

# **Raportul Stiintific si Tehnic (RST) in extenso**

## **SABIMAS**

### **Etapa I**

**Analiza metodelor, a tehnicilor conceptuale si asistate de calculator in artroplastia de sold**

## Cuprins

1. Obiective generale .....	4
2. Obiectivele fazei de execuție .....	4
Rezumatul fazei .....	5
3. Domeniul abordat.....	7
3.1 Elemente de anatomie și fiziologie , puncte de reper si linii utilizate in evaluarea atroplastiei soldului.....	10
3.2 Elemente de biomecanică .....	17
3.3 Tipuri de proteze de șold.....	19
Clasificarea endoprotezelor de sold .....	20
Proteze parțiale.....	20
Proteze totale.....	21
Proteze cimentate .....	21
Proteze necimentate .....	22
3.4 Materiale utilizate .....	22
Polimeri.....	22
Ceramica .....	22
Aliaje de oțel inoxodabil.....	23
4. Modelarea asistata de calculator a implanturilor osoase.....	24
4.1. Modelarea implanturilor pentru sold .....	26
4.2. Modelarea altor tipuri de implanturi osoase .....	29
Modelarea implantului pentru genunchi .....	29
Modelarea implantului osos pentru coloana vertebrala .....	32
Modelarea implantului osos facial .....	32
Modelarea implantelor dentale .....	33
5. Vizualizarea datelor medicale.....	33
6. Situația pe plan național.....	36
7. Situația pe plan mondial.....	36
8. Proiecte de pentru software de imagistică medicală.....	37
Proiectul PROMETEO.....	37
Achiziția de date de tip tomografie computerizată .....	37
Preluarea directa a imaginii CT de la dispozitivul de scanare .....	37
Obținerea geometriei osului femur .....	38
Generarea elementelor de tip mesh pentru studiul FEA .....	38
Reguli de predicție pentru remodelarea osului .....	38
Proiecte realizate în mediul universitar.....	38
Proiectul Titanium Bone Implants .....	39
Proiectul HipOP .....	41
Software comerciale folosite in imagistica medicală.....	41
3D-DOCTOR .....	42
ScanIP Software.....	44
Modulul ScanFE .....	47
Modulul ScanCAD.....	48
Prezentarea unor programe comerciale de CAD-CAM-FEA .....	49
SolidWorks .....	50
CATIA .....	50

ANSYS .....	53
9. Procedeu tehnologic de realizare a elementelor de implant din pulberi metalice prin sinterizare cu laser.....	54
9.1 Descrierea materialului .....	59
9.2 Structura pieselor realizate din pulberi prin sinterizare cu laser.....	60
10. Concluzii.....	68
Bibliografie si Referinte.....	71

# 1. Obiective generale

Obiectivul general al proiectului este studierea corelatiei ce trebuie realizate intre forma canalului femural, evaluata prin metode imagistice moderne, si forma protezei. Astfel se va obtine o protezare cu o compatibilitate mecanica cat mai aproape de cea fiziologica, cu o adaptarea optima a protezei la osul in care este implantata, permitand recuperarea precoce a pacientului din punct de vedere fizic, psihic si social.

Scopul proiectului este acela de a crea, prin metode informatice avansate, elementele necesare pentru ca protezarea sa aiba caracter personalizat, adaptat fiecarui individ. Din acest punct de vedere, proiectul se adreseaza diversitatii biologice, pe care isi propune sa o conserve, prin fundamentarea stiintifica si dezvoltarea de tehnologii care sa respecte si sa mentina caracterul particular al fiecarui individ.

De asemenea, proiectul isi propune dezvoltarea unor tehnologii care sa creasca eficienta unei metode terapeutice, ducand astfel la eficientizarea serviciilor de sanatate, prin scaderea numarului de reinterventii necesare, dar si la cresterea creativitatii in domeniul sanitar, fiind vorba despre adaptarea protezarii la caracteristicile fiecarui individ.

In acest context obiectivele specifice ale proiectului se regasesc in:

- implementarea de metode noi de preventie si interventionale la nivel national, arondate la spatiul european de operare, cu aplicatii in domeniul artroplastiei de sold;
- realizarea unui sistem informatic de investigare si prototipizare incluzand activitati de analiza, diagnoza si monitorizare computerizata
- dezvoltarea de software specializat pentru prelucrarea / analiza imaginilor radiografice și modelarea tri-dimensională a formei și structurii oaselor pornind de la imagini CT sau MRI
- demonstrarea posibilității de obținere a protezelor personalizate prin sinterizare, folosind modele 3D generate de calculator

## 2. Obiectivele fazei de execuție

Etapa a constat in analiza metodelor, a tehnicilor conceptuale si asistate de calculator in artroplastia de sold.

Activitatea care a stat la baza realizării etapei si de care a raspuns Universitatea POLITEHNICA Bucuresti si Institutul National de Cercetare Dezvoltare pentru Mecatronica si Tehnica Masurarii a fost:

- Studiu de documentare si analiza a stadiului actual si al tendintelor in modelarea si fabricarea asistata de calculator a implanturilor osoase

Activitatea care a stat la baza realizării etapei si de care a raspuns Universitatea de Medicina si Farmacie “CAROL DAVILA” Bucuresti si Spitalul Clinic de Urgenta Floreasca Bucuresti a fost:

- Studiu de documentare si analiza privind stadiul actual al cercetarilor pe plan mondial si al tendintelor de evolutie in domeniul artroplastiei de sold

## ***Rezumatul fazei***

Proiectul își propune să îmbunătățească cunoștințele tehnice, tehnologice și medicale referitoare la activitatea de protezare a șoldului.

Aplicațiile software realizate în cadrul proiectului, în special aplicația de modelare și vizualizare tridimensională, vor permite studierea osului femural proximal pe o cazuistică bogată și fără “atingerea pacientului”.

În cadrul lucrării se prezintă modalități de modelare a implanturilor osoase existente pe plan mondial precum și tehnici de vizualizare a datelor de tip medical ce presupun un volum ridicat de date.

Lucrarea prezintă elementele de anatomie și fiziologie cu insistare asupra fiziopatologiei articulației coxo-femorale.

Pentru stabilirea unui model tridimensional al osului s-au evidențiat elementele de geometrie a osului femur. Elementele de biomecanică permit determinarea unei forme optime a implantului de sold.

În cadrul studiului s-au prezentat tipurile de proteze de sold existente pe plan mondial.

Compoziția chimică, ca și design-ul protezei pot varia de la un model la altul.

Alegerea protezei trebuie să se bazeze pe cunoașterea aprofundată a implicațiilor biomecanice și de biocompatibilitate pe care le ridică decimentarea, uzura și alte posibile efecte legate de forma protezei sau de calitatea materialelor din care ea este manufacturată.

Fiecare proteză își are avantajele și dezavantajele ei. Problema este de a alege tipul de proteza care se poate substitui mai bine biomecanicii complexe a articulației șoldului și care se poate adapta mai bine particularităților morfofuncționale ale cazului în speță.

O proteză trebuie să realizeze următoarele deziderate:

- O rezistență adecvată pentru a suporta solicitările repetate ale greutății corpului pe toată durata funcționării, fără fracturi de oboseală ale componentelor ei;
- Frecare redusă între suprafețele articulare;
- Rezistență mare la uzură;
- Fixare solidă și durabilă la nivelul osului;

- Rezistență la coroziune sau degradare în mediul ostil al corpului uman;
- Compatibilitate biologică bună;
- Tehnologie de fabricație simplă și ieftină.

Endoprotezele de sold pot fi parțiale sau totale. De asemenea ele pot fi cimentate sau necimentate.

Materialele utilizate pentru confecționarea protezelor au trei caracteristici principale:

1. Biocompatibilitatea (buna toleranță a organismului uman)
2. Rezistența la coroziune
3. Proprietățile mecanice de rezistență la frecare, torsiune, presiune, etc

În general, protezele sunt alcătuite din mai multe materiale care urmează să se articuleze între ele prin intermediul unor forțe de frecare.

În cadrul studiului s-a prezentat situația pe plan național și internațional de realizare ale unor implanturi de sold prin tehnologii clasice și respectând tipodimensiunile standardizate pe plan mondial.

Pentru conservarea țesutului osos sănătos este necesară realizarea unei proteze dedicată dimensiunilor anatomice ale fiecărui pacient care să răspundă și cerințelor de rezistență.

În România există preocupări atât în domeniul vizualizării și modelării datelor imagistice medicale cât și în domeniul biomecanic.

Scopul cercetărilor biomecanice este studiul mecanic cu element finit al interacțiunii os - element de protezare, acțiunea unor forțe externe asupra oaselor și articulațiilor, studii de tribologie. Ele folosesc de regulă aplicații software comerciale de tip Computer Aided Design, utilizând modele virtuale de oase umane preluate din colecții disponibile în mediile de cercetare.

Pe plan mondial sunt preocupări de realizare a implantelor atât prin tehnologii clasice cât și prin tehnologii noi de sinterizare cu laser a pulberilor.

Realizatorii de mașini de prelucrare cu laser au trecut la sinterizarea pulberilor de titan compatibile cu dispozitivele medicale.

Din punct de vedere al realizării softului de imagistică medicală care să reconstituie osul 3D din tomografiile se pot enumera proiectele de cercetare internațională:

- Proiectul internațional PROMETEO
- Proiectul Titanium Bone Implants
- Proiectul HipOP

În cadrul lucrării s-au prezentat software comerciale folosite în imagistică medicală. Acestea sunt:

- 3D-DOCTOR
- ScanIP Software
- Modulul ScanFE
- Modulul ScanCAD

S-au prezentat de asemenea programe comerciale de CAD-CAM-FEA precum:

- SolidWorks
- CATIA
- ANSYS

Pentru prelucrarea implanturilor de sold prin tehnologii noi in cadrul studiului s-a prezentat procedeul tehnologic de realizare din pulberi metalice prin sinterizare cu laser.

### **3. Domeniul abordat**

Progresul tehnologic continuu din ultimele decenii si mai ales din ultimii ani a avut si are un impact incontestabil asupra medicinei. Protocoalele managementului medical s-au modificat mult in majoritatea afectiunilor in raport cu tehnicile diagnostice si terapeutice moderne, bazate pe o aparatura din ce in ce mai complexa, pe o variata gama de proteze si implanturi, produse biotehnologici, grefe de organ. Numeroase acte diagnostice sau terapeutice pot fi digitalizate, telecomandate. Aparitia patologiei cuplului pacient-proteza, pacient – implant, pacient –grefa tisulara, afectiunile clasice si-au schimbat nu numai standardele de ingrijire ci si tabloul clinic obisnuit.

Artroplastia totala de sold este o optiune pentru aproape toti pacientii cu afectiuni ale soldului cauzatoare de disconfort cronic si impotenta functionala marcata cum ar fi: coxartroza, artrita reumatoida, necroza avasculara, fracturi, tumori, boala Paget sau spondilita anchilopoetica.

Noile tehnologii privitoare la tipul de implant, alaturi de progresul tehnicilor chirurgicale, au dus la diminuarea riscului operator si la imbunatatirea rezultatelor pe termen lung dupa artroplastia totala de sold.

Artroplastia reprezinta inlocuirea articulatiilor ireversibil deteriorate utilizand endoproteze confectionate din diferite materiale. Este o problema de mare interes medical si social. Din experienta clinica s-a dedus necesitatea unei mai bune adaptari a formei protezei in special la forma femurului, intrucat destul de frecvent forma protezei nu urmeaza curbura femurului. Apare astfel conflictul mecanic ce poate duce la subtierea sau chiar fractura corticalei si, in consecinta, la intarzierea mobilizarii pacientului, deci a reinsertiei sale socio-profesionale.

Elementul original al acestui proiect consta in studierea corelatiei ce trebuie realizate intre forma canalului femural, evaluata prin metode imagistice moderne, si forma protezei. Astfel se va obtine o protezare cu o compatibilitate mecanica cat mai aproape de cea fiziologica, cu o adaptarea optima a protezei la osul in care este implantata, permitand recuperarea precoce a pacientului din punct de vedere fizic, psihic si social.

Proteizarea soldului a parcurs mai multe etape, corespunzatoare nivelului de dezvoltare atat al cunostintelor medicale, de anatomie si biomecanica, dar si al cunostintelor tehnice, referitoare la rezistenta materialelor, frecare, dupa care

a urmat constituirea domeniului cunostintelor “ de granita” referitoare la reactia biologica la implant si la modul cum aceasta influenteaza evolutia acestuia in timp.

Initial, protezarea femurului s-a efectuat cu componente monobloc, ce inlocuiau capul si o portiune din colul femural, fiind inserate in diafiza. Intrucat, odata cu aparitia deteriorarii reactive a cotilului ( cotiloidita) inlocuirea articulatiei soldului prin artroplastie totala necesita, ca prim timp, extragerea protezei, si cum aceasta ducea destul de frecvent la fractura diafizei, s-a trecut de la componentele monobloc la cele modulare, in care inlocuirea componentei femurale se realizeaza utilizand doua “piese” ce se cupleaza:

- piesa femurala ( stem)
- capul . Este de mentionat faptul ca designul piesei femurale permite, la implantele moderne, reglarea ( prin existenta de componente cu diverse dimensiuni) a 2 elemente esentiale pentru arhitectonica protezei: lungimea colului femural ( intre “ scurt” si “ XL”) si “offset-ul”, adica departarea femurului fata de linia mediana.

La ora actuala, artroplastia totala a soldului se realizeaza pe principiul componentelor modulare, atat pentru piesa femurala ( stem) cat si pentru cea cotiloidiana, dar la toate protezele, piesa femurala are o portiune metafizara si o portiune distala, ale caror axe sunt coliniare.

In acelasi timp, este cunoscut faptul ca , in plan sagital, diafiza femurului descrie o curbura fiziologica, cu puternice caracteristici individuale; de asemenea particulare fiecarui individ sunt grosimea corticalei si forma neregulata a canalului femural, ce poate prezenta zone cu sectiuni variabile.

Implantarea protezelor presupune crearea unui locas “ standard” cu ajutorul frezelor si raspelor. Crearea locasului protezei are doua puncte “ nevralgice” :

1. in plan frontal, exista tendinta de varizare a protezei, cand este suprasolicitata corticala externa, sau de valgizare a protezei, cand varful stem-ului atinge corticala interna pe care o poate perfora
2. in plan sagital, varful protezei poate atinge fie corticala posterioara, fie pe cea anterioara. Prima situatie apare mai frecvent pe calea laterala de abord, cand , coapsa fiind in adductie, raspa cu care se roazeaza femurul este distantata de planul corpului, datorita pozitiei pacientului pe masa.

In toate aceste cazuri nu exista nici o modalitate, in cadrul instrumentarelor existente la ora actuala, de a adapta proteza cu sectiune plana la o curbura, in asa fel incat exista zone in care coada protezei ( piesa femurala) poate fi tangenta la una dintre corticale, de obicei la cea posterioara, si poate avea tendinta de a o perfora pe cea anterioara, din acest motiv, corticala posterioara “ impingand realmente varful cozii spre corticala anterioara.

Aceste este motivul pentru care la positionarea protezei este necesar fie controlul radiologic repetat, fie , de preferat, utilizarea sistemelor de navigatie

In ultimii 10 ani, tehnicile de vizualizare si modelare tri-dimensionala a datelor furnizate de imagistica medicala, completate cu tehnologiile de



Prototipare Rapida au condus la imbunatatiri importante ale serviciilor medicale oferite pacientilor, in domenii ca: vizualizarea (si prototiparea) organelor interne sau a structurii osoase in scopul pregatirii actului chirurgical, proiectarea implanturilor si producerea protezelor.

Succesul acestor tehnici depinde intr-o masura foarte importanta de performanta procesului de modelare a datelor medicale. Acesta este, in mare, alcatuit din trei parti:

achizitia datelor – de regula, imagini CT(Computed Tomography) sau MRI (Magnetic Resonance Imaging),  
prelucrarea si analiza imaginilor,  
generarea modelului geometric tri-dimensional (software) al partii anatomice examinate.

Modelul trebuie sa fie suficient de detaliat pentru a putea fi transmis unui dispozitiv de Prototipare Rapida, fiind necesare metode matematice avansate pentru rafinarea modelului geometric rezultat din datele achizitionate.

Dispozitivele de Prototipare Rapida produc obiecte solide cu forme oricat de complexe, plecand de la descrierea lor produsa de calculator. Formatul standard al datelor de intrare acceptat de astfel de dispozitive este STL (Standard Triangulation Language) dar sunt utilizate si alte formate. Dispozitivele de Prototipare Rapida construiesc obiectele prin adaugarea de straturi de material succesive. Tehnologiile uzuale sunt: FDM (Fused Deposition Modelling), SLA (Stereolithography), SLS (Selective Laser Sintering).

In prezent, pe plan international, exista un interes crescand pentru imbunatatirea si extinderea acestor tehnici in practica medicala, ele fiind obiectul unor colaborari intre universitati, unitati medicale si de cercetare.

Prin acest proiect ne propunem sa imbunatim cunostintele actuale referitoare, in primul rand la caracteristicile individuale ale femurului proximal, si anume: calitatea osului metafizar si raportul spongie/ corticala la acest nivel, ceea ce va influenta stabilitatea insertiei protezei in aceasta zona, grosimea corticalei diafizei femurale si modul cum aceasta variaza la nivelul femurului proximal, aspectul canalului femural din punct de vedere al formei si diametrelor interioare, pornind de la metafiza si trecand dincoale de curbura, pana la un nivel care sa asigure o buna insertie a protezei, fara efect de “balansoar”.

De asemenea, proiectul isi propune sa analizeze modalitatea in care protezele actuale sunt adaptate formei femurului proximal, aceasta adaptare fiind una dintre elementele ce influenteaza stabilitatea protezei.

Prin reconstructia software a formei femurului proximal, proiectul isi propune sa elaboreze un model care sa realizeze dezideratul complex al congruentei protezei cu femurului proximal, cu sacrificiu osos minim.

Aplicatiile software realizate in cadrul proiectului, in special aplicatia de modelare si vizualizare tridimensionala, vor permite studierea osului femural proximal pe o cazuistica bogata si fara “atingerea pacientului”.

Prin urmare, obiectivul general al acestui proiect este cresterea calitatii vietii pacientilor cu artroplastie totala de sold prin reinsertia socio-profesionala precoce, posibila datorita imbunatatirii congruentei protezei cu osul.

### 3.1 Elemente de anatomie și fiziologie , puncte de reper și linii utilizate în evaluarea atropastiei soldului

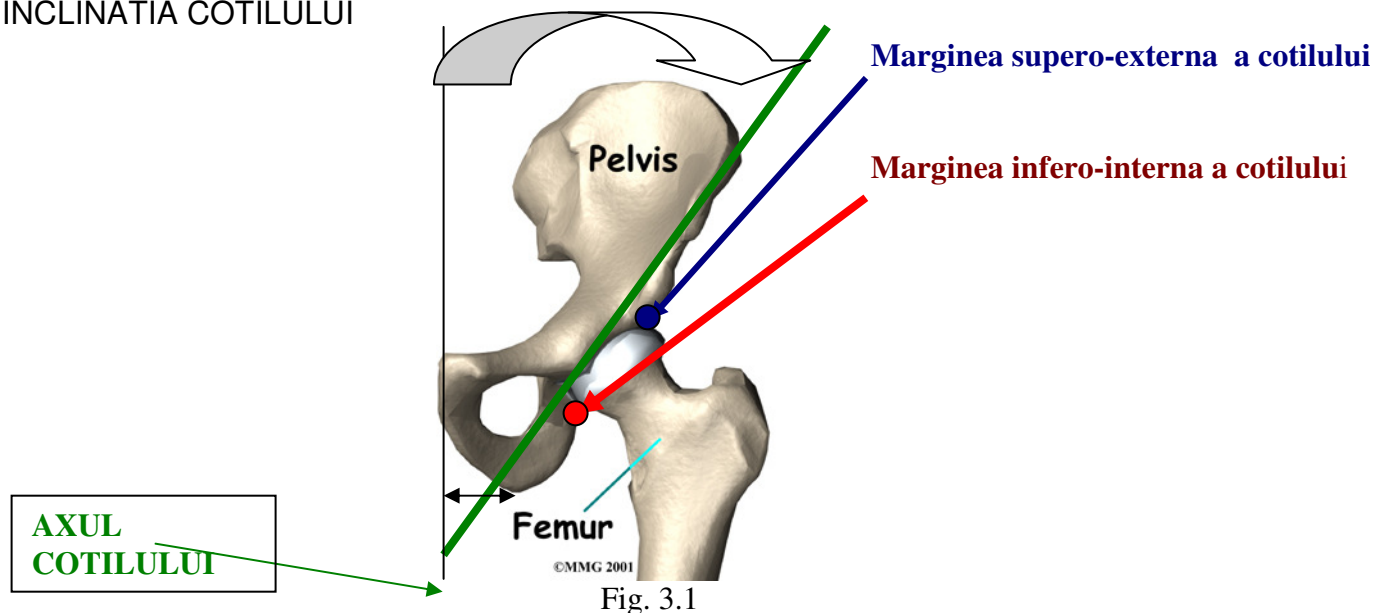
Articulația soldului ( denumirea ortopedică este ARTICULAȚIA COXO-FEMURALĂ) este alcătuită din :

- suprafețele osoase- capul femoral și acetabulul ( cotilul) – parte componentă a osului coxal , de formă concavă.
- Capsula articulară și ligamentele, fără interes pentru subiectul nostru.

În cele ce urmează vom detalia datele privind structurile osoase. Acetabulul are forma complementară capului femoral. De interes pentru subiectul nostru sunt două puncte :

- Marginea supero-externă a acetabulului ,și
- Marginea infero-internă. Cele două puncte determină **AXUL COTILULUI ( acetabulului)**.

Unghiul pe care îl face **AXUL COTILULUI** cu verticala reprezintă **INCLINAȚIA COTILULUI**



Capul femoral este parte componentă a FEMURULUI PROXIMAL ( proximal este un termen uzual în medicină, care reprezintă, în traducere liberă, “ apropiat”- deci părțile unui segment care sunt apropiate de originea segmentului respectiv sau de linia mediană a corpului se numesc proximale, cele care sunt mai îndepărtate, se numesc DISTALE. De exemplu, partea femurului care este apropiată de bazin se numește PROXIMALĂ, cea care este apropiată de genunchi, deci departe de originea membrului inferior, se numește DISTALĂ).

Femurul proximal este alcatuit din:

- capul femural- suprafata hemisferica ( femoral head) – FH; centrul hemisferei se numeste CENTRUL CAPULUI FEMURAL
- colul femural ( femoral neck)
- masivul trohanterian ( partea externa). Acesta prezinta doua proeminente: trohanterul mare ( greater trochanter)- GT
- trohanterul mic ( lesser trochanter)- LT

Asadar, colul femoral este zona care face legatura intre capul femoral si masivul trohanterian. Colul femoral, pe sectiune, are forma aproximativ cilindrica. Axul cilindrului se numeste ' AXUL COLULUI FEMURAL ( axa, e acelasi lucru= axis)= FEMORAL NECK AXIS..

Pentru a determina axa colului femoral, se duc doua tangente paralele la corticalele (superioara si inferioara ) colului femoral ( corticala este partea externa a osului. Colul femoral are o corticala superioara, cu convexitatea in jos, inferior si o corticala inferioara, cu convexitatea in sus) Deci, cele doua tangente paralele delimiteaza un cilindru, iar axul cilindrului este axul colului femoral.

