parametri prezentați în tabelul 4.7;
- Proba 2 (Fig 4.11) a fost decupată la parametri prezentați în tabelul 4.8;
- Proba 3 (Fig 4.12) a fost decupată folosind parametri din tabelul 4.9.
- Proba 4 și 5 (Figurile 4.13 și 4.14) reprezintă același tip de implant tăiat la aceeași parametri (tabelul 4.10) dar folosind ca gaz asistent argonul, respectiv azotul.

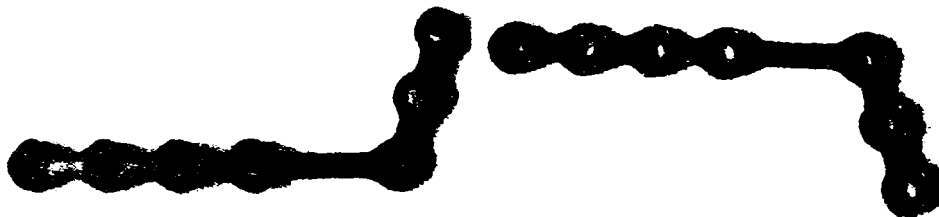


Fig. 4.10 Proba 1

Tabelul 4.7 Parametrii de tăiere a probei 1

Avans [mm/s]	Presiune gaz asistent [bar]	Putere [W]	Distanța dintre capul laser și implant [mm]	Gas asistent
30	5	550	0.8	N2

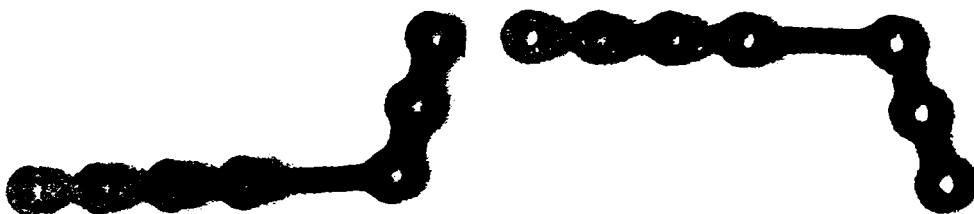


Fig. 4.11 Proba 2

Tabelul 4.8 Parametrii de tăiere a probei 2

Avans [mm/s]	Presiune gaz asistent [bar]	Putere [W]	Distanța dintre capul laser și implant [mm]	Gaz asistent
25	15	550	0.8	Ar

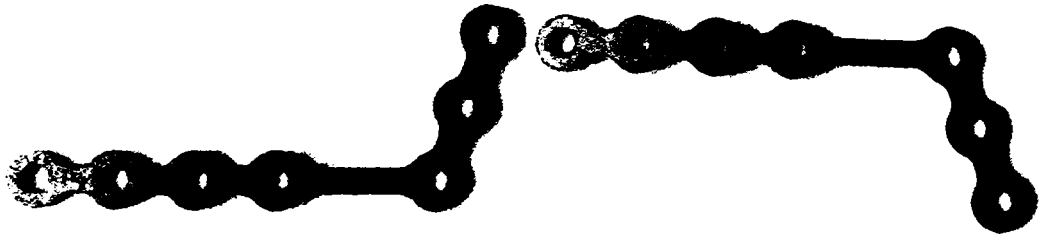


Fig. 4.12 Proba 3

Tabelul 4.9 Parametrii de tăiere a probei 3

Avans [mm/s]	Presiune gaz asistent [bar]	Putere [W]	Distanța dintre capul laser și implant [mm]	Gaz asistent
25	15	250	0.8	Ar



Fig. 4.13 Implant decupat cu argon ca gaz asistent



Fig. 4.14 Implant decupat cu azot ca gaz asistent

Tabelul 4.10 Parametrii taiere laser

Avans [mm/s]	Presiune gaz asistent [bar]	Intensitate [mA]	T1 [ms]	T2 [ms]	Distanța dintre capul laser și implant [mm]
12.5	15	30	1	5	0.8

Se observă că la tăierea în mod continuu apare o bavură semnificativă, dar aceasta poate fi ușor îndepărtată. Modul pulsativ cu un avans de 12.5 mm/s, o putere de 30 mA și o presiune de 15 bar a gazului asistent care poate fi argon sau azot pare la prima vedere a fi varianta optimă, dar abia după efectuarea analizei metalografice se pot stabili cu exactitate parametrii de tăiere în funcție de aspectele sesizate de această analiză.

4.5 Analiza metalografică a implantelor chirurgicale decupate prin diferite tehnologii

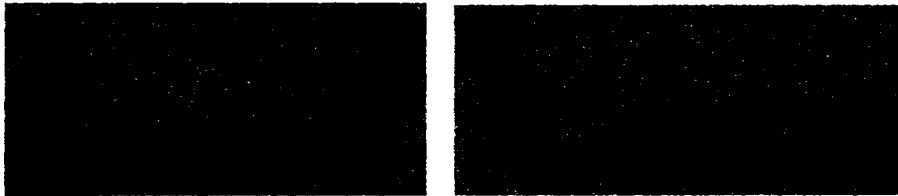
4.1.1 Analiza metalografică a implantelor debitate cu laser

Au fost examinate 6 probe de titan tăiate cu laser (figurile 4.15 – 4.20), tehnologia de tăiere fiind prezentată în tabelul 4.10 [9], [26], [51], [57], [58], [68], [85], [90], [101].



a) fața a

b) fața b

Fig. 4.15 Aspectul macroscopic al probei 1

a) fața a

b) fața b

Fig. 4.16 Aspectul macroscopic probei 2

a) fața a

b) fața b

Fig. 4.17 Aspectul macroscopic probei 3

a) fața a

b) fața b

Fig 4.18 Aspectul macroscopic probei 4

a) fața a

b) fața b

Fig 4.19 Aspectul macroscopic probei 5



a) fața a b) fața b
Fig. 4.20 Aspectul macroscopic probei 6

Studiul macroscopic scoate în evidență că probele 4 și 5 au bavurile de prelucrare mult reduse în raport cu celelalte. Acesta este un prim indicator utilizat în stabilirea tehnologiei. Regimurile de tăiere utilizate pentru realizarea probelor 1 și 2 se exclud datorită bavurilor mari și neregulate care ar necesita multiple prelucrări ulterioare.

În tabelul 4.11 sunt prezentați parametrii folosiți pentru decuparea implantelor.

Tabelul 4.11 Parametrii de tăiere ale implantelor analizate

Nr. probă	Avansul [m/min]	Distanța cap laser - plăcuță [mm]	Tipul curentului	Laser activ/ repaus	Mediu	Presiunea [bar]	Putea [W]
1	1800	0,8	continuu		azot	15	550
2	1800	0,8	continuu		azot	15	850
3	750	0,8	pulsativ	1 ms/ 5 ms	azot	10	900
4	750	0,8	pulsativ	1 ms/ 5 ms	argon	15	900
5	1500	0,8	continuu		argon	15	250
6	1500	0,8	continuu		argon	10	250

Pentru analiza microscopică au fost înglobate probe prelevate în secțiune transversală, după direcțiile indicate în figurile 4.8 – 4.13, din toate cele 6 probe.

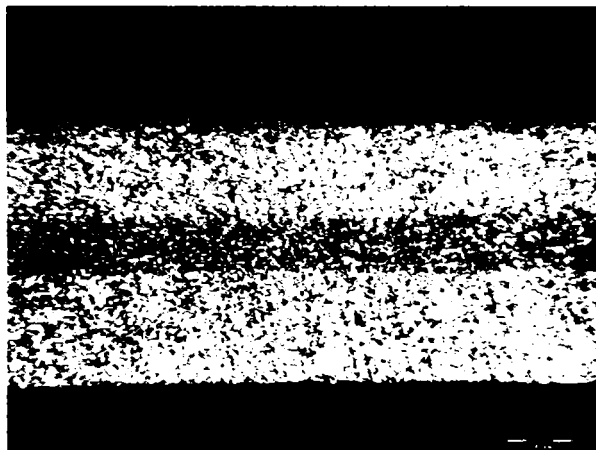
Probele au fost atacate metalografic folosind ca reactiv: 1 ml HF, 4 ml HNO₃, 13 ml H₂O₂, la temperatura: mediului ambiant (20 – 30 °C), timp de aproximativ 2 minute.

S-a constatat:

▪ *La Proba 1*

Aspectul microstructural al probei 1, se prezintă în fig 4.21. Se constată o structură poliedrică cu gralulație fină, cu indicele 11-12, conform SR 10013: 1995. Structura este neomogenă (în zona axială a tablei apare un strat cu segregăție chimică – fig 4.21 a și b).

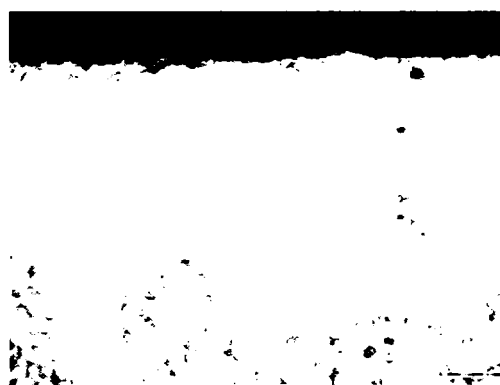
Aspectul microscopic al zonelor afectate în urma tăierii pe conturul exterior și interior se prezintă în fig 4.22 și 4.23.



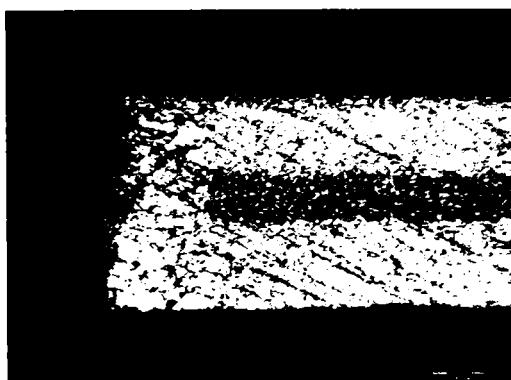
a) MO 100x



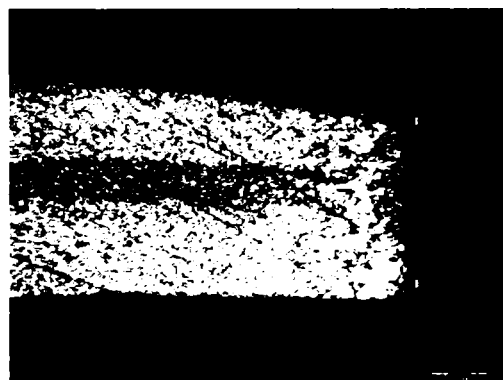
b) miez, MO 500x



c) suprafață, MO 500x

Fig. 4.21 Aspectul microstructural al probei 1 – material de bază

a) marginea stângă



b) marginea dreaptă

Fig. 4.22 Aspectul microstructural al probei 1 – contur exterior, MO 100x

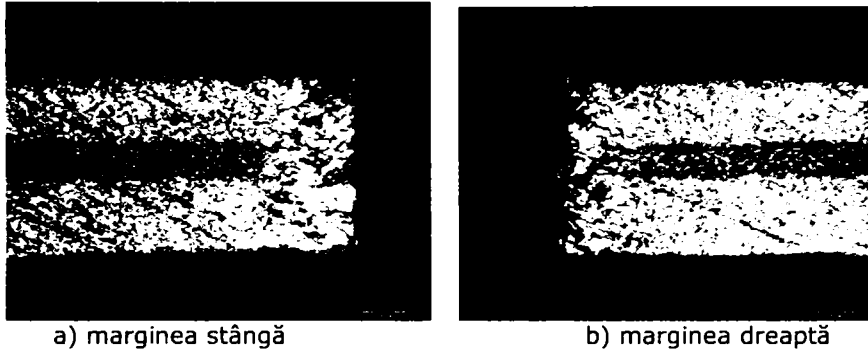


Fig. 4.23 Aspectul microstructural al probei 1 – contur interior, MO 100x

Se observă prezența unei zone afectate termic în vecinătatea suprafeței de tăiere, atât pe conturul exterior, cât și în orificiu pe conturul interior. Ca urmare a încălzirii se produce o creștere a granulației. Grosimea stratului afectat termic în urma tăierii se prezintă în tabelul 4.12. Se observă că grosimea stratului afectat termic este variabilă pe contur și are o valoare mai mică în zona de intrare a fascicolului față de zona de ieșire. Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul de tăiere se prezintă în figurile 4.24 – 4.27. În fig 4.24 se observă granulația mărită ca urmare a încălzirii în vecinătatea suprafeței de tăiere și formarea unui strat alb rezultat în urma topirii și solidificării rapide a stratului superficial.

Tabelul 4.12 Grosimea stratului influențat termic al probei 1

Nr. crt.	Contur	Grosime strat afectat [μm]	
		intrare fascicul	ieșire fascicul
1	exterior	186.77	231.93
2		228.95	250.02
3	interior	187.75	201.85
4		206.87	235.11
Media		202.58	229.72



Fig. 4.24 Aspectul microstructural al probei 1 detaliu pe conturul exterior cu strat alb și rugozitate mare, MO 500x



Fig. 4.25 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de intrare a fascicolului laser, MO 500x

În figurile 4.24 – 4.27 se constată existența unor suprafețe înclinate atât la intrarea, cât și, mai ales, la ieșirea fascicolului. În zona de ieșire a fascicolului se formează bavuri (fig 4.26) sau stropi (fig 4.27).



Fig. 4.26 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de ieșire a fascicolului laser, MO 500x



Fig. 4.27 Prezența stropilor lângă suprafața de taiere pe conturul exterior, MO 500x

Pe conturul de tăiere interior au fost identificate structurile prezentate în fig 4.28.

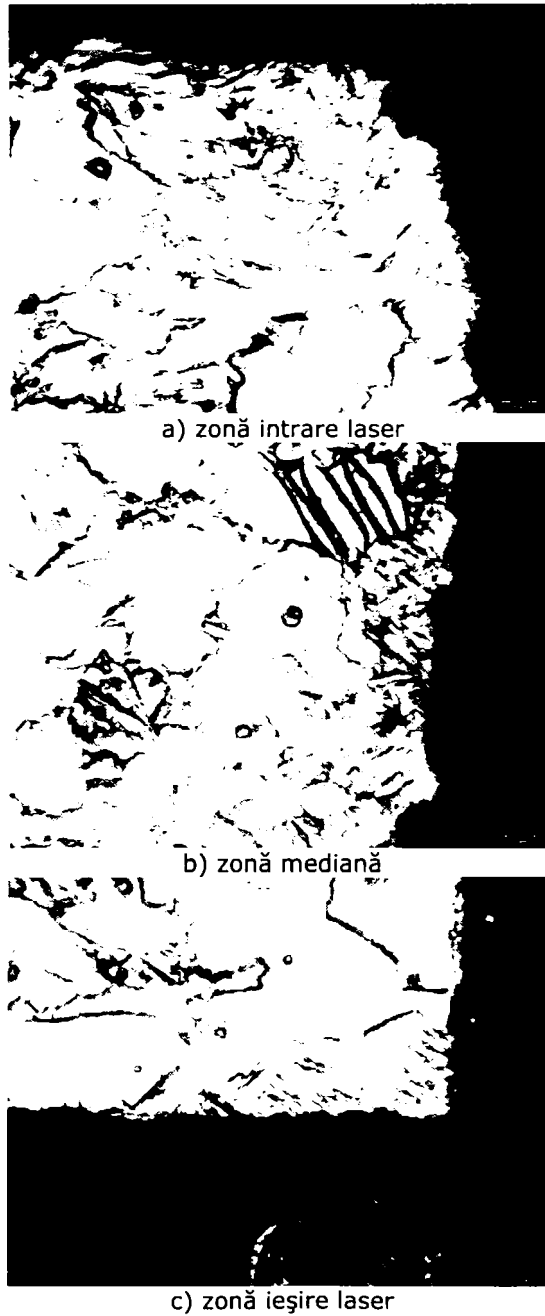


Fig. 4.28 Aspectul microstructural al suprafeței pe conturul de tăiere interior, MO 500x

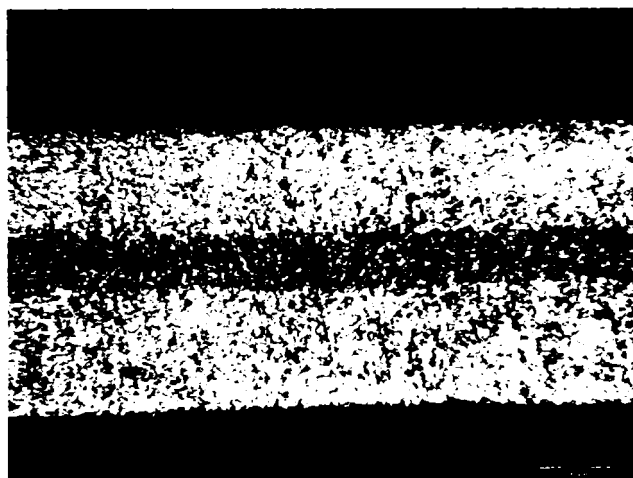
Structurile în zona influențată termic se caracterizează printr-o granulație fină (indicele de granulație 11-12, conform SR 10013:2005). În interiorul grăunților se observă structuri aciculare, rezultate în urma răcirii rapide. Acestea împreună cu existența considerabilă a bavurii și a grosimii de aproximativ 200 μm a stratului influențat termic conduc la concluzia că parametrii folosiți pentru decuparea probei 1 nu sunt optimi.

▪ *La Proba 2*

Aspectul microstructural al probei 2, se prezintă în fig 4.29.

Structura inițială a tablei este similară cu cea a probei 1.

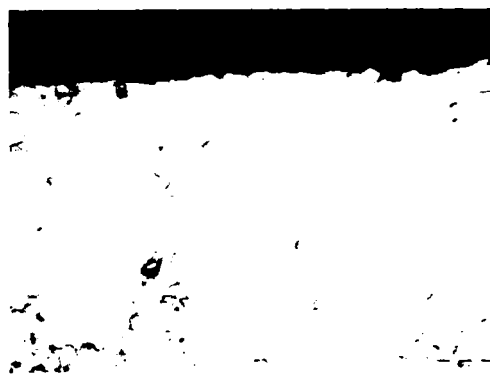
Aspectul microscopic al zonelor afectate în urma tăierii pe conturul exterior și interior se prezintă în fig 4.30 și 4.31.



a) MO 100x

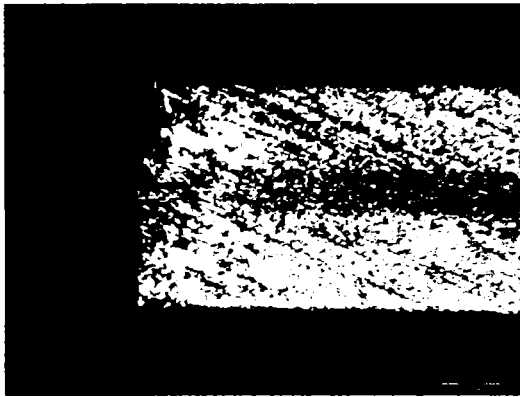


b) miez, MO 500x

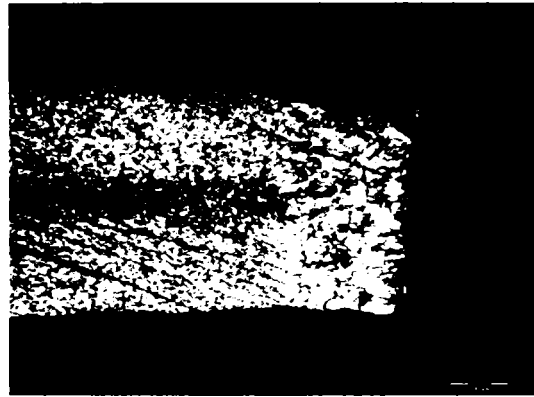


c) suprafață, MO 500x

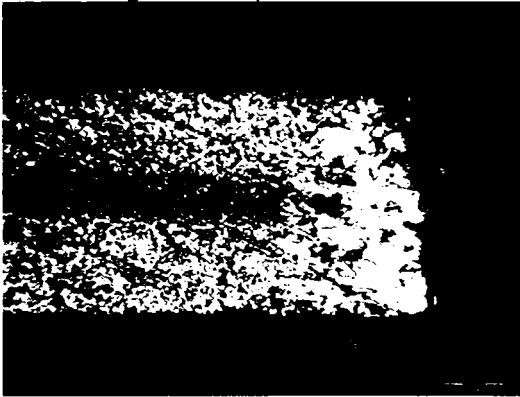
Fig. 4.29 Aspectul microstructural al probei 2 – material de bază



a) marginea stângă



b) marginea dreaptă

Fig. 4.30 Aspectul microstructural al probei 2 – contur exterior, MO 100x

a) marginea stângă



b) marginea dreaptă

Fig. 4.31 Aspectul microstructural al probei 2 – contur interior, MO 100x

Și la proba 2 se observă prezența unei zone influențate termic în vecinătatea suprafeței de tăiere, atât pe conturul exterior, cât și pe conturul interior în orificiu, care conduce la o creștere a granulației. Grosimea stratului afectat termic în urma tăierii se prezintă în tabelul 4.13. Se observă că grosimea stratului afectat termic este variabilă pe contur și are o valoare mai mică în zona de intrare a fascicolului față de zona de ieșire.

Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul exterior de tăiere se prezintă în figurile 4.32 – 4.34.

Tabelul 4.13 Grosimea stratului afectat termic al probei 2

Nr. crt.	Contur	Grosime strat afectat [μm]	
		Intrare fascicul	Ieșire fascicul
1	exterior	246.99	235.95
2		203.83	267.07
3	interior	200.81	292.17
4		168.67	228.97
Media		205.07	256.04



Fig. 4.32 Aspectul microstructural al probei 2 detaliu pe conturul exterior cu rugozitate mare, MO 500x

În fig 4.32 se observă granulația mărită ca urmare a încălzirii în vecinătatea suprafeței de tăiere și formarea unui strat alb rezultat în urma topirii și solidificării rapide a stratului superficial.



Fig. 4.33 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de intrare a fascicolului laser, MO 500x



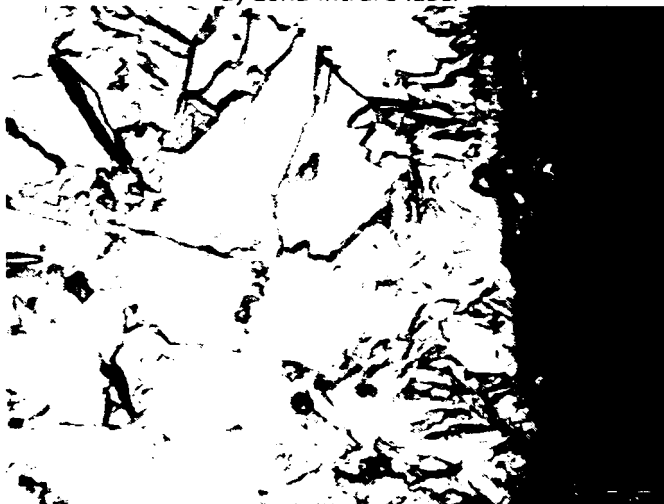
Fig. 4.34 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de ieșire a fascicolului laser, MO 500x

Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul interior de tăiere se prezintă în fig 4.35.

Structurile în zona afectată termic se caracterizează printr-o granulație mărită (indicele de granulație 5, conform SR 10013: 1995). În interiorul grăunților se observă structuri aciculare, rezultate în urma răcirii rapide (fig 4.35 a) conducând la concluzia că parametrii folosiți pentru decuparea probei 2 nu sunt optimi.



a) zonă intrare laser



b) zonă mediană



c) zonă ieșire laser

Fig. 4.35 Aspectul microstructural al suprafeței pe conturul de tăiere interior, MO 500x

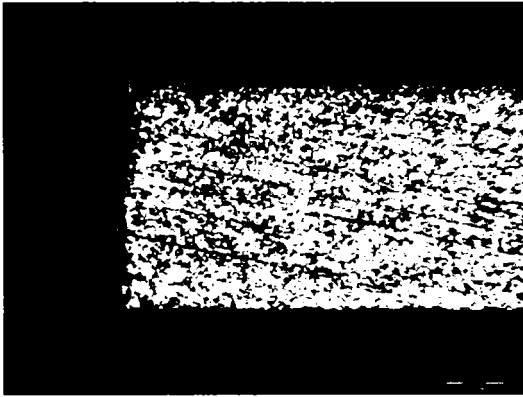
- *La Proba 3*

Aspectul microstructural al probei 3, se prezintă în fig 4.36.

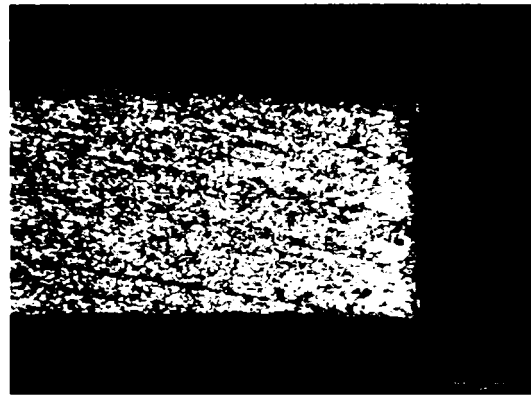
**Fig. 4.36** Aspectul microstructural al probei 3 – material de bază, MO 500x

Structura inițială a tablei este omogenă, având granulația 5-6, conform SR 10013:1995. Aspectul microscopic al zonelor afectate în urma tăierii pe conturul exterior și interior se prezintă în fig 4.37 și fig 4.38.

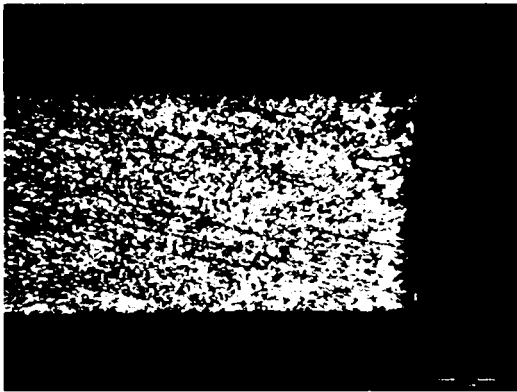
Zona afectată termic este neuniformă pe grosimea tablei, iar la ieșirea fascicolului se formează bavură atât pe conturul exterior, cât și pe conturul interior. Grosimea stratului afectat termic în urma tăierii se prezintă în tabelul 4.14. Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul exterior de tăiere se prezintă în figurile 4.39 și 4.40.



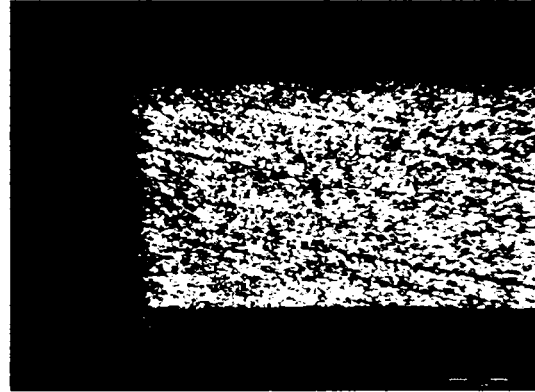
a) marginea stângă



b) marginea dreaptă

Fig.4.37 Aspectul microstructural al probei 3 – contur exterior, MO 100x

a) marginea stângă



b) marginea dreaptă

Fig. 4.38 Aspectul microstructural al probei 3 – contur interior, MO 100x**Tabelul 4.14** Grosimea stratului afectat termic al probei 3

Nr. crt.	Contur	Grosime strat afectat [μm]	
		Intrare fascicul	Ieșire fascicul
1	exterior	74.30	98.39
2		75.31	150.62
3	interior	109.44	116.47
4		98.41	105.43
Media		89.36	117.72

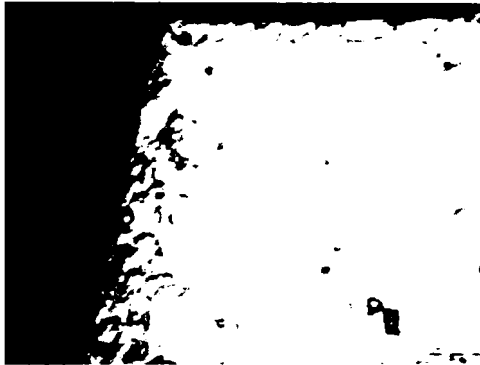
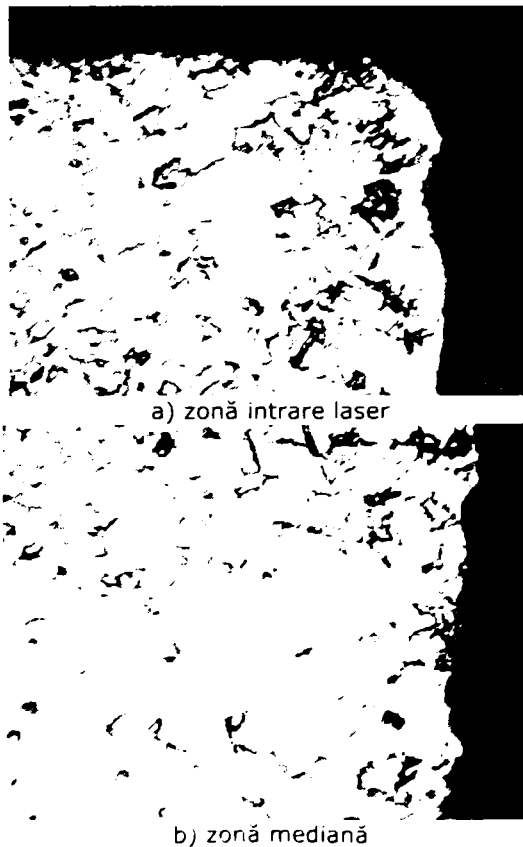
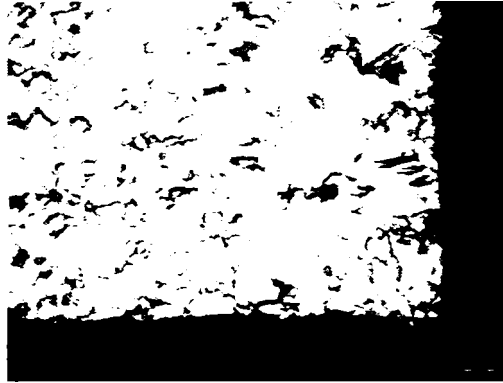


Fig. 4.39 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de intrare a fascicolului laser, MO 500x

În fig 4.39 se observă modificarea structurii pe o adâncime relativ mică și o suprafață cu rugozitate corespunzătoare obținută în urma tăierii.

Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul interior de tăiere se prezintă în fig 4.40.





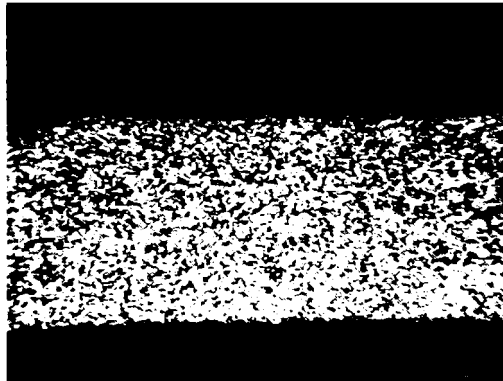
c) zonă ieșire laser

Fig. 4.40 Aspectul microstructural al suprafeței pe conturul de tăiere interior, MO 500x

Structurile în zona afectată termic se caracterizează printr-o granulație mărită (indicele de granulație 5, conform SR 10013: 1995). Parametrii de tăiere pentru proba 3 ar fi un set de parametrii posibili.

- *La Proba 4*

Aspectul microstructural al probei 4, se prezintă în fig 4.41.



a) MO 100x

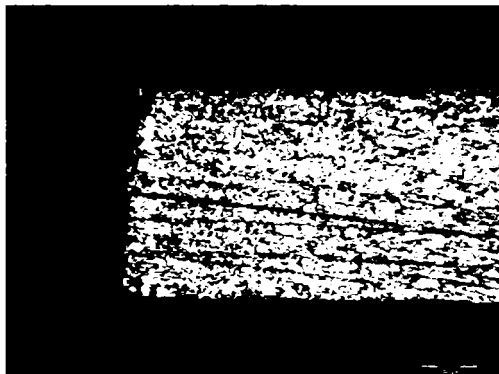


b) MO 500x

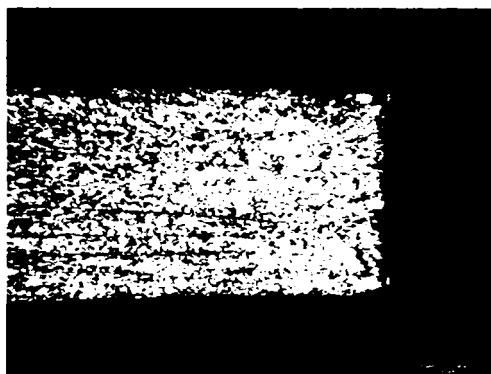
Fig 4.41 Aspectul microstructural al probei 4 – material de bază

Structura inițială a tablei este similară cu cea a probei 3.

Aspectul microscopic al zonelor afectate în urma tăierii pe conturul exterior și interior se prezintă în fig 4.42 și fig 4.43. Zona afectată termic din vecinătatea suprafeței de tăiere, atât pe conturul exterior, cât și pe conturul interior în orificiu, are lățime redusă. Grosimea stratului afectat termic în urma tăierii se prezintă în tabelul 4.15. Se observă că grosimea stratului afectat termic este variabilă pe contur și are o valoare mai mică în zona de intrare a fascicolului față de zona de ieșire.