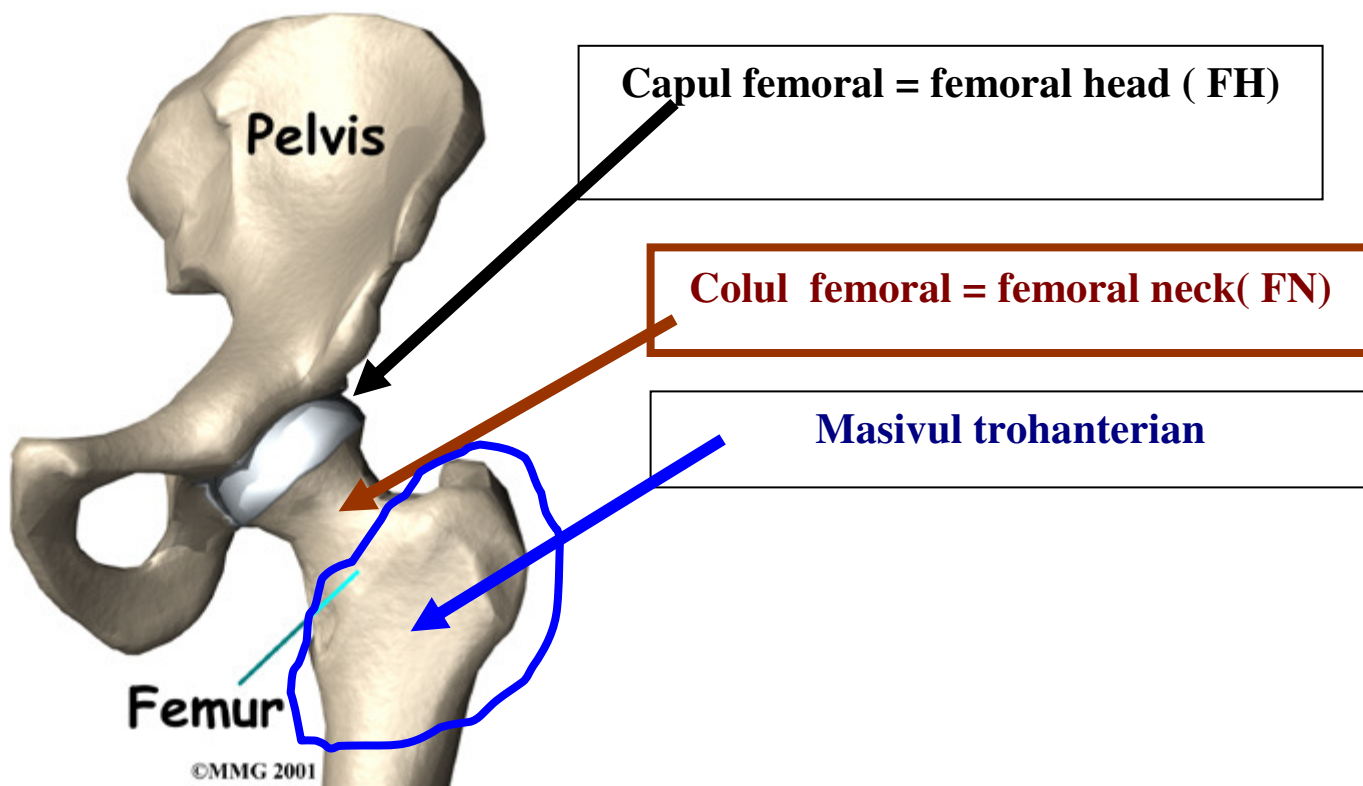
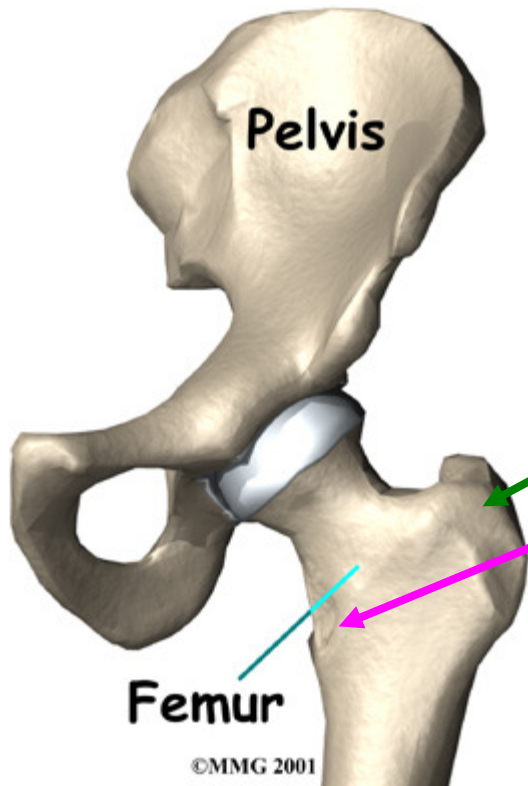


Fig. 3.2



Masivul trohanterian cu:  
 - marele trohanter= Greater Trochanter ( GT) si  
 - micul trohanter = lesser trochanter (It)

©MMG 2001

Fig.3.3

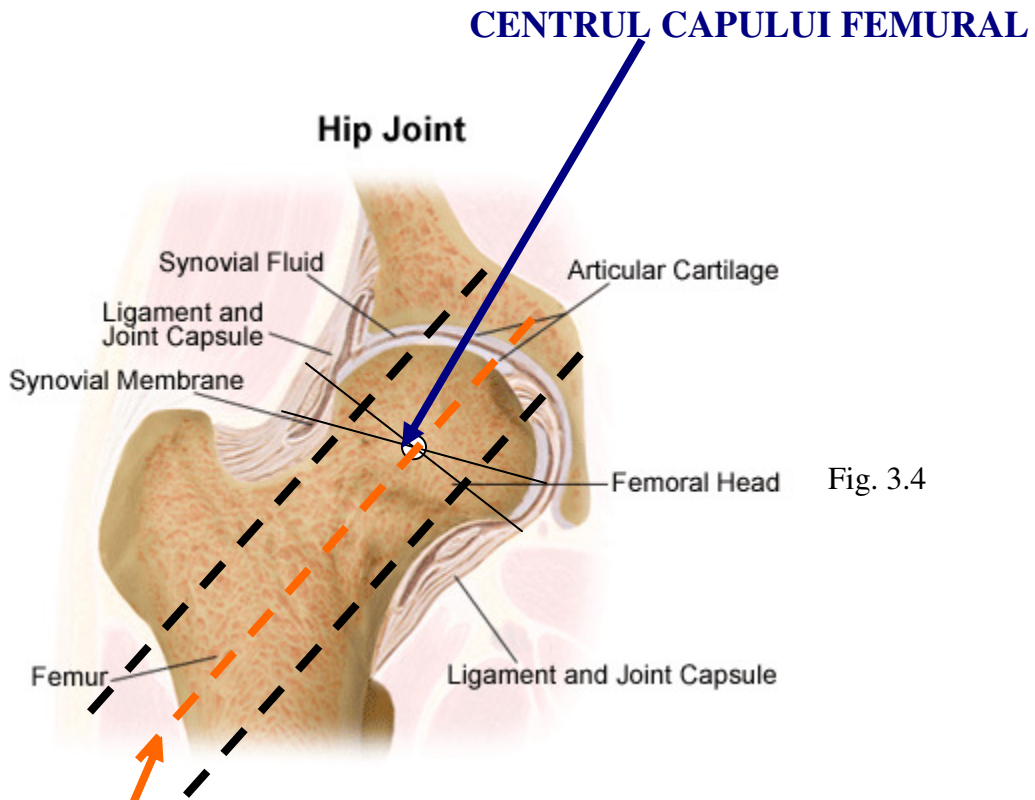


Fig. 3.4

Cilindrul determinat de cele doua tangente paralele si **AXUL COLULUI FEMURAL**

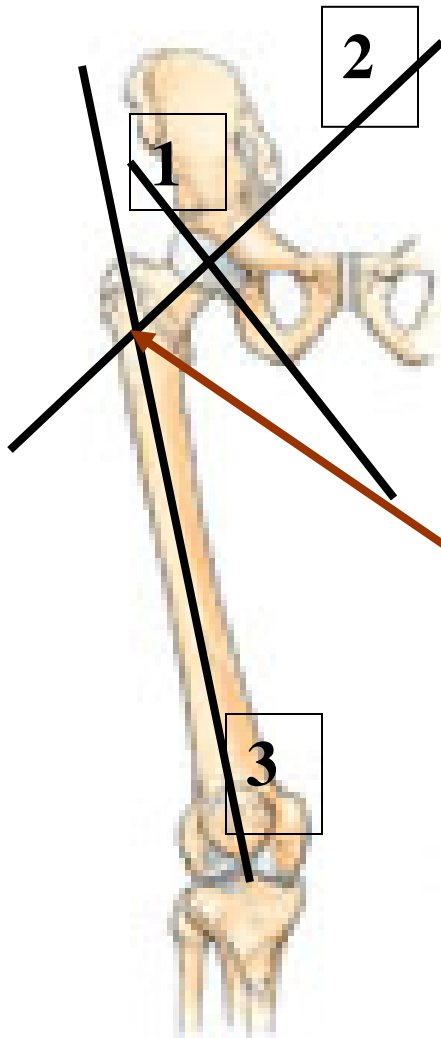


Fig. 3.5

- 1- AXUL COTILULUI
- 2- AXUL COLULUI FEMURAL
- 3- AXUL DIAFIZEI FEMURALE-  
diafiza este partea lunga, verticala  
a femurului. Si aceasta are forma  
cilindrica pe sectiune , si, ca orice  
cilindru are un ax, care este axul  
diafizei femurale
- 4- Unghiul intre 3 si 4 ( intre col si  
diafiza) se numeste **UNGHIU  
CERVICO-DIAFIZAR** ( col se  
mai spune si cervix)- acesta este  
**ESENTIAL** pentru orice manevra  
chirurgicala la nivelul femurului  
proximal. Normal, acesta este 125-  
135 grade. Cand unghiul se  
micsoreaza, se numeste  
**VARIZARE**, iar cand se mareste  
se numeste **VALGIZARE**

Exista , pentru evaluarea echilibrului bazinului si a egalitatii ( sau inegalitatii ) de lungim a membrilor inferioare, o serie de linii care trebuie, daca bazinul este normal, sa fie paralele intre ele, si perpendiculare pe verticala:

4 - LINIA BI-TUBEROZITARA- care trece tangent la tuberozitatile ischiadice- sunt punctele cele mai joase ale oaselor bazinului. In mod normal, LINIA BI-TUBEROZITARA TRECE PRIN TROHANTERELE MICI ( de ambele parti) !!!, aceasta insemnand ca membrele inferioare sunt egale in lungime. Exista cazuri cand , conformational, aceasta linie nu trece prin trohantere, ci mai sus sau mai jos, dar trece LA ACELASI NIVEL prin ambele femure, altfel, picioarele sunt inegale. Atunci avem doua linii—una care trece prin micile

trohantere si una care trece tangent la tuberozitati. Acestea, in mod normal, SUNT PARALELE.

5- LINIA BI-SPINOASA- care trece prin spinele iliace antero-superioare- sunt punctele palpabile anterior de la nivelul oaselor bazinului

6- LINIA BI-CRESTA- care trece tangent la crestele iliace, punctele palpabile lateral ale oaselor bazinului

7- Linia care uneste centrele capetelor femurale.

TOATE ACESTE LINII, IN MOD NORMAL, SUNT PARALELE.

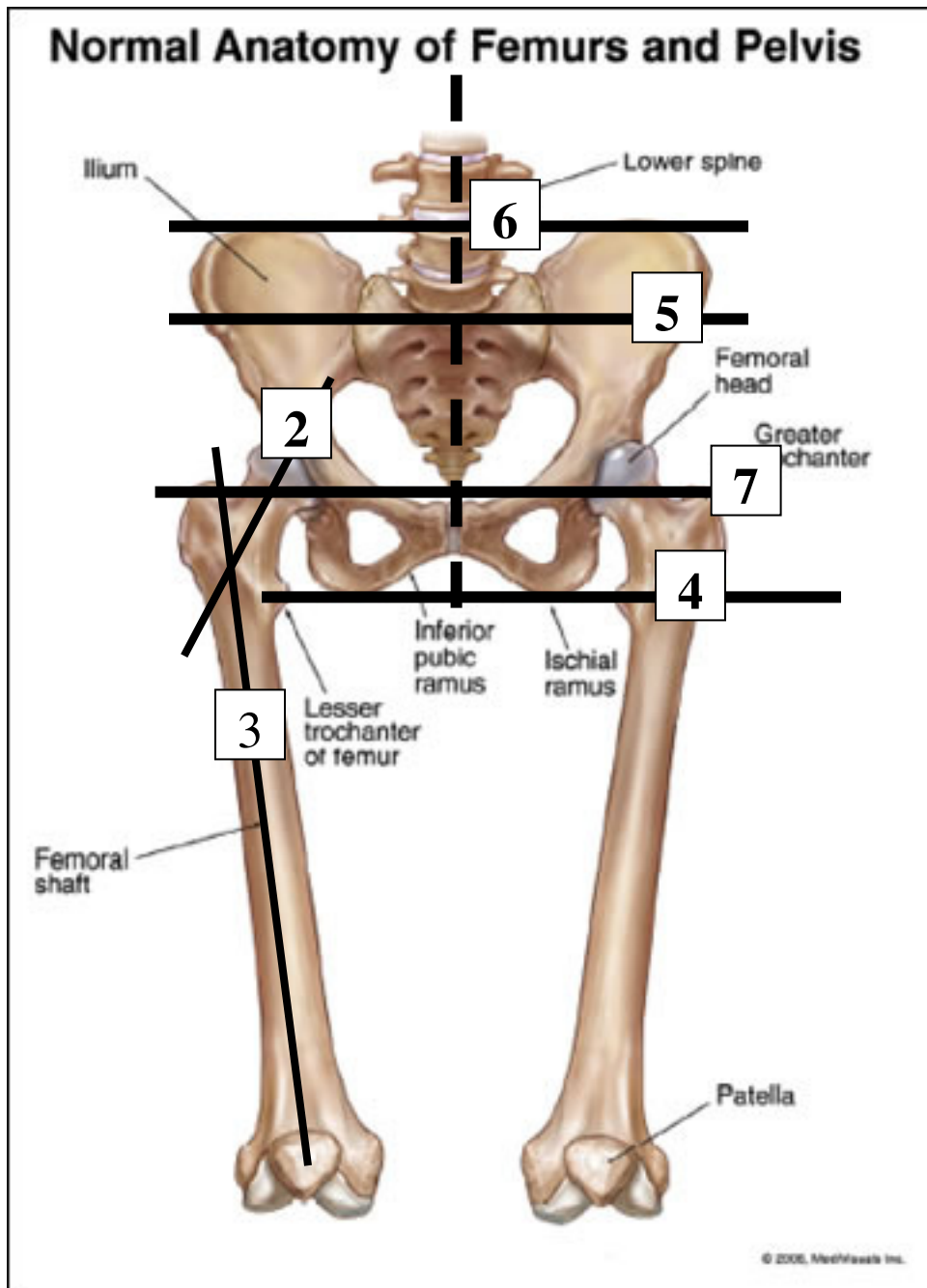


Fig. 3.6

Aceleasi repere se evidentiaza si pe radiografii. Acestea sunt toate reprezentari antero-posterioare ( de fata, cum spunem noi, anterior view, sau antero-posterior view). De profil ( lateral view, cum se spune in literatura), colul femoral este inclinat anterior fata de diafiza, ceea ce se numeste ANTEVERSIE. Unghiul pe care il fac, de profil, **AXA COLULUI** si **AXA DIAFIZEI**, se numeste UNGHI DE ANTEVERSIE, care este in medie de 10 grade. Este foarte important la proteze, intrucat, daca nu se respecta acest unghi, proteza se poate luxa ( iese capul protezei din noul cotil).

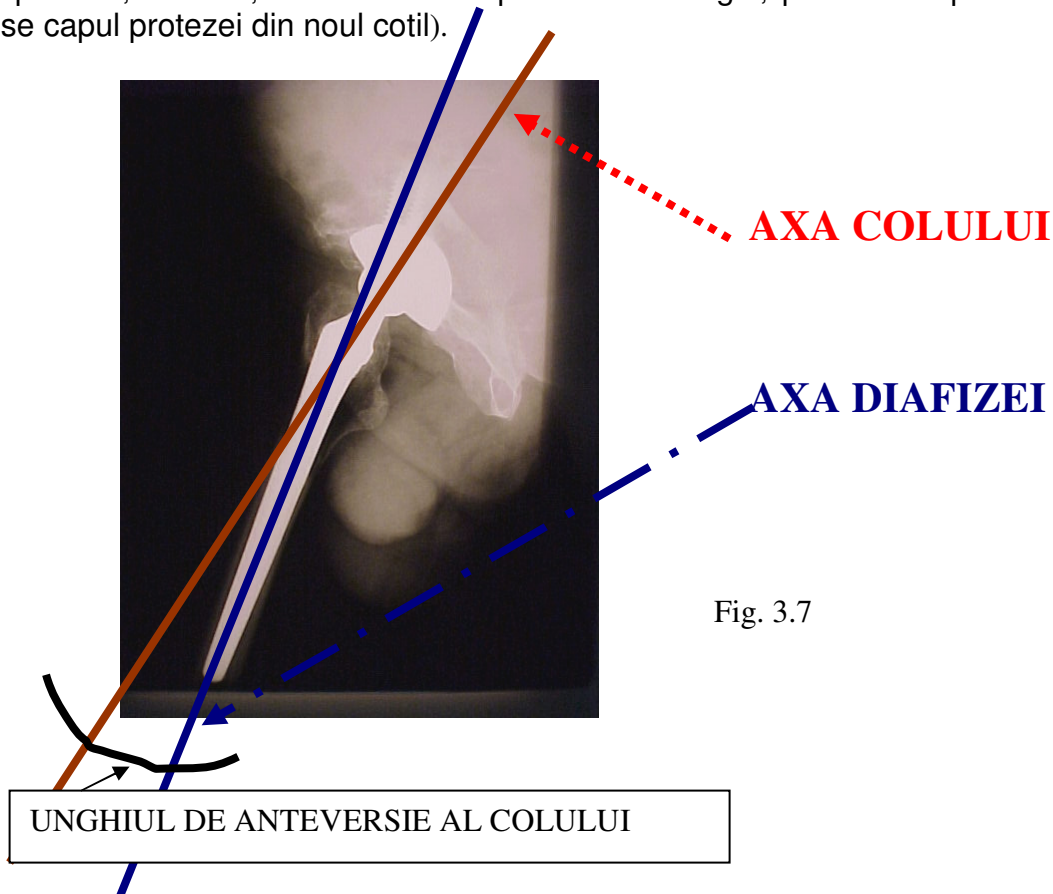


Fig. 3.7

## Planning-ul preoperator

Necesita trei radiografii:

- 1) radiografia antero-posterioara (AP) a pelvisului
- 2) radiografia AP a soldului sanatos, contralateral
- 3) radiografia de profil a soldului bolnav

Planning-ul se face pe radiografia de fata a soldului contralateral, normal. Doar astfel poate fi restaurata biomecanica normala a soldului bolnav (pozitia centrului de rotatie protetic si marimea offset-ului femural).

Cind exista in antecedentele pacientului o fractura-luxatie de acetabul este nevoie si de un CT de sold pentru evaluarea pierderii osoase acetabulare.

Planning-ul permite chirurgului masurarea urmatoarelor parametrii:

- marimea componentelor
- anticiparea profunzimii patrunderii componentei femurale in canal

- diferenta de lungime dintre membrele inferioare (ce trebuie corectata)
- nivelul optim de realizare a osteotomiei femurale
- anticiparea pozitiei componenteii acetabulare
- stocul osos acetabular si femural

Scopul planning-ului preoperator este acela de a restaura:

- a) centrul de rotatie a soldului in pozitie anatomica
- b) offset-ul femural normal
- c) egalitatea de lungime a membrelor inferioare

## **LUNGIMEA MEMBRELOR INFERIOARE**

Lungimea membrelor inferioare poate fi masurata radiologic prin 2 metode uzuale:

- diferenta de lungime dintre centrele celor doua capete femurale si linia orizontala de referinta: linia orizontala de referinta este linia trasata prin partea inferioara a tuberozitatilor ischiadice. Sau, poate fi folosita linia orizontala trasa prin partea cea mai distala a «U»-urilor radiologice (aceasta linie este mai sigura decit cea ischiadica). «U»-ul radiologic este o structura anatomica ingusta care are o pozitie verticala si este mai putin afectata de rotatia pelvisului. Apoi se traseaza cite o linie verticala, perpendiculara pe linia orizontala de referinta care trece prin centrul fiecarui cap femural. Diferenta de lungime dintre cele doua linii verticale reprezinta diferenta de lungime dintre membrele inferioare.
- diferenta de lungime dintre doua linii orizontale ce trec prin centrul trohanterelor mici si linia orizontala de referinta: linia orizontala de referinta trece fie distal ischiadic, fie distal de «U»-urile radiologice. Prin centrul fiecarui trohanter mic este trasata o orizontala paralela cu linia orizontala de referinta. Diferenta de distanta dintre cele doua linii orizontale trohanteriene si linia orizontala de referinta, reprezinta diferenta de lungime dintre membrele inferioare.

In final, orice masuratoare rebuie redusa cu 20% (sau inmultita cu 0,8), valoare ce reprezinta marirea anatomiei osoase pe radiografie.

Dincolo de masuratori, clinicianul trebuie sa intrebe intotdeauna pacientul despre felul in care percepe inegalitatea de lungime dintre membrele inferioare.

Cunoasterea acumularilor de tensiuni interne care apar intr-o articulatie atat in cazuri fiziologice cat si in cazuri patologice ne ajuta la proiectarea unui anumit tip de proteza. Biomaterialul din care poate fi realizata proteza trebuie sa absoarba incarcările de supratensiune si sa le distribuie in mod uniform osului, fara a-l suprasolicita. O suprasolicitare a osului determina in timp o fisura sau chiar fractura la nivelul maxim de acumulari tensionare care se pot agrava pe un suport patologic. Analiza in element finit se poate realiza atat 2D cat si 3D.



Inserarea protezei poate fi simulata pe calculator. Alegerea protezei se va face in functie de parametrii biologici, biomecanici ale pacientului respectiv si de caracteristicile protezei.

Dupa inserarea protezei este ideal sa se efectueze o alta analiza in element finit, introducand datele specifice acestui caz (coeficientul Poisson, modulul de elasticitate ale protezei ) pentru a verifica eficienta implantului.

Prin urmare, pentru a produce o proteza anatomica cu durabilitate cat mai crescuta, este necesar sa urmam cateva etape incepand cu masuratorile Rx si CT, continuind cu recreerea modelului femoral cu ajutorul sistemului CAD, pentru ca in final sa verificam tot cu ajutorul computerului pozitia modelului creat.

Fenomenul de remodelare osoasa reprezinta un factor deosebit de important, datorita caruia interfata implant-os va trebui atent modelata.

Sunt necesare studii ulterioare (analiza numerica) care sa evalueze ansamblul implant-os in cazul protezelor personalizate obtinute prin prototipare.

### **3.2 Elemente de biomecanică**

Măsurarea experimentală a forțelor care privesc articulația șoldului protezat arată că acestea sunt mai mici decât cele bazate pe modele analitice.

Davy și colaboratorii [1] au stabilit că forțele exercitate asupra articulației protezate sunt în general de 2,6..2,8 ori greutatea corpului în faza mersului cu sprijin unipodal.

Oricum, în timpul mișcărilor complexe (fugă, saritură, întindere) sarcina exercitată poate fi de până la zece ori greutatea corpului.

De aceea, diferiți factori ca: obezitatea, creșterea activității fizice sunt componente importante care se adaugă la sarcina exercitată pe componenta femurală și favorizează ruperea tibiei protetice.

Asupra articulației șoldului acționează forțe în plan frontal și sagital. În plan sagital aceste forțe tind să încline coada protezei spre posterior.

Centrul de greutate al corpului se află pe linie mediană, anterior celei de-a doua vertebre sacrate și este posterior articulației.

Forțele acționând în aceeași direcție cresc când șoldul încărcat este flectat, ca atunci când subiectul se ridică de pe un scaun, la urcatul și coborâtul scârilor, sau în înclinație și întindere.

Forțele care acționează asupra componentei femurale protetice, atât în plan sagital cât și frontal, produc asupra ei un efect de torsiune.

Astfel, în timpul ciclului de mers, forțele sunt direcționate contrar capului femural protetic, cu un unghi polar între 15-25°, anterior planului sagital al protezei (fig. 3.8).

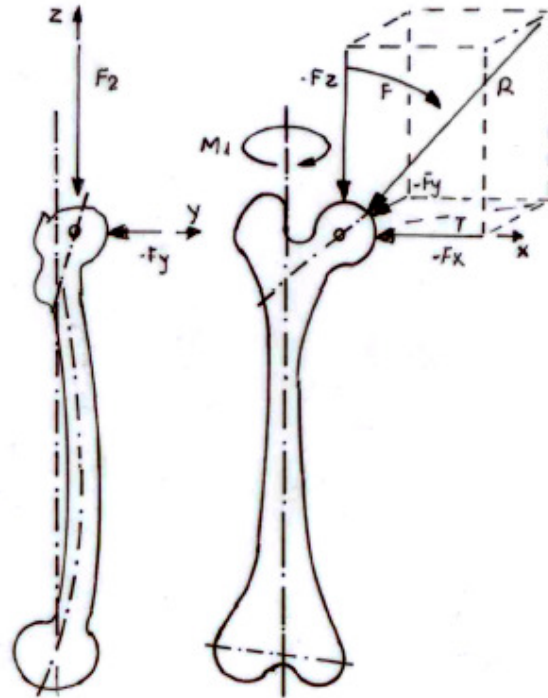


Fig. 3.8

În timpul urcatului scărilor și îndreptării piciorului care se ridică, forța rezultată este aplicată într-un punct chiar îndepărtat, anterior capului. Din acest motiv, rupura tijei protetice femurale începe de obicei în partea antero-laterală.

De aceea, în modelarea biomecanică a componentei femurale protetice se urmărește cu insistență creșterea rezistenței porțiunii proximale a cozii pentru a umple cât mai bine metafiza și a crește astfel stabilitatea torsională a capului femural.

De asemenea, trebuie știut că în perioada imediat postoperatorie, componentele femurale implantate trebuie să reziste la forțe foarte mari. În consecință, în proiectarea și realizarea tehnologică a protezei se pune un deosebit accent pe asigurarea intraoperator a unei cât mai bune stabilități rotaționale și axiale a componentei protetice femurale.

Din studiile efectuate rezultă că punctul de presiune maximă, la contactul cap femural-cupă acetabulară, descrie o elipsă, centrul de rotație fiind în centrul geometric al capului femural aproximat cu o sferă. Această mișcare eliptică are un rol deosebit de important în apariția unei stări de preuzură de la nivelul cupei acetabulare protetice (confecționată din polietilenă hiperdensă - UHMWPE)

Astfel, deși suprafața cupei nu este alterată, în structura acesteia se observă o slabire a calităților mecanice, unidirecțional, prin ruperea legăturilor cristaline pe direcția de abducție-adducție datorată tensiunilor tangențiale din substrat

Aceste tensiuni interne duc la fisuri în substratul de UHMWPE, urmate de delaminări sau de ciupituri („pitting”), observate de Bartel [2], deși o mare parte a tribologilor minimizează rolul uzurii prin oboseală de contact. Acest lucru este perfect explicabil, deoarece testările s-au făcut în condiții improprii funcționării

unei proteze coxo-femorale (pini de polietilenă pe disc de oțel, luarea în considerație numai a mișcării de flexie-extensie, etc).

Bineînțeles că nu se neagă rolul uzurii adezive și a celei abrazive, însă se poate considera că aceea ce inițiază aceste două tipuri de uzură este tocmai uzura prin oboseală de contact, care creează condiții abraziunii și adeziunii prin alterarea rugozității și a stării suprafeței.

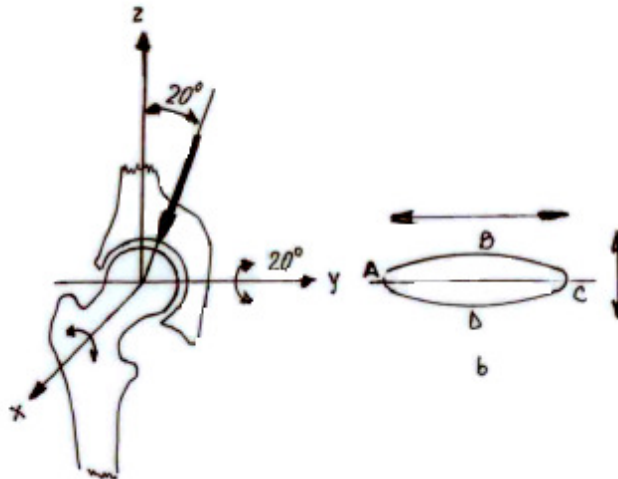


Fig. 3.9

În fig 3.9 sunt reprezentate cele trei axe caracteristice unei articulații de șold. Astfel:

- axa X este caracteristică mișcării de abducție-adducție,
- axa Y corespunde mișcării de flexie+extensie și
- axa Z este cea de rotație.

În mers principala axă este flexie extensie  $\pm 20$  grade, iar la mișcarea de abducție adducție sunt  $\pm 5$  grade. Mișcarea de rotație se poate neglija. Punctele extreme ale mișcării se găsesc pe o elipsa. Punctul A este crespunzător flexiei maxime și pe direcția de flexie extensie are viteza zero, iar pe direcția de abducție adducție are viteza maximă B. Punctul C este asemănător punctului A, diferind doar sensul mișcării, la fel și D cu B.

### 3.3 Tipuri de proteze de șold

Tipurile de proteze totale de șold s-au înmulțit enorm. Există astăzi cel puțin 60 astfel de tipuri, care încearcă să corespundă cerințelor unei proteze ideale.

Compoziția chimică, ca și design-ul protezei pot varia de la un model la altul.

Alegerea protezei trebuie să se bazeze pe cunoașterea aprofundată a implicațiilor biomecanice și de biocompatibilitate pe care le ridică decimentarea,

uzura și alte posibile efecte legate de forma protezei sau de calitatea materialelor din care ea este manufacturată.

Fiecare proteză își are avantajele și dezavantajele ei. Problema este de a alege tipul de proteza care se poate substitui mai bine biomecanicii complexe a articulației șoldului și care se poate adapta mai bine particularităților morfofuncționale ale cazului în speță.

O proteză trebuie să realizeze următoarele deziderate:

- O rezistență adecvată pentru a suporta solicitările repetate ale greutății corpului pe toată durata funcționării, fără fracturi de oboseală ale componentelor ei;
- Frecare redusă între suprafețele articulare;
- Rezistență mare la uzură;
- Fixare solidă și durabilă la nivelul osului;
- Rezistență la coroziune sau degradare în mediul ostil al corpului uman;
- Compatibilitate biologică bună;
- Tehnologie de fabricație simplă și ieftină.

## **Clasificarea endoprotezelor de sold**

Există mai multe varietăți de astfel de endoproteze, clasificându-se după câteva criterii: proteze parțiale și totale, în funcție de partea articulară protezată, și proteze cimentate și necimentate, după tipul de fixare osoasă.

### **Proteze parțiale**

Sunt numite și cervicocefalice, deoarece înlocuiesc doar capul și colul femural, cavitatea acetabulară rămânând ca atare. Acestea sunt de două mari categorii: proteza simplă și proteza bipolară.

- Proteza simplă are un cap simplu, de o dimensiune corespunzătoare cotilului, cu care se articulează.

- Proteza bipolară este de un tip superior, având un cap complex, format dintr-un blindaj metalic exterior, care intră în contact cu acetabulul, dar și o componentă internă polietilenică, care se articulează cu extremitatea proximală, sferică, a piesei femurale. Astfel, se obțin 2 poli de mișcare, unul între capul piesei femurale și cupa de plastic solidară cu blindajul exterior metalic, iar altul între acesta din urmă și cartilajul cotiloidian. Scopul acestei endoproteze este de a reduce forțele de frecare, la care este supus cartilajul acetabular, întârziind astfel apariția cotiloiditei. Acest tip de proteze sunt adesea propuse pentru tratamentul urmarilor fracturilor de col femural.

Contactul unei componente de metal cu cartilajul articular al cotilului determină uneori uzura secundară a cotilului care poate duce în timp la dureri resimțite în timpul mersului.

În anumite cazuri, poate fi necesara o reinterventie chirurgicala tardiva cu totalizarea protezei pentru a suprima durerile.

## **Proteze totale**

O proteza este considerata totala daca ambele componente ale articulatiei (femurala si acetabulara) sunt inlocuite. Astfel se inlocuiesc in acelasi timp operator componenta femurala printr-o tija care se termina proximal cu o piesa sferica (bila), iar cotilul este inlocuit de o cupa. Articulatia artificiala dintre cele doua componente sintetice reproduce articulatia naturala, cu frecarea suprafetelor dintre cele doua componente protetice la fiecare miscare a articulatiei.

Acestea au doua componente principale separate, una femurala (metalica) si alta cotiloidiana (polietilenica sau metalica), care se fixeaza osos si se arti-culeaza una cu cealalta; sunt de mai multe varietati: proteza metal-polietilena, metal-metal si protezele speciale.

- Proteza metal-polietilena este cel mai larg utilizata, protezand total articulatia coxofemurala dupa rezectia colului femural si pregatirea canalului medular femural si a acetabulului.

- Proteza metal-metal este practic o proteza de "reacoperire", ca si endoproteza genunchiului; astfel, nu se indeparteaza capul femural, ci doar se pregateste, atat suprafata lui cat si cea a cotilului pentru a fi "acoperite" cu cate o piesa metalica, care se vor articula impreuna.

- Protezele speciale se adreseaza unor situatii deosebite, care impun un tip aparte de endoprotezare (displazia luxanta coxofemurala, tumorile osoase maligne juxtaarticulare).

O enumerare succintă a principalelor probleme pe care le ridică utilizarea unei proteze totale de șold: cinematica protezei, forțele la care este supusă, distribuția tensiunilor la nivelul interfeței os-metal, frecarea, uzura, stabilitatea, proprietățile mecanice ale materialelor din care este alcătuită, gradul de rugozitate al suprafeței articulare etc.

## **Proteze cimentate**

Acestea se caracterizeaza prin faptul ca fixarea lor osoasa se face prin intermediul cimentului osos acrilic, fiind de tipul metal-polietilena. Protezele totale de sold cimentate sunt indicate celor peste 65 de ani.

Utilizarea cimentului permite repartitia distribuită a fortelor dintre implant si os. Mai mult, scoaterea materialelor protetice este mai usoara daca este necesara o eventuala reinterventie cu revizia protezei (schimbarea protezei).

Cimentul chirurgical folosit pentru a fixa proteza la os se numeste polimetil-metacrilat de metal (plastic foarte dur, compatibil biologic). și este o rasina sintetica. Cimentul este introdus in os in stare pastoasa si se solidifica in cateva minute. Fixarea cu ciment a protezei este durabila in timp.

Din pacate, cimentul rezista destul de dificil la granuloamele formate de reactia la corpusculii de uzura eliberati din frecarea dintre piesele protetice.

## **Proteze necimentate**

Acestea se implanteaza direct la nivel osos, fara ciment, putand fi partiale sau totale. Contentia lor initiala, pana la stabilizarea osoasa definitiva, se realizeaza fie prin impactare (press fit) fie prin insurubare la elementul osos respectiv, femural sau acetabular. Cele totale au componentele metalice, cu o suprafata special prelucrata, poroasa sau acoperita cu hidroxiapatita, pentru a fi "captate" si fixate apoi in timp de catre tesutul osos. Aceasta optiune se bazeaza fenomenul de crestere a osului la suprafata metalului poros protetic, realizand o fixare biologica.

## **3.4 Materiale utilizate**

Materialele utilizate pentru confectionarea protezelor au trei caracteristici principale:

1. Biocompatibilitatea (buna toleranta a organismului uman)
2. Rezistenta la coroziune
3. Proprietatile mecanice de rezistenta la frecare, torsiune, presiune, etc

In general, protezele sunt alcatuite din mai multe materiale care urmeaza sa se articuleze intre ele prin intermediul unor forte de frecare.

## **Polimeri**

Polimerii sunt materiale a caror caracteristica comuna provine din polimerizarea unui element de baza cum ar fi, de exemplu, polietilena. Polietilena (macromolecula termoplastica), este componenta clasica a cupelor cotiloidiene pentru protezele de sold.

Uzura protezei este dependenta de coeficientii de frecare ai materialelor, deci este necesar sa se obtina forte de frecare cat mai mici. Cuplul de frecare clasic este constituit de polietilena-aliaje metalice. Alte cupluri de frictiune sunt posibile: ceramica-ceramica, metal-metal, ceramica-polietilena, etc.

## **Ceramica**

Protezele de sold din ceramica sunt elemente solide neorganice si nemetalice. Ceramicile cele mai frecvent utilizate in ortopedie sunt alumina si zirconiul. Fabricarea zirconiului necesita o tehnologie complexa.

Două ceramici obișnuite pentru aplicațiile dentare și pentru protezele șold sunt alumina și hidroxiapatia.

Alumina ( $Al_2O_3$ ) are o rezistență excelentă la coroziune, o biocompatibilitate bună, rezistență înaltă, precum și o bună rezistență la uzură. Se folosește de peste 20 de ani în chirurgia ortopedică.

Hidroxiapatita (HAp) este o ceramică pe bază de fosfat de calciu și este, de asemenea, folosită de peste 20 de ani în medicină și stomatologie.

Hidroxiapatita preparată comercial este biocompatibilă, iar biodegradabilitatea este absentă sau limitată (pe o durată de câțiva ani).

Biomaterialul ceramic compozit trebuie să îmbine proprietățile mecanice ale aluminei cu comportamentul biocompatibil al hidroxiapatitei.

Alumina adăugată în diferite procente conferă biomaterialului o rezistență mecanică bună care corelată cu compatibilitatea ridicată a hidroxiapatitei duce la obținerea unui biocompozit utilizabil pe scară largă în medicină.

### **Aliaje de oțel inoxidabil**

Pentru confecționarea protezelor se folosesc aliajele de oțel inoxidabil (inox și cobalt crom) și aliajele pe baza de titan și nichel-titan (Fig.3.10).

Tija femurală de oțel inoxidabil sau de titan poate fi "monobloc" sau se articulează cu o sferă cu compoziție chimică diferită de a tije (aliaj cobalt crom, alumina), aleasă pentru proprietățile sale (rezistența la frecare, rezistența la uzură).

Pentru pacienții tineri se poate folosi și proteza metal-metal de resurfatare. Designul protezei metal-metal de tip Birmingham Hip Resurfacing - BHR a fost realizat în 1989 și este pusă în practică din februarie 1991, având deci un timp de urmare de 13 ani.

Fabricarea protezei BHR este rezultatul unui înalt nivel tehnologic, materialul conținând un aliaj CrCoC cu o cantitate mare de carbon. Acest aliaj permite producerea unor componente metalice foarte subțiri, ceea ce înseamnă că rezecția osului necesară implantării protezei este minimă.

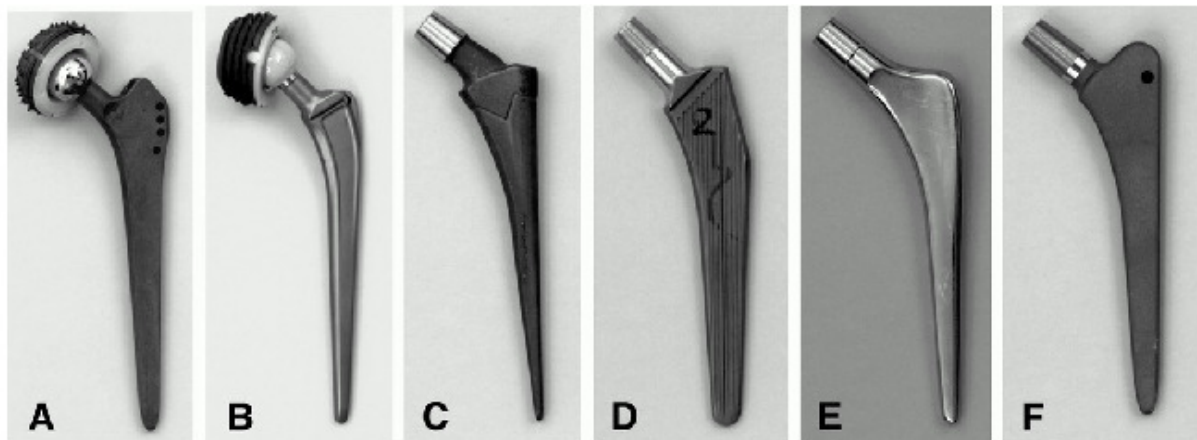


Fig.3.10 Tipuri proteze și materialele din care sunt realizate

A Sulzer Medica - Allo Pro Ti-Al-Nb 920206-4 titanium

B Sulzer Medica - Allo Pro A 907 257 steel.

C Stratec Medical Proxilock FT Mat 190 5832-3 titanium

D Stratec Medical Manistream Müller Mat 190 5832-9 steel

E Stratec Medical Manistream 30 Mat 130 5832-9 steel  
F Stratec Medical PPF Mat 5832-3 titanium.

Cele doua componente protetice, acetabulara si femurala, au o congruenta perfecta, iar cea acetabulara este acoperita cu hidroxiapatita, permitand integrarea ei in os.

Componenta metalica femurala este cimentata pe capul femural, dupa ce acesta a fost curatat de cartilaj si osul necrotic. Cimentul asigura un suport solid protezei, iar tija scurta mentine cupa femurala intr-o pozitie corecta de valg.

Spre deosebire de proteza totala de sold conventionala, proteza metal-metal BHR prezinta urmatoarele avantaje: resectia osoasa este minima; mobilitate mai mare a soldului, rezistenta mai mare la uzura, risc minim de luxatie; componenta acetabulara este acoperita cu hidroxiapatita, ceea ce permite integrarea ei in os, incarcarea femurala este normala, fara riscul decimentarii.

#### **4. Modelarea asistata de calculator a implanturilor osoase**

Cum nevoia unor implanturi osoase personalizate este tot mai resimtita, tehnici ce implica modelarea asistata de calculator sunt in continua dezvoltare. Printre principalele probleme identificate, care duc la nevoia automatizarii acestui process de realizare a implanturilor [55], se mentioneaza timpul indelungat necesar pentru interpretarea radiografiilor pacientilor, crearea prototipurilor de implanturi si aprobarea acestora de catre medici. De multe ori, pentru a ajunge la forma finala a implantului, acesti pasi trebuie repetati. De asemenea, personalizarea unui implant pentru a se potrivi cu anatomia pacientului necesita ca operatorul respectiv sa aiba cunostinte referitor aspectele mecanice ale implantului si la procesul de fabricatie. Si cum acest process este elaborat si necesita o perioada de timp destul de lunga, aplicarea lui pentru orice pacient este vazuta ca fiind neprofitabila. Astfel, pentru a se eficientiza procesul de fabricatie, prototipizarea implantului este realizata cu tehnologia CAD, pornind de la seturi de imagini cu radiografiile pacientului.

In general, metoda de a obtine implanturi osoase personalizate se bazeaza pe un set de imagini ce contin radiografii ale zonei de interes. Pornind de la acest set se urmareste modelarea unui implant care sa se potriveasca cu osul sau cartilajul sanatos si astfel implantul sa fie individualizat per pacient. Acest proces se bazeaza pe utilizarea unor pachete de aplicatii software ce incearca usurarea procesului de modelare si producere a implanturilor. Un exemplu il prezinta tehnologia iFit [56] care este folosita in principal pentru realizarea implanturilor de genunchi. Folosind iFit, procesul de modelare incepe cu obtinerea setului de date, ce poate fi facuta folosind tehnologiile disponibile. Apoi, aplicatia genereaza modelul 3D specific al genunchiului pacientului. Primul



pas este obtinerea conturului exterior al osului, care este apoi importat intr-o aplicatie CAD. Pornind de la acest model se poate determina tipul si marimea zonei afectate si se construiesc un implant care sa corecteze deformitatea. Modelul 3D al implantului este apoi corectat iar datele obtinute vor fi transformate in modelul fizic ce va fi in conformitate cu anatomia pacientului. Pana recent, procesul de modelare era unul manual, realizat de o companie specializata in efectuarea protezelor personalizate [57]. Acest caz este des intalnit, atat in obtinerea unei proteze pentru sold, cat si umar, cot, genunchi. In continuare, vom prezenta metodele de obtinere a acestora in cazurile in care au fost folosite sisteme CAD (Computer Aided Design).

Pentru cazul mai general, al modelarii sau analizei articulatiilor unui pacient, a fost dezvoltata aplicatia MedEdit [58], ce este folosita in modelarea biomecanica a articulatiilor afectate. Pe langa precizia crescuta se permit si analize preoperatorii pentru testarea virtuala a diverselor strategii ce pot fi urmate in operatia propriu-zisa. Aplicatia primeste ca date de intrare scanari pe care le converteste apoi intr-un model tridimensional (aceasta este posibil pentru ca tesutul osos poate fi identificat prin aplicarea unei valori de separatie). In continuare se creeaza modelul mecanic asociinduse elementelor geometrice caracteristici fizice (duritate, rezistenta la rupere, torsiune, etc). Odata ce acest model este obtinut medicul poate actiona (virtual) asupra lui. Poate efectua diverse operatii specifice unei operatii (gauriri, inserarea de suruburi, legarea a 2 bucati rupte de os, etc).

Realizarea modelului presupune parcurgerea unor etape clar delimitate. MedEdit urmeaza aceasta delimitare folosind o abordare modulara. Prima etapa presupunea identificarea tesutului osos dintr-o scanare. Abordarea folosita functioneaza chiar si in cazul in care tesutul osos este asemanator cu cel inconjurator si presupune un control minim din partea utilizatorului (in situatiile unde segmentarea automata esueaza se cer cateva puncte de test). Informatiile astfel obtinute sunt folosite pentru crearea unui model tridimensional. In prima etapa se extrage suprafata iar apoi se executa o simplificare ce elimina toate detaliile redundante. Ultimul pas reprezinta interactiunea propriu-zisa intre modelul prezentat de catre program si operatorul uman. Diverse operatii tipic medicale pot fi executate asupra structurii (inserari de suruburi, sudari de oase). Dificultatile apar la adaugarea implanturilor pentru ca rezultatele simularilor devin neconforme cu realitatea. Dezavantajul principal al acestei aplicatii este faptul ca etapele de extragere a modelului nu sunt complet automatizate, in anumite situatii fiind inca necesara interventia umana.

Modelarea asistata de calculator poate fi folosita cu succes si in simularea introducerii unui implant intr-o articulatie [59]. Pentru derularea experimentelor se pot folosi date experimentale obtinute din scanarea detaliata a unor animale de laborator. In urma acestor scanari se obtin imagini bidimensionale ale structurii osoase ce pot fi analizate si prelucrate astfel incat sa se obtina o reprezentare tridimensionala a regiunii studiate. Algoritmul utilizat foloseste o prelucrare adaptiva, se utilizeaza la prelucrarea fiecărei noi imagini volumul obtinut anterior.

Fiecare unitate de volum (voxel) va fi testata pentru a vedea daca este conectata de unitatile determinate anterior. In functie de rezultat se updateaza voxelii deja calculati. Procedura este costisitoare din punct de vedere al calculului astfel incat se recurge la diverse strategii ajutatoare. Dificultatile intalnite au fost relativ la modelarea implantului, in special la analiza imaginilor ce contin materiale poroase (se obtine un model cu foarte multe asperitati ce au trebuit sa fie manual rafinate prin modificarea conturului). In final, au fost facute comparatii intre rezultate simularilor si masuratorile practice. In cazul folosirii de substante opace in constructia protezei, rezultatele sunt in general bune aproximari (se observa o supraestimare datorata faptului ca s-au facut niste presupuneri simplificatoare). Rezultate adecvate au fost de asemenea raportate de autori si in cazul folosirii de materiale poroase.

#### **4.1. Modelarea implanturilor pentru sold**

Pentru obtinerea unui model tridimensional in cazul unui implant de sold se urmareste in general achizitionarea unor radiografii ale articulatiei pacientului, sau al unui set de imagini CT. Fiecare dintre ele prezinta avantaje si dezavantaje specifice (criterii ce tin de cost, erori de geometrie si contrast, cantitatea de radiatii primite de organism, etc) [60]. Cel mai important aspect in construirea unei proteze pentru sold este dimensionarea exacta astfel incat suprafata de contact cu femurul sa nu produca deplasari nedorite. Metoda bazata pe scanari succesive ale incheieturii pacientului consta in obtinerea modelului 3D din imagini CT. Aceste imagini sunt avantajoase pentru ca pozitiile structurilor anatomice relativ la corpul uman sunt corecte iar rezolutia imaginilor este foarte buna, dar prezinta si dezavantajul ca pot exista erori geometrice sau de contrast, si sunt destul de greu de obtinut. In schimb, radiografiile sunt usor de realizat, dar au erori mult mai mari decat cele gasite in imaginile CT. Pornind de la acest set de imagini, se poate obtine un model 3D al implantului astfel: pe baza imaginilor, se delimiteaza conturul implantului, dar in mod manual. Apoi se foloseste un soft precum AUTOCAD pentru a obtine modelul 3D. Pentru a reduce erorile, masuratorile trebuie reluate de mai multe ori, rezultand intr-un proces indelungat si repetat de-a lungul a mai multe zile. Modul in care a fost construit implantul este acelasi, atat pentru imaginile CT cat si pentru radiografii, iar modelele implantului sunt foarte asemanatoare.

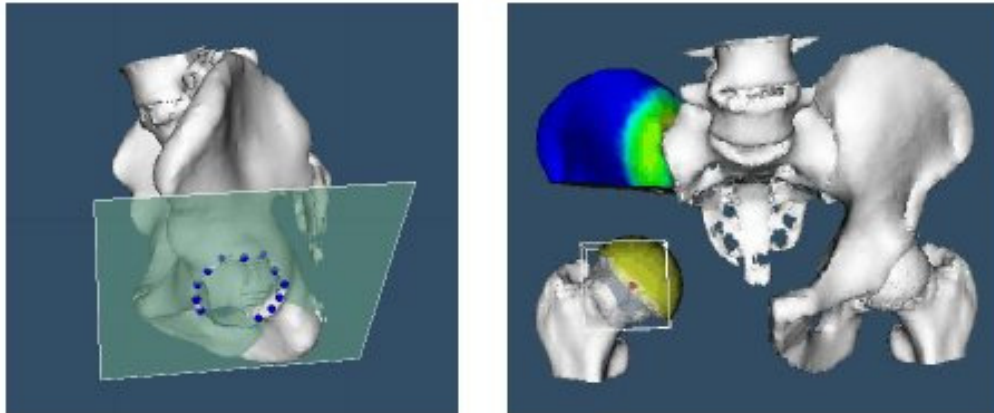


Fig 4.1. Planificarea inserarii unei proteze cu ajutorul aplicatiei VIRTOPS [61].

In cazul operatiilor pentru introducerea implanturilor, pe langa construirea implantului propriu-zis, este necesar si un sistem de planificare virtuala [61]. Un astfel de exemplu este VIRTOPS [61]. Pentru a vizualiza structura osului pacientului, si a estima cat de extinsa este tumoarea se efectueaza o analiza a imaginilor CT si MR, care este combinata apoi cu functii speciale pentru interactiune 3D, cu scopul de a optimiza pozitia si geometria implanturilor. Astfel, timpul necesar pentru planificarea si constructia protezei poate fi redus semnificativ, si design-ul protezei este posibil fara nevoia de a construi un prototip fizic. Procedura de planificare virtuala este bazata pe modelele 3D ale structurii osoase si a tumorii din soldul pacientului. Dupa generarea modelelor, operatia este simulata intr-un mediu virtual si dupa efectuarea acesteia se incearca modelarea si plasarea implantului. Modelul 3D al implantului este construit in mai multi pasi: prototipurile standard sunt disponibile ca modele 3D in aplicatie. Pornind de la acestea, se pot modifica o serie de parametri, in mod interactiv, pentru a genera implanturile individuale. Ultimul pas este determinarea pozitiilor si aranjarii geometrice ale implanturilor. Principalul dezavantaj in acest proces de constructie a implantului personalizat este lipsa automatizarii procesului, fiind necesara parametrizarea lui de catre utilizator (medic, in acest caz).

Doua metode de modelare asistata de calculator a protezelor pentru sold (endoprosthesis) sunt prezentate si de Joseph A. McGeogh, Krzysztof K Dzor si Konstanty in [62]. In general, primul pas efectuat intr-o astfel de metoda este obtinerea unui set de imagini radiografice ale incheieturii pacientului. Apoi, este efectuata reconstructia tesutului osos prin procesarea setului de imagini. In [62] este folosita o aplicatie denumita PC TOMO, avand ca rezultat modelul 3D al osului, ce poate fi vizualizat apoi cu un sistem CAD, de exemplu ProENGINEER. Modelul geometric obtinut duce la determinarea caracteristicilor anatomice ale osului pacientului, cum ar fi forma cavitatii maduvei si orientarea spatiala ale capului si colului femoral. Aceste trasaturi geometrice. Aceste particularitati geometrice ale osului determina forma si proprietatile protezei ce urmeaza sa fie produsa. In procesul de design al protezei se iau in considerare trasaturile

anatomice ale femurului, cum ar fi unghiurile de anteversie si antetorsie. In final, constructia modelului 3D este mai speciala, fiindca este definita de suprafete Bspline si de orientarea spatiala a colului femoral fata de capul femoral. Urmatorul pas in metoda descrisa de autori este generarea datelor necesare pentru modelarea fizica a protezei. Aceasta este facuta prin doua metode: cu ajutorul unui sistem CAD sau a tehnicii RP-SLA. In prima metoda, datele obtinute sunt transmise unei masini CNC care va realiza modelul fizic al protezei printr-un proces tehnologic format din doua etape. In prima etapa se creeaza partea superioara a implantului, si apoi partea inferioara. Procesul se termina dupa ce implantul este finisat. In final, se verifica acuratetea design-ului cu ajutorul unei unelte CMM. Cea de-a doua metoda implica tehnici de prototipare rapida. Modelul geometric generat in sistemul CAD este transferat intr-un sistem ce suporta tehnica RP, prin intermediul formatului STL. Acest format face posibila aproximarea suprafetei 3D prin triunghiuri. Modelul trece printr-o etapa de verificare a descrierii sale geometrice in sistemul RP si apoi este planificat procesul de obtinere a modelului fizic.

O alta aplicatie ce doreste a implementa aceleasi metode de obtinere a implantului este HIDE (HIPCOM design environment) [63]. Cu ajutorul acestui sistem, utilizatorul, sau operatorul, modeleaza direct forma protezei pe imaginea CT intr-un singur pas. Dupa ce setul de imagini este obtinut si incarcat in aplicatie, utilizatorul trebuie sa seteze manual punctele de control ale formei. Utilizatorul defineste forma incepand cu prima imagine CT din set. Dupa ce acesta a pozitionat sectiunea modelului in prima imagine, aceasta este copiată in urmatoarea imagine CT din set astfel incat utilizatorul sa o pastreze ca referinta pentru noua sectiune.

O data ce acestea sunt selectate, se creeaza modelul 3D de baza. Dupa obtinerea modelului se poate efectua o planificare virtuala a operatiei pentru a analiza contactul dintre implant si restul osului. Modelul 3D este apoi exportat intr-un program CAD pentru a rafina design-ul si a genera inputul necesar unei masini CNC. In urma testelor efectuate, s-a putut observa ca timpul necesar obtinerii unui astfel de implant a fost redus cu 50% fata de metoda standard, si acuratetea modelului a fost imbunatatita.