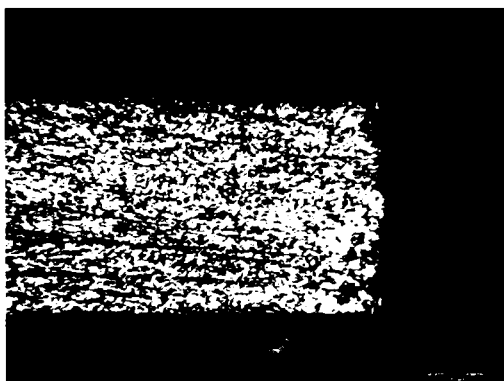


a) marginea stângă

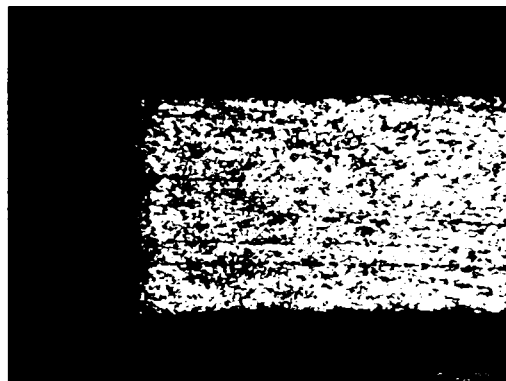


b) marginea dreaptă

Fig. 4.42 Aspectul microstructural al probei 4 – contur exterior, MO 100x



a) marginea stângă



b) marginea dreaptă

Fig. 4.43 Aspectul microstructural al probei 4 – contur interior, MO 100x

Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul exterior de tăiere se prezintă în figurile 4.44 – 4.46.

Tabelul 4.15 Grosimea stratului afectat termic al probei 4

Nr. crt.	Contur	Grosime strat afectat [μm]	
		Intrare fascicul	Ieșire fascicul
1	exterior	47.19	71.29

2		54.25	107.43
3	interior	82.33	144.63
4		79.32	153.62
Media		65.77	119.24

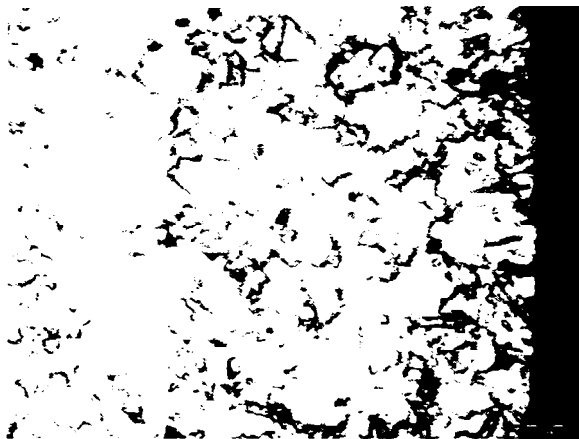


Fig. 4.44 Aspectul microstructural al probei 4, detaliu pe conturul exterior cu rugozitate redusa, MO 500x

În fig 4.44 se observă granulația mărită ca urmare a încălzirii în vecinătatea suprafeței de tăiere.

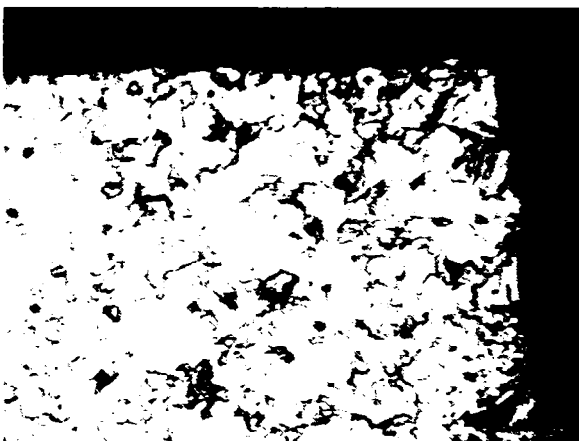


Fig. 4.45 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de intrare a fascicolului laser, MO 500x

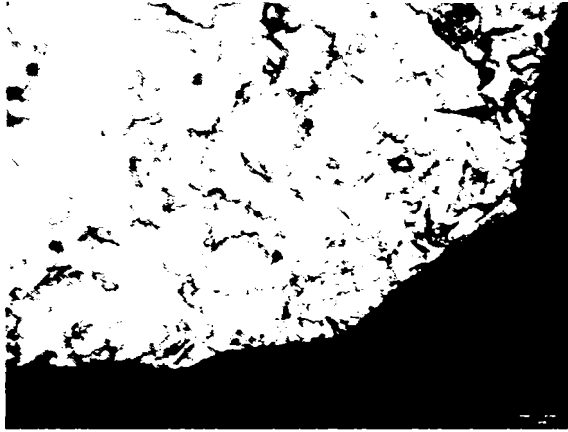
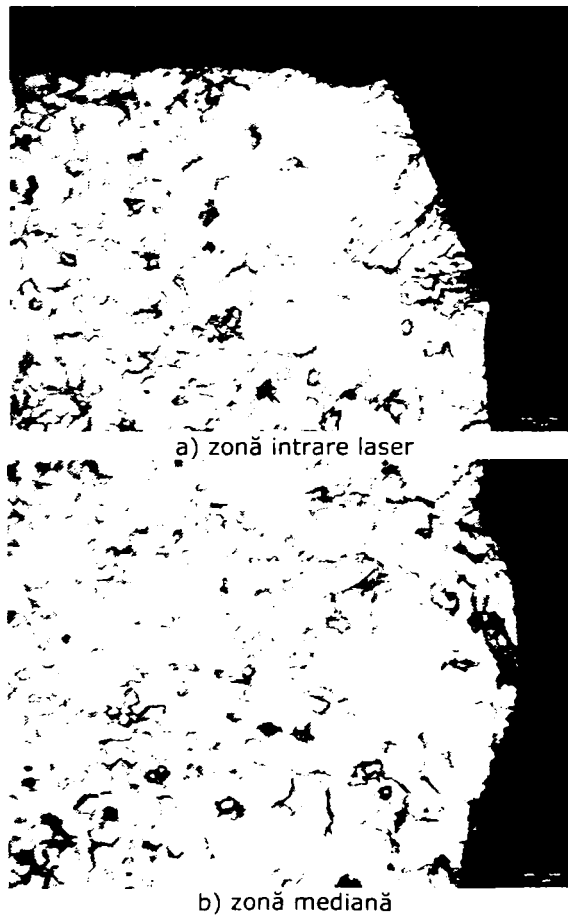
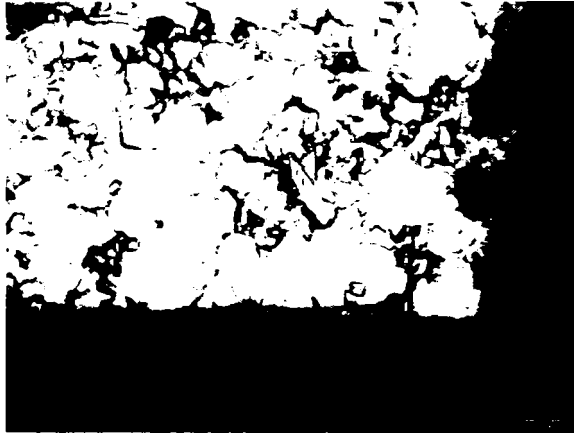


Fig. 4.46 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de ieșire a fascicolului laser, MO 500x

Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul interior de tăiere se prezintă în fig 4.47.





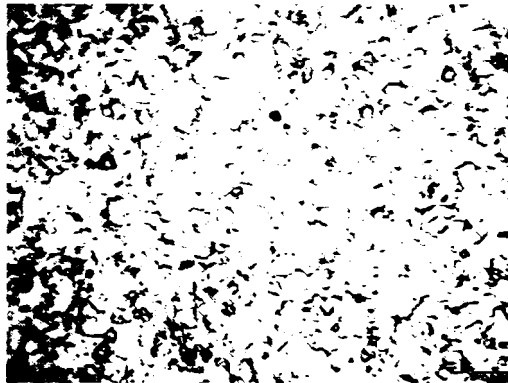
c) zonă ieșire laser

Fig. 4.47 Aspectul microstructural al suprafeței pe conturul de tăiere interior, MO 500x

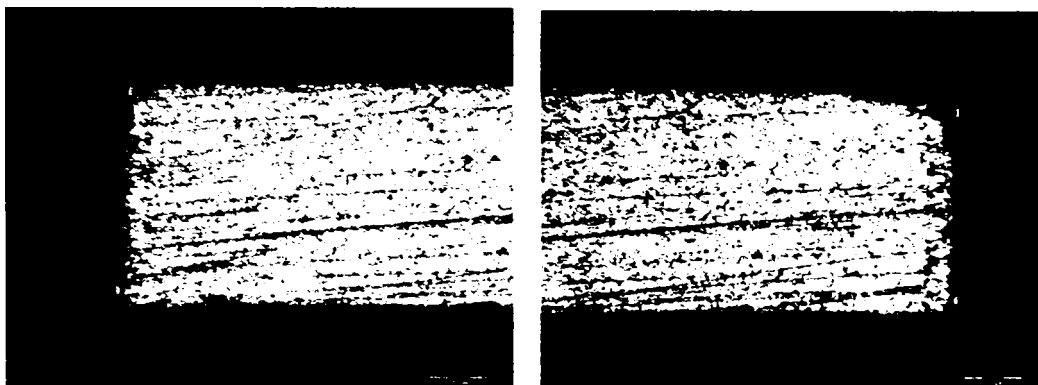
Structurile în zona afectată termic se caracterizează printr-o granulație mărită (indicele de granulație 5, conform SR 10013: 1995). În interiorul grăunților se observă structuri aciculare reduse, rezultate în urma răcirii rapide (fig 4.47 a). Zona afectată termic din vecinătatea suprafeței de tăiere, atât pe conturul exterior, cât și pe conturul interior în orificiu, are lățime redusă. Bavura este aproape inexistentă. Astfel parametrii de tăiere a probei 4 reprezintă una dintre variantele optime de tăiere.

- *La Proba 5*

Aspectul microstructural al probei 5, se prezintă în fig 4.48.

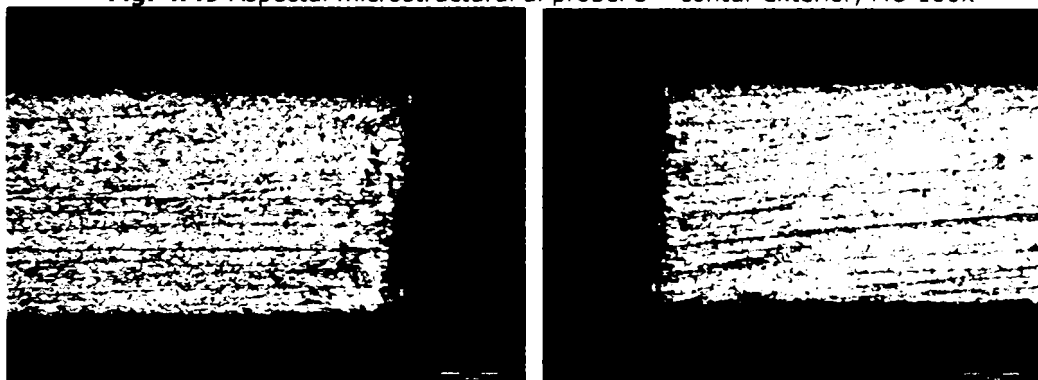
**Fig. 4.48** Aspectul microstructural al probei 5 – material de bază, MO 500x

Structura inițială a tablei este similară cu cea a probelor 3 și 4. Aspectul microscopic al zonelor afectate în urma tăierii pe conturul exterior și interior se prezintă în fig 4.49 și 4.50.



a) marginea stângă

b) marginea dreaptă

Fig. 4.49 Aspectul microstructural al probei 5 – contur exterior, MO 100x

a) marginea stângă

b) marginea dreaptă

Fig. 4.50 Aspectul microstructural al probei 5 – contur interior, MO 100x

Zona afectata termic din vecinătatea suprafeței de tăiere, este neuniforma pe conturul interior. Grosimea stratului afectat termic în urma tăierii se prezintă în tabelul 4.16. În fig 4.51 se observă granulația mărită ca urmare a încălzirii în vecinătatea suprafeței de tăiere.

**Fig. 4.51** Aspectul microstructural al probei 5, detaliu pe conturul exterior cu rugozitate redusa, MO 500x

Se observă că grosimea stratului afectat termic este variabilă pe contur și are o valoare mai mică în zona de intrare a fascicolului față de zona de ieșire. Diferențele nu sunt însă importante și din acest punct de vedere aspectul microstructural este considerat corespunzător. Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul exterior de tăiere se prezintă în figurile 4.51 - 4.53.

Tabelul 4.16 Grosimea stratului afectat termic al probei 5

Nr. crt.	Contur	Grosime strat afectat [μm]	
		Intrare fascicul	Ieșire fascicul
1	exterior	59.24	88.35
2		50.20	92.37
3	interior	87.35	201.81
4		63.25	124.50
Media		65.01	126.75

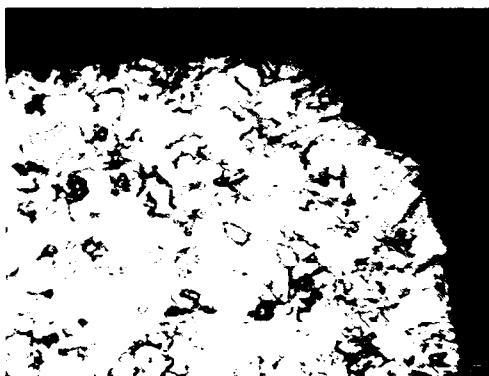


Fig. 4.52 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de intrare a fascicolului laser, MO 500x



Fig. 4.53 Aspectul microstructural al suprafeței în zona de ieșire a fascicolului laser, MO 500x

Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul interior de tăiere se prezintă în fig 4.54.

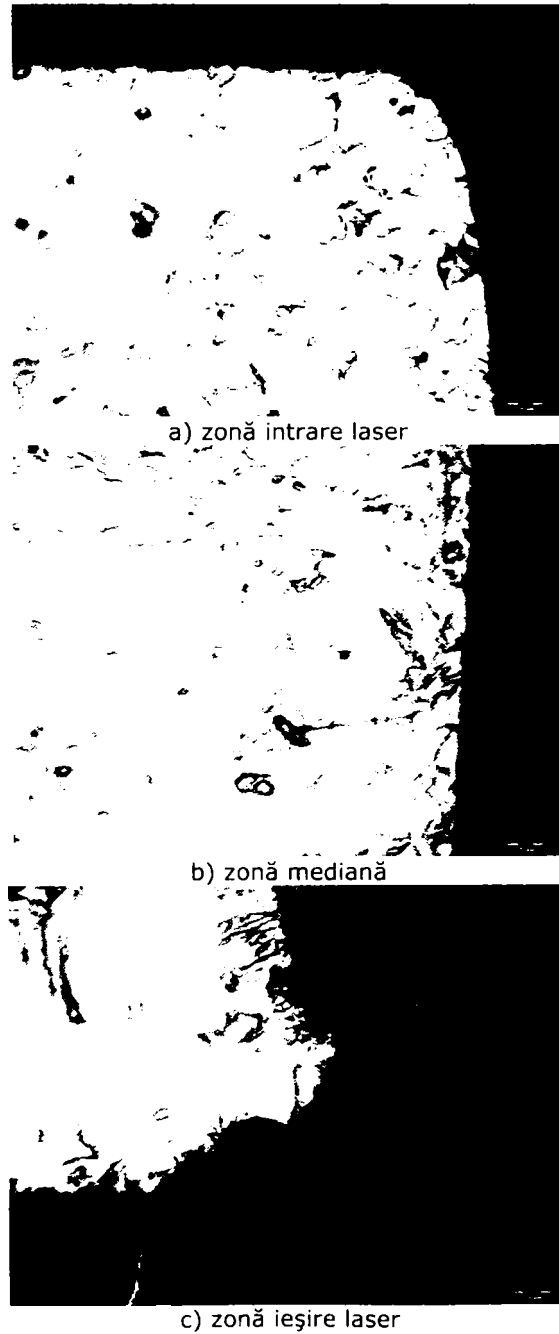


Fig. 4.54 Aspectul microstructural al suprafeței pe conturul de tăiere interior, MO 500x

Structurile în zona afectată termic este redusă, se caracterizează printr-o granulație mărită dar acceptată conform SR 10013: 1995, bavura este redusă astfel și parametrii folosiți pentru debitarea probei 5 reprezintă o soluție optimă.

▪ *La Proba 6*

Aspectul microstructural al probei 6, se prezintă în fig 4.55.

Structura inițială a tablei este similară cu cea a probelor 3...5.

Aspectul microscopic al zonelor afectate în urma tăierii pe conturul exterior și interior se prezintă în fig 4.56 și 4.57.

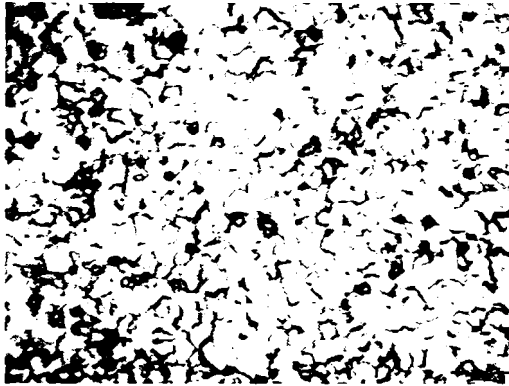
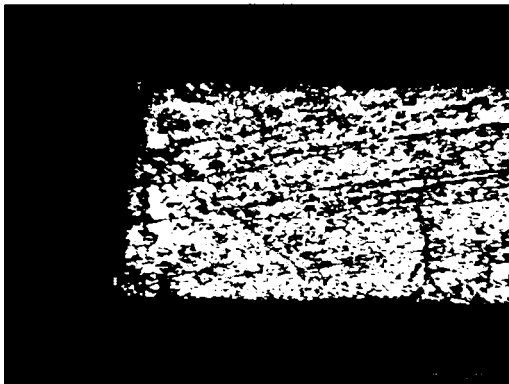


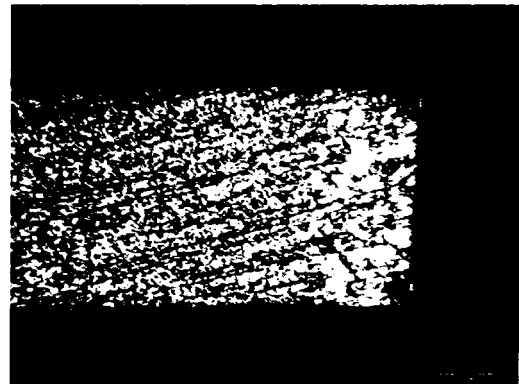
Fig. 4.55 Aspectul microstructural al probei 6 – material de bază MO 500x

Zona e afectata termic în vecinătatea suprafeței de tăiere, pe conturul exterior și pe conturul interior se caracterizează printr-o creștere a granulației. Grosimea stratului afectat termic în urma tăierii se prezintă în tabelul 4.17. Grosimea stratului afectat termic este variabilă pe contur și are o valoare mai mică în zona de intrare a fascicolului față de zona de ieșire.

Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul exterior de tăiere se prezintă în figurile 4.58.



a) marginea stângă



b) marginea dreaptă

Fig. 4.56 Aspectul microstructural al probei 6 – contur exterior, MO 100x



a) marginea stânga

b) marginea dreapta

Fig. 4.57 Aspectul microstructural al probei 6 – contur interior, MO 100x**Tabelul 4.17** Grosimea stratului afectat termic al probei 6

Nr. crt.	Contur	Grosime strat afectat [μm]	
		Intrare fascicul	Ieșire fascicul
1	exterior	50.20	92.37
2		59.24	88.35
3	interior	87.35	201.81
4		63.25	124.50
Media		65.01	126.75

**Fig. 4.58** Aspectul microstructural al probei 1 detaliu pe conturul exterior cu rugozitate mare, MO 500x

Se observă granulația mărită ca urmare a încălzirii în vecinătatea suprafeței de tăiere și formarea unei structuri aciculare.

Aspectele caracteristice ale structurii materialului în stratul superficial al diferitelor zone de pe conturul interior de tăiere se prezintă în fig 4.59.

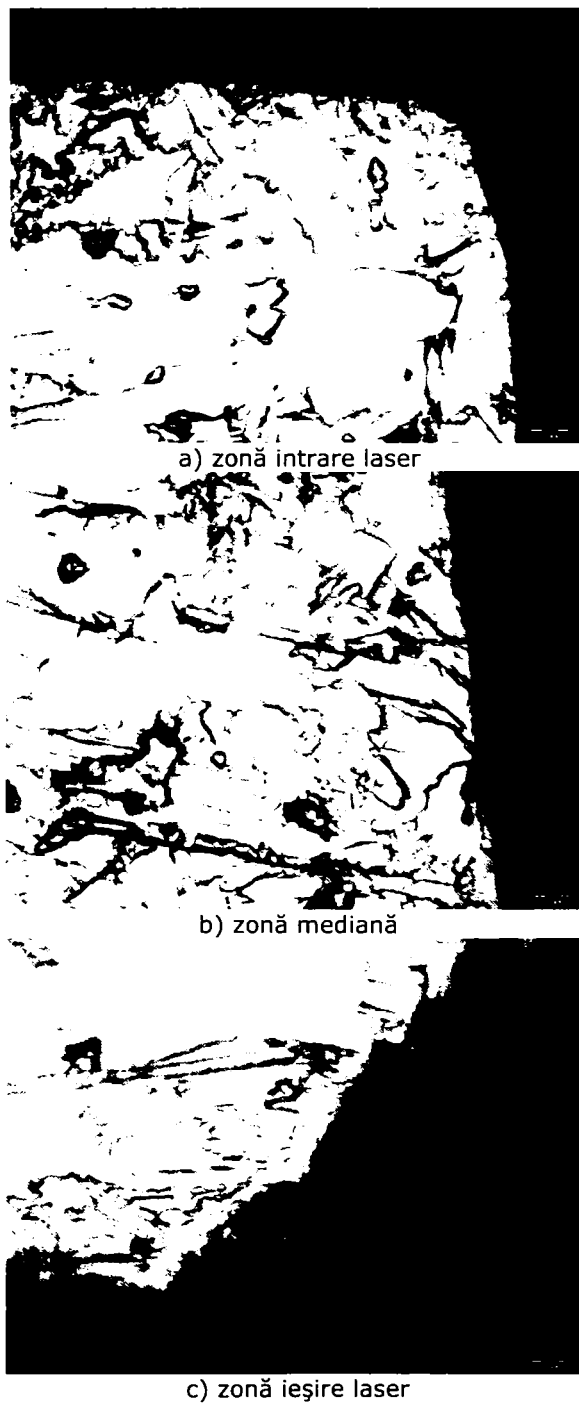


Fig. 4.59 Aspectul microstructural al suprafeței pe conturul de tăiere interior, MO 500x

Structurile în zona afectată termic se caracterizează printr-o granulație mărită și o structură aciculară, rezultată în urma răcirii rapide. Bavura este redusă dar neuniformă. Din punct de vedere microstructural proba 6 corespunde dar este sub caracteristicile probelor 4 și 5.

4.1.2 Analiza metalografică a implantelor debitate prin electroeroziune

Pentru comparare, s-a analizat și o plăcuță pentru osteosinteză din titan nealiat, tăiată prin electroeroziune. În fig 4.60 se prezintă aspectul plăcuței analizate.



Fig. 4.60 Aspectul macrostructural al plăcuței tăiate prin electroeroziune

Pentru examinarea microscopică a suprafeței de tăiere și a structurii materialului plăcuței tăiate prin electroeroziune, comparativ cu cele tăiate cu laser, s-a înglobat și prelucrat o secțiune tangențială, conform figurii 4.60.

După prelucrarea și atacul metalografic (reactivul: 1 ml HF, 4 ml HNO₃, 13 ml H₂O₂; temperatură: mediu ambiant (20 – 30 °C), timp: aprox. 2 min), aspectul microscopic al probei este cel din fig 4.61. În figurile 4.62 și 4.63 se prezintă microstructura plăcuței, în figurile 4.64 și 4.65 microstructura stratului superficial, iar în figurile 4.66 și 4.67 detalii din miez.



Fig. 4.61 Aspectul microstructural al plăcuței, MO 20x

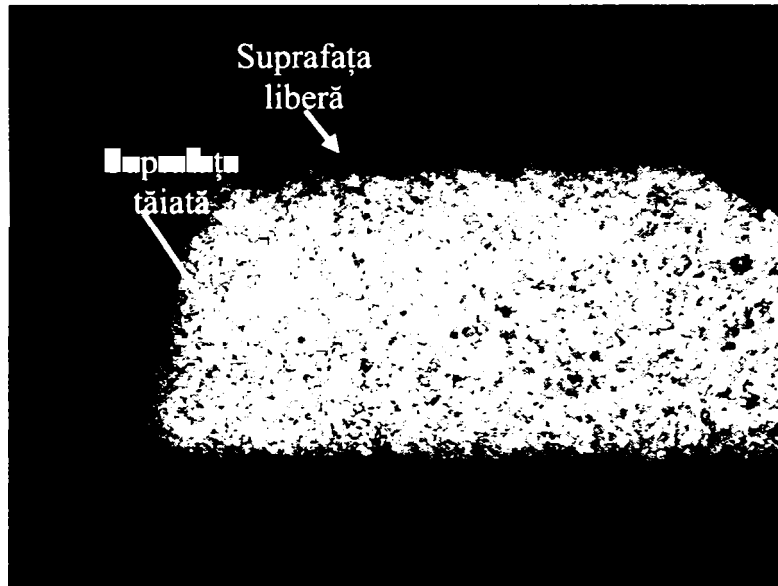


Fig. 4.62 Microstructura suprafeței de tăiere – margine laterală, MO 50x

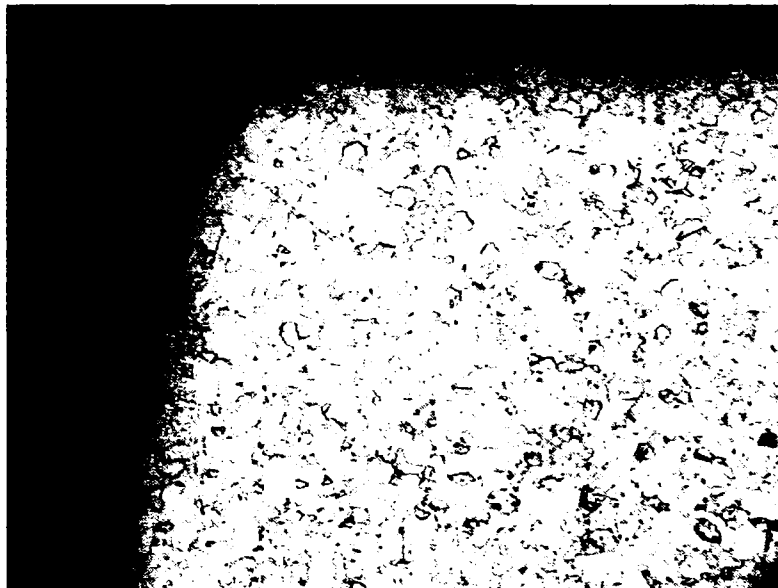


Fig. 4.63 Microstructura suprafeței de tăiere, – margine laterală, MO 100x

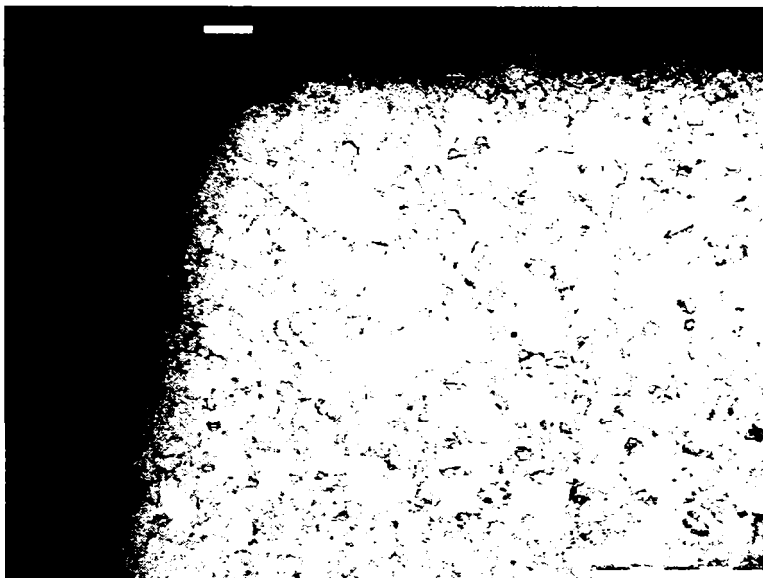


Fig. 4.64 Microstructura suprafeței de tăiere – margine laterală (cu măsurarea unghiului de tăiere – 105°), MO 100x

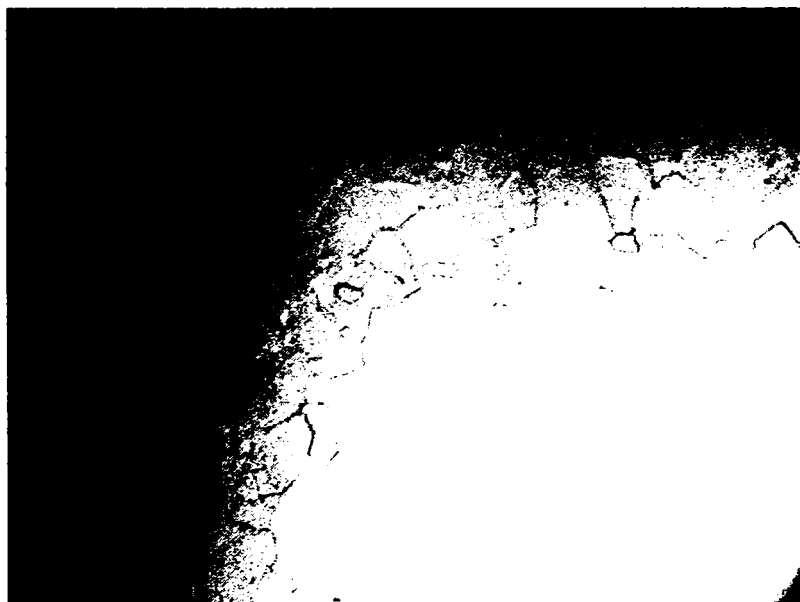


Fig. 4.65 Microstructura suprafeței de tăiere – margine laterală, MO 200x

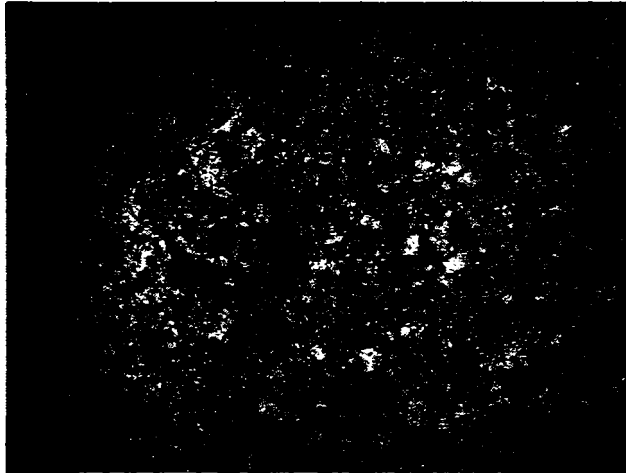


Fig. 4.66 Microstructura miezului, MO 100x



Fig. 4.67 Microstructura miezului, MO 500x

Structura materialului este poliedrică monofazică de soluție solidă α , cu mărimea de grăunte 7, conform SR 10013: 1993.

În stratul superficial, pe suprafața tăiată se constată o ușoară creștere de granulație datorată încălzirii (mărimea de grăunte are indicele 6, conform SR 10013: 1995 pe o adâncime de 100 μm).

Comparativ cu cazul tăierii cu laser, modificările de structură din stratul superficial sunt mult mai reduse:

- nu apare strat alb ca urmare a topirii;
- nu se formează bavuri de dimensiuni mari;
- nu apară structură martensitică ca urmare a răcirii rapide;
- creșterea de granulație este nesemnificativă;
- rugozitatea suprafeței tăiate este mult mai fină.

În urma analizei metalografice efectuate pe implantele realizate prin cele două tehnologii (electroeroziune, laser), se poate afirma că implantele obținute, în ambele variante, corespund scopului. Tehnologia laser prezintă avantajul unei decupări rapide, pe când cea de electroeroziune prezintă posibilitatea de decupare a implantelor în pachete.

4.6 Analiza numerică a implantelor debitate prin cele două tehnologii

S-a efectuat o analiză numerică pentru a determina comportarea mecanică a implantelor decupate prin cele două tehnologii de tăiere prezentate anterior. Astfel s-a încercat mecanic un lot de implantate tip PD4 tăiate cu cele două tehnologii. În urma efectuării încercărilor mecanice, în cadrul laboratorului CIDUCOS, au fost ridicate curbele de încărcare (fig 4.68) din care s-au determinat proprietățile de material. Astfel în tabelul 4.18 sunt prezentate proprietățile obținute experimental pentru implantele de titan prelucrate prin laser respectiv electroeroziune.

Modelul deja creat în Solid Edge a fost importat în modulul de analiză a software-ului ANSYS Workbench 9 (fig 4.69.). A urmat discretizarea care s-a realizat prin elemente tetraedale (fig 4.70), modelul conținând 6448 noduri și 3477 elemente, având o masă totală de 2.53×10^{-4} kg și un volum total de 54.73 mm^3 . Constrângerile au fost aplicate în găurile de fixare a șuruburilor (fig 4.71). Astfel în cele două găuri dintr-o parte s-a realizat fixarea, iar în cele două găuri din partea opusă s-a aplicat câte o forță de 10 N în fiecare gaură, pe direcția longitudinală.

Utilizând modelul prezentat cu cele două seturi de proprietăți de material obținute experimental s-au obținut rezultatele din tabelul 4.19 și din fig 4.72 (a-laser, b- electroeroziune).