Cum pasii de obtinere a implantului de sold au devenit deja standard, metodele curente cauta sa imbunatateasca acuratetea modelului si timpul de obtinere propriu-zis. Astfel, in [64] se alege o metoda care se bazeaza tot pe datele obtinute din imagini CT, imagini care ofera date precise pentru un sistem CAD/CAM. Se obtine modelul 3D al canalului folosind detectia conturului canalului aplicata imaginilor CT. Problemele intalnite in acest pas sunt in principal legate de contrastul slab din regiunea micului trohanter. Modelarea colului femoral a fost pastrata in dependenta cu modelarea capului femoral. Dupa obtinerea modelului complet, acesta poate fi imbunatatit folosind un soft precum Solidworks iar datele finale transferate catre un dispozitiv ce produce modelul fizic al protezei. Problemele intalnite in aplicarea acestei metode se refera mai mult la extragerea conturului canalului maduvei, astfel ca proteza

rezultata din reconstruirea acestuia nu ofera o interfata implant-os eficienta, in special in regiunea femurului de deasupra micului trohanter.

O alta metoda de modelare si fabricare al implantelor osoase este prezentata in [65]. Autorii descriu cateva metode de interpretare si identificare a formelor anatomice ale sistemului osos uman bazate pe interpretarea imaginilor tomografice. Apoi, pe baza acestora se propune modelarea implanturilor pentru sold, folosind sisteme CAD. In final, se pune la dispozitia utilizatorului (in acest caz, medical) posibilitatea alegerii protezei dintr-un set standard, si modelarea acesteia pe baza procesului de identificare a parametrilor personalizati din setul de imagini tomografice (CT). Desi autorii au ajuns in stadiul in care s-au putut realizeze prototipuri ale implanturilor personalizate, mentioneaza ca principale probleme productivitatea si acuratetea scazuta a acestei metode.

Abordarea aceleiasi probleme este prezentata si in [66] si reluata in [67]. Software-ul dezvoltat in acest caz este folosit pentru pasii de procesare a imaginilor obtinute din radiografii successive ale osului pacientului, pentru obtinerea modelului 3D a canalului femoral, modelarea implantului si evaluarea acuratetei acestuia. Implanturile obtine astfel pot fi apoi modelate folosind tehnica CAM. In final, autorii prezinta realizarea cu success a implantului, concluzionand ca o astfel de metoda este practicabila. Folosind aceleasi metode, se incearca apoi inlocuirea radiografiilor cu imagini CT pentru o precizie mai buna.

## **4.2. Modelarea altor tipuri de implanturi osoase**

### **Modelarea implantului pentru genunchi**

O metoda pentru personalizarea asistata de calculator a implanturilor pentru genunchi se poate baza in general pe un design construit din imaginile obtinute in urma unei scanari tomografice a incheieturii genunchiului pacientului [68]. Aceasta abordare personalizeaza atat suprafata articulata a implantului cat si interfata os-implant pentru a adresa problemele intalnite in crearea implantelor osoase. In metodele studiate anterior se folosea un model generic iar capetele de contact cu osul erau modelate prin taieturi planare. Pentru personalizarea implantului, este sugerata urmatoarea secventa de pasi. Primul pas este identificarea tesutului osos din scanari. Pentru obtinerea unui model precis se efectueaza mai intai ajustarea contrastului imaginilor si extragerea liniilor de contur ale incheieturii. In acest pas, s-a folosit o varietate de grade de threshold precum si diverse tehnici de editare (de exemplu, interiorul osului este obtinut initial cu spatii goale ceea ce evident nu este posibil, deci trebuie introdusa o masura corectiva). Informatiile astfel obtinute au fost stocate sub forma unei suprafete formate din triunghiuri: numarul initial este foarte mare si dimensiunile

variaza sensibil, dar dupa aplicarea unor algoritmi de remodelare se ajunge la un numar mai redus de triunghiuri de aceleasi dimensiuni.

Programul utilizat pentru modelare poate fi folosit cu succes si in cazuri in care osul a suferit deformari suplimentare sau articulatiile sunt ne-standard. Aceste elemente pot fi introduse in model si se poate obtine o proteza a carei forma va fi adaptata conform nevoilor pacientului. Rezultatul acestei modelari este o suprafata de contact ce permite o distributie a presiunii mult mai eficienta, afirmatie verificata prin intermediul unei FEA (finite element analysis). In cadrul experimentului efectuat de autori, s-au folosit un femur si doua proteze una cu zona de contact obtinuta prin suprafete planare (tehnica standard) si cealalta prin metoda propusa mai sus. Ambele proteze au fost testate pentru observarea variatiilor de presiune si tensiune la suprafata de contact cu femurul in diverse situatii tipice (pozitie verticala, mersul pe o scara, etc). In urma testelor, s-a observat ca distributia tensiunii este neuniforma si concentrata si in zonele cu muchii ascutie in cazul clasic, spre deosebire de modelul discutat de autori, unde s-a observat o distributie mai buna.

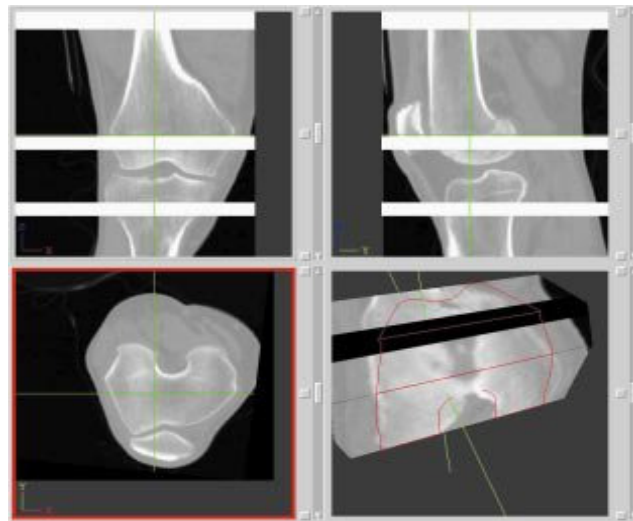


Fig 4.2. Planificarea 3D a operatiei in cazul implantului de genunchi, folosind TKR [69].

“Total knee replacement” (TKR) [69] este o aplicatie software ce urmareste abordarea aceleiasi probleme. Scopul ei este imbunatatirea mobilitatii pacientilor afectati de dizabilitati grave ale genunchiului pentru ca acestia sa duca o existenta normala in continuare. Metoda clasica de inlocuire a articulatiei presupunea folosirea unui ghid mecanic care forteaza pozitionarea protezei in decursul inserarii acesteia. Abordarea are limitari atat datorita impreciziilor ghidului folosit cat si pentru ca se foloseste o structura generica ce nu ia in calcul particularitatile anatomice ale unui pacient. La randul lor, radiografiile folosite sunt doar proiectii bidimensionale ale structurii anatomice, pierzandu-se astfel multe detalii. Pentru a depasi aceste obstacole, s-a incercat o personalizare a implantului prin intermediul unui sistem CAD. Datele personale ale pacientului sunt incarcate iar chirurgul poate interactiona prin intermediul unei interfete

grafice ce permite o vizualizare tridimensională. Există o bibliotecă de modele disponibile pentru simularea articulației putând astfel să se aleagă un element adecvat structurii anatomice studiate. Odată ce elementul este selectat, reglări ale detaliilor (pentru poziționarea precisă de-a lungul axelor cinematice și pentru asigurarea unui contact uniform între oase și proteză) pot fi efectuate.

Pentru a facilita interacțiunea, operatorul poate folosi diverse primitive grafice pentru a obține detalii suplimentare (determinarea axelor anatomice ale tibiei și femurului de exemplu). În etapa finală, se permite o vizualizare a protezei pentru a se verifica aliniamentul și poziționarea. După ce toate aceste etape preliminare sunt parcurse, datele vor fi exportate către bratul operator ce va efectua operația propriu-zisă.

O altă aplicație similară este NSKS (Navigation and Simulation Knee System), descrisă în [70]. Acesta permite utilizatorului să analizeze, modeleze și să ajusteze procedura de artroplastie în etapa preoperatorie. În acest program sunt încorporate module de detecție a conturului și generare a unei reprezentări tridimensionale, constituind o alternativă la softurile comerciale ale căror mod de lucru este nefamiliar și de cele mai multe ori prea complex pentru un utilizator neavizat.

Aplicația prelucrează informațiile date de scanările tomografice și prezintă o reconstrucție tridimensională a articulației, ceea ce permite o orientare spațială precisă și prelucrarea de informații adiționale legate de parametrii mecanici ai structurii (se pot analiza tensiunile aparute în urma inserției unei proteze, etc). Nu în ultimul rând se obține un avantaj prin faptul că este efectuată o procedură non-invazivă ce nu necesită nici un dispozitiv mecanic care să cauzeze mai multe traume pacientului. În versiunea originală a softului era folosit un mod destul de complex pentru determinarea structurii anatomice considerate. În mod particular, generarea geometriei articulației necesită prezenta unui specialist. În schimb, noua soluție propusă de autori propune scurtarea procedurii de lucru și nu în ultimul timp se renunță la costurile suplimentare legate de durata de procesare și de utilizarea de personal adițional. În acest cadru utilizarea devine naturală și programul poate fi folosit doar de către un chirurg.

Automatizarea procedurii de extragere a volumului presupune segmentarea imaginilor obținute din scanări. Tehnica folosită folosește o abordare adaptivă, fiecare contur obținut într-un anumit frame este folosit ca bază de plecare pentru calcularea conturului din următorul frame. Pentru cazurile atipice când extragerea conturului esuează se permite intervenția utilizatorului prin selectarea manuală a unor puncte de control. Următoarea etapă este reprezentată de generarea suprafeței folosind datele obținute anterior. Odată suprafața obținută se poate genera volumul (trebuie respectate câteva condiții tehnice astfel încât datele obținute să poată fi prelucrate de către rutinele de calcul ale interacțiunilor mecanice). Toate aceste etape se desfășoară automat și cu intervenție nulă sau minimă din partea utilizatorului. Ultimul modul permite vizualizarea modelului de către chirurg, se pot vedea atât modelul tridimensional cât și imaginile bidimensionale originale. În mod suplimentar se pot vizualiza informații legate de încărcarea de stres și distribuția presiunilor pe suprafața de

contact. Totusi, aceasta aplicatie poate fi imbunatatita prin generarea unei suprafete de o complexitate mai redusa astfel incat efortul computational sa fie redus. O alta alternativa prezentata de autori in final, este de asemenea folosirea unor date de pornire cu o rezolutie crescuta (folosind scanari MRI).

### **Modelarea implantului osos pentru coloana vertebrala**

Desi accentul este pus pe implantul de sold, in general se folosesc si alte tipuri de tipuri de implanturi osoase pentru care modelarea asistata de calculator a devenit necesara: pentru coloana, incheietura umarului, genunchi, pentru toate fiind nevoie de aproximativ aceeasi pasi [71]. In cazul modelarii unui disc artificial ce urmeaza a fi implantat in regiunea lombara a coloanei, primul pas este reconstruirea coloanei vertebrale pe baza imaginilor CT si a unui sistem CAD. Un prototip de disc, format din 3 elemente este propus. Pentru a asigura o distributie a presiunii cat mai apropiata de cea intalnita la o vertebra naturala, se foloseste o modelare bazata pe FEM. Ultimul model de implant propus de autori se aplica pentru incheietura umarului pacientului. Acesta este obtinut prin aceeasi secventa de pasi.

O alta metoda care abordeaza problema modelarii unui implant artificial pentru coloana este descrisa in [72]. Autorii prezinta problema obtinerii unui implant personalizat pentru inserarea in partea afectata a coloanei vertebrale astfel incat modelul obtinut sa respecte proprietatile mecanice ale unei vertebre. Ca si in metodele prezentate pana acum, se porneste de la un set de imagini CT ale pacientului care sunt apoi analizate pentru a obtine modelul 3D a vertebrelor adiacente celei deteriorate. Obtinerea implantului se realizeaza pe baza parametrilor masurati din imaginile CT, urmand ca pasul final sa fie obtinerea modelului 3D care apoi a fost analizat folosind FEA si asamblat cu celelalte modele ale vertebrelor pentru a fi simulata interactiunea dintre ele. In final, autorii semnaleaza problema obtinerii unui model viabil pe baza imaginii CT.

### **Modelarea implantului osos facial**

Procesul de modelare si fabricare a implantelor osoase faciale sunt asemanatoare cu cele prezentate pana acum. Mai intai se efectueaza o scanare tomografica iar datele sunt importate in MIMICS (Materialise Interactive Medical Image Control System) pentru a obtine un model 3D al anatomiei craniului pacientului. Pentru crearea modelului implantului, se face o oglindire a partii neafectate a modelului 3D si apoi o mai buna rafinare a modelului pentru a trece la pasul de constructie a acestuia. Desi rezultatele obtinute de autori sunt favorabile, pe tot parcursul procesului, este necesara si implicarea utilizatorului, precum si folosirea a mai multe aplicatii software (procesul nu este integrat intr-o singura aplicatie).



Un alt tip de implant osos facial este cel pentru barbă. În construcția unui astfel de trebuie luate în calcul pe lângă considerentele de natură strict medicală și cele de ordin estetic. Astfel a apărut ideea realizării unui cadru de lucru care să permită obținerea unor rezultate superioare în urma unei operații chirurgicale [74]. În cadrul preoperator, prin intermediul unor scanări detaliate se poate obține un model al mandibulei. Pe baza acestui model, se poate construi suprafața interioară a protezei astfel încât aceasta să se potrivească exact. Forma exterioară se bazează pe un model deja existent (o mandibulă întreagă) iar în final se conectează cele două regiuni pentru a realiza modelul complet al elementului prostetic. Aplicând această metodă se pot obține rezultate superioare celor clasice, în principal datorită racordării exacte între mandibulă și proteză. Din acest motiv și timpul de operație a fost redus. De asemenea din punct de vedere estetic rezultatele au fost excelente și nu au existat complicații postoperatorii care să necesite operații suplimentare sau înlocuirea/indepartarea protezei.

## **Modelarea implantelor dentale**

De asemenea, modelarea asistată de calculator este folosită și în cazul implantului dental [75]. Astfel, se încearcă combinarea datelor obținute din scanarea tomografică cu cele obținute prin scanarea optică, încercându-se atât obținerea și planificarea modelului prin intermediul unei singure aplicații software. Totuși procesul nu este automat: pe baza datelor obținute din scanări se generează modelul 3D al danturii, urmând ca utilizatorul (medicul) să aleagă dintr-un set predefinit de implanturi pe cel potrivit și să planifice manual poziția acestuia.

## **5. Vizualizarea datelor medicale**

Vizualizarea 3D a devenit o metodă de nelipsit în reprezentarea datelor obținute de la pacienți deoarece producerea lor oferă o mai bună analiză a problemei medicale și o obținere a diagnozei mult mai rapidă. Ca aplicații importante ale acestora se pot enumera atât operațiile de reconstrucție cât și metodele de diagnoză. Datele ce pot fi obținute de la pacienți sunt, de exemplu, imagini tomografice (CT) sau radiografii. Pe baza acestora se va genera o imagine 3D realistă a părții anatomice studiate (Fig. 5.1). Această reprezentare poate fi folosită de către un medic pentru vizualizarea părții afectate, diagnoză sau planificare pre-operatorie [80].

Alte aplicații ale vizualizării interactive ale unui model 3D obținut din imagini CT sau radiografice sunt legate de simularea și analiza articulațiilor unei

incheieturi in mod interactiv, pentru a sublinia interdependentele intre oase si tesutul moale inconjurator [81]. In acest caz se porneste cu achizitia datelor si pe baza acestora rezulta modelarea

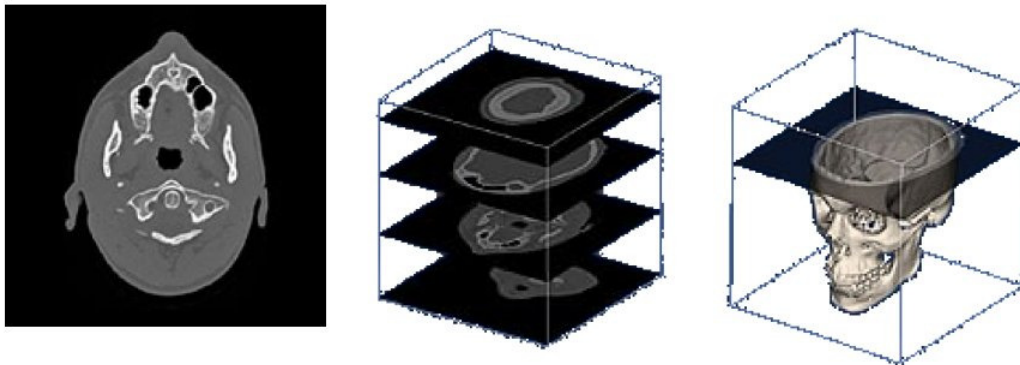


Fig 5.1. Exemplu de set de imagini CT si modelul rezultat din acestea [80].

structurii osoase. Informatiile sunt extrase cu ajutorul scanarilor tomografice din diferite unghiuri si in diferite pozitii. Pe baza acestora se poate obtine o identificare si modelare a oaselor (sunt folosite 2 abordari duale, o data scalar prin listarea tuturor distantelor intre punctele de interes si apoi parametric prin folosirea suprafetelor de tip NURBS). Un element distinctiv in acest caz este spatierea intraosoasa si calcularea celei mai probabile cai pentru un ligament – care se obtine din calcularea unor curbe isometrice. Fiecare dintre acestea reprezinta toate punctele de pe un os aflate la distanta egala de un punct dat de pe alt os Pentru calcularea caii minime a unui ligament se pot specifica in mod manual punctele de intersectie iar apoi in mod automat se calculeaza drumul optim cu constrangerile de rigoare (ligamentul nu poate penetra suprafata osului). Pentru vizualizarea acestor rezultate se vor figura ligamentele ca tuburi iar oasele sub forma de contururi. Pentru precizarea distantei interosoase in mod intuitiv se folosesc coduri de culori astfel incat pe masura ce distanta descreste, saturarea culorii sa devina mai intensa.

Tehnicile moderne de vizualizare pot fi folosite cu succes si in cazul simularii vaselor de sange, deoarece sunt mult mai putin invazive si permit obtinerea unei harti tridimensionale a sistemului vasculator (prin plane bidimensionale succesive) foarte detaliate [81]. Pentru realizarea simularilor se propune folosirea unei tehnice hibride, ce ombina randarea directa a volumelor cu reformarea planara a curbilor. Se pune accentul pe o reprezentare realista a vaselor de sange. Pentru o vizualizare corecta a informatiilor, datele obtinute trebuie integrate intr-un model tridimensional. In prima faza se propune un arbore vascular generic ce va fi particularizat pe baza masuratorilor pentru fiecare pacient in parte. Astfel, se obtine un graf de dependinte, pentru a se obtine o reprezentare realista se reanalizeaza informatiile initiale pentru a putea determina volumul vaselor de sange. Pentru o vizualizare cat mai eficienta sunt propuse diverse abordari. Se face o distinctie intre regiunea de focus si regiunea

inconjuratoare. Pentru determinarea informatiilor necesare (defecte in interiorul vasului de sange) se foloseste tehnica CPR iar pentru punerea in context a respectivului segment se foloseste DVR. O solutie imbunatatita poate fi o trecere graduala intre cele 2 metode de randare. Pentru a solutiona problemele legate de ocluzionarea vaselor de sange de catre alte obiecte (oase in principal) se propune marcare regiunilor ascunse.

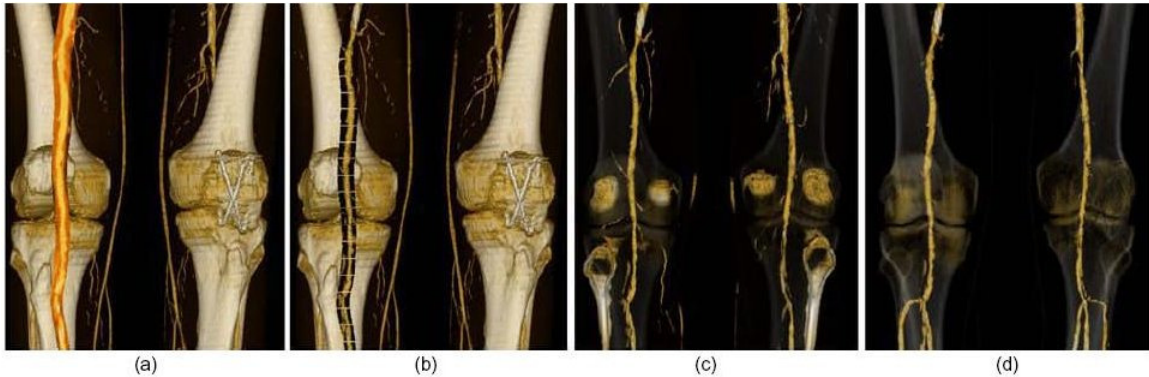


Fig 5.2. Vizualizarea sistemului vascular folosind Vessel Glyph [81]. Sunt prezentate metodele implementate in aceasta aplicatie: (a) CPR+DVR, (b)DVR cu marcaje de ocluziune, (c) DVR, (d) randare tubulara (DVR)

O alta abordare legata de vizualizarea datelor medicale, ce a fost folosita recent, este folosirea unui mediu distribuit si incercarea unei vizualizari interactive de la distanta [78]. Scopul acestei metode este imbunatatirea procesarii datelor prin accesul la resursele computationale oferite de platforme distribuita, cum ar fi un grid. Unul din avantajele principale este posibilitatea folosirii de resurse externe, se pot apela rutine ce sunt stocate si vor fi in consecinta rulate pe platforme nelocale. Un exemplu pentru demonstrarea avantajelor mai sus mentionate este prezentat in [80]. Modul in care se imprastie un agent poluant implica cunostiinte din mai multe campuri, mentionand numai cateva, distributia curentilor de aer, caracteristicile fizice ale agentului poluant, etc. Persoanele ce pot raspunde la aceste intrebari nu sunt in mod necesar aflate in acelasi loc. Este deci necesara o interfata ce permite interactiunea lor si crearea unui model de vizualizare comun ce poate fii influentat de catre fiecare in parte.

Un model folosit pentru descrierea diverselor straturi de abstractizare poate fi reprezentat intr-un limbaj de markup similar in structura XML-ului. Acesta permite o descriere independenta de platforma a datelor si a relatiilor dintre acestea. Aplicatiile acestui model sunt in mod particular importante atunci cand este necesara modificarea si vizualizarea unui model complex de catre mai multe persoane localizate aleator si atunci cand este nevoie de un calcul rapid ce necesita resurse hardware crescute (de exemplu constructia unui model 3D complex pornind de la date CT foarte fine).

Un alt sistem de vizualizare intr-un mediu distribuit colaborativ este prezentat in [82]. Controlul asupra parametrilor procesului de parametrizare este

impartit intre mai multi utilizatori. Diversi colaboratori pot interactiona cu modelul pentru a explora diverse simulari si posibilitati. Acest tip de aplicatie este important in cateva domenii, implicand printre altele, detectarea de evenimente neasteptate, invatarea ca proces interactiv, proiectarea si intretinerea de sisteme. Implementarea se bazeaza pe folosirea unei retele de tip grid in care responsabilitatile de calcul sunt distribuite intr-o retea extinsa si eterogena. Informatiile se transmit pe baza de notificari, fiecare notificare are asociata o lista de noduri carora vrea sa le trimita respectiva informatie.

Aplicatia poate fi impartita in mai multe nivele, mergand de la interfata grafica, rutina de notificare (primeste si trimite mai departe notificari de la/catre grid) si pana la panoul de vizualizare (permite afisarea si modificarea in mod interactiv a informatiilor). Modificari ce tin de orientarea in spatiu (translatii, rotatii) sunt notate si transmise mai departe prin intermegiul gridului pentru a actualiza si celelalte noduri.

## **6. Situația pe plan național**

Pe plan national sunt preocupari de realizare ale unor implanturi de sold prin tehnologii clasice si respectand tipodimensiunile standardizate pe plan mondial, fara a putea realiza o proteza dedicata dimensiunilor anatomice ale fiecarui pacient.

De asemenea după cunoștința noastră, pe plan național nu a fost realizat până în prezent un sistem informatic care să integreze funcționalitățile sistemului propus în cadrul acestui proiect.

În România există preocupări atât în domeniul vizualizării și modelării datelor imagistice medicale cât și în domeniul biomecanic.

Scopul cercetărilor biomecanice este studiul mecanic cu element finit al interacțiunii os - element de protezare, acțiunea unor forțe externe asupra oaselor și articulațiilor, studii de tribologie. Ele folosesc de regulă aplicații software comerciale de tip Computer Aided Design, utilizând modele virtuale de oase umane preluate din colecții disponibile în mediile de cercetare.

Putem menționa cercetările realizate la Institutul Național de Mecanica Solidului, Institutul National de Cercetare Dezvoltare pentru Mecatronica si Tehnica Masurarii, la Facultatea de Mecanică Fină București, la facultățile de profil mecanic din Timișoara și Craiova.

## **7. Situația pe plan mondial**

Pe plan mondial sunt preocupari de realizare a implantelor atat prin tehnologii clasice cat si prin tehnologii noi de sinterizare cu laser a pulberilor.

Realizatorii de masini de prelucrare cu laser au trecut la sinterizarea pulberilor de titan compatibile cu dispozitivele medicale.

Din punct de vedere al realizării softului de imagistica medicală care să reconstituie osul 3D din tomografiile se pot enumera proiectele de cercetare internațională.

## **8. Proiecte de pentru software de imagistică medicală**

### ***Proiectul PROMETEO***

Proiectul internațional PROMETEO, desfășurat prin colaborarea Institutului Ortopedici Rizzoli, University of Bologna, C.I.N.E.C.A. și Cray Research a evidențiat rezultatele notabile care pot apărea în cadrul unei cercetări multidisciplinare.

Raportul final de cercetare a fost publicat în 1997. Proiectul PROMETEO a cuprins cercetări și realizări teoretice și practice în următoarele domenii:

### ***Achiziția de date de tip tomografie computerizată***

S-au folosit tehnici existente de digitizare a imaginilor CT de pe filme fotografice. Cercetările s-au desfășurat folosind oase femur preluate de la cadavre și pe un model din rășini epoxidice. Imaginile CT au fost calibrate din punct de vedere al luminozității folosind tuburi umplute cu soluții de potasiu de densități cunoscute. De asemenea s-au realizat algoritmi de tip image registration.

În cadrul cercetărilor a fost acordată o atenție specială elaborării de tehnologii optime de realizare a CT, în scopul micșorării timpului de radiere la care este supus pacientul. De asemenea s-au realizat tehnologii de poziționare a protezelor de femur.

### ***Preluarea directă a imaginii CT de la dispozitivul de scanare***

Pe lângă livrarea de imagini având ca suport fizic pelicula foto, sistemele CT au propriile medii fizice și modalități de stocare a datelor achiziționate. Astfel, s-a realizat un dispozitiv fizic tip cititor de bandă și s-a propus un format grafic de memorare imagini. Pe parcursul cercetării s-a demonstrat că nu este necesar să fie realizat alt format grafic de memorare, formatul DICOM fiind suficient pentru imaginile medicale. Pentru memorarea și vizualizarea datelor medicale a fost elaborat software OSIRIS, având licența tip Public Domain.

## ***Obținerea geometriei osului femur***

Geometria osului s-a realizat prin conversia unei stive de imagini CT 2D într-un model solid. S-a folosit algoritmul "Marching Cubes" cunoscut în literatură și s-au dezvoltat alți algoritmi, de segmentare 2D și 3D. De asemenea s-au realizat studii comparative asupra metodelor folosite.

## ***Generarea elementelor de tip mesh pentru studiul FEA***

Un pas deosebit de important în derularea proiectului a fost realizarea generării automate a unui model FEA al femurului. Software-ul realizat a fost comparat cu programe FEA comerciale (HEXAR, realizat de Cray Research) folosind diverse încărcări în nodurile modelului.

## ***Reguli de predicție pentru remodelarea osului***

Esența acestor categorii de cercetări este elaborarea unor algoritmi pentru integrarea lor în programe de măsurare a densității oaselor pacienților.

## ***Proiecte realizate în mediul universitar***

La Universitatea Stanford, în cadrul Stanford Computer Graphics Laboratory, într-o perioadă de aproximativ cinci ani, s-a realizat proiectul Scanalyze, un produs software interactiv pentru vizualizarea, editare, alinierea și contopirea imaginilor necesar producerii de mesh-uri poligonale. Folosirea primordială a fost asamblarea 3D a imaginilor statuilor lui Michelangelo din date obținute prin scanarea laser. Pachetul este de tip free pentru a fi folosit în scopuri comerciale sau științifice. Există distribuții pentru stații grafice (IRIX) sau pentru PC (Linux și Windows).

Scanalyze prelucrează trei tipuri de fișiere: fișiere cu mesh-uri triunghiulare PLY, fișiere care conțin griduri structurate .PLY și fișiere tip .SD. Fișiere PLY conțin mesh-uri triunghiulare ca liste arbitrare de puncte 3D conectate, pe când fișiere de tip grid structurat conțin imagini codificate sub forma unor matrici de puncte.

Caracteristicile programului sunt următoarele:

- afișarea interactivă a meșurilor poligonale și a imaginilor sub diverse forme (solide, "cadru de sârmă", puncte etc)
- decimarea meșurilor folosind diverși algoritmi

- posibilitatea editării meșurilor poligonale și existența uneltelor de analiză (clipping, copiere, măsurare, plotare)
- alinierea meșurilor și a imaginilor utilizând diverse tehnici (“drag” interactiv, folosirea manuală sau automată a metodei Iteration Closest Point de aliniere a perechilor de triunghiuri.)
- integrarea imaginilor și umplerea golurilor din imagini
- prelucrare de tip scripting utilizând limbajul Tcl

În cadrul Universității din Utah, SUA, la Scientific Computing and Imaging Institute, au fost realizate programe de calculator care realizează meșuri de tip tetraedric (pentru oase umane) și care reiau cercetările privind atribuirea de proprietăți de material fiecărui tetraedru pentru calculul de rezistență folosind elemente finite.

La Universitatea Berkeley, California, în cadrul Computer Science Division, au fost elaborate programe de meșare 2D pentru uzul studențesc .

La Delft University of Technology, Faculty of Applied Science, Department of Imaging Science and Technology, există preocupări de cercetare fundamentală și aplicată în procesarea de imagini cu aplicații în imagistica medicală, aplicații industriale și biologie.

În cadrul Technische Universität Berlin, Computer Graphics Group, există preocupări în domeniul prelucrărilor grafice privind modelarea geometrică, simularea modelelor deformabile, renderizări.

La Universitatea Alberta din Canada, Department of Computing Science, profesorul Barry Joe a realizat pachetul grafic GEOMPACK - A Software Package for the Generation of Meshes Using Geometric Algorithms.

## **Proiectul Titanium Bone Implants**

A fost realizat la Universitatea Austin Texas în scopul demonstrării posibilității creării de suprafețe complexe , caracteristice oaselor umane, folosind materiale de implant structural. Folosirea unor implanturi care aproximează simplist geometria oaselor determină concentrări ale eforturilor mecanice in implant și deteriorarea lor prematură. În acest proiect s-a creat un model adecvat pentru os folosind modelarea în straturi succesive. Reproducerea osului a fost realizată folosind un proces de tip Selective Laser Sintering. Tehnologiile de tip Rapid Prototyping sunt ideale pentru a fi folosite în acest tip de reconstrucții.

Etapele proiectului au fost:

1. Obținerea unui set de date 3D a suprafeței exterioare a femurului  
Un os femur din departamentul de antropologie al Universității a fost scanat 3D. Datele obținute au fost triangularizate, obținându-se 80.000 de fațete. Acest model 3D a fost în continuare rafinat, în scopul obținerii unui model 3D cu mai puține triunghiuri.

## 2. Generarea unui model digital 3D a matriței virtuale pentru capul femural

Deoarece modelul digital 3D obținut era prea dificil de a fi obținut prin sinterizarea cu tehnologia din Universitate, modelul femurului a fost împărțit în două componente: zona bilei femurale și restul modelului. Modelului capului femural i s-a adăugat o pană pentru a marca locul de inserție. A fost generată matrița capului femural, respectând specificațiile tehnologice pentru a se putea în mod corespunzător titaniu.

Modelul digital al matriței a fost convertit într-un fișier STL(fig. 6.1).

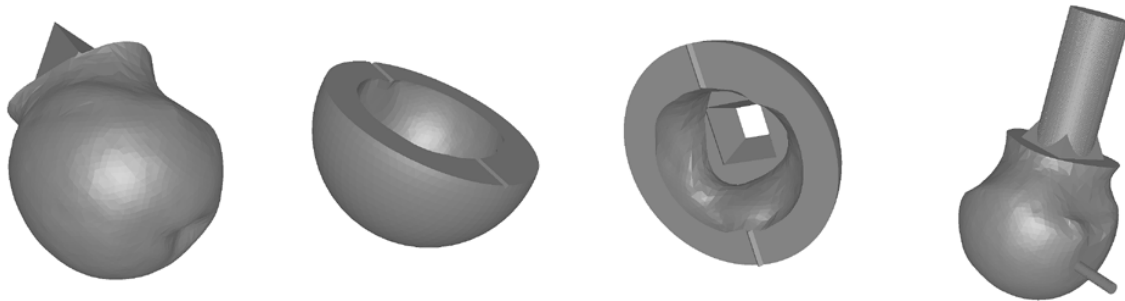


Fig. 8.1

## 3. Prelucrarea și realizarea matriței folosind zirconiu

Matrițele de cap femural au fost realizate pe un utilaj de tip SLS Model 125 Workstation. S-a folosit pulbere de zirconiu în amestec cu un polimer (fig. 8.2).

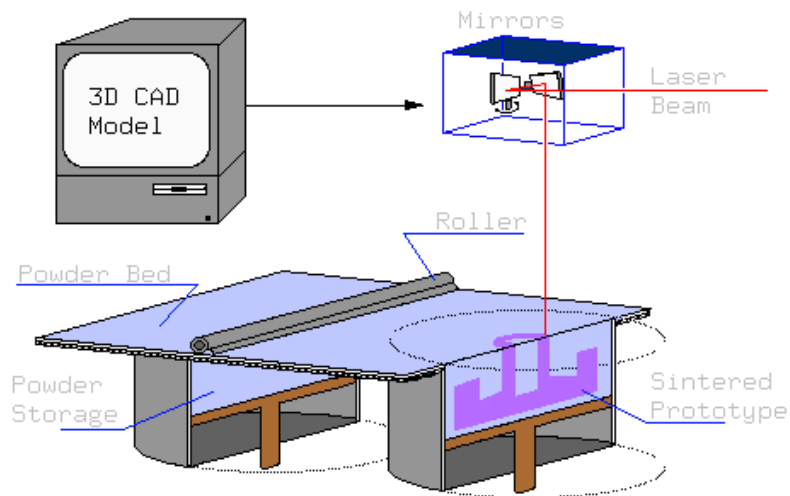


Fig. 8.2

## 4. Îmbunătățirea prototipului de matriță

Au fost măsurate caracteristicile de material ale matrițelor din zirconiu.

## 5. Crearea modelului din titan

Modelul de titan a fost realizat prin turnare la o fabrică specializată.



6. Evaluarea produselor obținute din titan  
S-a realizat o analiză metalografică a produselor din titan, folosind microscopia optică.

### Proiectul HipOP

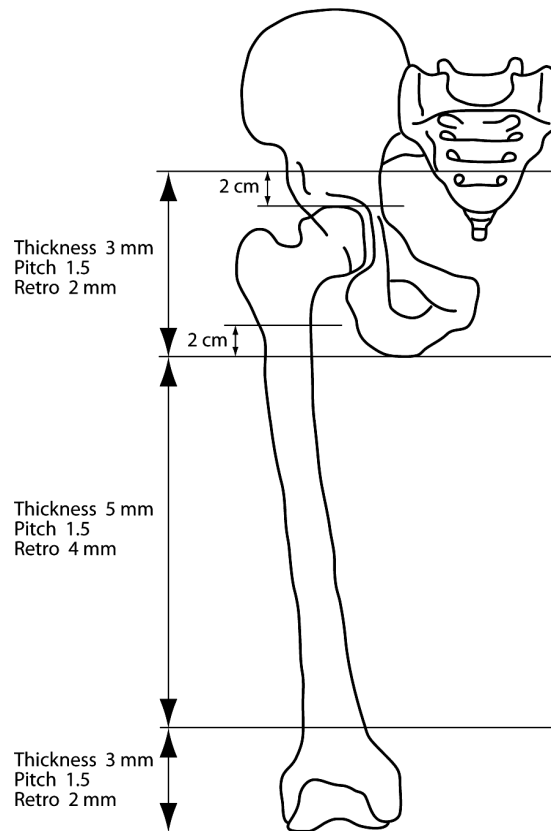


Fig 8.3

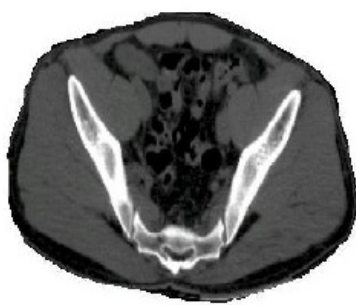
HipOpCT folosește date de tip CT ale regiunii coapsei pentru a defini anatomia tridimensională a pacientului. Fiecare pacient care trebuie să ia parte la o sesiune de CT. Datorită motivațiilor etice o astfel de sesiune trebuie să minimizeze radiația efectivă (doza) pe care pacientul o primește. Creatorii software-ului, împreună cu consultanții medicali, recomandă următorul plan de scanare (Fig. 8.3), pentru un aparat de tip CT în spirală. Datele preluate din fișierele DICOM sunt următoarele: date imagistice, gama de unități Hounsfield, datele de identificare a pacientului.

### **Software comerciale folosite in imagistica medicală**

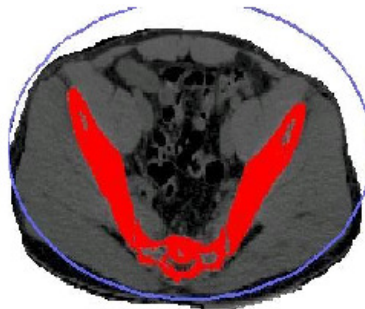
### 3D-DOCTOR

3D-DOCTOR este un produs software de modelare 3D avansată , având funcții puternice de procesare și măsurare de imagini tip Magnetic Resonance Imaging MRI, Computed Tomography (CT), PET, microscopice și alte tipuri de formate grafice. Aplicațiile posibile sunt în domeniul științific, medical și al aplicațiilor industriale din domeniul procesării imaginilor. Principiul de funcționare a software-ului este constituit din extragerea frontierelor obiectelor folosind funcții de segmentare a imaginii 3D și crearea atât de suprafețe 3D cât și de volume, care sunt apoi vizualizate și măsurate în scopul unei analize cantitative și calitative.

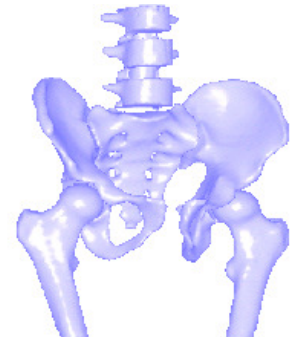
Etapele prelucrării de imagine folosind 3D-Doctor (fig.8.4)



Pasul 1: Imaginea CT



Pasul 2: Segmentarea imaginilor



Pasul 3:Reconstrucția 3D

Fig. 8.4

3D-DOCTOR conține un set complet de unelte software pentru vizualizarea și prelucrarea imaginilor volumice tridimensionale.

Caracteristicile programului 3D-Doctor

- Tipuri de imagini admise pentru prelucrare :CT, MRI, PET și alte imagini de tip secțiune transversală memorate în fișiere DICOM, TIFF, BMP, JPEG, Interfile, PNG, PGM, GIF, Raw Image Data, precum și alte tipuri de fișiere conținând imagini necomprimate. Alte tipuri particulare de formate grafice particulare pot fi citite cu ușurință folosind funcțiile de configurare universale. Se pot prelucra atât imagini color cât și imagini cu niveluri de gri (codificate pe 8 biți sau 16 biți) . Filmele fotografice care conțin imagini scanate CT/MRI pot fi prelucrate folosind funcții tip șablon pentru aplicații de procesare imagini 3D.
- Exportul modelelor 3D: STL, AutoCAD DXF, 3D Studio (3DS), IGES, VRML, Wavefront OBJ, triunghiuri și alte formate de fișiere grafice 3D pentru RP Rapid Prototyping, listare 3D, animație și aplicații de vizualizare. Odată ce frontierele obiectelor sunt generate din segmentarea imaginilor, modelele cu măsurări 3D sunt create folosind

una din funcțiile de renderizare suprafață. Pot fi prelucrate practic oricâte obiecte reprezentând țesuturi .

- Unelte de segmentare: Majoritatea imaginilor gri sau color acceptă segmentări în mod automat. Imaginile CT sunt cel mai bine segmentate folosind procedeul de segmentare interactivă bazată pe praguri de culoare. Segmentarea obiectelor bazată pe algoritmi tip regiune permite o segmentare rapidă de tip local. Segmentarea țesuturilor care au margini greu diferențiable se poate realiza prin metode manuale, presupunând obținerea de poligoane prin selecția explicită a utilizatorului.
- Modelare prin meșuri 3D: Din imaginile segmentate ale conturilor fiecărei imagini se creează un model 3D al meșării de suprafață. Se poate calcula cu ușurință volumul obiectului obiectului.
- Renderizarea volumului: Volumul 3D poate fi afișat atât în nuanțe gri cât și în culori. Voxelii constituenți ai imaginii pot fi fie transparenți, fie opaci.
- Analiza cantitativă și măsurări pe imagine : Se pot măsura aria, suprafața, volumul, distanțe, unghiuri , histograme. Se creează rapoarte detaliate pentru analiza de suprafață și volum.
- Memorarea imaginilor 3D, alinierea fiecărei imagini 2D constitutive și fuziunea imaginilor :Două imagini înregistrate pot fi contopite între ele prin operații de tip +, -, And, OR, XOR , Min, Max, etc. Aceste tipuri de prelucrări scot în evidență detalii greu de observat altfel.Pentru reconstrucția imaginii tomografice se folosesc secțiuni planare paralele.
- Procesarea de imagine : Se pot realiza operații de rotație, ajustarea contrastului, eliminarea imaginii de fundal, detecția colțurilor, netezirea imaginii, filtrări, combinații de imagini, recunoaștere de șabloane. Volumele 3D pot fi rotite fie în jurul axei X, fie în jurul axei Y pentru a crea imagini văzute de sus sau lateral.
- 3Dbasic: programul conține un motor de limbaj de scripting, asemănător limbajului Visual Basic, care poate fi folosit pentru accesarea funcțiilor sistemului. Aceste funcții pot automatiza procesele de prelucrare cele mai folosite de utilizator.

3DDoctor poate fi folosit și pentru prelucrarea imaginilor microscopice. De asemenea programul poate fi folost pentru planificarea operațiilor chirurgicale

Un alt domeniu de folosire a programului este actitatea de Rapid Prototyping. Modelul 3D reconstituit poate fi obținut prin folosirea unei imprimante 3D, obținându-se un model fizic din rășină. De asemenea, programul se poate folosi pentru editarea de material bibliografic, în cercetare etc.

Etapele obținerii unui model 3D de tip suprafață sunt următoarele:

1. se deschide o listă de imagini anterior pregătită sau se creează o nouă listă
2. se execută segmentarea imaginii pentru a crea elementele de frontieră ale fiecărei imagini. Acest lucru se poate obține automat sau semiautomat, folosind comenzi corespunzătoare din meniu. Editarea zonelor de frontiera ale imaginii se poate realiza și manual, folosind facilitățile de editor grafic încorporate în produs.
3. prin folosirea comenzii Surface meshing se obține modelul cu meșuri al obiectului.

Acest model poate fi utilizat în continuare pentru calculul volumului, Rapid Prototyping , simulări sau planificări ale actelor chirurgicale.

### ScanIP Software

Este un pachet modular realizat de firma Simpleware din Marea Britanie. Modulul principal este SCANIP, care poate fi interfațat cu alte două module, ScanCAD și ScanFE. Schema generală este prezentată în fig. 8.5

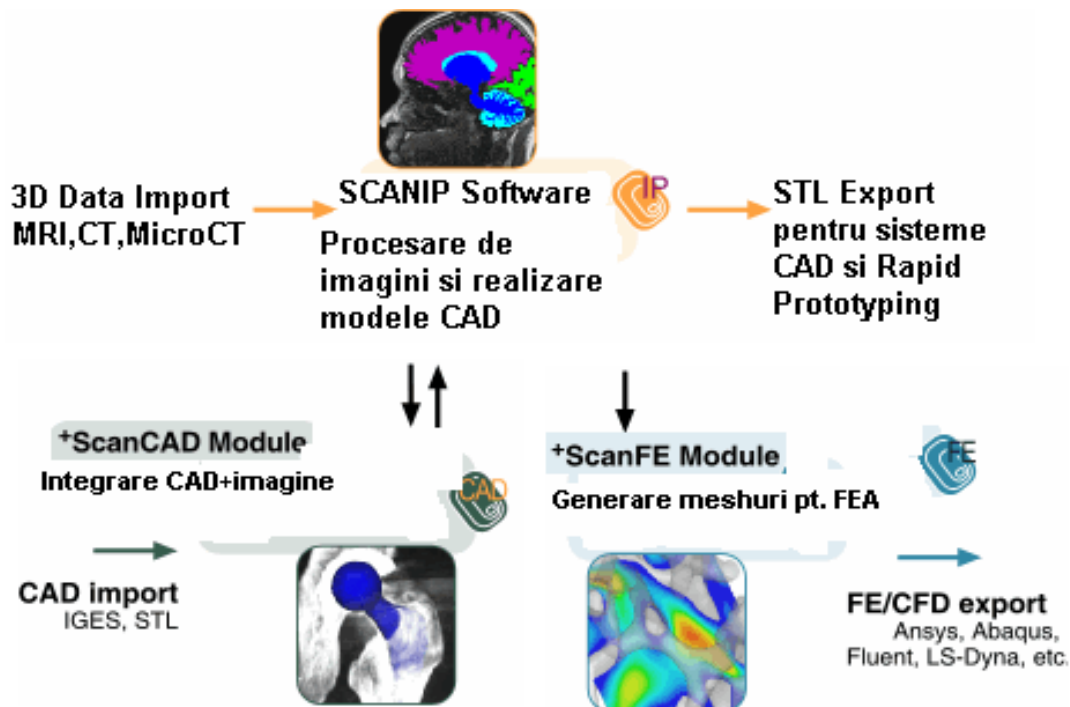


Fig.8.5

Aceste programe asigură conversia imaginilor 3D în meșuri de calitate. Meșurile pot fi folosite într-o prelucrare ulterioară în programe de analiză cu element finit (FEA), calculul dinamicii fluidelor, CAD și realizare de modele Rapid Prototyping.

Sursele de date provin din MRI, CT sau MicroCT. Rezultatele prelucrării se pot utiliza în diverse domenii de cercetare și producție, cum sunt:

- Cercetarea în biomecanică;
- Proiectarea și realizarea de implanturi;
- Cercetări de noi materiale și composite;
- Științe naturale

Software de prelucrare de imagini ScanIP conține un set extins de unelte grafice pentru asistarea utilizatorului în timpul vizualizării și procesării regiunilor de interes conținute în imaginile analizate (ex. MRI, CT, MicroCT). Imaginile segmentate pot fi exportate ca fișiere STL pentru analiză tip CAD și / sau execuție tip RP. De asemenea, prin intermediul modulului ScanFE, imaginile pot fi importate direct în cele mai cunoscute pachete comerciale cu analiză de element finit.

Principalele caracteristici ale software-ului sunt:

- Gamă extinsă a tipurilor de fișiere grafice pentru import de date
- Spațiul de lucru ecran este configurabil permițând vederi 2D – 3D multiple
- Unelte software eficiente pentru segmentarea imaginii
- Păstrarea gradului de curbura al imaginilor \*
- Generare de elemente de suprafață tip mesh – STL pentru ansambluri\*
- Algoritmi de decimare a meshurilor
- Interfața operator intuitivă asigură o operare ușoară și o învățare rapidă
- Vizualizarea structurilor complexe de date și a modelelor
- Modelul STL nu trebuie ajustat manual – se garantează că modelul STL este de înaltă calitate și compact
- Modelul STL poate fi generat pentru ansambluri de corpuri
- Tesselarea cu grad redus de distorsionare determină un grad de meshare ușor de folosit în programe externe

Formate de fișiere grafice de import:

Formate 3D - DICOM versiunea 3.0 (incluzând diversele tipuri de codări JPEG, RLE), versiunile 1 și 2 ale formatului ACR-NEMA, Interfile, Analyze, Meta-Image, date raw image data. Stive de imagini 2D - 2D DICOM, BMP, GIF, IFF, JPEG, PCX, PNG, PNM, TIFF, XPM.

Interfața utilizator a programului ScanIP este constituită dintr-un set de ferestre definite de utilizator (fig. 6.6). În acest mod pot fi prelucrate multiple proiecte sau seturi de date 3D în același timp. Există posibilitatea execuției de comenzi multiple “undo” și “redo”.

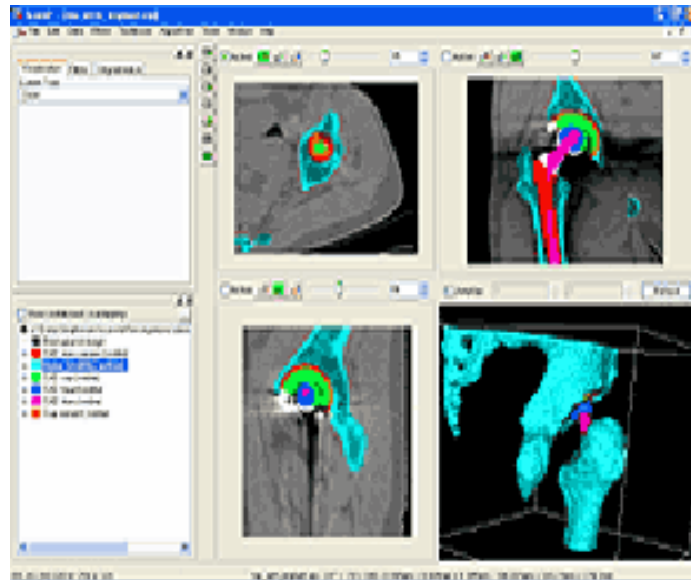


Fig.8.6

- Vederi 2D/3D: datele în niveluri de gri și măștile de culoare pot fi afișate folosind până la trei vederi 2D și una 3D. Măștile de culoare pot fi vizualizate fie în mod translucid (intensitatea fiind proporțională cu scala de gri), fie ca solide .
- Selectorul de imagini plane 2D: va afișa imaginile 2D într-unul din cele trei direcții de coordonate intrinseci în funcție de selecția utilizatorului. Măștile active sunt vizualizate peste imaginile gri selectorul de imagini poate fi folosit pentru a selecta o mulțime sau un subset de imagini în scopul prelucrării.
- Selectorul de unelte: permite utilizatorilor să configureze și să folosească unealta dorită.
- Selectorul de măști: asigură facilitățile în folosirea măștilor de prelucrare.
- Histograme și linii de profil - asistă utilizatorul în găsirea celei mai bune valori de prag.
- Posibilitatea de a folosi mai multe tipuri de backgrounduri - aduce mai multă flexibilitate procesului de segmentare.

Tipuri de procesări de imagine:

- Decupare, pad, rescalare, deformare, resampling (re-slicing), rotire
- Reducerea zgomotului/Filtre de netezire - Gaussian recursiv, difuzie anizotropică după gradient, difuzie anizotropică după funcții curbilinii, filtrare bilaterală.
- Filtre morfologice – eroziune, dilatare, open, close (realizate atât pe datele imaginii în format gri cât și pe măștile binare).

- Metode de setare a pragului – permit segmentarea bazată pe suprafețe implicite. Caracteristici specifice conturului (ex. gradul curbura) pot fi astfel controlate în timpul procesului de segmentare.