Tabelul 4.18 Proprietăți material

Proprietăți	Titan	
	Prelucrat prin electroeroziune	Prelucrat cu laser
Densitate	$4.62 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$	$4.62 \times 10^{-6} \text{ kg/mm}^3$
Coeficientul lui Poisson	0.36	0.36
Tensiunea de rupere la tracțiune	366.12 MPa	281.3 MPa
Tensiunea maximă la tracțiune	563.94 MPa	458.8 MPa
Modulul de elasticitate	484.35 MPa	533.05 MPa

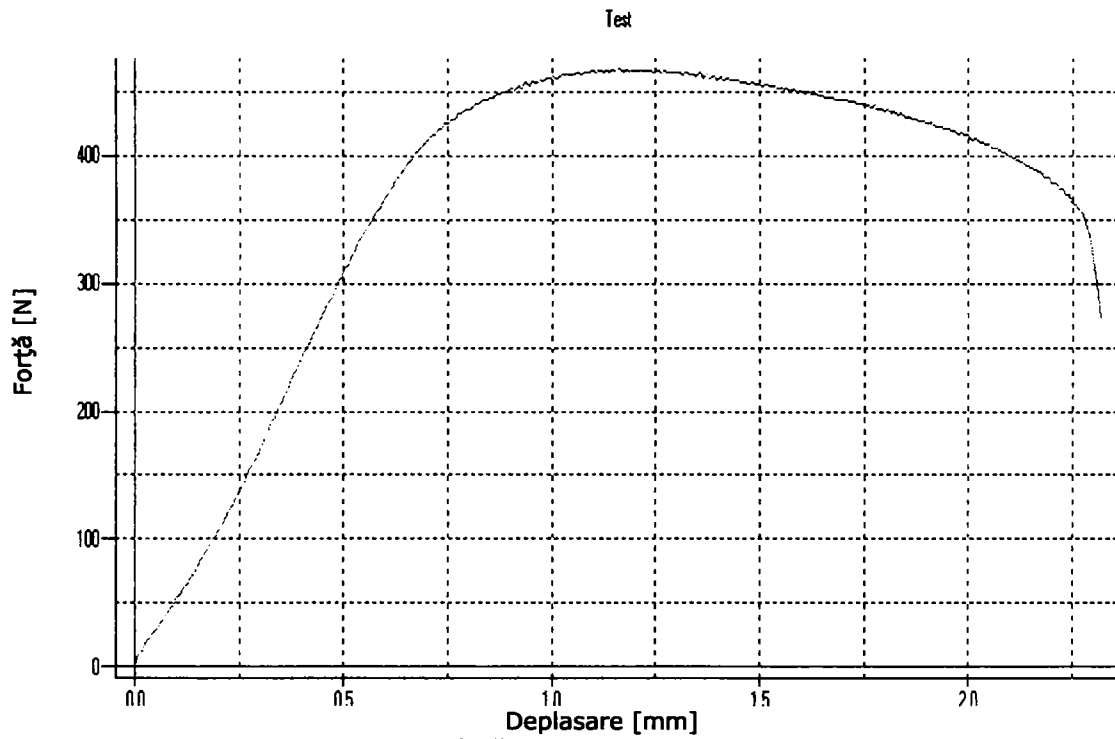


Fig. 4.68 Curba de încărcare pentru un implant de tip PD4

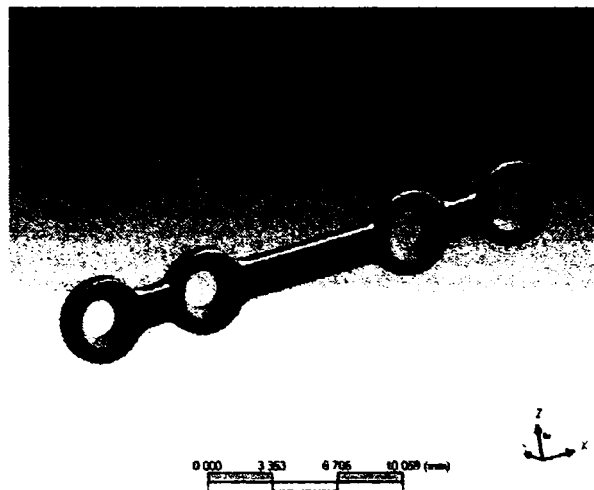


Fig 4.69 Geometria implantului PD4

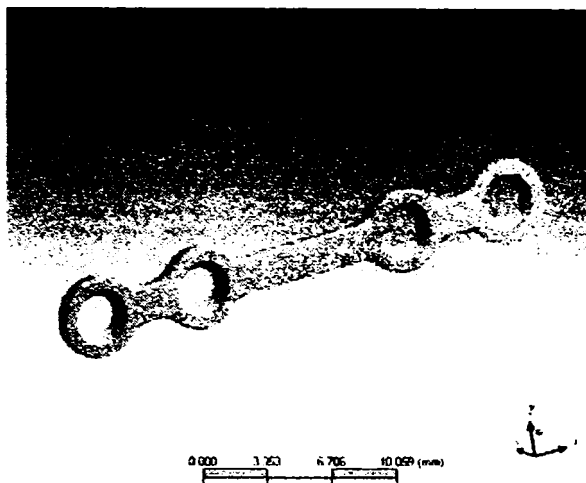


Fig 4.70 Discretizarea implantului PD4

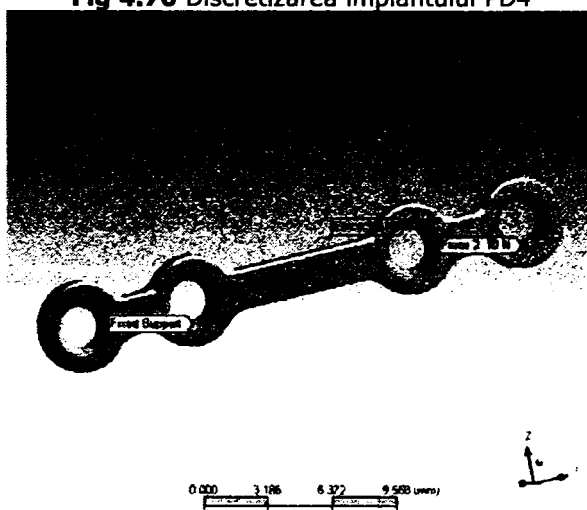
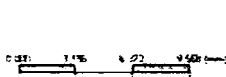
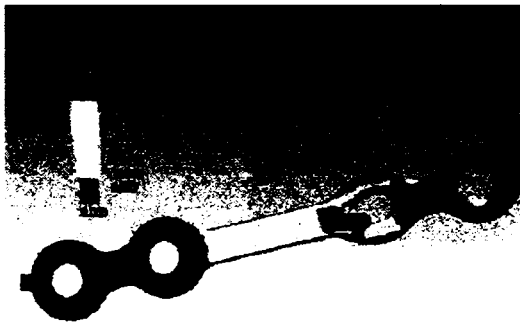


Fig 4.71 Amplasarea constrângerilor

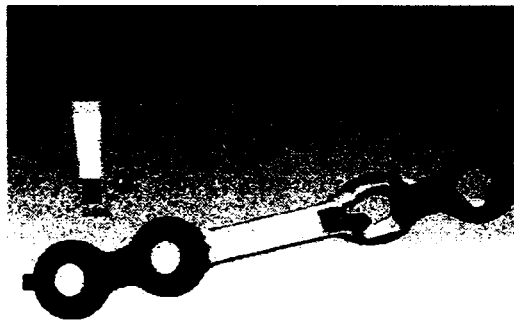
Tabelul 4.19 Rezultate analizei numerice a implantului PD4

Rezultate	Valori maxime pentru implantele debitate cu:	
	Laser	Elerofil
Tensiunea echivalentă	47.28 MPa	47.11 MPa
Tensiunea principală maximă	48.43 MP	48.24 MPa
Tensiunea principală medie	7.94 MPa	7.92 MPa
Tensiunea principală minimă	6.97 MPa	6.94 MPa

Tensiunea maximă de forfecare	24.34 MPa	24.25 MPa
Intensitatea tensiunii	48.68 MPa	48.5 MPa
Tensiunea normală	47.66 MPa	47.5 MPa
Tensiunea de forfecare	2.84 MPa	2.83 MPa
Deformația totală	0.49 mm	0.54 mm
Deformația pe direcția X	0.49 mm	0.54 mm
Deformația pe direcția Y	1.3×10^{-3} mm	1.47×10^{-3} mm
Deformația pe direcția Z	0.1 mm	0.11 mm

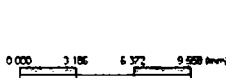
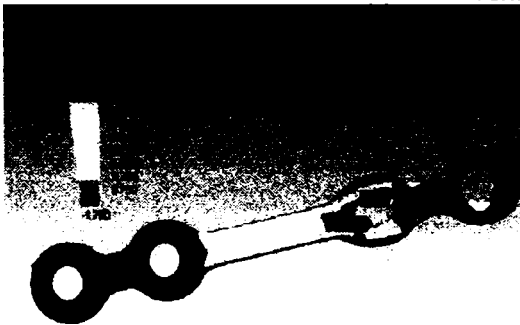


a)

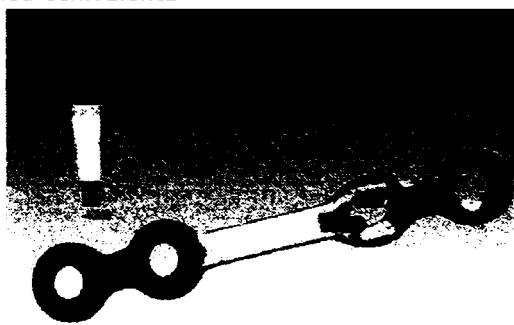


b)

Tensiunea echivalentă



a)



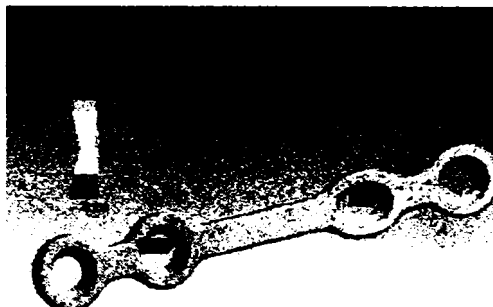
b)

Tensiunea principală maximă



0.000 3.186 6.372 9.558 (mm)

a)



0.000 3.186 6.372 9.558 (mm)

b)

Tensiunea principală medie



0.000 3.186 6.372 9.558 (mm)

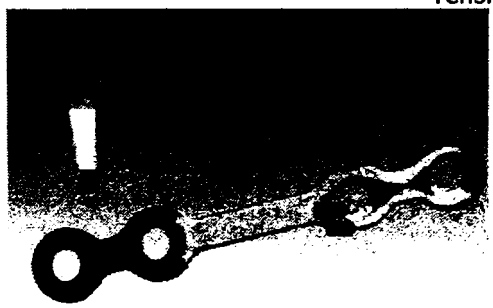
a)



0.000 3.186 6.372 9.558 (mm)

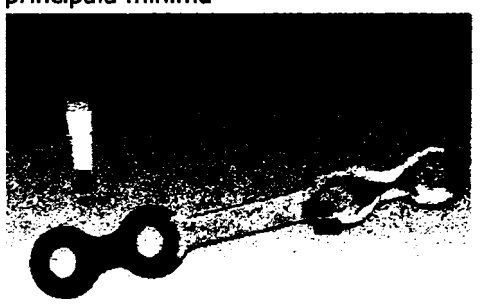
b)

Tensiunea principală minimă



0.000 3.186 6.372 9.558 (mm)

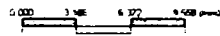
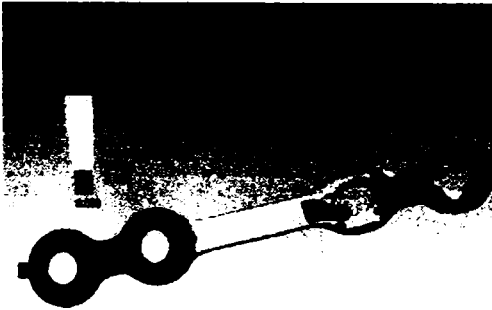
a)



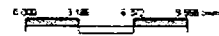
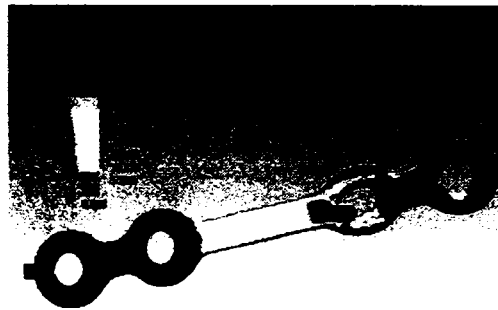
0.000 3.186 6.372 9.558 (mm)

b)

Tensiunea normală

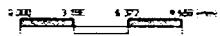
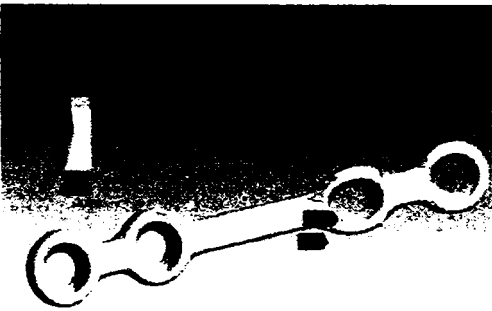


a)

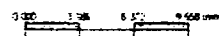
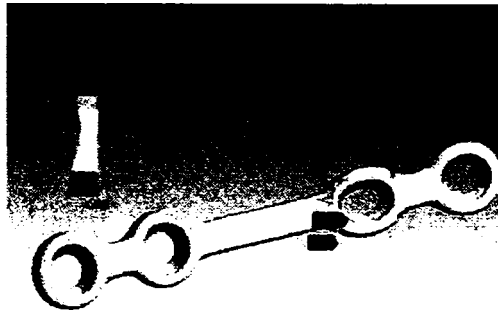


b)

Intensitatea tensiunii

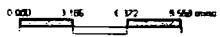
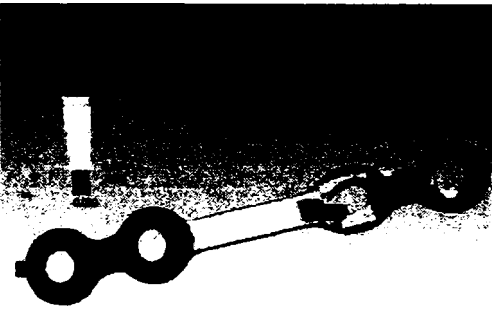


a)

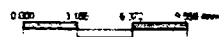
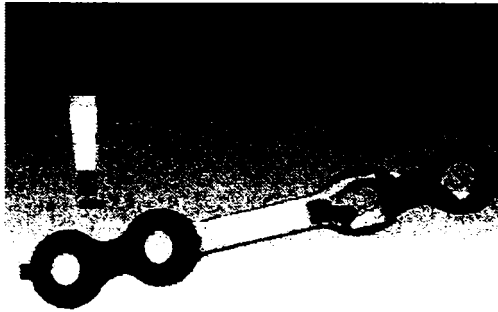


b)

Tensiunea de forfecare

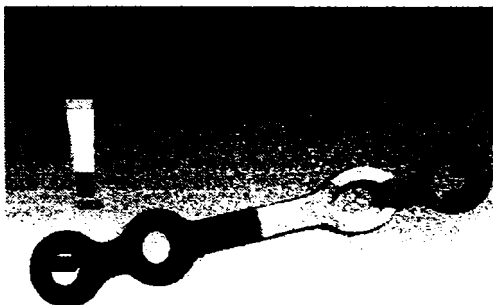


a)



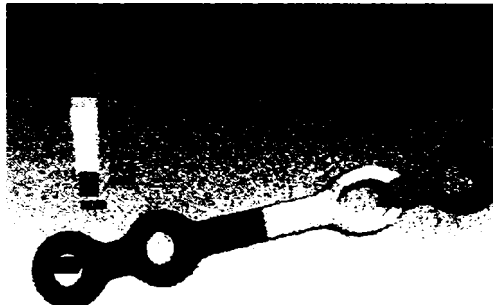
b)

Tensiunea maximă de forfecare



0.000 3.146 6.292 9.438 mm

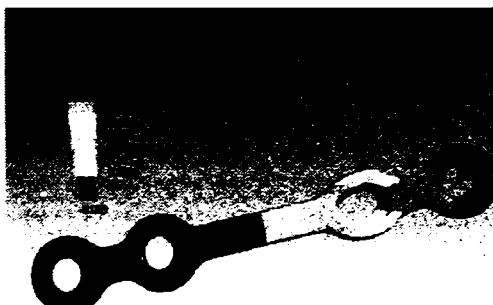
a)



0.000 3.146 6.292 9.438 mm

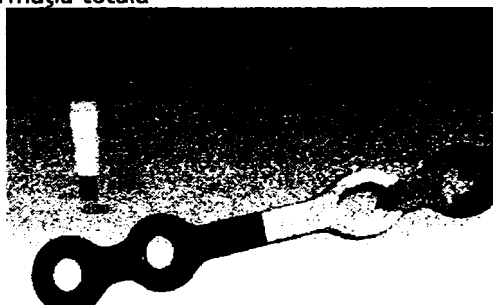
b)

Deformația totală



0.000 3.146 6.292 9.438 mm

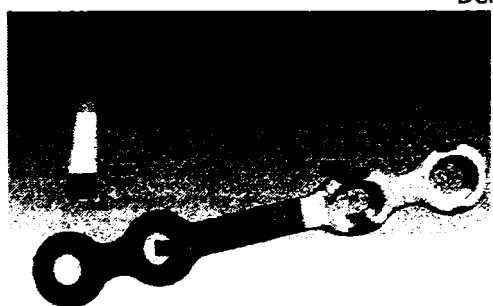
a)



0.000 3.146 6.292 9.438 mm

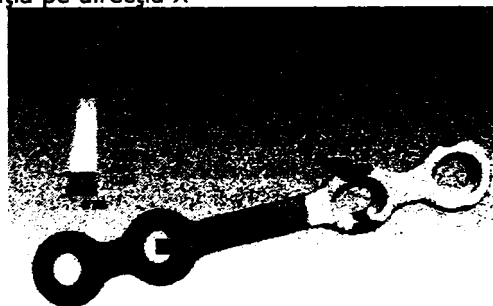
b)

Deformația pe direcția X



0.000 3.146 6.292 9.438 mm

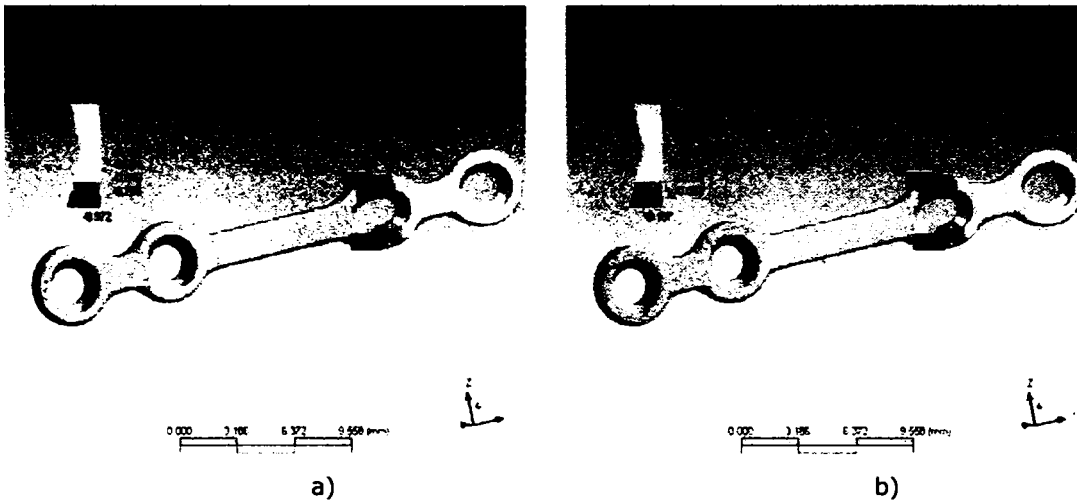
a)



0.000 3.146 6.292 9.438 mm

b)

Deformația pe direcția Y



Deformația pe direcția Z
Fig. 4.72 Reprezentarea grafică a analizei implantului PD4

Se observă că diferența între rezultatele analizei pentru cele două cazuri (laser, electroeroziune) este foarte mică (sub 0.1 atât în cazul tensiunilor cât și în cazul deformațiilor). Reprezentarea grafică din fig 4.69 arată că distribuția tensiunilor și deformațiilor este identică în cazul celor două tehnologii. Astfel se poate concluziona că nu există diferență majoră între implantele decupate cu laser respectiv prin electroeroziune.