Următoarele operații pot fi aplicate pe întregul volum sau pe un set de imagini, conform selecției utilizatorului:

- Paint/Unpaint – mărirea definită de utilizator a pensulei de desenare.
- Modalitatea de conectare a regiunilor – conectare iterativă realizată conform unor constrângeri statistice.
- Flood Fill – modalitate de determinare a conturilor închise, bazată fie pe valoare de prag, fie pe valoare de prag sau o variație a nivelului de gri. Această tehnică se poate aplica pe valori de gri sau pe măștile de prelucrare folosite.
- Fixarea pragului – se poate folosi din meniul de selecție unelte sau din meniul de histograme și linii de profil.
- Operații boolene – uniuni, intersecții, diferențe, inversare (aplicate măștilor).
- Verificarea depășirilor – afișarea și generarea măștilor pentru verificarea volumelor care se suprapun.

## **Modulul ScanFE**

Folosit în conexiune cu modulul principal, modulul de meshare ScanFE asigură conversia imaginilor 3D segmentate în modele volumetrice multiple.

ScanFE generează meshări volumetrice sau de suprafață, suprafețe de contact și proprietăți de material din imaginile segmentate (Fig. 8.7).

Aceste meșări de calitate pot fi importate direct în pachete software comerciale tip FE and CAD (ABAQUS, Ansys, MSC.Patran/Nastran, I-DEAS, LS-Dyna și Fluent).

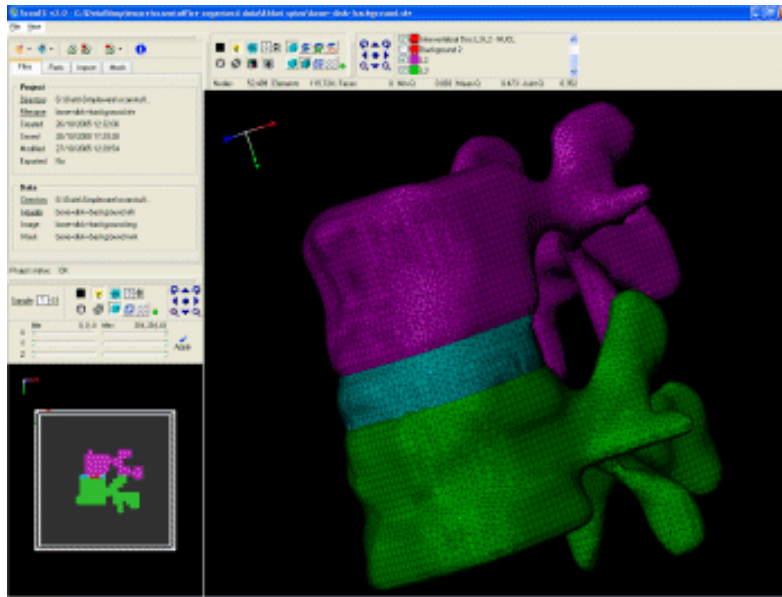


Fig. 8.7

Caracteristici ale programului ScanFE

- Generarea meșărilor dintr-un set arbitrar de puncte
- Algoritmi de păstrare a netezirii topologiei și a volumului
- Meșarea de structuri multiple
- Interfețe de contact sau suprafețe conforme
- Meșări adaptive definite de utilizator
- Proprietăți de material atribuite meșărilor folosind intensitatea semnalului imagistic

### Modulul ScanCAD

Folosit în conexiune cu ScanIP, modulul ScanCAD (fig. 8.8) asigură o gamă de unelte pentru integrarea modelelor CAD în imaginea 3D.



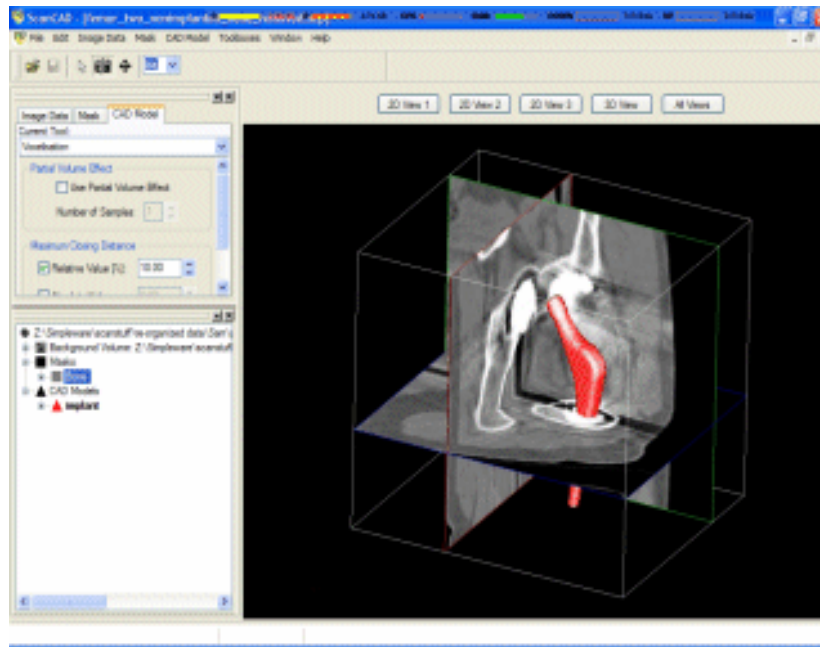


Fig.8.8

Modulul poate fi folosit, de exemplu, pentru a obține configurații preoperatorii pentru pacient prin poziționarea modelelor CAD ale diferitelor implanturi peste o imagine prescanată. Se pot obține și teste de performanță postoperative prin simularea modelelor combinate (os pacient și proteză) și scenarii multiple (ex. influența câmpului de sarcini asupra alinierii implantului, folosirea a diverse unelte de reaming, etc.)

#### Caracteristici ale modulului ScanCAD

- Interacțiune prietenoasă cu utilizatorul
- Importul direct al celor mai cunoscute formate CAD în imaginea 3D
- Explorări ale efectelor intervenției chirurgicale folosind modele specifice pentru fiecare pacient în parte
- Testări preclinice a noi implanturi pe eșantioane reprezentative de populație
- Interfață grafică configurabilă de utilizator pentru reprezentările 2D-3D

### ***Prezentarea unor programe comerciale de CAD-CAM-FEA***

Proiectarea asistată de calculator (CAD – Computer Aided Design) este, în prezent, din ce în ce mai des utilizată în domenii foarte diverse, unii specialiști fiind de părere ca această tehnologie și-a atins maturitatea. Totuși, transformările recente ale principalelor sisteme de proiectare asistată dovedesc faptul că domeniul CAD se află încă în plină evoluție. Aceasta privește atât arhitectura generală și adăugarea de funcții și instrumente noi de modelare în sistemele de

proiectare existente, cât și posibilitatea acestora de a crea schite 2D și modele geometrice solide 3D și suprafețe.

## **SolidWorks**

SolidWorks® a devenit un standard în proiectarea asistată de calculator datorită capacităților 2D și 3D. SolidWorks modelează corpuri solide folosind paradigma Parasolid. Modelarea corpurilor se face parametrizat, parametrii fiind constrângerile aplicate primitivelor grafice. Valorile constrângerilor determină forma sau geometria modelului sau ansamblului. Parametrii pot fi numerici, cum ar fi diametre de cercuri sau lungimi de linii, sau geometrice, cum sunt tangente, paralele, concentricități, orizontal sau vertical etc. Parametrii numerici pot fi asociați unii cu alții prin seturi de relații.

Crearea unui model în SolidWorks începe de obicei printr-o schiță 2D sau 3D. Schițele conțin elemente geometrice cum ar fi linii, arce, conuri sau curbe spline. Dimensiunile sunt adăugate schițelor pentru a defini mărimea și localizarea acestora. Relațiile folosite sunt de tip tangentă, paralelism, perpendicularitate, concentricitate. Natura parametrică a lui SolidWorks presupune că dimensiunile și relațiile determină geometria. Dimensiunile din schiță pot fi controlate independent sau prin relaționare cu alți parametri ai schiței

## **CATIA**

CATIA (Computer Aided Three dimensional Interactive Applications), produs al companiei Dassault Systemes este, în prezent, unul dintre cele mai utilizate sisteme integrate CAD/CAM/CAE pe plan mondial, cu aplicații în domenii diverse. La fiecare nouă reactualizare (release) fiind introduse noi module și funcționalități suplimentare, în paralel cu îmbunătățirea celor existente.

Programul CATIA furnizează o varietate largă de soluții integrate pentru a satisface toate aspectele legate de design și fabricație. Dintre numeroasele funcționalități de bază se pot aminti: concepția avansată a pieselor mecanice, realizarea interactivă a ansamblurilor, obținerea automată a proiecțiilor piesei sau ansamblului curent, posibilitatea de a proiecta în mod parametrizat etc. De asemenea, CATIA permite conceperea pieselor și ansamblurilor direct în trei dimensiuni, fără a desena întâi planșele în reprezentare bidimensională.

Începând cu versiunea 5, CATIA începe să utilizeze din ce în ce mai des noțiunea de prototip virtual. Acest termen desemnează ansamblul datelor informatice care permit manipularea unui obiect virtual, creat pe calculator, în același mod cu un obiect real. Se pot astfel realiza următoarele activități :

- testarea rezistenței la diverse solicitări
- verificarea dacă un ansamblu este sau nu demontabil
- verificarea lipsei coliziunilor cauzate de mobilitatea componentelor, unele față de altele.

În cazul prototipului virtual obținut în CATIA, orice modificări pe care proiectantul le aplică asupra acestuia sunt ușor de realizat, atât datorită flexibilității instrumentelor de lucru puse la dispoziție, cât și modului de proiectare complet parametrizat.

CATIA are o structură modulară, ceea ce asigură o mare versatilitate, trecerea de la un modul la altul se face rapid, cu posibilitate de editare continuă a entităților aflate în lucru, fără pierdere de informație și fără a fi necesară transformarea explicită, de către utilizator, a formatului de fișier, specific fiecărui modul.

Dint modulele implementate în CATIA amintim:

- CATIA Sketcher – creează schița unui profil în două dimensiuni, fiind un punct de plecare obligatoriu în procesul de obținere a unui obiect tridimensional;
- CATIA Part Design – se utilizează la concepția pieselor mecanice în trei dimensiuni. Se recomandă utilizarea acestui modul împreună cu CATIA Sketcher;
- CATIA Assembly Design – permite generarea unui ansamblu de piese utilizând diverse constrângeri mecanice pentru poziționarea acestora și stabilirea contactelor de suprafețe;
- CATIA Drafting – conține instrumentele necesare pentru a obține desenele de execuție ale pieselor și ansamblurilor create.
- CATIA Knowledge Advisor – sprijină utilizatorul în proiectarea parametrizată, utilizând instrumente specifice, precum: formule, parametri, reguli și reacții, activate numai în urma îndeplinirii unei condiții stabilite în prealabil.

**Modulul CATIA Sketcher** oferă un set complex de funcționalități și instrumente de schițare și de constrângere, care permit crearea și modificarea elementelor (entităților) unei schițe. Foarte importantă este posibilitatea de a aplica constrângeri acestor elemente. Modulul conține instrumente de obținere rapidă a profilelor utilizate ca suport pentru un corp 3D, dar și instrumente ce permit stabilirea dimensiunilor și constrângerilor schiței 2D, atenționând utilizatorul cu privire la un posibil conflict între anumite dimensiuni.

**Modulul CATIA Part Design** face posibilă proiectarea 3D, având o interfață intuitivă și flexibilă, de la reprezentarea unei schițe, până la concepția interactivă de produs.

Modulul oferă un mediu de lucru foarte productiv în concepția produselor mecanice, fiind, în general, baza celorlalte module ale programului CATIA V5R16. Fiecare piesă proiectată cu ajutorul modulului CATIA Part Design conține un număr de parametri, utilizați atât în cadrul său, cât și în modul CATIA Knowledge Advisor, pentru parametrizarea și crearea automată a familiilor de piese, a dependențelor între piesele unui ansamblu etc.

**Modulul CATIA Assembly Design** oferă numeroase instrumente de proiectare, care permit definirea și administrarea structurilor mecanice

asamblate. Unele din componentele ansamblurilor sunt create de utilizator, iar altele sunt preluate din biblioteca programului. De asemenea se permite luarea în considerare a constrângerilor impuse de ansamblurile mecanice, poziționarea automată a pieselor și controlul coerenței asamblării. Proiectantul este sprijinit în definirea și administrarea ansamblurilor complexe, ierarhizate după o metodă descendentă sau ascendentă. CATIA Assembly Design face posibilă aplicarea constrângerilor mecanice pentru ajustarea poziției relative și aducerea în contact a componentelor ansamblului creat. Componentele sunt reutilizabile într-unul sau în mai multe ansambluri diferite, fără a fi necesară multiplicarea lor pentru fiecare ansamblu în parte.

**Modulul CATIA Drafting** permite crearea, modificarea și cotearea desenelor de execuție ale pieselor și ansamblurilor modelate tridimensional. De asemenea, ca facilitare suplimentară, modulul CATIA Drafting permite și proiectarea bidimensională a acestora. Există două submodule: Interactive Drafting și Generative Drafting.

Astfel, în Interactive Drafting utilizatorul creează vederile unei entități (piesa sau ansamblu) cu ajutorul instrumentelor de proiectare puse la dispoziție de program. Evident, din acest desen bidimensional nu se poate obține corpul tridimensional al respectivei entități proiectate. În Generative Drafting, pornind de la un corp tridimensional, creat cu ajutorul modulelor CATIA Sketcher și CATIA Part Design, se pot obține numeroase proiecții (vederi și secțiuni) ale acestuia, reprezentând desenele de execuție necesare pentru o definire completă.

O problemă importantă care afectează și definește activitatea de dezvoltare a produselor este crearea, stocarea și reutilizarea informațiilor, a datelor experimentale, experiențelor și a cunoștințelor acumulate anterior.

În dezvoltarea unui produs, înțelegerea funcționării sale și modul cum se poate aplica aceasta pentru a crea un produs evoluat din punct de vedere tehnic și al designului reprezintă o etapă esențială. Modelele și schemele produsului nu indică cum și pentru ce acesta a fost creat, într-o manieră specifică. Includerea unor astfel de cunoștințe în concepție s-a dovedit dificilă, fiind nevoie de efort suplimentar pentru a scrie sau codifica procedeul de decizie astfel încât să poată fi utilizat de persoane diferite.

Instrumentele care, cel mai adesea, sunt folosite în dezvoltarea de produs, trebuie să fie capabile să includă și să păstreze acest tip de cunoștințe, pentru a permite apoi utilizatorilor să le aplice în concepția produselor care le realizează.

**Modulul CATIA Knowledge Advisor** permite utilizatorilor integrarea și optimizarea cunoștințelor în concepție, facilitând luarea deciziilor tehnice, reducerea numărului și gravității erorilor sau pentru automatizarea concepției cu o productivitate maximă.

Astfel, utilizatorul poate integra diverse cunoștințe în concepția produselor sale prin reguli, formule, reacții și verificări. Aceste elemente sunt luate în considerare și utilizate împreună într-un anumit context. Programul de proiectare CATIA oferă performanță și flexibilitate inginerilor proiectanți, creatorilor de modele și produse.

## ANSYS

Este un produs software modular al companiei americane ANSYS Inc. folosit pentru calculul cu elemente finite, care integrează activitățile de proiectare și de analiză în scopul realizării unor produse optimizate. Aplicațiile sale sunt în domenii diverse – pornind de la dispozitive micro-electronice (MEMS) pînă la aplicații complexe în industria energetică, transporturi sau biomecanică.

Tipurile de analize realizate de pachetul software ANSYS/Structural

### Analiză structurală

Statica	- Liniară	
	- Neliniară	
Dinamica	analiză tranzitorie (răspuns în timp)	Liniară
		Neliniară
	analiză modală (moduri și valori proprii)	Răspuns armonic
		Răspuns spectral
		Vibrații aleatoare
Analiza de stabilitate	Liniar	
	Neliniar	

### Tipuri de neliniarități

Neliniarități geometrice	- deformații mari	
	-deplasări mari	
	- efectul de rigidizare a structurii în funcție de starea de eforturi (stress stiffening)	
	- efectul de rigidizare a structurii la rotația acesteia (spin softening)	
Neliniarități de material	- plasticitate	
	- hiperelasticitate	
	- vâscoplasticitate	
	- vâscoelasticitate	
	- cedare în timp a materialului (creep)	
	- proprietăți de material dependente de temperatură	
Neliniarități de element	- elemente de tip cablu	
	- elemente de contact cu sau fără frecare	- suprafață – suprafață
		- nod – suprafață
		- nod - nod
	- elemente de pretensionare	
	- elemente 3D pentru studiul fisurii	
	- elemente de tip "birth and death"	
	- substructurare pentru regiuni liniare	

Determinarea duratei de viață la oboseală  
 Optimizarea (de formă sau dimensională) a modelului studiat, cu criterii de optim ca: greutate, tensiuni, frecvențe proprii, etc.  
 ANSYS Structural importă fișiere CAD salvate în format IGES

Tipurile de analize realizate de pachetul software ANSYS/Professional

Analiză structurală liniară	static liniar
	modal (raspuns armonic, răspuns spectral)
	tranzitoriu liniar
	Armonic
Analiză structurală neliniară	neliniarități de element
	contact tip suprafata pe suprafata
	nod pe nod cu frecare
	neliniaritati geometrice
	deplasari mari
Analiză termică liniară și neliniară	cvasistaționar
	tranzitoriu
	schimbări de fază
Analize câmp cuplat	termic/structural
	termic/electric
Flambaj	liniar
Optimizare din criterii structurale, termice	
Interfața directă cu soluția CAD existentă, Pro/ENGINEER. Posibilități de definire entități geometrice în cadrul modelatorului propriu .	

## 9. Procedeu tehnologic de realizare a elementelor de implant din pulberi metalice prin sinterizare cu laser

Pentru realizarea componentelor implanturilor medicale se poate utiliza o mașină de sinterizare laser pentru metale tip EOSINT M 270 – versiune ce include și posibilitatea de prelucrare a Titanului.

Schema de principiu a prelucrării din pulberi de metale prin sinterizare cu laser este prezentată în figura 9.1.

În prima decada a folosirii metodei de sinterizare laser directă a metalelor (DMLS – direct metal laser-sintering), metalele întrebuintate erau în general special create pentru DMLS, deosebite de cele folosite în metodele tradiționale de prelucrare a metalelor. Dar, în ultimii ani, gama de pulberi disponibile și producerea de piese de calitate înaltă au avansat în mod considerabil, conducând astfel la un interes crescând pentru acest domeniu.

Acceptarea din ce in ce mai larga a acestui procedeu de fabricatie rapida a incurajat dezvoltarea suplimentara a metalelor pentru DMLS analoge celor conventionale. De exemplu, aliajele bazate pe titan sunt de obicei folosite in aplicatii cu cerinte deosebite, iar piesele din titan au un cost ridicat de productie, deoarece titanul este dificil de turnat si de prelucrat. Din acest motiv, procedeu de sinterizare laser merita o atentie particulara.

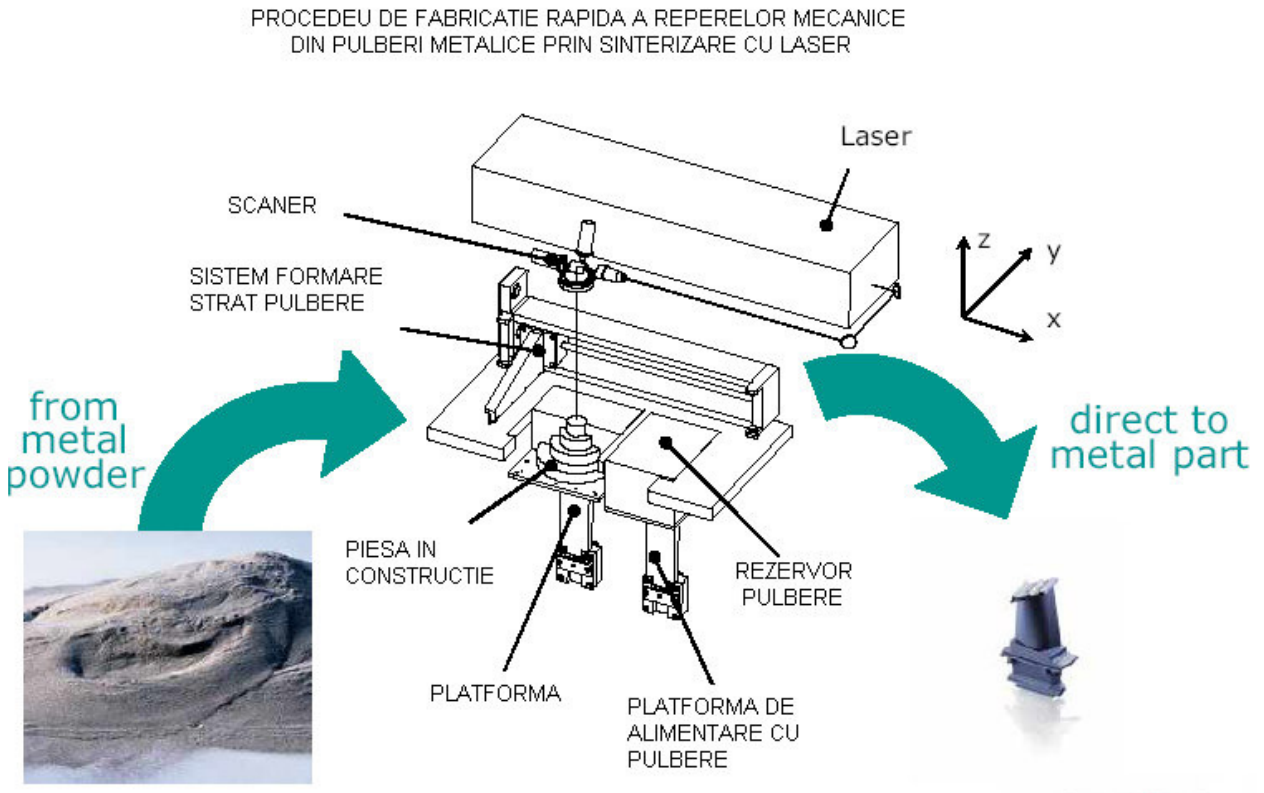


Fig: 9.1 Schema de principiu a sinterizarii-selective laser pentru metale

In figura 9.2 este prezentată o structura a pulberii de titan sinterizate cu laser si o structura dendritica, martensitica cu orientare predefinita.

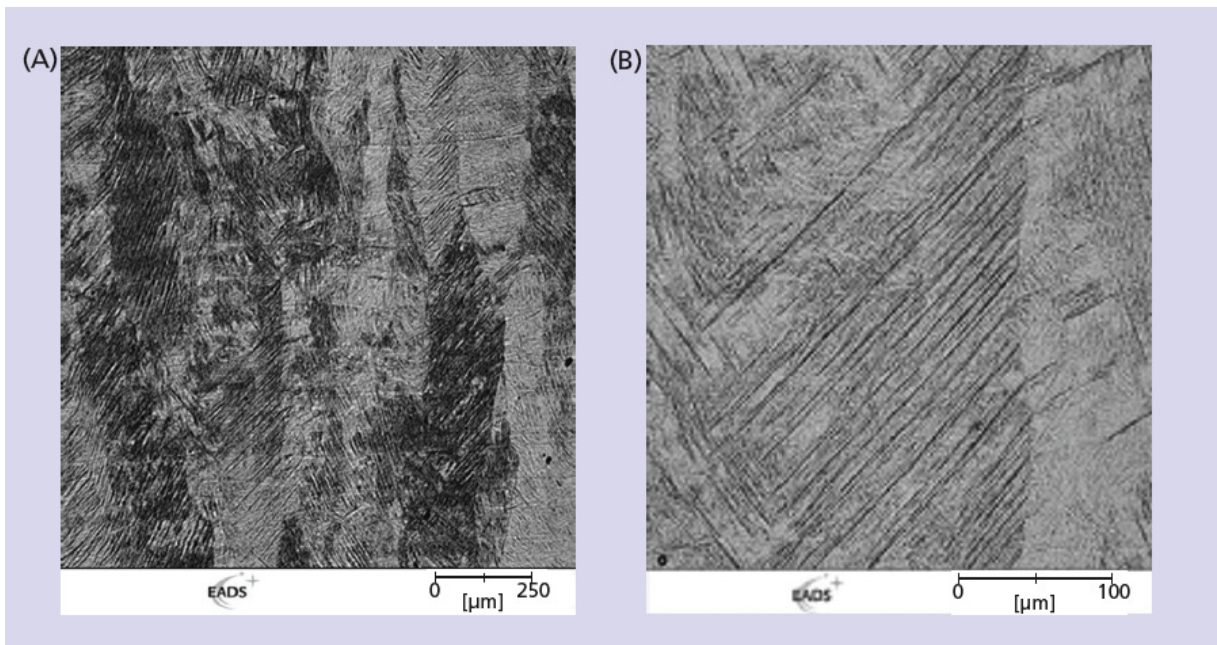


Figura 9.2

- (A) – Microfotografie optica a pulberii de titan Ti64 sinterizate laser; se observa structura foarte densa
- (B) – Structura dendritica, martensitica cu orientare predefinita

Caracteristicile materialului TiNi6 prelucrat prin tehnologiile clasice comparativ cu cele ale aceluiasi material prelucrat prin sinterizare cu laser sunt prezentate in figura 9.3.



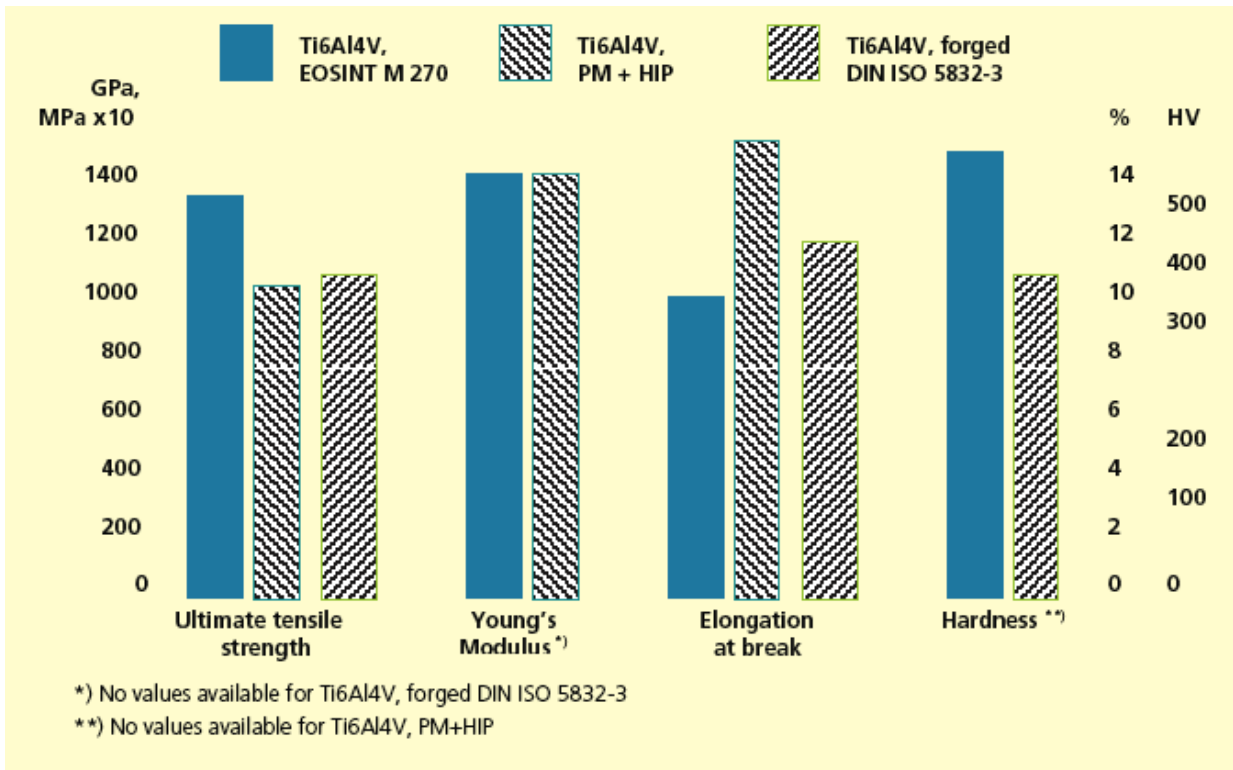


Figura 9.3: Proprietatile de material ale titanului Ti64 prelucrat prin sinterizare laser, comparativ cu procedeele de obtinere clasice

9.4) Titanul este un element chimic din grupa a IV-a a tabelului periodic. (fig.

22: Titanium

2.8.10.2

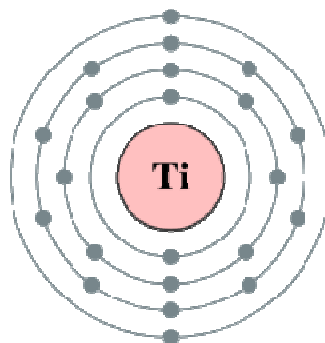


Fig. 9.4 Structura electronica a titanului

Titanul a fost descoperit de către chimistul englez William Gregor în anul 1791.

Titanul este al noualea element în ordinea abundenței în scoarța terestră (0,6%). Se găsește în natură, în special sub formă de bioxid de titan ( $\text{TiO}_2$ ), în minereuri de rutil, ilmenit, perowskit, sfen și în amestecuri de pământuri rare.

Titanul mai este prezent în meteoriți dar și în Soare. Unele roci de pe Lună conțin mari concentrații ale dioxidului  $\text{TiO}_2$ . Zăcăminte de minereuri titanifere se găsesc în Australia, S.U.A., Canada, Norvegia, Finlanda, Franța, India, Rusia, Japonia, Africa de Sud și Brazilia. Rusia și Japonia sunt exportatoare de titan. În România se găsește ilmenit asociat cu magnetit, la Borlești, Ditrău, Valea Drăganului, etc.

Fiind un metal al grupelor tranziționale, titanul formează numeroși compuși chimici. În funcție de condițiile mediului înconjurător, unii compuși sunt stabili și alții instabili. Dintre compușii titanului, mai importante sunt:

- \* halogenurile, (în special tetraclorura de titan  $\text{TiCl}_4$ );
- \* dioxidul de titan  $\text{TiO}_2$ .

În figura 7.5, pe suprafața decapată, se observă structura densă fără semne de structură laminară. Direcția de construcție este indicată pe figură.

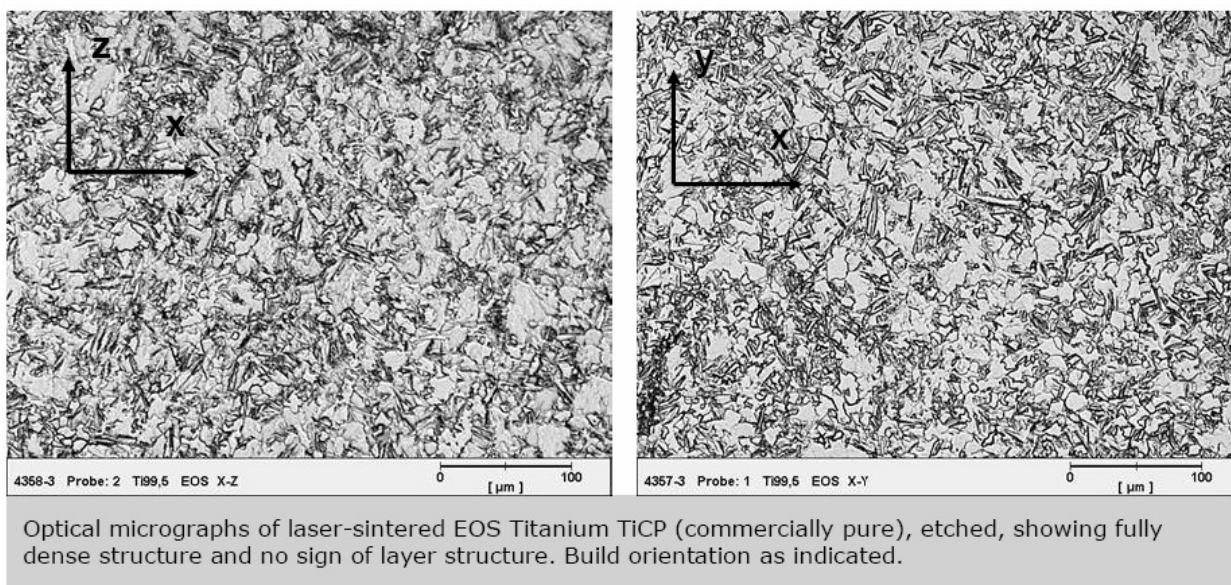


Fig: 9.5. Fotografie obținută cu microscopul metalografic a unei suprafețe obținute din pulbere de titan pur EOS Titanium TiCP;

Titanul se obține din minereuri și se prelucrează ușor sub diferite forme: precum foi de metal, fire de metal, pudră sau tije metalice. Titanul ca metal nu se poate obține printr-o metodă de reducere, deoarece rezultă și o carbură foarte stabilă, dar J. W. Kroll a pus la punct procedeul Kroll de reducere a clorurii de titan, prin încălzire cu un aliaj de magneziu și de sodiu într-o atmosferă inertă de argon sau de heliu.

Titanul de înaltă puritate se obține în laborator după metoda van Arkel și de Boer. Pentru scopuri industriale se prepară ferotitanul, care conține 18-45% Ti și se topește la 1400 °C.

Proprietatile mecanice pentru piesele obtinute din pulbere de titan pur EOS Titanium TiCP sunt prezentate in tabelui 9.1

Tabelul 9.1

Proprietatea	Valoarea
Rezistenta la rupere	~ 567MPa
Limita de curgere (Rp 0,2%)	~ 477Mpa
Modulul lui Young	~ 144GPa
Elongatia la rupere	~ 32± 5%

Titanul are o deosebită importanță în tehnică, intrând în compoziția multor aliaje neferoase cât și a unor oțeluri. Aliajele titanului cu fierul (cum este ferotitanul), fiind ușoare, refractare, dure, cu bună rezistență mecanică și anticorozive, sunt folosite ca adaosuri la oțelurile speciale.

Titanul și aliajele sale se mai folosesc în: aeronautică, marină, transporturi rutiere și feroviare ( caroserii, osii, roți de vagoane, șine de cale ferată).

Borura de titan, fiind foarte dură, se utilizează la turbine, reactoare. Utilizarea industrială a titanului este limitată de dificultatea extragerii sale.

Proprietatile mecanice pentru diverse tipuri de titan sunt prezentate in tabelul 9.2. Simbolul CP reprezenta prescurtarea de la commercial pur pentru pulberi de tip ELI (extra-low interstitials). Valorile din tabel sunt din datele firmei: Euro-Titan Handels AG, Solingen, Germany.

Tabelul 9.2.

Denumirea materialului	Rezistenta la rupere [MPa]	Elongatia la rupere [%]
CP Ti grad 1	240	24
CP Ti grad 2	345	20
CP Ti grad 3	450	18
CP Ti grad 4	550	15
Ti6Al4V grad 5	895	10

## 9.1 Descrierea materialului

Caracteristicile titanului sunt:

- \* Simbol chimic: Ti
- \* Număr atomic: 22

- \* Masă atomică: 47,88 g/mol
- \* Densitate, (la 20 °C): 4,5 g/cm<sup>3</sup> , (puțin superioară aluminiului)
- \* Electronegativitate (pe scala Pauling): 1,5
- \* Punct de topire: 1660 °C
- \* Punct de fierbere: 3260 °C
- \* Stare: solidă (metal)
- \* Culoare: alb-strălucitoare (în stare pură)
- \* Rezistență la tracțiune: excelentă.

Titanul este un metal cristalizat în rețea hexagonală compactă. Are asemănări cu fierul sau cu nichelul. Este dur și casant. În stare foarte pură este maleabil. Conduce bine căldura și electricitatea. Este mai ușor decât alte metale cu proprietăți mecanice și termice similare.

Formează combinații în stările de valență 4, 3 și 2, (primele fiind cele mai stabile).

Pulberea de Ti arde în aer, și este singurul element care arde în azot. La temperatură obișnuită, titanul compact este stabil la aer. Când suprafața metalului este pură, titanul se aprinde în oxigen la 25 °C. Încălzit la 600 grade Celsius, titanul reacționează cu oxigenul formând dioxid de titan, TiO<sub>2</sub>.

Clasa de combustie: D , (alături de alte metale inflamabile: magneziu, potasiu, sodiu), în stare de pulbere pură.

La temperatură ridicată, se combină cu carbonul, borul și siliciul. Nitrura, carbura și borura de titan sunt compuși foarte stabili și duri. La temperaturi mai mari de 150°C reacționează cu fluorul, iar la peste 300°C reacționează cu clorul. La temperaturi înalte se aliază cu fierul, obținându-se aliajul Fe<sub>3</sub>Ti.

Apa și acizii diluați atacă titanul, cu excepția acidului fluorhidric. Cu acidul clorhidric diluat, la încălzire, formează TiCl<sub>3</sub>. Acidul azotic fierbinte transformă titanul în oxid hidratat, greu solubil în acizi și baze.

## ***9.2 Structura pieselor realizate din pulberi prin sinterizare cu laser***

Prin posibilitatea de focalizare variabilă se obțin densități diferite pe variate zone ale aceleiași piese printr-o singură prelucrare. Piesa finită se obține în câteva ore și poate avea structura din figura 9.6.



Fig: 9.6

In prezent pulberile ce pot fi folosite sunt urmatoarele:

1. Pulbere metalica **DirectMetal 20**
2. Pulbere metalica **DirectSteel H20**
3. Pulbere metalica **EOS MaragingSteel MS1**
4. Pulbere metalica **EOS StainlessSteel 17-4**
5. Pulbere metalica **EOS StainlessSteel PH1**
6. Pulbere metalica **EOS CobaltChrome MP1**
7. Pulbere metalica **EOS CobaltChrome SP1**
8. Pulbere metalica **EOS Titanium Ti64**
9. Pulbere metalica **EOS Titanium Ti64 ELI**
10. Pulbere metalica **EOS Titanium TiCP**

Principiul de constructie prin sinterizarea laser a straturilor succesive de material este exemplificat in figura 9.7.



Fig:9.7 piesa ce demonstreaza varietatea structurala ce se poate obtine prin sinterizare cu laser

In ultima perioada se vorbeste tot mai des despre posibilitatea de a crea structuri cu grad de rezistenta si elasticitate similare tesutului osos uman. Termenul de "os artificial" a depasit stadiul de idee si se afla in starea de experimentare.

Pentru aceasta, tehnicile de prototipare rapida a materialelor biocompatibile au capatat un avant fara precedent. Daca la inceput se puteau realiza doar materiale dure, compacte, in zilele noastre apare posibila realizarea de materiale cu densitati diferite, specifice osului uman, putand fi reproducata chiar si porozitatea osului trabecular.

O astfel de idee interesanta este propusa de cercetatorii japonezi de la Ibaraki University care au avut ideea de a folosi pulberea de titan in amestec cu un liant organic, rezultand structuri laminare poroase.

Principala caracteristica este aceea ca structura materialului si proprietatile sale depind si pot fi controlate prin modalitatea de expunere laser si parametri folositi in procesul de sinterizare laser. Cu alte cuvinte, in functie de necesitati, se poate adapta procesul, astfel incat din aceeasi pulbere sa obtinem materiale diferite ca structura si proprietati mecanice, fizice, termice si rugozitate.



Fig:9.7 Diverse elemente de protezare pentru genunchi si sold

Pe masura ce procedeele tehnologiei de sinterizare selectiva laser pentru metale se vor perfectiona (iar acest lucru se poate obtine doar prin folosirea metodei intensiv si in cat mai multe domenii ingineresti), pe masura ce studiile cercetatorilor vor evidentia punctele tari ale tehnologiei si posibilitati de imbunatatire, va creste si plaja de materiale ce pot fi folosite. Cel mai probabil ca acestea vor include materiale metalice, ceramice si plastice personalizate, care sa raspunda celor mai variate cerinte ale utilizatorilor.

Pentru a crea o piesa de titan (de exemplu) Ti64, echipamentul de sinterizare selectiva laser pentru metale, prin dispozitivul de acoperire strat subtire, depune un strat pe platforma de constructie de titan. (fig. 9.8).

Apoi, un fascicul laser focalizat (Ytterbium-fiber laser 200W) (fig.9.9) topeste aria selectionata de pe acest strat. Masina construiesc piesa din straturi succesive, strat cu strat, fuzionand pulberea metalica la o valoare a densitatii de aproape 100%. Procesarea pulberii de titan are loc in atmosfera de gaz inert (argon) pentru a se asigura puritatea piesei finite. Piese din Ti64.

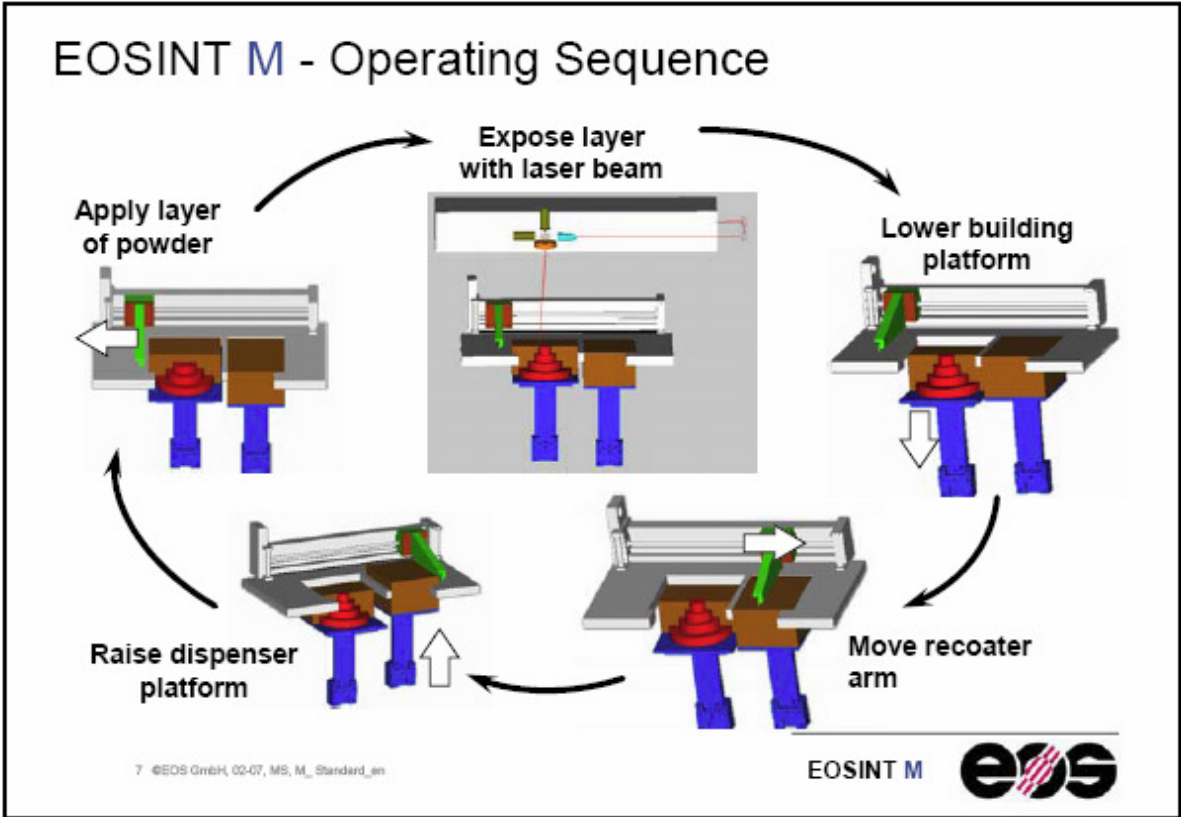


Fig: 9.8 Reprezentare schematica a secventelor de operare





Fig:9.9 Exemplu de tip de laser folosit la sinterizarea selectiva (Ytterbium-fiber laser 200W).

In tabelul 9.3 se prezinta o comparatie a proprietatilor de biocompatibilitate, rezistenta la coroziune, bioadeziune si cost pentru diferite materiale. Din tabel se evidentiaza titanul ca fiind cel mai bun pentru aplicatiile biomedicale.

Tabel 9.3

Property	Stainless steel	Titanium alloys	CrCo alloys	Nb/Ta
Corrosion resistance	o	++	+	++
Biocompatibility	o	++	+	++
Bioadhesion	o	++		
Price	++	+	+	-

EOS Titanium Ti64 este un pre-aliaj al aliajului Ti6AlV4, caracterizat de excelente proprietati mecanice si de rezistenta la coroziune, combinate cu o greutate specifica redusa si biocompatibilitate. Daca se cere, piesele astfel obtinute pot fi prelucrate mecanic, prin electro-eroziune, sudate, prelucrate cu

micro-alice metalice, polisate si acoperite. Utilizarile cele mai comune sunt cele din domeniul medical si aerospacial.

Compozitia si domeniul de aplicare a diferitelor tipuri de titan sunt prezentate in tabelul 9.4.

Tabel 9.4

Material name	Composition	Typical applications
<b>CP Ti grade 1</b>	Ti; O <0.18%; N <0.03%	Medical and dental
<b>CP Ti grade 2</b>	Ti; O <0.25%, N <0.03%	Medical and dental, chemical industry
<b>CP Ti grade 3</b>	Ti; O <0.35%, N < 0.05%	Medical and dental
<b>CP Ti grade 4</b>	Ti; O < 0.40%, N < 0.05%	Medical and dental
<b>Ti6Al4V (grade 5)</b>	Ti; Al 6%; V 4%; O <0.20%, N < 0.05%	Aerospace, motor sport, sports goods, medical and dental
<b>Ti6Al4V ELI</b>	Ti; Al 6%; V 4%; O <0.15%, N < 0.05%	Medical and dental

In cadrul Institutului National de Cercetare Dezvoltare pentru Mecatronica si Tehnica Masurarii s-a achizitionat o masina de prototipare rapida prin sinterizare cu laser de tip EOS M270 ( fig. 9.10), pe care se doreste sa se realizeze modelul experimental al protezei personalizate.

Acest model experimental se va testa pe un stand de incercari dinamice pentru determinarea rezistentei la oboseala si a caracteristicilor mecanice pe care le suporta comparativ cu o proteza executata prin tehnologiile conventionale.

Masina de incercare existenta in Laboratorul de incercari dispozitive medicale din cadrul Institutului National de Cercetare Dezvoltare pentru Mecatronica si Tehnica Masurarii este prezentata in figura 9.11.

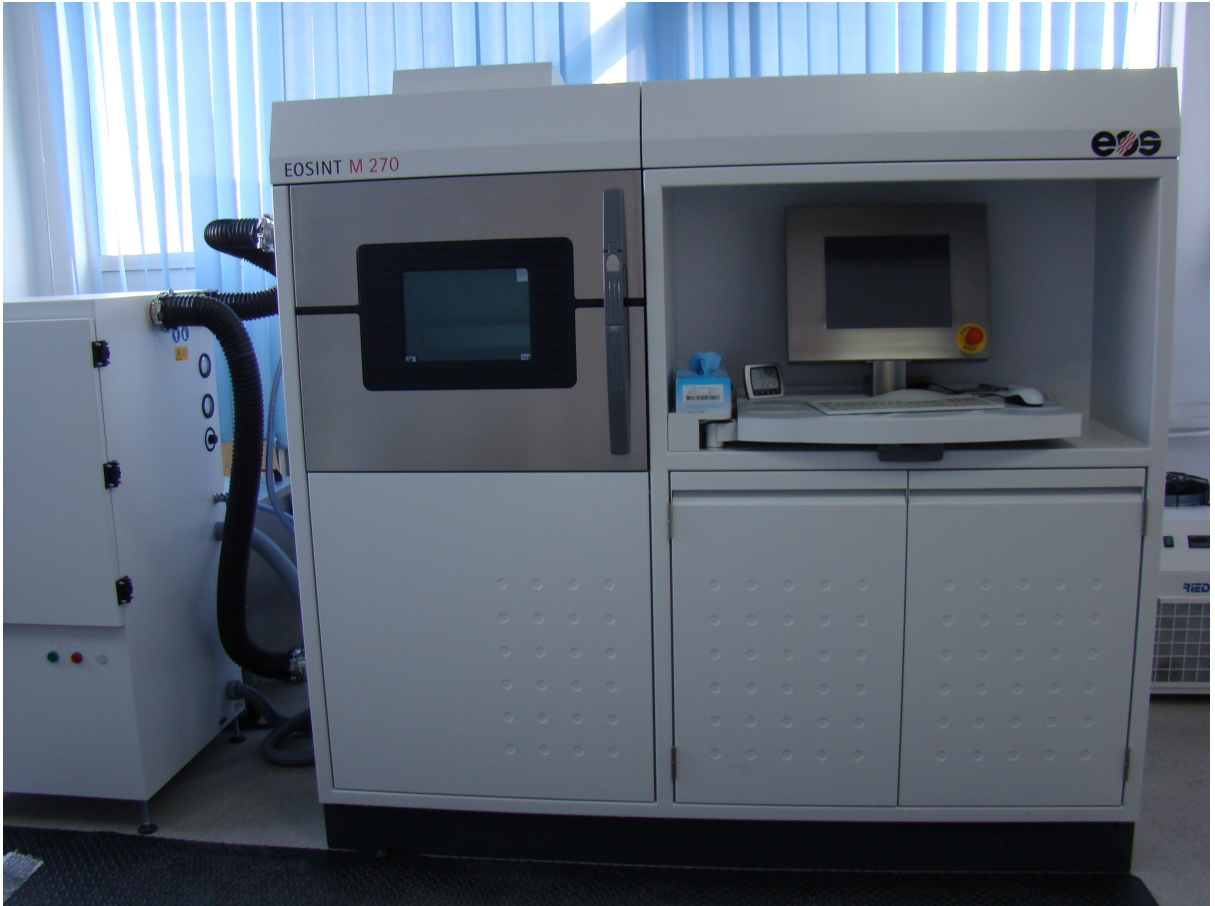


Fig. 9.10 Masina de prototipare rapida prin sinterizare cu laser



Fig.9.11 Masina de incercari dinamice Instron 8872

## 10. Concluzii

Metode de obtinere a implanturilor prin procese asistate de calculator au fost folosite cu succes, ducand la obtinerea de rezultate favorabile pentru o serie de implanturi precum cele pentru umar, genunchi, sold, coloana, implanturi faciale sau dentale. Recent, in cazul implanturilor pentru genunchi si sold s-a pus un mai mare accent pe automatizarea intregului proces de modelare si fabricare, deoarece implica o serie de etape ce sunt anevoios de parcurs de utilizator, sunt necesare cunostinte tehnice avansate iar obtinerea implantului poate dura de la cateva saptamani la cateva luni.

Principalul avantaj al folosirii unui proces semi-automat de productie al implanturilor personalizate il reprezinta reducerea timpului de modelare si fabricare, precum si al costului implantului. Dar, metodele care abordeaza aceasta problema sunt inca la inceput, iar implicarea utilizatorului in procesul de obtinere al implantului inca mai este necesara. De exemplu, in [62] pasii pentru obtinerea sunt efectuati separat, necesitand implicarea utilizatorului in tranzitia dintre etape. De asemenea, tranzitia intre etapele procesului este greoaie, necesitand o perioada de timp indelungata.

Metodele de automatizare parțială al acestui proces prezintă probleme legate mai ales de extragerea formei implantului, unde gradul de implicare al utilizatorului este destul de ridicat. Selectarea conturului formei implantului este semi-automată: este nevoie și de implicarea utilizatorului prin alegerea unor puncte de control pe baza cărora se va genera conturul și apoi modelul 3D. Mai mult decât atât, cum procesul se bazează pe un set de imagini CT ale pacientului, etapa de definire a conturului trebuie repetată pentru fiecare imagine, acest lucru îngreunând procesul de obținere a modelului 3D al implantului. Pentru a corecta acest aspect de extragere a modelului din setul de imagini ce reprezintă radiografiile ale soldului pacientului, Liu Jian-guo et. al. [64] propune automatizarea procesului de modelare pe baza imaginilor CT, dar sunt semnalate probleme legate de extragerea conturului zonei afectate, algoritmi grafici necesitând îmbunătățiri.

Pentru a îmbunătăți această metodă, o viitoare direcție de cercetare ar putea fi în principiu îmbunătățirea modelării implantului, astfel încât contactul între implant și os să fie mai precis. Metoda propusă în [64] se referă la extragerea modelului pe baza radiografiilor, dar având la bază un set existent de modele, obținut tot din seturi de imagini CT. Și aici este necesară implicarea utilizatorului pentru modificarea parametrilor modelului.

Protezarea este indicată în orice leziune a suprafețelor articulare coxofemorale, foarte dureroasă în condițiile conservării, în mare parte a sfericității capului femural, și anume: coxartroza primitivă, coxartroza secundară, necroza de cap femural, displazie de șold, fractura de acetabul.