4.7 Concluzii

Tehnologiile de tăiere a titanului prezentate în acest capitol, prezintă fiecare avantaje și dezavantaje. Astfel tehnologia de tăiere cu laser, permite prelucrarea formelor complexe, cu precizie și viteză ridicată dar nu pot fi tăiate pachete de implantate deoarece în urma procesului de decupare implantele s-ar suda între ele. Tehnologia de tăiere prin electroeroziune permite și ea realizarea formelor complexe cu o precizie ridicată dar la o viteză mai mică. Viteza mică de prelucrare prin electroeroziune prezintă un dezavantaj dar acesta fiind redus prin posibilitatea prelucrării implantelor în pachete. Costul materialelor consumabile folosite în timpul prelucrării este în favoarea electroeroziunii.

Astfel s-au decupat două loturi de implantate, unul cu laser iar celălalt prin electroeroziune. Pentru a putea alege metoda optimă de tăiere precum și a parametrilor corespunzători unei decupări cât mai eficiente, implantatele debitate prin cele două tehnologii au fost supuse analizei metalografice. În urma acestei analize se observă că toate implantatele decupate cu laser (excepție proba 1) stratul influențat termic este aproximativ 70 μm , iar la cele prin electroeroziune de aproximativ 100 μm . Indicele de granulație este de asemenea, aproximativ același 5-6, cu excepția probei 1 decupată cu laser. Astfel s-au putut stabili că implantatele decupate prin cele două tehnologii sunt aproximativ identice din punct de vedere metalografic, diferențele fiind nesemnificative.

Aceste implantate au fost supuse încercărilor mecanice pentru a se determina dacă în urma tehnologiei de debitare, s-au modificat proprietățile mecanice ale implantelor. În urma încercărilor mecanice s-a determinat o mică diferență. Pentru a observa dacă această diferență a proprietăților influențează comportarea mecanică a implantelor s-a efectuat o analiză numerică asupra unui implant de tip PD4. Se observă că diferența între rezultatele analizei pentru cele două cazuri (laser, electroeroziune) este foarte mică (sub 0.1 atât în cazul tensiunilor cât și în cazul deformațiilor).

Având în vedere că implantele obținute în ambele cazuri corespund atât din punct de vedere tehnologic cât și medical. Tehnologia aleasă pentru realizarea implantelor trusei cranio-maxilo-faciale a fost cea prin electroeroziune din considerente economice determinate de faptul că mașina de electroeroziune se află în laboratorului LOPIFO din cadrul Universității POLITEHNICA din Timișoara, pe când laserul se află în laboratorul CALFA al Universității D'Artois Franța. Achiziția și întreținerea unui laser de putere cu CO₂ fiind costisitoare conduce la utilizarea mașinii de electroeroziune din dotare pentru realizarea implantelor la aceeași calitate și performanță. De altfel forul de omologare OTDM a certificat și laboratorul de producție LOPIFO cu destinația producerii implantelor omologate.

CONSIDERAȚII FINALE. CONTRIBUȚII ORIGINALE. PERSPECTIVE

Biomecanica este o știință multidisciplinară, care aplică principiile teoretice și metodele de cercetare teoretică și experimentală din tehnică pentru studiul sistemelor biologice. Țesutul viu, prin proprietățile și funcțiile pe care le îndeplinește, se abate de la ipotezele simplificatoare impuse de metodele ingineresti. Din aceste motive orice intervenție asupra organismului uman nu este doar o problemă de medicină ci și de inginerie asociată acesteia.

Cercetarea întreprinsă a presupus un studiu amănunțit al scheletului craniului, membrelor și al coloanei vertebrale, respectiv analiza acestora în ansamblu sau în funcție de zonele de interes. Astfel, studiul întreprins a presupus o cunoaștere a anatomiei oaselor scheletului cu scopul stabilirii condițiilor mecanice pentru implantare.

De asemenea, cercetarea întreprinsă a necesitat analiza principiilor teoriei modelării, respectiv a problemelor ridicate de modelare în biomecanică. S-au elaborat modelele pentru mandibulă, femur, coloană vertebrală precum și a dispozitivelor de fixare. Optimizarea formelor diferitelor implante metalice, alegerea celui mai eficient tip de montaj de osteosinteză precum și analiza interacțiunilor biomecanice complexe os-implant, reprezintă probleme de o complexitate deosebită. Cercetările efectuate au fost completate cu studiul caracteristicilor mecanice ale osului, care au un rol foarte important în interacțiunea os-implant în cazul osteosintezei.

Contribuțiile autorului s-au materializat pe capitole astfel:

În **Capitolul 1: Generalități privind scheletul uman și tipurile de fracturi aferente** s-a realizat un studiu bibliografic sistematizat privind conceptele de model și modelare precum și o sinteză a celor mai cunoscute clasificări privind aspectele anatomice ale mandibulei și membrelor. Aspectele anatomice ale oaselor sunt necesare a fi cunoscute pentru ca acestea să poată fi modelate. S-a pus accentul pe forma, dimensiunile și rolul oaselor.

Implantele chirurgicale trebuie să suplinească o parte sau întregul os. Având în vedere forma complexă a oaselor, forma implantelor trebuie modelată în așa fel încât să asigure remedierea osului cât și rolul funcțional al acestuia. Astfel în prima parte a acestui studiu bibliografic s-au dobândit cunoștințele anatomice necesare înțelegerii rolului fiecărui os studiat, având ca scop înțelegerea posibilităților de remediere a oaselor.

Osul este un material anizotrop cu proprietăți mecanice complexe care nu pot fi integral reproduse de structuri artificiale. Astfel materialele folosite pentru realizarea implantelor trebuie să fie în primul rând biocompatibile dar în același timp trebuie să reziste la solicitările ce apar în cursul activității zilnice a pacientului. Astfel trebuie cunoscute proprietățile mecanice ale oaselor pentru a putea alege materialul din care trebuie realizat implantul. În acest scop s-au efectuat încercări mecanice asupra oaselor prelevate de la cadavre. Protocolul de pregătire a oaselor cuprinde următoarele etape: cadavrele au fost injectate cu o soluție de formaldehidă 10% și păstrate în aceasta timp de 4-6 luni; după disecție, segmentele membrului inferior și superior au fost dezarticulate și păstrate în apă pură timp de 48 ore; apa a fost

schimbată de 3-4 ori pentru a diminua concentrația de formaldehidă care împiedică îndepărtarea țesutului moale; oasele au fost complet acoperite cu apă pură și fierte timp de 18-24 ore până țesutul moale a fost îndepărtat; în final oasele curățate au fost spălate consecutiv în apă caldă, soluție de NaOH 19% și apă caldă și au fost păstrate în recipiente etanșe. Utilizând computer-ul tomograf, în urma scanării oaselor s-a putut determina densitatea osoasă. Efectuând apoi un set de încercări mecanice (tracțiune, compresiune, încovoiere) asupra oaselor, pe diferite direcții, s-au determinat curbele de încărcare. Măsurând secțiunile oaselor și corelând datele cu cele obținute în urma încercărilor mecanice și analizei tomografice s-au determinat proprietățile mecanice atât pentru osul cortical cât și pentru cel spongios.

Rezultatele obținute au fost comparate între ele în vederea unei eventuale utilizări în analiza numerică a structurii osoase. S-a constatat că:

- valoarea medie a tensiunii obținută la compresiunea femurului, tibiei și humerusului la capătul distal este mai mare decât cea obținută la capătul proximal pentru fiecare os, o diferență semnificativă observându-se la tibie și humerus;
- diferența între tensiunile obținute la compresiune pentru toate oasele încercate nu variază semnificativ ($p=0.05$);
- rezultatele obținute în urma încercării de compresiune diferă semnificativ la capetele proximale, capul femurului fiind cel mai rezistent;
- nu sunt diferențe semnificative între capetele distale ale tibiei și humerusului ($p=0.23$);
- există diferență între rezultate obținute la compresiune pentru femur și tibie ($p=0.05$);
- la încercarea de tracțiune nu sunt diferențe semnificative între femur și humerus ($p=0.16$), dar între aceste oase și tibie rezultatele prezintă o diferență semnificativă ($p=0.21$);
- în cadrul încercării de încovoiere există două grupuri diferite de oase: femurul și tibia pe de o parte și humerusul, radiusul și ulna pe de altă parte; oasele care aparțin membrului inferior prezintă o rezistență mult mai mare decât cele care aparțin membrului superior;
- valorile medii ale tensiunilor la rupere prin întindere și încovoiere sunt semnificativ diferite față de cele obținute la compresiune ($p = 0.08$); această diferență se datorează faptului că epruvetele pentru încercările de compresiune au fost prelevate de la capetele oaselor unde structura este trabeculară, iar cele pentru întindere și încovoiere au fost prelevate din zona centrală a oaselor unde osul este cortical.

Cunoscând anatomia, rolul și proprietățile oaselor, pentru a obține o trusă de implantate fiabilă a fost necesar și un studiu asupra tipurilor de fracturi ce pot apărea. Astfel s-au studiat fracturile ce apar la craniu și la mandibulă. Studiind amănunțit tipurile de fracturi, proiectarea implantelor din trusă se va face astfel încât acestea să acopere o arie cât mai mare.

Capitolul 2: Modelarea biomecanică, cuprinde modul de modelare și proiectare a oaselor și a dispozitivelor de fixare. Realizarea modelelor oaselor și implantelor este necesară deoarece aceste modele stau la baza analizei numerice. Astfel au fost modelate implantele și șuruburile care compun trusa de implantate cranio-maxilo-faciale, elementele componente ale distractorului și oasele cărora le sunt de dedicate aceste dispozitive de fixare.

Software-ul folosit pentru realizarea modelelor este SolidEdge. Acest program CAD, face parte din grupa programelor CAD avansate. Acest software ne

permite realizarea 3D a modelului dorit, punând la dispoziție un mare număr de facilități în acest scop.

Modelarea mandibulei a pornit de la cunoașterea dimensiunilor și formei mandibulei pentru o persoană adultă. Având aceste date s-a creat un bloc solid care să cuprindă integral mandibula, s-au fixat pe acesta punctele și curbele reprezentând forma anatomică a osului și folosind facilitățile de decupare oferite de software-ul SolidEdge s-a creat mandibula ca un model solid. În continuare s-au efectuat degajările pentru dinți. Fiecare dinte a fost modelat separat, principiul fiind același ca la mandibulă. Prin asamblarea mandibulei cu dinții realizați în etapele anterioare s-a obținut structura complexă de studiat. Acest ansamblu a fost fracturat în anumite zone și fixat cu implantate în mod asemănător unei intervenții chirurgicale.

Pentru realizarea modelului coloanei vertebrale s-a folosit același principiu, modelându-se individual fiecare vertebră și disc intervertebral, precum și osul sacrum. Apoi folosind modulul *Assambly* au fost poziționate relativ toate componentele coloanei vertebrale, obținând ansamblu de studiat. Definind fiecare contact dintre vertebre și discurile intervertebrale, când ansamblul este importat pentru a se efectua analiza numerică nu mai este necesară declararea zonelor de contact deoarece acestea sunt conținute de model și vor fi importate automat.

Modelarea femurului s-a realizat diferit față de celelalte oase. Suprafața exterioară a fost preluată de pe internet [119]. Aceasta nefiind o suprafață închisă a fost nevoie de un artificiu. Și anume s-a creat un solid care să cuprindă femurul, apoi a fost introdusă suprafața femurului în acesta și folosind funcția *Boolean* s-au eliminat punctele care se află în afara acestei suprafețe. Astfel s-a obținut femurul ca solid. Pentru a crea canalul măduvei osoase, femurul a fost secționat în trei (cap proximal, cap distal, zona mediană). La cele trei secțiuni s-a creat un *Offset* individual, după care s-au asamblat, obținând partea corticală a osului. Aplicând din nou funcția *Boolean* s-au obținut partea corticală și măduva osoasă. Asamblând aceste două componente s-a realizat femurul care a fost supus analizei.

Dispozitivele de fixare a oaselor au fost de asemenea realizate utilizând software-ul SolidEdge. Au fost astfel modelate individual cele 12 tipuri de implantate și cele trei tipuri de șuruburi existente în trusă, cele 13 componente ale distractorului, implantate ortopedice și implantul dentar. Etapele parcurse la modelarea dispozitivelor de fixare corespund etapelor tehnologice de realizare a acestora. Ceea ce necesită în plus fluxul tehnologic față de aceste etape sunt parametrii de prelucrare pentru fiecare etapă în parte. Pentru a putea stabili acești parametri s-au studiat în acest capitol și materialele biocompatibile recomandate. Acestea fiind de o varietate largă, în urma studiului și ținând seama de biocompatibilitatea implantului, proprietățile necesare remedierii osului, precum și de echipamentul de prelucrare existent în laborator s-a decis ca dispozitivele de fixare să fie realizate din titan Ti VT 1-0 (SR ISO 5832-2: 1996). Astfel cunoscând proprietățile titanului s-au putut stabili parametrii de lucru.

Pentru o analiză numerică precisă nu este suficient analiza individuală a implantelor, deoarece problemele mari apar la contactul implant os. Astfel pentru un studiu corect al acestora s-au creat ansamble os-implant, folosind modelele elaborate. Creând aceste ansamble în modulul *Assambly*, poziționarea elementelor componente este strict definită dar se impune declararea zonelor de contact. Fișierul astfel obținut conține toate aceste date, iar în momentul importării programul de analiză numerică preia aceste date și își crează automat dependențele.

Aceste modele prezintă avantajul unei modificări ușoare dacă este necesar. Principala facilitate este aceea că modelul este virtual și poate fi analizat în orice

situație. Prototipul real se realizează abia după analiza modelelor virtuale, ceea ce economisește timp și bani.

În **Capitolul 3 Analiza numerică a implantelor chirurgicale** s-au studiat dispozitivele de fixare proiectate. Acestea au fost analizate atât individual cât și împreună cu osul pentru a putea observa problemele ce apar la contactul implant-os. Pe baza acestor analize s-au determinat stările de tensiune și de deformare atât în dispozitivele de fixare cât și în oase

Astfel primele analize au fost efectuate pe fiecare dispozitiv de fixare în parte. Acest lucru a condus evidențierea faptului că dispozitivul rezistă la solicitările mecanice ce apar în timpul funcționării normale a structurii implantate. În urma studiului bibliografic se cunosc forțele musculare dezvoltate în aceste structuri în condiții normale. Astfel după importarea modelului și discretizarea acestuia se aplică constrângerile și se alege tipul analizei. Astfel se determină stările de tensiune și de deformare precum și zonele în care apar valorile maxime ale acestor mărimi. Analiza numerică prezintă avantajul posibilității de a fi reluată ori de câte ori se modifică unul sau mai mulți parametri ai studiului, acțiune care este simplă de realizat odată ce o variantă a fost deja realizată. În raport cu aceasta, analiza experimentală, de cele mai multe ori distructivă, necesită prelucrări de epruvete noi, pe care întregul studiu se reia de la început în condiții modificate.