O înlocuire totală de sold, denumită artroplastie, reprezintă o procedură chirurgicală prin care cartilajul și oasele afectate ale soldului sunt înlocuite cu un material artificial. Articulația naturală a șoldului este o articulație de formă „bilă în cupă”. „Bila” reprezintă capul femurului. „Cupa” este acetabulul, o cavitate a osului coxal. Proteza de șold implică o înlăturare chirurgicală a bilei și cupei naturale și înlocuirea cu o bilă din metal inserată pe femur și o cupă din material plastic.

Înainte de a insera proteza în interiorul femurului, aceasta este fixată mai întâi cu un ciment pentru os numit polimetacrilat de metil, care joacă rolul de amortizor și pentru omogenizarea forțelor cu care proteza se atașează la femur. Alternativ, se poate folosi o proteză necimentată care prezintă pori microscopici care permit creșterea osului pe proteză. Protezele necimentate se fixează biologic direct la os, fără intermediul cimentului, datorită proprietăților materialului protezei, care permite creșterea osului la suprafața de contact a protezei la os.

Acest șold „necimentat” este făcut pentru a avea o durată mai lungă de folosire și este destinat pacienților tineri. Proteza de șold este folosită și pentru persoane cu traumatisme, poliartrită reumatoidă și alte afecțiuni medicale cum ar

fi tumorile osoase sau necroza osoasă datorată aportului insuficient de sânge (necroza avasculară).

Exista si combinatii ale acestor tipuri de fixari, constituind protezele de tip hibrid-cu coada cimentata si cupa necimentata.

Nu exista un material ideal pentru o proteza de sold. Tratamentul fiecărei coxartroze impune folosirea unui material adaptat, de unde si diversitatea produsilor disponibili. Alegerea materialului protetic si a tipului de proteza depind de optiunile chirurgului si de posibilitatile financiare.

Realizarea tridimensionala a osului ce trebuie protezat si a structurii lui, combinat cu proiectarea unei proteze care sa se muleze cat mai aproape de os va conduce la obținerea unei protezari care sa permita conservarea tesutului osos cat mai mult si care sa se potriveasca elementelor articulare ale pacientului.

Cu ajutorul proiectarii 3D se poate crea implantul necesar si realiza din pulberi de materiale biocompatibile prin sinterizare cu laser.

## Bibliografie si Referinte

- [1] Davy D.T. "Telemetric force measurement across the hip after total hip arthroplasty" *Journal of Bone and Joint Surgery (Br.)* 1988,69,45-55
- [2] Bartel D.L., Burnstein A.F., Edwards D.L. "The Effect of Conformity Tickness and Material On Stress in High Molecular Weight Components for Total Joint Replcement", *Journal of Bone and Joint Surgery (Am.)* 1988,68(7),1041-1053
- [3] Morcovescu Vlad "Modelarea membrului inferior uman in vederea recuperării prin protezare", Editura Orizonturi Universitare, Timișoara 2005
- [4] Botez Paul "Artroplastia protetică de șold", ediția a doua, Iași 2007
- [5] [www.ablesw.com](http://www.ablesw.com)
- [6] [www.simpleware.com](http://www.simpleware.com)
- [7] [www.hipop.it](http://www.hipop.it)
- [8] <https://webspaces.utexas.edu/reyesr/titanium>
- [9] R.C. Hudd: *Processing, Cold Working and Annealing*, Materials Science and Technology, F.B. Pickering, eds., VHC, Germany, 1991, vol. 7, pp. 219-84.
- [10] M. Abe: *Processing, Cold Working and Annealing*, Materials Science and Technology, F.B. Pickering, ed., VHC, Germany, 1991, pp. 285-333.
- [11] W.B. Hutchinson: *Int. Mater. Rev.*, 1984, vol. 29(1), pp. 25-42.
- [12] R.K. Ray, J.J. Jonas, and R.E. Hook: *Int. Mater. Rev.*, 1994, vol. 39 pp. 129-72.
- [13] I.L. Dillamore, C.J.E. Smith, and T.W. Watson: *Met. Sci. J.*, 1967, vol. 1, pp. 49-54.
- [14] B.F. Decker and D. Harker: *J. Appl. Phys.*, 1951, vol. 22, pp. 900-04.
- [15] B. Hutchinson and L. Ryde: in *Thermomechanical Processing in Theory, Modelling and Practice*, B. Hutchinson, M. Anderson, G. Engberg, B. Karlsson, and D. Siwecki, eds., Stockholm, 1996, pp. 145-61.
- [16] K. Lücke: *Can. Metall. Q.*, 1974, vol. 13, pp. 261-74.
- [17] G. Ibe and K. Lücke: *Arch. Eisehüttenwes*, 1968, vol. 39, pp. 693-703.
- [18] I. Samajdar, B. Verlinden, P. Van Houtte, and D. Vanderschueren: *Mater. Sci. Eng.*, 1997, vol. A238, pp. 343-50.
- [19] B. Verlinden, I. Samajdar, and P. Van Houtte: *4th Int. Conf. on Recrystallisation and Related Phenomena*, Eds. T. Sakai and H.G. Susuki, eds., The Japan Institute of Metals, Tsukuba, Japan, 1999, vol. 3, pp. 373-78
- [20] L. Kestens and J.J. Jonas: *Met. Mater.*, 1999, vol. 5, pp. 419-27.
- [21] L. Kestens, K. Verbeken, and J.J. Jonas: *Proc. 1st Joint Int. Conf. on Recrystallization and Grain Growth*, G. Gottstein and D.A. Molodov, eds., Springer-Verlag, New York, NY, 2001, vol. 2, pp. 695-706.
- [22] H. Réglé: *Proceedings of the First Joint International Conference on Recrystallization and Grain Growth*, G. Gottstein and D.A. Molodov, eds., Springer-Verlag, New York, New York, 2001, vol. 2, pp. 707-17.
- [23] D. Juul Jensen: *Acta Metall. Mater.*, 1995, vol. 43(11), pp. 4117-25.

- [24] M.T. Lyttle and D. Juul Jensen: *4th Int. Conf. in Recrystallization and Related Phenomena*, T. Sakai and H.G. Suzuki, eds., The Japan Institute of Metals, Tsukuba, Japan, 1999, pp. 185-90.
- [25] D. Juul Jensen: *Proc. 2nd Int. Conf. on Grain Growth in Polycrystalline Materials, Part 2*, H. Yoshinaga, T. Watanabe, and N. Takahashi, eds., Transtec Publications, Kitakyushu, Japan; *Mater. Sci. Forum*, 1995, vols. 204–206, pp. 713-22.
- [26] F.J. Humphreys and M. Hatherly: *Recrystallization and Related Annealing Phenomena*, Elsevier Science Ltd., Oxford, United Kingdom, 1996, pp. 173-220.
- [27] P. Van Houtte: *Manual of MTM-FHM*, MTM-KU, Leuven, Belgium, 1995.
- [28] H. Takechi, H. Kato, and S. Nagashima: *Trans. TMS-AIME*, 1968, 1. vol. 242, p. 56.
- [29] W.B. Hutchinson: *Met. Sci.*, 1974, vol. 8, pp. 185-96.
- [30] D. Juul Jensen: *Proc. 4th Int. Conf. on Recrystallization and Related Phenomena*, T. Sakai and H.G. Suzuki, eds., The Japan Institute of Metals, Tsukuba, Japan, 1999, vol. 13, pp. 3-14.
- [31] I. Samajdar, B. Verlinden, and P. Van Houtte: *Acta Mater.* 1998, vol. 46, pp. 2751-63.
- [32] K. Mukunthan and E.B. Hawbolt: *Metall. Mater. Trans. A*, 1996, vol. 27A, pp. 3410-23.
- [33] D.O. Wilshynsky, G. Krauss, and D.K. Matlock: *Proc. Int. Symp. On Interstitial Free Steel Sheet: Processing, Fabrication and Properties*, L.E. Collins and D.L. Baragar, eds., CANMET, Ontario, Canada, 1991, pp. 69-79.
- [34] M.M. Petite: PhD. Thesis, University of Navarra, San Sebastian, 1999.
- [35] W.C. Leslie, F.J. Plecity, and J.T. Michalack: *Trans. TMS-AIME*, 1961, vol. 221, pp. 691-700.
- [36] G. Venturello, C. Antonione, and F. Bonaccorso: *Trans. TMS-AIME*, 1963, vol. 227, pp. 1433-39.
- [37] I. Gutiérrez, M.M. Petite, J.I. Larburu, J. Zaitegui, W.B. Hutchinson, D. Artymowicz, P.J. Evans, G.J. Spurr, H.K.D.H. Badhesia, and N. Chester: *Modelling of Microstructural Development During Continuous Annealing Process*, Technical Steel Research, EUR 19877 EN, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg, Luxembourg, 2001.
- [38] E. Sheil: *Arch. Eisenhüttenwes*, 1935, vol. 12, pp. 565-67.
- [39] K. Magee, K. Mukunthan, and E.B. Hawbolt: *Proc. Int. Conf. on Recrystallization in Metallic Materials*, T. Chandra, ed., TMS, Warrendale, PA, 1990, pp. 393-98.
- [40] T. Urabe and J.J. Jonas: *Iron Steel Inst. Jpn. Int.*, 1994, vol. 34, pp. 435-42.
- [41] J.J. Jonas and L. Kestens: *Proc. 1st Joint Int. Conf. on Recrystallization and Grain Growth, Vol. 2*, G. Gottstein and D.A. Molodov, eds., Springer-Verlag, New York, NY, 2001, pp. 49-60.
- [42] L. Kestens and J.J. Jonas: *Met. Mater.*, 1999, vol. 5, pp. 419-27.
- [43] P. Gangli, L. Kestens, and J.J. Jonas: *Metall. Mater. Trans. A*, 1996, vol. 27A, pp. 1-9.



- [44] J.J. Jonas and L. Kestens: *Proc. 2nd Int. Conf. on Grain Growth in Polycrystalline Materials*, H. Yoshinaga, T. Watanabe, and N. Takahashi, eds., Transtec Publications, Kitakyushu, Switzerland; *Materials Science Forum*, 1995, vols. 204–206, pp. 155-68.
- [45] B. Verlinden, I. Samajdar, P. Van Houtte, and L. Kestens: *Proc. Microalloying in Steels*, J.M. Rodriguez-Ibabe, I. Gutiérrez, and B. López, Trans Tech Publications, Aedermannsdorf, Switzerland; *Mater. Sci. Forum*, 1998, vols. 284–286, pp. 527-34.
- [46] I. Samajdar, B. Verlinden, and P. Van Houtte: *Acta Mater.*, 1998, vol. 46, pp. 2751-63.
- [47] H. Magnusson, D. Juul Jensen, and B. Hutchinson: *Scripta Mater.*, 2001, vol. 44, pp. 435-41.
- [48] B.B. Rath: in *Solid-Solid Phase Transformations*, H.I. Aaronson, D.E. Laughlin, R.F. Sekerka, and C.M. Wayman, eds., TMS-AIME, Warrendale, PA, 1982, pp. 1097-1103.
- [49] D. Juul Jensen: *Proc. 1st Joint Int. Conf. on Recrystallization and Grain Growth, Vol. 1*. G. Gottstein and D.A. Molodov, eds., Springer-Verlag, New York, NY, 2001, pp. 73-86.
- [50] J.W. Cahn and W.C. Hagel: *Acta Metall.*, 1963, vol. 11, pp. 561-74.
- [51] B. Hutchinson and L. Ryde: *Proc. 16th Risø Int. Symp. on Material Science: Microstructural and Crystallographic Aspects of Recrystallization*, Roskilde, Denmark, 1995, N. Hansen, D. Juul Jensen, Y.L. Liu, and B. Ralph, eds., Roskilde, Denmark, pp. 105-17.
- [52] H. Magnusson, D. Juul Jensen, and B. Hutchinson: *Scripta Mater.*, 2001, vol. 44, pp. 435-41.
- [53] D. Juul Jensen: *Proc. 16th Risø Int. Symp. on Material Science*, Roskilde, Denmark, N. Hansen, D. Juul Jensen, Y.L. Liu, and B. Ralph, eds., Roskilde, Denmark, 1995, pp. 119-37.
- [54] D. Juul Jensen: *Proc. 3rd Int. Conf. on Recrystallization and Related Phenomena*
- [55] Do You Have This Implant in My Size, John Slamin and Dr. Daniel Steines (<http://www.mdtmag.com/>)
- [56] Personalizing Orthopedic Implants, Andy Christensen and David Chen ([www.devicelink.com/mddi/08/11.html](http://www.devicelink.com/mddi/08/11.html))
- [57] Designing Custom Implants More Efficiently, David Chen (<http://www.designnews.com/>)
- [58] MedEdit: A computer assisted Image Processing and navigation system for orthopedic trauma surgery, Krisztian Olle, Balazs Erdohelyi, Attila Kuba, Csongor Halmai, Endre Varga
- [59] Bio-CAD modelling of bone-implants, S. Grau<sup>1</sup>, D. Ayala<sup>1</sup>, D. Tost<sup>1</sup>, E. Vergés, N. Miño, F. Muñoz, A. González, M.P. Ginebra, J.A. Planell
- [60] The Study of the Best-fit Designed Custom-made Hip Prostheses--A comparison between the CT data and x-ray film, Vincent W. S. Huang; Chen-Yu Lung, She-Huey Lee, Hung-Wen Wei, Cheng-Kung Cheng

- [61] Three-dimensional Planning and Simulation of Hip Operations and Computer-Assisted Construction of Endoprotheses in Bone Tumor Surgery, H. Handels, J. Ehrhardt, W. Plötz, S.J. Pöppel
- [62] Computer aided techniques in manufacturing of endoprotheses, Joseph A. McGeough, Krzysztof K Dzion, Konstanty Skalski
- [63] HIDE: a new hybrid environment for the design of custom-made hip prosthesis,  
[Marco Vicecontia](#), [Debora Testiab](#), [Roberto Gorla](#), [Cinzia Zannonic](#), [Angelo Cappellob](#), [Angelo De Lollisd](#)
- [64] Computer assisted reconstruction of three-dimensional canal model of femur and design for custom-made stem, Liu Jian-guo, Li Dong-song, Ma Wei-hua, Zhou Zhen-ping, Xu Xin-xiang
- [65] Design and manufacture of anatomical hip joint endoprotheses using CAD/CAM systems, A. Werner, Z. Lechniak, K. Skalski and L. Kedzior
- [66] Design and manufacture of custom hip prostheses based on standard X-ray films, Ma Ruyun, Xue Wendong, Wang Dongmei, Dai Kerong and Wang Chengtao
- [67] A method in the design and fabrication of exact-fit customized implant based on sectional medical images and rapid prototyping technology, Yujue He, Ming Ye, Chengtao Wang
- [68] Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data: femoral-component case study, Ola LA Harryson, Yasser A Hosni and Jamal F Nayfeh
- [69] A Computer-Assisted Planning System for Total Knee Replacement, Wolfgang Müller-Wittig, Uli Bockholt, Gerrit Voß
- [70] A knee arthroplasty software tool for preoperative planning, Alejandro Madero, Ernesto Coto, Omaira Rodríguez
- [71] Designing and Manufacturing of Customized Human Bone Endoprotheses and Orthosis Devices, Pa. Borkowski, P. Borkowski, M. Dietrich, J. Domanski, R. Grygoruk, M. Haraburda, K. Kedzior, M. Pawlikowski, K. Skalski, J. Skoworodko, B. Szymczak
- [72] Computer Aided Tissue Engineering for the Design and Evaluation of Lumbar-Spine Arthroplasty, Peter J. Evans, Binil Starly and Wei Sun
- [73] Individually Prefabricated Prosthesis for Maxilla Reconstruction, Sekou Singare, Yaxiong Liu, Dichen Li, Bingheng Lu, Jue Wang, Sanhu He
- [74] Customized design and manufacturing of chin implant based on rapid prototyping, S. Singare, L. Dichen, L. Bingheng, G. Zhenyu, L. Yaxiong
- [75] Computer Aided Diagnosis and Design of Implant Abutments, Jef M. van der Zel
- [76] Efficient visualization of 3D medical scenes for remote interactive applications, Johan Montagnat, Eduardo Davila, Isabelle E. Magnin
- [77] Interactive Visualization of Hybrid Medical Data Sets, Jörg Meyer, Steffen Gelder, Kay Kretschmer, Karsten Silkenbäumer, Hans Hagen
- [78] 3D Tomography: Computerized Modeling of 2D Scanned Images. Results. Advantages, Virgilius Stanciulescu

- [79] JointViewer – an interactive system for exploring orthopedic data, G. Elisabeta Marai, Gagatay Demiralp, Stuart Andrews, David H. Laidlaw
- [80] Interactive Poster: Grid-Enabled Collaborative Scientific Visualization Environment, Eric Christopher Wyatt and Patrick O’Leary
- [81] The VesselGlyph: Focus & Context Visualization in CT-Angiography, Matúš Straka, Arnold Köchl, Michal Cervenanský, Miloš Šrámek, Dominik Fleischmann, Alexandra La Cruz, Eduard Gröller
- [82] Visualization in Grid Computing Environments, Ken Brodlie, David Duce, Julian Gallop, Musbah Sagar, JeremyWalton and Jason Wood
- [83] M. Hamadouche, L. Sedel, “Ceramics in orthopaedics,” *J. Bone Joint Surg. Br.* 82 (November 2000):1095-1099.
- [84] M. Hamadouche, A. Meunier, D.C. Greenspan, C. Blanchat, J.P. Zhong, G.P. La Torre, L. Sedel, “Bioactivity of sol-gel bioactive glass coated alumina implants,” *J. Biomed. Mater. Res.* 52(November 2000); 422-429.
- [85] S.K. Yen, S.W. Hsu, “Electrolytic A12O3 coating on Co-Cr-Mo implant alloys of hip prosthesis,” *J. Biomed. Mater. Res.* 54 (5 March 2001):412-418.
- [86] W.R. Moore, S.E. Graves, G.I. Bain, “Synthetic bone graft substitutes,” *ANZ J. Surg.* 71(June 2001):354-361.
- [87] J.E. Nevelos, E. Ingham, C. Doyle, A.B. Nevelos, J. Fisher, “Wear of HIPed and non-HIPed alumina-alumina hip joints under standard and severe simulator testing conditions,” *Biomaterials* 22(August 2001):2191-2197.
- [88] B.N. Kim, K. Hiraga, K. Morita, Y. Sakka, “A high-strain-rate superplastic ceramic,” *Nature* 413(20 September 2001):288-291.
- [89] S. Affatato, M. Goldoni, M. Testoni, A. Toni, “Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part 3: effect of the ZrO<sub>2</sub> fraction on the wear of ceramic on ceramic hip joint prostheses. A long-term in vitro wear study,” *Biomaterials* 22(April 2001):717-723; M. Uchida, H.M. Kim, T. Kokubo, M. Nawa, T. Asano, K. Tanaka, T. Nakamura, “Apatite-forming ability of a zirconia/alumina nanocomposite induced by chemical treatment,” *J. Biomed. Mater. Res.* 60(May 2002):277-282.
- [90] D.J. Kim, M.H. Lee, D.Y. Lee, J.S. Han, “Mechanical properties, phase stability, and biocompatibility of (Y, Nb)-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> composite abutments for dental implant,” *J. Biomed. Mater. Res.* 53(2000):438-443.
- [91] M.H. Huang, S. Mao, H. Feick, H. Yan, Y. Wu, H. Kind, E. Weber, R. Russo, P. Yang, “Room-temperature ultraviolet nanowire nanolasers,” *Science* 292(8 June 2001):1897-1899.
- [92] J.S. Hicks, B.W. Harker, K.L. Beattie, M.J. Doktycz, “Modification of an automated liquid-handling system for reagent-jet, nanoliter-level dispensing,” *Biotechniques* 30(April 2001):878-885.
- [93] T.I. Berge, A.G. Gronningsaeter, “Survival of single crystal sapphire implants supporting mandibular overdentures,” *Clin. Oral Implants Res.* 11(April 2000):154-162.
- [94] B. Asoo, J.M. McNaney, Y. Mitamura, R.O. Ritchie, “Cyclic fatigue-crack propagation in sapphire in air and simulated physiological environments,” *J. Biomed. Mater. Res.* 52(5 December 2000):488-491.

- [95] A. Petit, I. Catelas, J. Antoniou, D.J. Zukor, O.L. Huk, "Differential apoptotic response of J774 macrophages to alumina and ultra-high-molecular-weight polyethylene particles," *J. Orthop. Res.* 20(January 2002):9-15.
- [96] M. Hamadouche, P. Boutin, J. Daussange, M.E. Bolander, L. Sedel, "Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study," *J. Bone Joint Surg. Am.* 84-A(January 2002):69-77; P. Bizot, R. Nizard, M. Hamadouche, D. Hannouche, L. Sedel, "Prevention of wear and osteolysis: alumina-on-alumina bearing," *Clin. Orthop.* 393(December 2001):85-93;
- [97] P. Bizot, L. Banallec, L. Sedel, R. Nizard, "Alumina-on-alumina total hip prostheses in patients 40 years of age or younger," *Clin. Orthop.* 379(October 2000):68-76;
- [98] J.P. Garino, "Modern ceramic-on-ceramic total hip systems in the United States: early results," *Clin. Orthop.* 379(October 2000):41-47;
- [99] I.C. Clarke, V. Good, P. Williams, D. Schroeder, L. Anissian, A. Stark, H. Oonishi, J. Schuldies, G. Gustafson, "Ultra-low wear rates for rigid-on-rigid bearings in total hip replacements," *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]* 214(2000):331-347.
- [100] A. Rosengren, E. Pavlovic, S. Oscarsson, A. Krajewski, A. Ravaglioli, A. Piancastelli, "Plasma protein adsorption pattern on characterized ceramic biomaterials," *Biomaterials* 23(February 2002):1237-1247.
- [101] A.M. Rodrigo, M.E. Martinez, L. Saldana, G. Valles, P. Martinez, J.L. Gonzalez-Carrasco, J. Cordero, L. Munuera, "Effects of polyethylene and alpha-alumina particles on IL-6 expression and secretion in primary cultures of human osteoblastic cells," *Biomaterials* 23(February 2002):901-908.
- [102] S.A. Miller, V.Y. Young, C.R. Martin, "Electroosmotic flow in template-prepared carbon nanotube membranes," *J. Am. Chem. Soc.* 123(12 December 2001):12335-12342.
- [103] S.L. Smith, A. Unsworth, "An in vitro wear study of alumina-alumina total hip prostheses," *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]* 215(2001):443-446.
- [104] J.A. Urban, K.L. Garvin, C.K. Boese, L. Bryson, D.R. Pedersen, J.J. Callaghan, R.K. Miller, "Ceramic-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty. Seventeen to twenty-one-year results," *J. Bone Joint Surg. Am.* 83-A(November 2001):1688-1694.
- [105] C. Barth, M. Reichling, "Imaging the atomic arrangements on the high-temperature reconstructed alpha-Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>(0001) surface," *Nature* 414 (1November,2001):54-57,27-29).
- [106] I. Bos, G. Willmann, "Morphologic characteristics of periprosthetic tissues from hip prostheses with ceramic-ceramic couples: a comparative histologic investigation of 18 revision and 30 autopsy cases," *Acta Orthop. Scand.* 72(August 2001):335-342.
- [107] P. Milleding, A. Carlen, A. Wennerberg, S. Karlsson, "Protein characterisation of salivary and plasma biofilms formed in vitro on non-corroded and corroded dental ceramic materials," *Biomaterials* 22 (September 2001) :2545-2555; D. Palit, S.P. Moulik, "Adsorption behaviors of

- L-histidine and DL-tryptophan on cholesterol, silica, alumina, and graphite,” J. Colloid Interface Sci. 239(1 July 2001):20-26.
- [108] Y. Mochida, M. Boehler, M. Salzer, T.W. Bauer, “Debris from failed ceramic-on-ceramic and ceramic-on-polyethylene hip prostheses,” Clin. Orthop. 389(August 2001):113-125; M. Bohler, Y. Mochida, T.W. Bauer, H. Plenk Jr., M. Salzer, “Wear debris from two different alumina-on-alumina total hip arthroplasties,” J. Bone Joint Surg. Br. 82(August 2000):901-909.
- [109] [Iwaki, H](#), [Scott, G](#), [Freeman, M A R](#) . Natural history and significance of radiolucent lines at a cemented femoral interface, Journal of Bone and joint surgery, may, 2002
- [110] DeLee and Charnley and Gruen, periprosthetic osteolysis [Journal of Orthopaedics and Traumatology Volume 8, Supplement 1 / November, 2007](#)
- [111] Krum S.D. , Miller F. Heterotopic ossification after hip and spine surgery in children with cerebral palsy. JPO vol 13 No. 6 1993
- [112] Ueno, M. Amino, H. Oonishi, H. Clarke, I. C. Good, V. Wear of Alumina on Alumina Total Hip Prosthesis -Effect of Lubricant on Hip Simulator Test- BIOCERAMICS -CONFERENCE- 2001, VOL 13, pages 561-564
- [113] Rieker, C., Windler, M. and Wyss,P. Firkins A novel low wearing differential hardness, ceramic-on-metal hip joint prosthesis. Journal of Biomechanics, Volume 34, Issue 10, Pages 1291-1298
- [114] Villermaux F, Blaise L, Cales B, Drouin JM Current Status of Zirconia Used in Total Hip Implants; J Bone Joint Surg Am.2003; 85: 73-84
- [115] Harman SM, Tsitouras PD. Snyder PJ, Peachey H, Berlin JA, Rader D, Usher D, Loh L, Histological evaluation of bone reactions to aluminium oxide implants in man: a case report,” Biomaterials 17(April 1996):711-714.
- [116] A Meunier , L Sedel , D Logeart-Avramoglou , H Petite, [Engineering aspect of alumina on alumina hip prosthesis](#). Proc Inst Mech Eng [H]. 2007 Jan ;221 (1):21-7 17315765
- [117] Mihai Chirita, Ion Poeata “Biomateriale, implantologie si protezare medico-chirurgicala”, volum I , Editura STEF, 2002;
- [118] 34. Gheorghe T. Pop “Biomateriale metalice”, Editura Tehnica-Info, Chisinau, 2001;
- [119] Paul Botez “Ortopedie”, Editura Bit , Iasi, 2001;
- [120] Aurel Denischi , Dinu Antonescu “Gonartroza”, Editura Medicala , Bucuresti , 1977;