Rezultatele obținute s-au comparat între ele pentru a alege soluția optimă, apoi soluția aleasă s-a comparat cu soluțiile clasice care se aplică în prezent. Rezultatele analizelor efectuate pe ansamblul os-implant au condus la alegerea modului optim de fixare a fragmentelor osoase. S-a constatat că:

- la analiza implantului PL110 o dată cu creșterea numărului de prinderi, toate tensiunile și deformările scad, excepție făcând tensiunea de forfecare și deformarea pe direcția X; cea mai bună prindere realizându-se prin 4 sau 5 șuruburi;
- în cazul distractorului valorile tensiunilor normală, de forfecare și echivalentă sunt foarte apropiate, și mult sub limita celor admisibile pentru structura și materialul ales; deformarea minimă (0.308 mm) apare pe direcția Y, iar deformarea totală este 9.95×10^{-4} m, aceasta neinfluențând procesul de osteosinteză;
- tensiunilor normale în cazul mandibulei fixată cu distractor este de aproximativ 2.5 ori mai mică decât în cazul mandibulei sănătoase iar deformarea pe direcția X (de la dreapta la stânga mandibulei) este, de asemenea, minimă aproximativ de 12 ori mai mică decât în cazul mandibulei sănătoase;
- tensiunea de forfecare este minimă în cazul mandibulei sănătoase, dar tensiunea în cazul mandibulei fixate cu implantul PD4 este apropiată (de 1.057 ori mai mare), iar pentru deformarea pe direcția Z, tendința este aceeași, creșterea având o pantă redusă;
- în cazul mandibulei cu implantate dentare, deformarea totală scade o dată cu creșterea numărului de implantate, deci implantatele au o influență pozitivă din acest punct de vedere; tensiunea de forfecare crește de la 0.0992 MPa în cazul mandibulei fără implant, la 1.85 MPa în cazul mandibulei cu 3 implantate; deformarea totală și tensiunea de forfecare sunt mai mici în cazul mandibulei implantate cu un număr par de implantate, decât în cazul implantării unui număr impar;
- în cazul fixării cu implantul LN 331 S valoarea medie a tensiunii echivalente maxime este 3.04 MPa, de 2.38 de ori mai mare decât tensiunea normală maximă (1.275 MPa) și de 6.33 de ori mai mare decât tensiunea maximă de forfecare; valoarea tensiunii este aproximativ aceeași pentru 3, respectiv 4

- prinderi și mult mai mică decât în cazul fixării cu 5 șuruburi; valoarea tensiunii normale maxime este distribuită aproape de valoarea medie de 1.275 MPa, deviația standard fiind de 0.014; punctele unde apare maximul și minimul tensiunii normale se modifică o dată cu schimbarea numărului șuruburilor de fixare; din punctul de vedere al stabilității fixării, în concordanță cu valoarea tensiunii normale maxime, soluția optimă este cea în 3 șuruburi;
- când osul lung a fost implantat cu o singură plăcuță, reducerea tensiunii echivalente începe la prinderea cu 4 șuruburi și se accentuează pentru cazul cu 6 șuruburi; această tendință favorabilă a comportamentului mecanic, când plăcuța este fixată cu 6 șuruburi, este reflectată și de valoarea minimă a deformației (6.7×10^{-4} mm) pe direcția X (direcția șuruburilor de fixare);
 - în cazul în care osul este implantat cu două plăcuțe se observă aceleași tendințe, doar că tensiunile și deformațiile sunt de 1.06 ori mai mari decât în cazul unei singure plăcuțe, ceea ce reprezintă o creștere ne semnificativă;
 - când osul a fost implantat cu o tijă internă, tensiunile au scăzut semnificativ; tensiunea echivalentă maximă este de 1.70 ori mai mică decât în cazul unei singure plăcuțe și de 1.78 ori mai mică decât în cazul a două plăcuțe; cea mai semnificativă reducere se observă în cazul tensiunii normale (de 2.87 respectiv 2.89 ori); tensiunea de forfecare maximă s-a redus doar de 1.13 ori față de fixarea cu o plăcuță, respectiv 1.27 ori față de fixarea cu două plăcuțe; este important de remarcat că deformația datorată compresiunii este mai mică în cazul fixării cu 4 șuruburi, având o variație inversă față de cealaltă metodă de fixare; media deformației este de 2.23 ori mai mare în acest caz decât în cazul fixării cu plăcuțe;
 - în cazul fixării oaselor lungi folosirea plăcuțelor este favorabilă deoarece deformațiile sunt mici și intervenția nu este prea invazivă; dacă osul fracturat este imobilizat pe parcursul vindecării, atunci este mai bine să fie folosite plăcuțele (una sau două, în funcție de tipul fracturii, diferențele fiind ne semnificative; dacă tratamentul impune necesitatea asigurării încărcării mecanice a osului și nu sunt necesare restricții privind deformația, în acest caz este optimă utilizarea tijei.
 - pe măsura scăderii densității osoase de la o valoare de 1.5 g/cm^3 , considerată normală pentru subiecții tineri în perioada incipientă a sarcinii, cele trei tipuri de tensiuni considerate semnificative înregistrează creșteri continue, astfel că la densitatea de 0.7 g/cm^3 se apropie de valorile limită ale rezistenței osoase impuse prin protocolul de analiză și determinate de caracteristicile materialului osos.
 - zona lombară este cea mai solicitată și afectată atât de modificările de postură impuse coloanei prin modificarea poziției centrului de greutate, cât și de creșterea valorii forței de greutate în perioada finală a sarcinii.
 - dacă densitatea mandibulei scade sub 1.3 g/cm^3 și a dinților sub 2.7 g/cm^3 apar tensiuni la zona de implantare dinte-maxilar care depășesc cu mult nivelul admis; astfel, tensiunile de forfecare pentru densitatea osului de 1 g/cm^3 și a dinților de 1.5 g/cm^3 ajung la 661.54 MPa, fiind triple față de valoarea maximă admisă.

Rezultatele obținute fiind bune, s-a trecut la realizarea acestor dispozitive în laboratorul LOPIFO.

Acestea au fost supuse unui set de încercări mecanice necesare în vederea omologării. Aceste încercări s-au efectuat în laboratorul CIDUCOS în curs de acreditare RENAR conform normei SR EN ISO 17025 *Cerințe generale pentru competența laboratoarelor de încercări și etalonări*. Rezultatele obținute prin analiza

experimentală sunt similare cu cele obținute în urma analizei numerice. Ca urmare implantele create în cadrul cercetărilor întreprinse în teză au fost omologate de către Oficiul Tehnic de Dispozitive Medicale al Ministerului Sănătății și pot fi utilizate în clinicile chirurgicale de specialitate.

Capitolul 4 Tehnologii de prelucrare a implantelor a analizat metodele posibile de producere a dispozitivelor de fixare. Astfel au fost decupate implantate folosind un laser de putere cu CO₂ respectiv folosind mașina electroeroziune cu fir, decupările fiind făcute la diferiți parametrii. Pentru a determina parametrii optimi de prelucrare a implantelor s-au efectuat mai multe decupări la diferite valori ale acestora.

Intr-o primă etapă compararea diferitelor regimuri de tăiere s-a realizat printr-un studiu macrostructural. Analiza a continuat prin studiul metalografic, pentru a stabili caracteristicile structurii și mărimea zonei influențate termic. S-au stabilit astfel parametrii optimi de tăiere pentru fiecare tehnologie în parte.

S-au constatat mici diferențe în dimensiunile grăunților, dar în funcție de aspectul și caracteristicile zonei influențate termic s-a putut concluda asupra tehnologiei de folosit. Ridicând curbele de încărcare pentru implantele încercate și cunoscând dimensiunile implantului s-au putut determina caracteristicile mecanice (modulul de elasticitate, limita de curgere, limita de rupere) ale implantului în cele două cazuri. Astfel pentru un implant, după determinarea experimentală pentru cele două tipuri de tehnologii de tăiere a caracteristicilor mecanice ale acestuia, s-a realizat analiza numerică cu proprietățile materialului obținute experimental. Nici în cazul acestei analize numerice nu au apărut diferențe majore între cele două tehnologii.

Teza reprezintă o abordare multidisciplinară a unei teme deosebit de actuale: modelarea dispozitivelor de fixare a structurii osoase a corpului uman. În urma cercetării efectuate, s-a produs o trusă de implantate cranio-maxilo-faciale și un dispozitiv extern de fixare a mandibulei. Ca urmare a rezultatelor pozitive obținute atât la analiza mecanică virtuală și experimentală cât și la testele clinice, trusa de implantate cranio-maxilo-faciale și distractorul mandibular au fost certificate de către Ministerul Sănătății prin certificatul nr. 13/032/2200/04 și reprezintă primul set de implantate concepute, proiectate și realizate în România. Testele clinice necesare certificării dispozitivelor de fixare au fost efectuate la Clinica Oro-Maxilo-Facială din Timișoara. Pacienții participanți la testele clinice, au fost investigați ante și post operatoriu. La efectuarea controlului periodic toți pacienții au avut o evoluție bună și nu s-a constatat nici o reacție adversă a organismului la existența elementului de fixare.

O perspectivă de viitor în realizarea acestor dispozitive o reprezintă tehnologiile de prototipare. Prototiparea virtuală este o metodă de a vizualiza modele complexe și de a le îmbunătăți comportamentul. Utilizarea prototipurilor virtuale, în special în fazele precoce de dezvoltare/proiectare a sistemelor mecanice, permite luarea unei decizii de cost eficient, deoarece producția costisitoare a prototipurilor fizice este astfel în mare parte inutilă. Pe de altă parte, prototiparea virtuală oferă posibilități pentru globalizare, deoarece prototipurile virtuale nu sunt utilizabile într-o locație unică, ci pot circula foarte rapid pe rețele locale sau mondiale (așa cum este INTERNET-ul). Un alt avantaj deosebit al prototipurilor virtuale este acela că ele nu sunt realizate din materiale reale, rezultând costuri de realizare mult mai mici decât în cazul prototipurilor fizice. Simularea prototipurilor virtuale permite o intervenție timpurie la modificarea și optimizarea comportamentului sistemelor mecanice și conduce la o creștere a varietății de prototipuri. Prin intermediul prototipurilor virtuale caracteristicile produsului pot fi

ușor verificate/ testate ca o multitudine de soluții constructive pentru un sistem mecanic și astfel timpul de dezvoltare poate fi redus semnificativ. În plus, defectele privind fabricarea sau produsul însuși, pot fi deja detectate în fazele precoce ale dezvoltării sistemului mecanic și astfel sunt eliminate fără mari cheltuieli. Aceasta asigură posibilitatea de a lansa deja planificarea producției într-un stadiu timpuriu.

În industria dispozitivelor medicale, în special a elementelor de implantare și protezare, prototiparea virtuală se aplică în: biomecanică, ergonomie și echipament medical (interacțiunea om-mașină, analiza confortului șezutului, proiectarea protezelor, simularea mersului, studii de comportament/protecție a pasagerilor auto, reconstituirea accidentelor, studii de ergonomie a locului de muncă, proiectarea echipamentelor sportive, optimizarea tehnicilor atletice); reconstituirea evenimentelor și consultanță în inginerie.

Prototiparea rapidă este definită ca fiind *fabricarea fizică a corpurilor tridimensionale de formă arbitrară din baza de date CAD printr-un proces total automat și flexibil* [61].

Prototiparea rapidă este termenul utilizat pentru metodele relativ noi de creare fizică a corpurilor. Aceste tehnologii depun straturi de material spre deosebire de tehnologiile clasice care prelucrează un bloc de material. Stratul de material poate fi lichid, pudră, laminat, etc., depinzând de metoda folosită. Termenul de rapid este utilizat pentru a defini timpul de realizare a obiectului și anume ore în loc de zile sau săptămâni în cazul metodelor tradiționale.

Componenta care urmează a fi prototipată trebuie să fie un model virtual 3D. Acest model trebuie convertit într-un format compatibil cu mașina de prototipare. Cel mai des format utilizat este STL. Acest format este compatibil cu majoritatea mașinilor de prototipare.

Designul și prelucrarea implantelor personalizate au la bază investigațiile imagistice (scanările CT, MRI, etc). Astfel, după prelucrarea datelor achiziționate cu ajutorul tomografului se creează modelul 3D care stă la baza realizării implantului personalizat. Acestea ar fi perspectivele de dezvoltare ale domeniului abordat prin teză.

BIBLIOGRAFIE

1. ABRAHAM S P.H., HUTCHINGS R.T., MARKS S.C. Jr. *McMinns Colour Atlas of Human Anatomy*, Mosby, London, 4-th ed., 1998
2. ADES C.S., LEE L.H.N. *Strain-gage Measurements in Regions of High Stress Gradient*, Proceedings of the Society for Experimental Stress Analysis, Vol. XVIII, Nr. 1, 196
3. ANGELIDES M. et al.,(1998), *Interface Stress Analysis of Implant Fixation Systems*, Computational Methods in Bioengineering
4. ANTONESCU D., BUGA M., CONSTANTINESCU I. ILIESCU I. *Metode de calcul și tehnici experimentale de analiza tensiunilor în biomecanică*, Editura Tehnică, București, 1986
5. BACIU C. *Anatomia funcțională și biomecanica aparatului locomotor*, Editura Medicală, București, 1983
6. BACIU C. *Aparatul locomotor*, Editura Medicală, București, 1980
7. BAKER H.H. *3D Imaging in Medicine*, Springer Verlag, 1990
8. BEHR R., DOUGLAS *Why Calculate Simulated Strain*, Proceedings of the Society for Experimental Stress Analysis, Vol. XIX, Nr. 2, 1962
9. BJERREGAARD L., GEELS K., OTTESEN B., RUCKERT M. *Metalog Guide*, Struers Tech A/S, Denmark, 1992
10. BORZA P., MATLAC I., NICU M.D. *Aparatură biomedicală*, Editura Tehnică, București, 1996
11. BOUTINGUIZA M, POU J., LUSQUINOS F., QUINTERO F., SOTO R., PEREZ-AMOR M., WATKINS K., STEEN W.M. *CO2 laser cutting of slate*
12. BREWER A.G. *Measurements of Stresses on rotating membres utilizing solid-state telemetry*, Strain gage readings, vol. VI, Nr. 2, June-July, 1963
13. BRICKMANN P., FROBIN W., LEIVSETH G. *Musculoskeletal Biomechanics*, Thieme, Stuttgart – New York, 2000
14. BRUEL, PER V. *Mobile laboratories*, Bruel & Kjaer Technical Review, Nr. 3/1954
15. BURNY F., DONKERWOLCKE M., et. al. *Concept, design and fabrication of smart orthopedic implants*, Medical Engineering and Physics 2000
16. CÂRMACIU R., NICULESCU C.TH., TORSAN L. *Anatomia și fiziologia omului*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1983
17. CARTER D.R., HAYES W.C. *Bone compressive strength: the influence of density and strain rate*, Science/194, 1976, p.1174-1176
18. CARTER D.R., SPENGLER D.M. *Mechanical properties and composition of cortical bone*, Clinical Orthopedics/135, 1978, p.192-217
19. CHAEL E.J. et al. *Role of Loads and Prosthesis Material Properties on the Mechanics of the Proximal Femur after Total Hip Arthroplasty* Journal of Orthopaedic Research, Vol. 10, pp. 405-422, 1991.
20. CIOMOCAȘ F.D. *Rezistența materialelor în ingineria structurilor*, Partea I, Ediția a II-a, Editura Mirton, 2003
21. CUTEANU E, MARINIV A *Metoda elementelor finite in proiectarea structurilor* Ed Flacara Timisoara 1980
22. DANDY D.J., EDWARDS D.J. *Essential Orthopaedics and Trauma*, 3-rd edition, Churrchill Livingstone, USA, 1998
23. DAVIS J.R. *Handbook of Materials for Medical Devices*. ASM International, Materials Park, OH. 2004

24. DELAIRE J. *L'analyse architecturale et structurale cranio-faciale (de pro-fil). Principes torques. Quelques exemples d'emploi en chirurgie maxillo-faciale.* Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac. 79, 1978, p. 1-33
25. DENISCHI A., MARIN GH., ANTONESCU D. *Biomecanica*, Editura Academiei, București, 1989
26. DISEGI J.A. *Titanium Alloys for Fracture Fixation Implants.* Injury, Int. J. Care Injured. 31: S:D14-17, 2000
27. DRĂGULESCU D. *Modelarea în biomecanică*, Editura Didactică și Pedagogică ISBN 973-30-1725-6 2005
28. DRĂGULESCU D., DREUCEAN M., URTILA E., IOVAN A. *Contribution to reconstruction technique of craniofacial skeleton*, MEDINF International Conference on Mechanical Informatics and Engineering Craiova 2003
29. DRĂGULESCU D., RUSU L., BODNARAȘEC N., VOICU A. *The influence of bone demineralization on spinal column during pregnancy* Vol. Al V-lea Simpozion National de Biomateriale, Biomateriale si Aplicatii Medico-Chirurgicale, Iasi, 28-29 oct. 2005, ISBN 973-627-237-0
30. DRĂGULESCU D., RUSU L., DREUCEAN M. *Comparative study of the head skeleton implant plates in Titanium alloy* Proceedings International Conference *Biomaterials & Medical Devices* BiomMedD 2004, București 5-7 November, Ed. Printech, ISBN 973-718-083-6, p.129
31. DRĂGULESCU D., RUSU L., DREUCEAN M., TOTH-TAȘCĂU M. *Stress and deformation analysis induced in mandible by dental implant* Vol. Al VI-lea Simpozion National de Biomateriale, Biomateriale si Aplicatii Medico-Chirurgicale, Iasi, 28-29 oct. 2005, ISBN 973-627-237-0
32. DRĂGULESCU D., RUSU L., MOLDOVAN H. *The human femur motion and torque in hip joint* Proceedings of the VII-th symposium, Zilele Academice Timișene, mai 2003, ISBN 973-625-065-2, pp.199-205
33. DRĂGULESCU D., RUSU L., MORCOVESCU V., PRECUP C. *Comparative study of mechanical stresses in human limbs bones*, Applied Bionic and Biomechanics, vol.1(2), no.1, Ed. Openmindjournals- New Zealand, 2004, ISSN 1176-2322, p.123-129
34. DRĂGULESCU D., RUSU L., RĂDUȚĂ A., STANCIU A. *Stainless steel implants to repair the skeleton fractures* Proceedings International Conference *Biomaterials & Medical Devices* BiomMedD 2004, București 5-7 November, Ed. Printech, ISBN 973-718-083-6, p.128
35. DRĂGULESCU D., RUSU L., TOTH-TAȘCĂU M. *Mechanical behaviour of long bones implants* Proceedings International Conference *Biomaterials & Medical Devices* BiomMedD 2004, București 5-7 November, Ed. Printech, ISBN 973-718-083-6, p.130
36. DRĂGULESCU D., RUSU L., TOTH-TAȘCĂU M., PRECUP C. *Mechanical studies for surgery of human lower limb*, Craiova Medical Journal, Editura Medicală Universitară Craiova, ISSN 1454-6876, vol.5, supl.3, p. 254-257
37. DRĂGULESCU D., RUSU L., TOTH-TAȘCĂU M., MORCOVESCU V., DREUCEAN M. *About mechanical behaviour of human lower limb bones* European Society of Biomechanics Congress ESB 2004, 'S-Hertogenbosch, The Netherlands July 4-7
38. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., PUȘCAȘ C., INDREI C. *About the locomotory apparatus of human body modeling*, Robotica & Management, Revista ARR, Vol.2, nr.4 Decembrie 1998, ISSN 1453-2069, p.33-38
39. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., MORCOVESCU V., RUSU L. *Some aspects on the tennis player's upper limb motion modeling*, Buletinul Științific al Universității Politehnica din Timișoara, Transactions on Automatic Control and Computer Science, Tom 49(63), No.2, 2004, ISSN 1224-600X, p. 201-204

40. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., MORCOVESCU V., RUSU L., DREUCEAN M. *Kinematics Aspects of Human Body Composite Motion* Proceedings of The First Romanian –Hungarian Join Symposium on Applied Computational Intelligence, May 25-26, 2004, p.1-10
ISBN 563 7154 26 4
41. DRĂGULESCU D., STĂNCIULESCU V., TOTH-TAȘCĂU M., DREUCEAN M. *Modelling and rebuilding the complex anatomical structures*, Proceedings Mathematical Biology and Ecology, 2004 WSEAS International Conference, Corfu, Greece, 17-19.08.2004
42. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., DREUCEAN M., MORCOVESCU V., RUSU L. *Vibration Influence on the Human Pelvic Girdle motion* Buletinul Științific al Universității Politehnica din Timișoara, Seria Automatică și Calculatoare, Vol. 49(63) 2004 No. 2 ISSN 1224-600X, p. 143-148
43. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., DREUCEAN M., MORCOVESCU V., RUSU L. *Vibrations Influence on the Human Composite Motion* Proceedings 30th JUPITER Conference, University of Belgrade, April 2004, ISBN 86-7083-430-8, p.3.135-3.138
44. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., DUMITRAȘCU E., DRĂGULESCU A. *About the locomotory apparatus of human body modelling*, The 21st National Conference on Medical Informatics, Arad, 22-24 October 1998, p.397-401
45. DRĂGULESCU D., TOTH-TAȘCĂU M., STĂNCIULESCU V. *Computer-Aided exploration inside human organs*, The 22st National Conference on Medical Informatics, International Participation, MEDINF'99, Sibiu, 14-16 October 1999
46. DRĂGULESCU D., MORCOVESCU V. *3D representation of the human femur to perform FE analysis* 25th National Medical Informatics Conference- MEDINF 2002
47. DUDA G.N., SCHNEIDER E, CHAO E.Y.S. *Internal forces and moments in the femur during walking*, Journal of Biomechanics 1997
48. DUMITRU I., FAUR N. *Elemente de calcul și aplicații în rezistența materialelor*, Timișoara, Ed. Politehnica, 1999
49. MOCANU D.R. *Încercarea Materialelor. Încercări distructive ale metalelor. Partea I*, Editura Tehnică, București, 1982
50. ENCARNACAO J., SCHLECHTENDAHL E.G. *Computer Aided Design*, Springer, Verlag, Berlin, 1983
51. ERDEN S., YILDIZ H. *Composite and Metal Bone Plate – Screw Fixation: A Numerical Comparison*, Edge Universitz, Izmir, Turkey
52. EVANS G. *Mechanical properties of bone*, Charles C. Thomas, Springfield, III, 1973.
53. FAUR N *Elemente finite. Fundamente*, Editura Politehnica, Timișoara, 2002
54. FAUR N., DUMITRU I. *Metode numerice în rezistența materialelor*, Lito, Univ. Politehnica Timișoara, 1997
55. FERNANDEZ JR, GALLAS M., et.al. *A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates*, Journal of Biomechanics 2003
56. FILIP F., SIMION G. *Modelarea proceselor în biologie și fiziologie*, Lito Universitatea "Politehnica" București, 1994
57. FUNG Y.C. *Biomechanics: Mechanical Proprieties of Living Tissues*, Springer – Verlag, Berlin, 1993
58. GEDDES L.A., BAKER L.E. *The specific resistance of biological material.A compendium of data for the biomedical engineer and psihologist*, Med.and biol.eng,vol.5, 1967,p271-293

59. HART R.T., HENNEBEL V.V., THONGPREDA N, VAN BUSKIRK W.C., ANDERSON R.C. *Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study*, J Biomechanics 25,1992,p261-86;
60. HASHIN Z. *Analysis of cracked laminates: a variational approach*, Mechanics of Materials, North-Holland, Vol.4, 1985, p.121-136
61. HeiSSLER E., FISCHER F.S., BOLOURI S. *Custom-made cast titanium implants produced with CAD/CAM for the reconstruction of cranium defects*, Int J Oral Maxillofac. Surg., 1998 Oct;27(5),p334-338
62. HUISKES R., VERDENSCHOT N. *Basic Orthopaedic Biomechanics*, 2nd. ed., Lippincott -Raven, Philadelphia 1997
63. INDREI C., PUȘCAȘ C. *Biomecanica membrului inferior uman*, Timișoara, 1998
64. KOCH J. *The laws of bone architecture* American Journal of Anatomy 21 (1917), 177-298, 1997
65. LINDAHL O. *Mechanical properties of dried defatted spongy bone*, Acta Orthopædica Scandinaviae/47, pp.11-19, 1977
66. LUCHIN M. *Modelarea și simularea sistemelor mecanice*, Timișoara, 1999
67. MATTEW J., DONACHIE JR., HARDBOUND *Titanium: A Technical Guide*, Publisher: ASM, ISBN 0-87170-309-2, 1988
68. MORCOVESCU V. *Modelarea membrului inferior uman în vederea recuperării prin protezare*,Editura Orizonturi Universitare Timișoara, ISBN 973-638-238-9, 2005
69. MORCOVESCU V., DRĂGULESCU D. *Reconstruction of the human femur based on the CT-slices to perform the finite element analisys*, The X-th Conference on Mechanical Vibrations, Timișoara, 2002
70. MORGAN E.F., BAYRAKTAR H.H., KEAVENY T.M. *Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site*, Journal of Biomechanics 2003
71. NÁAJI A. *Contributii la tehnici de modelare a membrului superior uman* 2004
72. NÁAJI A., DRĂGULESCU D. *Principii ale modelării în biomecanica sistemului osteo-articular*, Proceedings of the X-th Conference on Mechanical Vibrations, Tom 47 (61), Editura Politehnica, Timișoara, 2002, ISSN: 1244-6077, p. 93-98
73. NÁAJI A. *Aspecte privind teoria modelării relativ la investigarea sistemului osteo-articular uman*, Studia Universitatis nr.12, Arad , 2002, ISSN: 1584-2363, p.49-59
74. NICU M.D., DUȚĂ M. *Bazele teoretice ale bioingineriei și tehnologiei*, Editura Garamond, București, 1996
75. NISITANI H., TERANISHI T., SAIMOTO A., FUKUYAMA K. *Fracture and Strength of Solids*, Trance Tech Publications, Part 1, Switzerland 2000, p553
76. NETTER F.H. *Atlas of Human Anatomy*, Second Edition, Novartis, New Jersey, 1990
77. OLARIU V. *Analiză matematică*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 1981
78. O'TOOLE R.V.III, JAMARAZ B., DIGIOIA A.M.III, VISNIC C.D., REID R.H. *Biomechanics for Preoperative Planning and Surgical Simulations in Orthopaedics*, Comp. Biol. Med. Vol. 25, No. 2, pp. 183-191, 1995
79. OZKAYA N., NORDIN M. *Fundamentals of Biomechanics. Equilibrium, Motion, and Deformation*, Van Nostrand Reinhold, New York, 1991
80. PANJABI M., WHITE III A. *Biomechanics in the musculoskeletal system*, Churchill Livingstone, New York, 2001
81. PAPILIAN V. *Anatomia omului, Vol. I – Aparatul locomotor*, Editura ALL, București, 1998
82. PAYAN Y., LAVALLÉE, S. *The Mesh-Matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures*, J. Biomech. 33, 2000,p. 1005-1009

83. QAZI J.I., RACK H.J. *Effects of Thermal Treatment on the Mechanical Properties of Biomedical Titanium Alloys*, Medical Device Materials Editor: Sanjay Shrivastava. ASM International, Materials Park, OH. 2004
84. RANGA V. *Tratat de anatomia omului*, Editura Medicală, București, 1986
85. RĂDUJĂ A. *Elemente de știința și ingineria materialelor. Partea I*, Ed. Politehnica, 1998
86. RĂDUJĂ A., DEMIAN C., RUSU L., BREABĂN F. *Characteristics of titanium implants cut using CO₂ laser* Scientific Bulletin of the Politehnica University of Timisoara, Transactions on Mechanics special issue, Tom 50(64), 2005, ISSN 1224-6077, p. 93-98
87. RUSU L., MORCOVESCU V, DREUCEAN M, DRĂGULESCU D., STANCIU A., DEMIAN C. *Femur modeling and analysis for surgical implantation* Buletinul Științific al Universității Politehnica din Timișoara, Transactions on Automatic Control and Computer Science, Tom 49(63), No.2, 2004, ISSN 1224-600X, p. 137-142
88. SAVII G. *Bazele proiectării asistate de calculator. CAD*, Editura Mirton, Timișoara, 1997
89. SAVII G., LUCHIN, M. *Modelare și simulare*, Editura Eurostampa, Timișoara, 2000
90. SCHMIDT R. *Comportement des Materiaux dans les milieux biologiques. Applications en medicine et biotechnologie*, Presses polytechniques et universitaires romandes, Premiere edition, 1999
91. SIMOES J.A., VAZ M.A., BLATCHER S., TAYLOR M. *Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur* Medical Engineering and Physics 22, pp.453-459, 2000
92. SITTIG C, WIELAND M., XIAO S.J., TEXTOR M. *Characterization and properties of titanium implant surface* Laboratory for Surface Science and Technology Department of Materials, ETH Zürich
93. SONA A. *Metallic materials processing: cutting and drilling*. In: Soares ODD, Perez-Amor M, editors. Applied laser tooling. Dordrecht: Martinus Nijho. Publishers, 1987
94. STARCK J.L., MURTAGH F., BIJAOUI A. *Image processing and data analysis*, Cambridge University Press, 1998
95. TOTH-TAȘCĂU M., RUSU L. *External distractor for maxillo-faciale deficiencies* Scientific Bulletin of the Politehnica University of Timisoara, Transactions on Mechanics special issue, Tom 50(64), 2005, ISSN 1224-6077, p. 106-110
96. TAYLOR L.D. *Computer Aided Design*, Addison Wesley, England, 1992
97. TIMOSHENKO S., GERE J. *Mechanics of Materials* Chapman & Hall, London, UK, 1991
98. Viceconti M., Bellingeri L., Cristofolini L. *A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs*. Medical Engineering and Physics 20, pp.1-10, 1998
99. WATT A. *3D Computer Graphics*, Addison Wesley Publishing Ltd, England, 1993
100. WEIHE S., WEHMÖLLER M. *Synthesis of CAD/CAM, robotics and biomaterial implant fabrication, single step reconstruction in computer aided frontotemporal bone resection*, International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery, vol. 29, October 2000, p.384
101. WHEELER J.B., HOERSCH H.M., MCGLINCHEY E.J., MAHY H. *Corrosion and Degradation of Implant Materials*. Philadelphia: American Society for Testing and Materials, 1979

102. WHITMAN DH, CONNAUGHTON B. *Model surgery prediction for mandibular midline distraction osteogenesis*, International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery. 1999 Dec;28(6):p.421-223
103. http://www.actrus.ro/biblioteca/cursuri/tehnica_mil/iacobescu3/h1.pdf#search=%22h1%20pdf%20electroeroziune%22
104. <http://www.ansys.com/>
105. <http://www.arcelect.com/rs232.htm>
106. <http://www.bksv.com>
107. <http://www.bhj.org>
108. http://www.camiresearch.com/Data_Com_Basics/RS232_standard.html
109. <http://www.electromagnetica.ro>
110. <http://emedicine.com/>
111. <http://www.medline.com>
112. <http://www.health.uottawa.ca/biomech/>
113. <http://www.eatonhand.com>
114. <http://www.mecmesin.com>
115. http://medical.nema.org/dicom/2001/01_03PU.PDF
116. <http://www.ni.com>
117. http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/encyclopedia_O.htm
118. <http://www.ortho-u.net>
119. http://www.tecno.ior.it/VRLAB/researchers/repository/SF/stand_fem.html
120. <http://www.scielo.br>
121. <http://www.solidedge.com/>
122. http://training.seer.cancer.gov/module_anatomy/anatomy_physiology_home.html
123. *** - *Titanium Grade 2, Commercial Pure Titanium*, Titanium Technology Forum (TTF) – Source Institutt for Energi Teknikk - IFE Norway
124. *** - *Titanium Industries, Data & Reference Manual*
125. *** - *Modelarea, proiectarea și realizarea practică a unui sistem de implanturi medicale destinat chirurgiei maxilo-faciale și ortopedice. Analiza cu element finit a unui set de implanturi maxilo-faciale* Contract 33501/17.07.2002, Tema 15, cod CNC SIS 69
126. *** - *Studii și încercări de implante și proteze în vederea omologării* Contract CNC SIS tip BD, cod CNC SIS 178, comisia 2
127. *** - *Modelarea, proiectarea și realizarea practica a unui sistem de implanturi medicale destinat chirurgiei maxilo-faciale și ortopedice. Modelarea și analiza cu element finit a unor tipuri de implanturi* Contract 33550/01.07.2003 Tema 11, cod CNC SIS 12
128. *** - *Laborator de certificare a implantelor și distractoarelor utilizate în chirurgia osoasă și stomatologie – CIDUCOS* Contract PNCDI/Program INFRAS 187/06.11.2003-2005
129. *** - *Modelarea, proiectarea și realizarea practică a unui sistem de implanturi medicale destinat chirurgiei maxilo-faciale și ortopedice Finalizarea soluției pentru trusa de implantare în vederea omologării* Contract 32940/22.06.04 Tema 8 Cod CNC SIS 12
130. *** - *Dezvoltarea unor tehnici medicale neconvenționale pentru optimizarea cultivării de țesuturi vii obținute prin bioinginerie tisulară* Contract nr. 313/2004 1.10.2004-15.10.2006
131. *** - *Aprecierea prin metode comparative a re4facerii parametrilor biomecanici ai subiecților cu deficiențe motrice (Grant de tip E)* Contract nr. 32940/22.06.2004 Tema 2, cod CNC SIS 32

132. *** - *Realizarea implantelor și elementelor de protezare a scheletului uman în concepție modulară* Contract nr. 32940/22.06.2004 Tema 4, cod CNCSIS 197
133. *** - *Sistem autonom de prehensiune pentru asistarea persoanelor cu handicap sau acces în zone periculoase* Contract nr. 27688/14.03.2005 Cod CNCSIS 655
134. *** - *Extinderea și dezvoltarea capacității laboratorului de încercări CIDUCOS în curs de acreditare de către RENAR* Contract 28/07.09.2005
135. *** - *Studii asupra distributiei tensiunilor in unele materiale de fixare a resturilor protetice pariale fixe* Nr. 1853/21.02.2003
136. *** - *Realizare stand de încercări mecanice pentru motoare de capacitate mica (max 12 KW)* University of Applied Sciences Bremen – Germania Acord bilateral Nr. 7157 din 27.06.2002
137. *** - *Intensive Course in Biomedical Engineering* University of Applied Sciences Wilhelmshaven 31 August-18 September 2004
138. *** - *Taierea cu laser a titanului (parte practica a tezei de doctorat)* Universite d’Artois Franta, Bethune, Socrates Programme 2004